

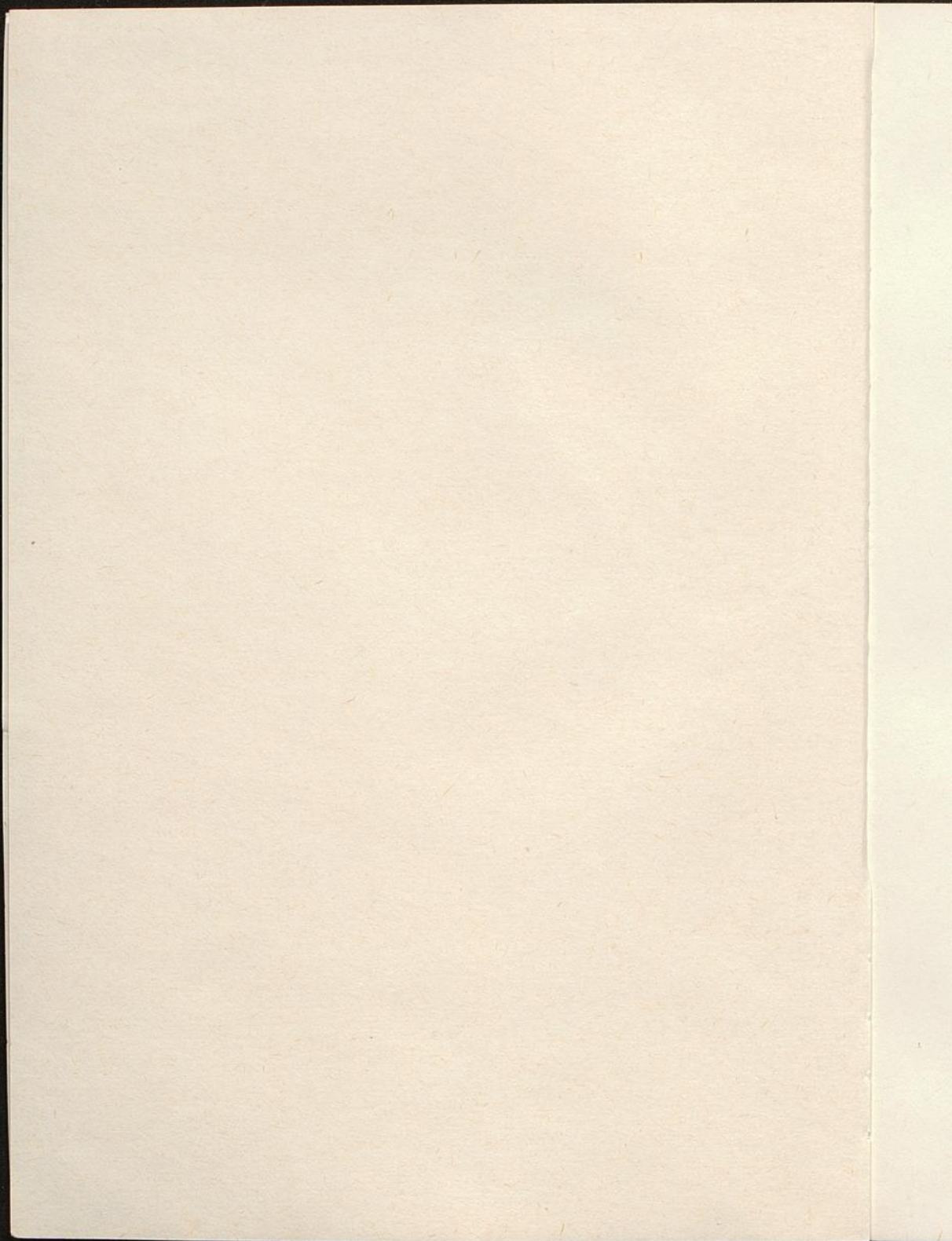
Aus dem Zentrum der Physiologie
der Johann-Wolfgang-Goethe-Universität
Frankfurt am Main
Abteilung für Allgemeine Physiologie

Nachdehnungsuntersuchungen
an glatter Muskulatur von Ratte und Meerschweinchen
in kontrahierender und erschlaffender Lösung
unter Verwendung neuerer Verfahren
der Datenerfassung und -verarbeitung

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
des Fachbereichs Humanmedizin
der Johann-Wolfgang-Goethe-Universität
Frankfurt am Main

vorgelegt von
Gerd Hoffmann
aus Klein-Auheim

Frankfurt am Main
1979



Aus dem Zentrum der Physiologie
der Johann-Wolfgang-Goethe-Universität
Frankfurt am Main
Abteilung für Allgemeine Physiologie

Nachdehnungsuntersuchungen
an glatter Muskulatur von Ratte und Meerschweinchen
in kontrahierender und erschlaffender Lösung
unter Verwendung neuerer Verfahren
der Datenerfassung und -verarbeitung

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
des Fachbereichs Humanmedizin
der Johann-Wolfgang-Goethe-Universität
Frankfurt am Main

vorgelegt von
G e r d H o f f m a n n
aus Klein-Auheim

Frankfurt am Main

1979

Dekan : Prof. Dr. med. H.J. Müller
Referent : Prof. Dr. med. K. Greven
Korreferent : Prof. Dr. math. stat. K. Abt

Tag der mündlichen Prüfung: 3.5.1979

Abstract

HOFFMANN, GERD:

NACHDEHNUNGSUNTERSUCHUNGEN AN GLATTER MUSKULATUR VON RATTE UND MEERSCHWEINCHEN IN KONTRAHIERENDER UND ERSCHLAFENDER LÖSUNG UNTER VERWENDUNG NEUERER VERFAHREN DER DATENERFASSUNG UND -VERARBEITUNG

Anknüpfend an Untersuchungen von Nachwirkungserscheinungen vor allem an der *Taenia coli* des Meerschweinchens, bei denen Nachdehnung und Relaxation mit einer Hyperbelfunktion beschrieben wurden, gehörte es zu den Zielen dieser Arbeit, Gesetzmäßigkeiten im zeitlichen Verlauf der Nachdehnung bei dem anders strukturierten Uterushorn in verschiedenen Badlösungen zu untersuchen und insbesondere zu prüfen, ob die Hyperbelfunktion auch darauf angewendet werden kann und welche Rückschlüsse auf die funktionelle Struktur möglich sind.

Nach Voruntersuchungen an 30 Uterushörnern, bei denen auch Fragen der Tierwahl und der Standardisierung des Hormoneinflusses untersucht wurden, folgten nach ausführlicher biomathematischer Planung Hauptuntersuchungen an 58 Uterushörnern. Ein weiteres Ziel der Arbeit, eine wesentliche Verbesserung der Datenerfassung, konnte durch Einsatz eines Kurvenfolgers in Verbindung mit einer EDV-Anlage und eigenen Datenerfassungsprogrammen erreicht werden, wobei besonderer Wert darauf gelegt wurde, die Reproduzierbarkeit der Datenerfassung näher zu untersuchen, um die erzielte Genauigkeit, die höher als bei allen vergleichsweise zitierten Arbeiten liegt, nachprüfbar angeben zu können. Die erweiterten Möglichkeiten der Datenerfassung lieferten den Anstoß zum Erkennen von Problemen in der bisher üblichen Form der Datenauswertung, der Wertstandardisierung und der Nachdehnungsdefinition; hierfür konnten Lösungswege erarbeitet werden: u.a. ein EDV-Programm zur iterativen Hyperbelanpassung, Definition neuer Nachdehnungsgrößen und eine Aufgliederung in eine modellunabhängige und eine modellabhängige Auswertung.

Nach einem ausführlichen Überblick über die Physiologie glatter Muskulatur unter den Aspekten von Funktion und Struktur sowie einer Auseinandersetzung mit dem Begriff des Modells erfolgte eine zusammenfassende Datenauswertung: eine univariate Mehrwegkovarianzanalyse bestätigte nicht nur die Bedeutung des Faktors „Badlösung“, sondern ermöglichte auch unerwartete Aussagen über Kovariablen und Wechselwirkungen, die in früheren Arbeiten nicht in die Fragestellungen mit einbezogen worden waren; iterative Kurvenanpassungen zeigten die Überlegenheit mehrerer einfacher logarithmischer und exponentieller Funktionen im Vergleich zur Hyperbelfunktion. Außerdem waren Vergleiche zwischen verschiedenen strukturierten Muskeln und zwei Tierarten möglich.

Aus den gewonnenen Ergebnissen werden einige Schlußfolgerungen gezogen und Deutungen für die funktionelle Struktur des glatten Muskels gegeben.

THE UNIVERSITY OF CHICAGO PRESS
54 EAST LAKE STREET, CHICAGO, ILL. 60607
PRINTED IN GREAT BRITAIN BY THE UNIVERSITY PRESS, CAMBRIDGE

THE UNIVERSITY OF CHICAGO PRESS
54 EAST LAKE STREET, CHICAGO, ILL. 60607
PRINTED IN GREAT BRITAIN BY THE UNIVERSITY PRESS, CAMBRIDGE

Übersicht der Arbeit

1.	<u>Vorwort</u>	13
2.	<u>Einleitung</u>	16
3.	<u>Ziele der Arbeit</u>	19
4.	<u>Voruntersuchungen und experimentelle Methode</u>	21
4.1.	Ziele und Umfang der Voruntersuchungen	21
4.2.	Ablaufplan für die Durchführung von jeweils zwei Nachdehnungsuntersuchungen	22
4.3.	Erläuterungen zur experimentellen Methode	31
4.4.	Datenerfassung	38
4.5.	Zielgrößen	43
4.6.	Datenauswertung	44
4.7.	Versuchsbeobachtungen und erste Ergebnisse	47
4.8.	Spezielle Fragestellungen der Voruntersuchungen und weitere Ergebnisse	53
5.	<u>Hauptuntersuchungen</u>	57
5.1.	Planung der Hauptuntersuchungen	57
5.2.	Durchführung der Hauptuntersuchungen	65
5.3.	Methodenkritik	66
5.4.	Datenerfassung und Datenauswertung	71
6.	<u>Überblick über die Physiologie glatter Muskulatur</u>	139
6.1.	Modellbegriff	140
6.2.	Aspekte des Verhaltens glatter Muskeln	148
6.2.1.	Funktion glatter Muskulatur	148
6.2.2.	Bedingungen, unter denen muskuläre Funktion erfolgt	164
6.2.3.	Methoden der Erfassung und Beschreibung muskulärer Funktion	184
6.2.4.	Strukturen, die muskulärer Funktion zugrunde liegen	190
6.2.5.	Funktionelle Struktur als Versuch einer Verknüpfung von Struktur und Funktion	194
7.	<u>Betrachtung der Hauptuntersuchungen als Gesamtheit</u>	212
7.1.	Zusammenfassende Datenauswertung	212
7.1.1.	Modellunabhängige Auswertung und erster Teil der modellabhängigen Auswertung	213
7.1.2.	Zweiter Teil der modellabhängigen Auswertung	272
7.2.	Schlußfolgerungen	334
8.	<u>Zusammenfassung</u>	340
9.	<u>Literaturverzeichnis</u>	345
10.	<u>Stichwortverzeichnis</u>	394

Inhaltsverzeichnis

1.	<u>Vorwort</u>	13
1.1.	Absichten und Aufbau der Arbeit	13
1.2.	Anmerkungen zum Quellennachweis	15
2.	<u>Einleitung</u>	16
2.1.	Bedeutung glatter Muskulatur	16
2.2.	Nachwirkungerscheinungen	16
2.2.1.	Nachdehnung	16
2.2.2.	Relaxation	17
2.3.	Tonus	17
2.4.	Experimentelle Untersuchungen	17
2.4.1.	Hyperbelfunktion	17
2.4.2.	Anknüpfung der eigenen Arbeit	18
3.	<u>Ziele der Arbeit</u>	19
3.1.	Gesetzmäßigkeiten im zeitlichen Verlauf der Nachdehnung	19
3.2.	Verschiedene Badlösungen	19
3.3.	Rückschlüsse auf Struktur und Funktion	19
3.4.	Verbesserung der Datenerfassung	19
3.5.	Änderungen in den Zielen der Arbeit	19
4.	<u>Voruntersuchungen und experimentelle Methode</u>	21
4.1.	Ziele und Umfang der Voruntersuchungen	21
4.2.	Ablaufplan für die Durchführung von jeweils zwei Nachdehnungsuntersuchungen	22
4.2.1.	Töten des Tieres	22
4.2.2.	Präparation des Tieres und Organentnahme	22
4.2.3.	Feinpräparation	22
4.2.4.	Erste Nachdehnungsuntersuchung	23

	4.2.4.1.	Abbinden	23
	4.2.4.2.	Klammern	23
	4.2.4.3.	Einbringen in kontrahierende Lösung	23
13	4.2.4.4.	Zweites Abbinden und Klammern	24
	4.2.4.5.	Wechsel der Badlösung	24
13	4.2.4.6.	Einbringen in erschlaffende Lösung	24
15	4.2.4.7.	Eichen	24
	4.2.4.8.	Straffen	25
	4.2.4.9.	Belasten und Registrieren	25
16	4.2.4.10.	Entlasten	25
	4.2.4.11.	Rückeichung	25
16	4.2.4.12.	Ermittlung der verbliebenen Verlängerung	25
16	4.2.4.13.	Messen der Endlänge	30
16	4.2.4.14.	Wiegen	30
17	4.2.5.	Zweite Nachdehnungsuntersuchung	30
17	4.2.6.	Untersuchungen in kontrahierender Lösung	30
17	4.2.7.	Schematische Darstellung des Ablaufs	30
18	4.3.	Erläuterungen zur experimentellen Methode	31
	4.3.1.	Angaben zu den verwendeten Geräten und Hilfsmitteln	31
19	4.3.1.1.	Mechanischer Teil	31
	4.3.1.2.	Elektrischer Teil	32
19	4.3.1.3.	Meßgeräte zur Längen- und Gewichtsbestimmung	32
19	4.3.1.4.	Sonstige Geräte und Hilfsmittel	32
19	4.3.2.	Erläuterungen zu einzelnen Schritten der experimentellen Methode	32
19	4.3.2.1.	Ziele der einzelnen Untersuchungsabschnitte (4.3.2.1.1. - 4.3.2.1.4.)	32
19	4.3.2.2.	Überlegungen zum Abbinden	33
	4.3.2.2.1.	Notwendigkeit des Abbindens	33
21	4.3.2.2.2.	Abstand der Abbindungsstellen	34
	4.3.2.3.	Verstärken, Eichen, Registrieren	35
21	4.3.3.	Verwendete Badlösungen	36
	4.4.	Datenerfassung	38
22	4.4.1.	Form der Originaldaten und frühere Datenerfassung	38
22	4.4.2.	Problem und Zielsetzung für ein neues Verfahren	38
22	4.4.3.	EDV-Anwendung als Lösungsweg	39
23			

4.4.3.1.	Die benutzte EDV-Anlage	39
4.4.3.2.	Gesamtumfang der EDV-Anwendung	40
4.4.3.3.	Erstes Datenerfassungsprogramm	40
4.4.3.3.1.	Aufgaben (4.4.3.3.1.1. - 4.4.3.3.1.6.)	40
4.4.3.3.2.	Anwendung	42
4.5.	Zielgrößen	43
4.6.	Datenauswertung	44
4.6.1.	Hyperbelanpassung	44
4.6.2.	Weitere Berechnungen	46
4.7.	Versuchsbeobachtungen und erste Ergebnisse	47
4.7.1.	Versuchsbeobachtungen	47
4.7.2.	Erste Ergebnisse	52
4.8.	Spezielle Fragestellungen der Voruntersuchungen und weitere Ergebnisse	53
4.8.1.	Problemaufriß zur Tierwahl und zur Standardisierung des Hormoneinflusses	53
4.8.2.	Lösungsweg und Eingrenzung der Ziele der Arbeit	55
4.8.3.	Weitere Ergebnisse	56
5.	<u>Hauptuntersuchungen</u>	57
5.1.	Planung der Hauptuntersuchungen	57
5.1.1.	Zielgrößen	57
5.1.2.	Prinzip der Datenerfassung	57
5.1.3.	Daten- und Versuchsstruktur	58
5.1.3.1.	Beobachtungseinheit, Stichprobenumfang, Irrtumswahrscheinlichkeit	58
5.1.3.2.	Randomisierung und Blockbildung für die Muskeluntersuchungen	59
5.1.3.3.	Randomisierung und Blockbildung für die Tierunterbringung	62
5.1.4.	Tierkennzeichnung	62
5.1.5.	Standardisierung	64
5.2.	Durchführung der Hauptuntersuchungen	65
5.3.	Methodenkritik (5.3.1. - 5.3.4.)	66

39	5.4.	Datenerfassung und Datenauswertung	71
40	5.4.1.	Erste Datenerfassung und -auswertung	71
40	5.4.2.	Zweites Datenerfassungsprogramm	88
40	5.4.3.	Betrachtungen zur Genauigkeit der Datenerfassung	94
42	5.4.3.1.	Allgemeine Fehlerbetrachtung und Reproduzierbarkeit der Datenerfassung	94
43	5.4.3.1.1.	... im ersten Datenerfassungsprogramm	94
44	5.4.3.1.2.	... im zweiten Datenerfassungsprogramm	99
44	5.4.3.2.	Untersuchung möglicher systematischer Fehlerquellen	102
46	5.4.3.2.1.	... in einzelnen Komponenten des zweiten Datenerfassungsprogramms	102
47	5.4.3.2.2.	... im Vergleich der beiden Datenerfassungs- programme	108
47			
52	5.4.3.3.	Zusammenfassende Bewertung der erzielten Datenerfassungsgenauigkeit	109
	5.4.4.	Problematisierung der Datenauswertung, Problemlösungsansätze und Lösungswege	111
53	5.4.4.1.	Probleme der hohen Datendichte	111
53	5.4.4.2.	Kritische Betrachtung des Auswerteverfahrens nach Bronstein	113
55			
56	5.4.4.3.	Verfahren zur optimalen Anpassung von Hyperbeln	118
	5.4.4.4.	Weitere problematische Eigenschaften von Hyperbelanpassungen	121
57	5.4.4.4.1.	Kritische Auseinandersetzung mit den Größen elastische Dehnung und Nachdehnung	122
57	5.4.4.4.2.	Eine neue Nachdehnungsgröße N_1 als möglicher Lösungsansatz	123
57	5.4.4.4.3.	Weitere Normierungs- und Standardisierungs- probleme	124
57			
58	5.4.4.5.	Verwendung von Originaldaten bei der Hyperbelanpassung	126
58	5.4.4.5.1.	Mathematische Problematik	128
58	5.4.4.5.2.	Eine zweite neue Nachdehnungsgröße N_2	128
59	5.4.4.5.3.	Aussagen über die Stammfunktion	129
59	5.4.4.5.4.	Bewertung der Nachdehnungsgrößen N_1 und N_2	133
62	5.4.4.6.	Eine dritte neue Nachdehnungsgröße N_3 als endgültiger Lösungsansatz	134
62			
64	5.4.4.7.	Beurteilung von Kurvenanpassungen, Gütemaße	135
64	5.4.4.8.	Ergänzung der Ziele der Arbeit und Aufgliederung der Auswertung	137
65			
66			

6.	<u>Oberblick über die Physiologie glatter Muskulatur</u>	139
6.1.	Modellbegriff	140
6.1.1.	Definition und Ziele eines Modells	140
6.1.2.	Bedeutung für die Muskelphysiologie	141
6.1.3.	Bedeutung für die Arbeit	142
6.1.4.	Aufstellen eines Modells im biologischen Bereich	142
6.1.4.1.	Anzustrebender Weg	142
6.1.4.2.	Andere Wege	144
6.1.4.2.1.	Analogiemodell	144
6.1.4.2.2.	Rein mathematisches Modell	145
6.1.4.3.	Notwendigkeit von Analogiemodellen und rein mathematischen Modellen	145
6.1.4.4.	Gefahren der Modellbildung	146
6.1.5.	Konsequenzen	146
6.1.6.	Ziel und Gliederung des Abschnitts 6.2.	147
6.2.	Aspekte des Verhaltens glatter Muskeln	148
6.2.1.	Funktion glatter Muskulatur	148
6.2.1.1.	Besondere Eigenschaften glatter Muskulatur	148
6.2.1.1.1.	Tonus	148
6.2.1.1.2.	Nachwirkungserscheinungen: Nachdehnung und Relaxation, Hysterese	150
6.2.1.2.	Kontraktile Tätigkeit und allgemeine Muskeleigenschaften	153
6.2.1.2.1.	Kontraktile Tätigkeit	153
6.2.1.2.2.	Allgemeine Muskeleigenschaften	153
6.2.1.2.2.1.	Definition einiger Begriffe	153
6.2.1.2.2.2.	Betrachtung einzelner Muskeleigenschaften	157
6.2.1.2.2.2.1.	Elastizität	157
6.2.1.2.2.2.2.	Plastizität	159
6.2.1.2.2.2.3.	Viskosität	160
6.2.1.2.2.2.4.	Viskoelastizität	161
6.2.1.2.2.2.5.	Viskoplastizität	162
6.2.1.2.2.2.6.	Plastoelastizität	163
6.2.2.	Bedingungen, unter denen muskuläre Funktion erfolgt	164
6.2.2.1.	Elektrolyte und die ionale Zusammensetzung der Badlösungen	164
6.2.2.1.1.	Einzelne Elektrolyte	164

139	6.2.2.1.1.1.	Calcium	164
140	6.2.2.1.1.2.	Kalium	170
140	6.2.2.1.1.3.	Natrium	172
141	6.2.2.1.1.4.	Magnesium	173
142	6.2.2.1.1.5.	Weitere Ionen: Mangan, Strontium, Barium, Cadmium	173
142	6.2.2.1.2.	Andere ionale Beziehungen und Einflüsse	174
142	6.2.2.1.3.	Aktivierung kontraktiler Strukturen und Membranpotential	174
144	6.2.2.1.4.	Verwendete Lösungen A, B, C	176
145	6.2.2.2.	Beeinflussung muskulären Verhaltens am Uterus durch Geschlechtshormone	177
145	6.2.2.3.	Stoffwechsel, Energie, Mediatorstoffe, Wirkstoffe	179
146	6.2.2.4.	Bedeutung der Bedingungen, unter denen muskuläre Funktion erfolgt	183
147	6.2.3.	Methoden der Erfassung und Beschreibung muskulärer Funktion	184
148	6.2.3.1.	Schwierigkeiten und Probleme	184
148	6.2.3.1.1.	Organ - Muskelstreifen - Zelle	184
148	6.2.3.1.2.	Standardisierungen	186
148	6.2.3.1.3.	Unerwünschte Kontraktionen	186
150	6.2.3.2.	Ein Beispiel für methodisches Vorgehen	188
153	6.2.4.	Strukturen, die muskulärer Funktion zugrunde liegen	190
153	6.2.4.1.	Organgeometrie und Faserverlauf	190
153	6.2.4.2.	Organ- und Gewebestandteile	192
153	6.2.4.3.	Glatte Muskelzelle und ihre Substrukturen	192
157	6.2.5.	Funktionelle Struktur als Versuch einer Verknüpfung von Struktur und Funktion	194
159	6.2.5.1.	Teilstrukturen, Analogiemodelle und physiologische Komponentenmodelle	194
160	6.2.5.1.1.	Frühe Ansätze	194
162	6.2.5.1.2.	Enge und weite Beziehungen zwischen Struktur und Funktion	195
163	6.2.5.1.3.	Passive mechanische Analogiemodelle	196
164	6.2.5.1.4.	Berücksichtigung aktiver Prozesse, komplexe Muskelmodelle	202
164	6.2.5.1.5.	Andere Ansätze	203
164			

6.2.5.1.6.	Konsequenz für die Muskelphysiologie	204
6.2.5.2.	Gleitfilamenttheorie	204
6.2.5.2.1.	Grundlagen	205
6.2.5.2.2.	Übertragung auf glatte Muskulatur	205
6.2.5.2.2.1.	Strukturaspekt : Filamente	205
6.2.5.2.2.2.	Funktionsaspekt : Querbrückenbindungen	208
6.2.5.3.	Bewertung der Modelle	211
7.	<u>Betrachtung der Hauptuntersuchungen als Gesamtheit</u>	212
7.1.	Zusammenfassende Datenauswertung	212
7.1.1.	Modellunabhängige Auswertung und erster Teil der modellabhängigen Auswertung	213
7.1.1.1.	Datenstruktur und Auswerteverfahren	213
7.1.1.1.1.	Wahl der Zielgröße	213
7.1.1.1.2.	Begründung für die benutzten statistischen Auswerteverfahren	217
7.1.1.1.3.	Wertende Strukturierung der Daten aus physiologischer Sicht	218
7.1.1.1.4.	Erste Verknüpfung von physiologischer Zielsetzung und Auswerteverfahren	219
7.1.1.1.5.	Das Auswerteverfahren NOVACOM	220
7.1.1.1.6.	Endgültige Verknüpfung von physiologischer Zielsetzung und Auswerteverfahren mit begründeter Festlegung der Ziel- und Kovariablen sowie der Faktoren	223
7.1.1.2.	Ergebnisse der Kovarianzanalyse mit NOVACOM	227
7.1.1.2.1.	Tabellarische Darstellung der Ergebnisse	227
7.1.1.2.2.	Einzeldarstellung der Ergebnisse	247
7.1.1.2.3.	Schlußbemerkungen zu den Ergebnissen	267
7.1.1.3.	Erster Teil der modellabhängigen Auswertung	269
7.1.1.4.	Multivariate Analyse	270
7.1.2.	Zweiter Teil der modellabhängigen Auswertung	272
7.1.2.1.	Beispiel für die Hyperbelanpassung mit verschiedenen mathematischen Verfahren	272
7.1.2.2.	Modellabhängige Vergleiche von Kurvenanpassungen	276
7.1.2.2.1.	Festlegung der zugrundelegenden Daten	276

204	7.1.2.2.1.1.	Aufbereitung eigener Daten	276
204	7.1.2.2.1.1.1.	Mikroglättung	278
205	7.1.2.2.1.1.2.	Auswahl von Zeitpunkten	278
205	7.1.2.2.1.2.	Verwendung fremder Daten	280
205	7.1.2.2.1.3.	Datenumfang	280
208	7.1.2.2.2.	Ziel der Betrachtung von Kurvenanpassungen	281
211	7.1.2.2.3.	Methode der Kurvenanpassungen	281
	7.1.2.2.4.	Verwendete Funktionen und Darstellungen	282
	7.1.2.2.5.	Ergebnisse der Kurvenanpassungen	286
t 212	7.1.2.2.5.1.	$N, (dN/dt)$ -Darstellung der Werte	286
	7.1.2.2.5.1.1.	... vom Uterushorn der Ratte	286
212	7.1.2.2.5.1.2.	... von <i>Taenia coli</i> und <i>Vena portae</i> des Meerschweinchens	287
	7.1.2.2.5.1.3.	Vergleich	287
213	7.1.2.2.5.2.	Mehrere Darstellungen einer exponentiellen Beziehung	288
213	7.1.2.2.5.3.	Vergleich von $N, (dN/dt)$ - und $t, (dN/dt)$ -Darstellung	288
217	7.1.2.2.5.4.	$t, (dN/dt)$ -Darstellung	289
218	7.1.2.2.5.5.	t, N -Darstellung, Originaldaten	290
219	7.1.2.2.6.	Exemplarische Darlegung von Kurvenanpassungen und Daten einzelner Muskeluntersuchungen	312
220	7.1.2.2.6.1.	... vom Uterus	312
	7.1.2.2.6.1.1.	$N, (dN/dt)$ -Darstellung	312
	7.1.2.2.6.1.2.	$t, (dN/dt)$ -Darstellung	313
223	7.1.2.2.6.1.3.	t, N -Darstellung	313
227	7.1.2.2.6.2.	... von <i>Taenia coli</i> und <i>Vena portae</i> des Meerschweinchens	314
227			
247	7.1.2.2.6.2.1.	$N, (dN/dt)$ -Darstellung	314
267	7.1.2.2.6.2.2.	$t, (dN/dt)$ -Darstellung	315
269	7.1.2.2.6.2.3.	t, N -Darstellung	315
270	7.2.	Schlußfolgerungen	334
272	7.2.1.	Beeinflussung des Nachdehnungsgeschehens durch die Badlösungen	334
272	7.2.2.	Physiologisches Substrat der Nachdehnung	334
276	7.2.3.	Frage der Anwendbarkeit des Hyperbelmodells und anderer Modelle	335
276	7.2.4.	Drei Beispiele für die Begrenztheit möglicher Schlußfolgerungen	335

7.2.4.1.	Nachdehnung als einheitlicher Vorgang?	335
7.2.4.2.	Querbrückenbindungswechsel	335
7.2.4.3.	Plastizität	337
7.2.5.	Bewertung der Ziele der Arbeit und Ausblick	338
8.	<u>Zusammenfassung</u>	340
8.1.	des Vorworts	340
8.2.	der Einleitung	340
8.3.	der Ziele der Arbeit	340
8.4.	der Voruntersuchungen und der experimentellen Methode	340
8.5.	der Hauptuntersuchungen	341
8.6.	des Überblicks über die Physiologie glatter Muskulatur	342
8.7.	der Betrachtung der Hauptuntersuchungen als Gesamtheit	343
9.	<u>Literaturverzeichnis</u>	345
10.	<u>Stichwortverzeichnis</u>	394

1. Vorwort

1.1. An den Anfang des Vorworts sollen einige Anmerkungen zu den Absichten und dem vielleicht ungewöhnlich erscheinenden Aufbau der vorliegenden Arbeit gestellt werden. Angesichts des allgemeinen Ziels einer Dissertation - "sie soll beweisen, daß der Bewerber befähigt ist, ein wissenschaftliches Problem selbständig und mit einwandfreier Methodik erfolgreich zu bearbeiten" (447, § 11) - , in dem eine Betonung des wissenschaftlichen Arbeitens gegenüber dem reinen Ergebnis gesehen werden kann, erscheint es sinnvoll, zu versuchen, in der vorliegenden Arbeit neben dem Ergebnis als etwas Statischem wesentliche Aspekte vom dynamischen Prozeß des Arbeitens widerspiegeln zu lassen.

Dabei geht das Bemühen auch dahin, zwei Thesen zu berücksichtigen, die zu den Erkenntnissen der Arbeit zählen:

- a) Die Verflechtung von Methoden und Ergebnissen bei experimentellen Arbeiten geht viel weiter, als dies aus den meisten Veröffentlichungen angenommen werden könnte.

Dabei sind Probleme angesprochen, die mit der Formulierung der Fragestellung und dem Aufstellen einer Arbeitshypothese beginnen und über die Notwendigkeit einer Aufbereitung von Ergebnissen zum Zwecke der Vereinfachung, Abstraktion und Modellbildung dazu führen, daß eine klare Trennung zwischen Ergebnissen und wertender Diskussion nicht mehr immer möglich ist.

- b) Ausgangspunkt und zeitliche Abfolge wesentlicher Schritte einer wissenschaftlichen Arbeit beeinflussen den Charakter und das Ergebnis der Arbeit.

Extreme Möglichkeiten der Anlage einer Arbeit sind dabei, entweder, von einer breiten Basis ausgehend, sich immer mehr zu verengen bis hin zu einer Schlüsselfrage und deren Lösung oder von einer speziellen Fragestellung aus diese in einen größeren Rahmen zu stellen. Die vorliegende Arbeit beschreitet den zweiten Weg, der in vielen Punkten eher einen umfassenden Problemaufriß als Einzelfakten liefert.

Um die aufgeführten Überlegungen zu berücksichtigen, wird statt einer ausschließlichen Gliederung nach dem formal-

systematischen Gesichtspunkt mit einer scharfen Trennung von Problemstellung, Methoden, Ergebnissen und Diskussion eine Gliederung verwendet, die neben diesem Aspekt wichtige Arbeitsabschnitte in ihrer chronologischen Abfolge und unter Darlegung von Wechselbeziehungen zwischen Problemstellung, Arbeitshypothese, Methoden und Deutung aufzeigt.

So wird versucht, wesentliche inhaltliche Änderungen der Zielsetzungen, die sich während der Arbeit ergaben, im Aufbau zu berücksichtigen - s. Abschnitt 3.5. - und den anfänglichen Ansatzpunkt anhand der in der Einleitung benannten Literatur zu umreißen, weshalb eine nähere Literaturbetrachtung im Sinne einer Weitung der Problemstellung erst im Abschnitt 6. folgt. Darüber hinaus sollen die gegenseitigen Beziehungen zwischen der Physiologie und den interdisziplinären Bereichen der Biomathematik und der EDV-Anwendung von der Phase der Versuchsplanung an bis hin zur Auswertung aufgezeigt werden.

Mit dieser Form wird das Ziel einer gut nachvollziehbaren Darstellung angestrebt.

Gliederungspunkte werden im Text dort, wo der Gedankengang insbesondere bei kleineren Abschnitten zu sehr unterbrochen würde, nicht als Überschriften wiederholt, sondern nur als Klassifikation aufgeführt, wobei dieses Vorgehen teilweise durch Unterstreichen wichtiger Begriffe ergänzt wird.

An den Stellen, an denen eine einzelne Aufzählung von Gliederungspunkten höherer Ordnung in der Gliederung keinen wesentlichen Informationsgehalt hätte, werden die Punkte nur summarisch in Klammern angeführt.

Um das Wiederfinden von Textstellen, Tabellen, Abbildungen, Skizzen und Gleichungen zu erleichtern und bei mehr punktuellen Interesse eine zusätzliche Hilfe zu geben, ist ein Stichwortverzeichnis in den Anhang aufgenommen.

Es dient zugleich auch als Abkürzungsverzeichnis.

1.2. Einige Anmerkungen gelten schließlich der Frage des Quellennachweises:

Das Literaturverzeichnis enthält eine Reihe von Arbeiten, auf die im Text nicht ausdrücklich eingegangen wird. Sie sind vor allem deshalb angegeben, um im Sinne einer subjektiven Vollständigkeit alle Arbeiten aufzuführen, die ich persönlich - die Subjektivität der Formulierung sei hier betont - unter den mir erreichbaren Publikationen als im Zusammenhang mit meiner Arbeit stehend erachte.

Die Subjektivität der Auswahl mag zunächst als Nachteil erscheinen; das Bild kehrt sich jedoch um, wenn unter dem Aspekt der Trennschärfe das Ergebnis eigener bibliographischer Tätigkeit mit den heutigen begrenzten, wenn auch objektiveren Möglichkeiten von Literaturdiensten (129) verglichen wird.

Persönliche mündliche Mitteilungen und Gespräche sind nicht in das Literaturverzeichnis aufgenommen. Statt dessen sollen an dieser Stelle diejenigen Teile der Arbeit aufgeführt werden, für die ich Hilfe oder wesentliche Anregungen erhalten habe:

Herrn Prof.Dr.Greven danke ich für die Betreuung der gesamten Arbeit, vor allem deren physiologischen Aspekte, sowie für die Bereitstellung der Versuchsapparatur und der Badlösungen, Herrn Prof.Dr.Abt für die Aufstellung des Versuchsplanes und ausführliche Erläuterungen zur Interpretation der Novacom-Ergebnisse sowie zusammen mit seinem Mitarbeiter, Herrn Dr.Tews, für eingehende biomathematische Beratungen, Herrn Dr.Tews insbesondere für die Aufstellung der Taylor-Reihenentwicklung zur Iteration der integrierten Hyperbelfunktion und Ratschläge zu deren Durchführung sowie zur quantitativen Beschreibung der Datenerfassungsgenauigkeit und für die Anwendung der Novacom-Programme, Herrn Dipl.-Math. Ackermann für die Berechnungen mit seinem Programm Muva und

Herrn Prof.Dr.Siefert für die ausführliche Beratung zur Zitierweise im Literaturverzeichnis.

Allen Genannten verdanke ich darüber hinaus zahlreiche kritische Anmerkungen, die Anstöße zur eingehenderen Beschäftigung mit einzelnen Aspekten der Arbeit gaben.

2. Einleitung

2.1. Glatte Muskulatur stellt beim Menschen und bei Wirbeltieren einen der beiden Hauptmuskeltypen dar. Während quergestreifte Muskeln, die vorwiegend als Skelettmuskulatur vorliegen, sich vor allem durch die Fähigkeit zu schneller Kraftentwicklung und zu schnellen Bewegungen auszeichnen, kennzeichnen glatte Muskeln, die den Großteil der Eingeweidemuskulatur bilden, langsame Bewegungen mit niedrigem Energieaufwand und besondere Fähigkeiten der Anpassung ihres mechanischen Zustandes an äußere Gegebenheiten der Länge oder Dehnung.

Angesichts der großen Bedeutung glatter Muskulatur im Organismus erscheint es sinnvoll, Besonderheiten im mechanischen Verhalten glatter Muskulatur, wie sie die hier stark ausgeprägten Nachwirkungserscheinungen darstellen, zu untersuchen, um die Kenntnisse über die Funktion und darüber hinaus auch der Struktur glatter Muskeln zu erweitern.

2.2. Nachwirkungserscheinungen äußern sich in Vorgängen, die mit meßbarer Zeitverzögerung einer von außen aufgezungenen mechanischen Zustandsänderung folgen.

Zu den Nachwirkungserscheinungen gehören Nachdehnung und Relaxation. Diese beiden Grundbegriffe für das Verhalten glatter Muskulatur sollen im folgenden kurz erläutert werden, während ein ausführlicher Überblick über Eigenschaften glatter Muskulatur im Abschnitt 6.2. gegeben wird.

2.2.1. Nachdehnung - englisch: creep, in einigen Arbeiten aber auch: relaxation - bezeichnet die in der Zeit fortschreitende Verlängerung eines Muskels (oder eines anderen Materials) unter einer konstanten Last, d.h. bei Einwirkung einer gleichbleibenden Kraft, nach momentaner Belastung.

Das Phänomen der Nachdehnung soll Gegenstand der Arbeit sein.

2.2.2. Relaxation - englisch: stress relaxation - bezeichnet das in der Zeit fortschreitende Nachlassen der Spannung in Zugrichtung unter Beibehaltung der Länge nach momentaner Dehnung.

2.3. Nachwirkungserscheinungen bedingen, daß beim glatten Muskel keine feste funktionale Beziehung zwischen Länge und Spannung besteht. Zur Charakterisierung der mechanischen Zustände wird daher oft ein weiterer - unterschiedlich definierter - Begriff herangezogen, der Tonus (197, 198, 199, 200, 213) - s.a. Abschnitt 6.2.1.1.1.

2.4. Ausgehend von den zitierten Arbeiten und der Überlegung, Muskeln mit möglichst parallelfaseriger Anordnung und geringem Bindegewebsanteil zu wählen (201), wurden Nachwirkungserscheinungen experimentell untersucht (194, 202, 204, 205, 208, 209, 210, 212, 278, 279, 467), wobei häufig die Taenia coli des Meerschweinchens als Untersuchungsobjekt diente (194, 204, 205, 208, 209, 210, 212, 278, 467).

2.4.1. Dabei konnte wiederholt (194, 204, 205, 208, 209, 212, 278, 467) gezeigt werden, daß sich der zeitliche Verlauf von Nachwirkungserscheinungen, z.B. Nachdehnungen N , in der Form "Änderung der Nachdehnung pro Zeiteinheit $\Delta N/\Delta t$ in Abhängigkeit von der Nachdehnung N " mit einer Hyperbelfunktion beschreiben läßt:

$$\frac{\Delta N}{\Delta t} = \frac{a_1 + a_2 N}{a_3 + a_4 N} \quad (\text{Gleichung 1})$$

Da diese Funktion einem einfachen oder erweiterten Voigt-Modell - s. Skizze 11 in Abschnitt 6.2.5.1.3. - entspricht, bei dem jeweils der Reibungskoeffizient durch die lineare Beziehung $\mu = a_3 + a_4 N$ ersetzt wurde, konnte die Modellvorstellung eines modifizierten Voigt-Modells in den zitierten Arbeiten aufgestellt (194, 208) und gestützt werden.

Außerdem hatten sich teilweise deutliche Unterschiede im quantitativen Verhalten der untersuchten Muskeln je nach der verwendeten Badlösung gezeigt.

2.4.2. Anknüpfend an die aufgeführten Arbeiten und insbesondere deren experimentelle (209, 212, 467) und auswertetechnische (194, 205, 208, 209, 212, 278, 467) Methoden, ergaben sich die physiologischen Zielsetzungen der vorliegenden Arbeit, an einem weiteren Muskel eines für physiologische Untersuchungen zur Verfügung stehenden Nagetieres, nämlich dem Uterus von Ratte oder Meerschweinchen, die Anwendbarkeit der Hyperbelfunktion zu prüfen und dabei den Einfluß einer kontrahierenden und einer erschlaffenden Badlösung zu untersuchen.

3. Ziele der Arbeit

3.1. Es soll geprüft werden, ob sich der zeitliche Verlauf der Nachdehnung an einem anderen Muskel nach den gleichen Gesetzmäßigkeiten wie bei der früher untersuchten Taenia coli des Meerschweinchens verhält und mit den gleichen Formeln, insbesondere der Hyperbelgleichung, beschreibbar ist.

Dabei soll als neues Untersuchungsobjekt die Uterusmuskulatur von Meerschweinchen oder Ratte verwendet werden, um zugleich einen Muskel zu wählen, für den die Kriterien der Parallelfaserigkeit und des geringen Bindegewebsanteils nicht oder in geringerem Maße als bei der Taenia coli gelten.

Zu benutzen sind die den Tuben benachbarten Abschnitte der Uterushörner als Ganzes, d.h. ohne weitere präparatorische Trennung histologischer Komponenten, um die Muskelzüge möglichst in ihrer organspezifischen Anordnung zu belassen.

3.2. Weiterhin soll unter Berücksichtigung der Einflüsse von Umgebungsbedingungen geprüft werden, ob sich Unterschiede im Muskelverhalten in zwei verschiedenen Badlösungen (A und B) ergeben, die den Muskel erschlaffen oder sich kontrahieren lassen.

3.3. Es soll versucht werden, aus dem zeitlichen Verlauf der Nachdehnung Rückschlüsse auf die Struktur und Funktion glatter Muskulatur zu ziehen.

3.4. Mit Hilfe der elektronischen Datenverarbeitung (EDV) ist die Datenerfassung zunächst bezüglich der Datengenauigkeit und dann auch der Datenmenge zu verbessern.

3.5. Eine Ergänzung und Eingrenzung der Ziele der Arbeit aus physiologischer Sicht wird im Abschnitt 4.8. erörtert. Die Verschiebung der physiologischen Hauptziel-

richtung der Arbeit von der alleinigen Betrachtung der Hyperbelfunktion - s. Abschnitt 3.1. - hin zur modell-unabhängigen Auswertung und zu Vergleichen mit anderen Funktionen wird im Abschnitt 5.4.4.8. dargelegt und im Abschnitt 7. berücksichtigt.

4. Voruntersuchungen und experimentelle Methode

4.1. Ziele und Umfang der Voruntersuchungen

Voruntersuchungen wurden durchgeführt, um vertraut zu werden mit dem Untersuchungsobjekt, dem Uterushorn von Ratte und Meerschweinchen, mit seiner Präparation, Handhabung und seinem Verhalten, mit der Wirkung der Badlösungen, mit der Versuchsapparatur und dem Ablauf von Nachdehnungsuntersuchungen. Dabei war es auch ein Ziel, Probleme bei der Anpassung der experimentellen Methode an die anderen Gegebenheiten des Uterushornes gegenüber der in früheren Arbeiten untersuchten *Taenia coli* zu erkennen und Lösungswege zu erproben, wie die Notwendigkeit zum sogenannten Abbinden des Muskels und die optimale Einstellung des Verstärker- und Registriergerätes - s. Abschnitt 4.3.

Schließlich gehörte es auch zu den Zielen der Voruntersuchungen, einige spezielle Fragestellungen im Hinblick auf die Planung der Hauptuntersuchungen zu beantworten - s. Abschnitt 4.8.

Die Voruntersuchungen umfaßten insgesamt 30 Nachdehnungsuntersuchungen. Dazu wurden 15 weibliche Tiere - Meerschweinchen und Ratten - benötigt, da jedem Tier beide Uterushörner entnommen wurden und mit jedem Uterushorn eine Einzeluntersuchung durchgeführt werden konnte.

Zu Beginn der Voruntersuchungen wurde mit virginellen Meerschweinchen gearbeitet. Die folgende Darlegung des experimentellen Ablaufs gilt analog auch für die später durchgeführten Vor- und sämtliche Hauptuntersuchungen mit virginellen Ratten, soweit nicht ausdrücklich Modifikationen vermerkt sind.

Die benutzten Badlösungen werden im Abschnitt 4.3.3. erläutert.

4.2. Ablaufplan für die Durchführung von jeweils zwei Nachdehnungsuntersuchungen

4.2.1. Nach der Ermittlung des Tiergewichtes wurde das Tier durch Nackenschlag getötet und durch Eröffnen der Halsschlagader unter fließendem Wasser ausbluten gelassen.

4.2.2. Anschließend wurde die Blase des Tieres entleert und das Fell auf der Bauchseite mit Wasser befeuchtet, um das Verschleppen von Haaren in den zu präparierenden Bereich zu vermeiden. Nach Anlegen eines medianen Hautschnitts ventral wurde das Peritoneum ebenfalls mit einem langen Medianschnitt eröffnet und sofort wie auch während der Präparation in den Bauchraum Präparierlösung C geträufelt. Das Darmkonvolut wurde, ohne es dabei zu verletzen, soweit wie möglich aus der Bauchhöhle herausgehoben und zur Seite gedrängt, so daß der Uterus mit den beiden Uterushörnern - bei Ratte und Meerschweinchen handelt es sich um einen Uterus bicornis unicollis (108) - sowie Tuben, Ovarien und Mesosalpinges zu sehen waren. Dann wurde der Uterus am vaginalen Ende abgetrennt und in der Mediansagittalebene geteilt. Unter Durchtrennung von Parametrium und Mesosalpinx jeder Seite konnten dann nacheinander die beiden Uterushörner entnommen und jedes in einen Glasbecher mit durchgaster Präparierlösung C von Raumtemperatur eingebracht werden.

Die Organentnahme sollte möglichst rasch erfolgen. Sie war durchschnittlich 10 - 12 Minuten nach Töten des Tieres beendet und stellte nur eine Grobpräparation dar, bei der zur sicheren Vermeidung von Verletzungen an den Uterushörnern die Schnittführung in Parametrium, Mesosalpinx und Ovar einige Millimeter vom Uterushorn entfernt gelegt wurde.

4.2.3. Daher war anschließend eine Feinpräparation von 3-5 Minuten pro Uterushorn in einer mit Präparierlösung C gefüllten Petrischale erforderlich, um die verbliebenen Reste der Mesosalpinx und des Ovars sowie den

nicht benötigten Uteruskörper mit einer sehr feinen Schere abtrennen zu können. Von den kurzen Zeiten abgesehen, die zur Manipulation am Präparat notwendig waren, befanden sich die Uterushörner stets in durchgaster Lösung. Eines der beiden entnommenen Uterushörner wurde in durchgaster Präparierlösung C von Raumtemperatur bis zum Beginn der zweiten Nachdehnungsuntersuchung aufgehoben, wobei die gegenüber Körperwärme erniedrigte Temperatur zur Herabsetzung des Stoffwechsels ausgenutzt werden sollte.

4.2.4. Mit dem anderen Uterushorn wurde unmittelbar nach der Feinpräparation mit der Nachdehnungsuntersuchung begonnen.

4.2.4.1. Dazu wurde das Uterushorn in einer Petrischale, in der sich ein mit Präparierlösung C stark durchtränktes Fließpapier als Unterlage befand, mit einem sehr feinen Faden - ophthalmologisch gebräuchliche Fadenstärke ohne nähere Kennzeichnung - einseitig an der Stelle abgebunden, die makroskopisch als Grenze zwischen muskulösem Uterushorn und eher glasig erscheinender Tube sichtbar ist und mit der in (108) beschriebenen seitlichen Einmündung der Tube in das Uterushorn in Beziehung gesetzt werden kann.

4.2.4.2. Dann wurde das Uterushorn mit einer kleinen Klammer, Serrefine genannt (510), am der Tube zugewandten und abgebundenen Ende in der Form geklammert, daß der Faden der Abbindung gerade noch im Bereich der Serrefine lag (obere Abbindung mit oberer Serrefine).

4.2.4.3. Das einseitig geklammerte Uterushorn wurde mit der Serrefine so über ein dünnes Metallkettchen an den Hebel der Versuchsapparatur - vgl. Skizze 1 - gehängt - dieser Zeitpunkt sei mit 0.00 Uhr oder Untersuchungsbeginn bezeichnet -, daß der gesamte Muskel unbelastet in das mit

kontrahierender Lösung B von 37°C gefüllte und mit 95% O₂ + 5% CO₂ durchgaste Bad eintauchte.

4.2.4.4. Nach 30 Minuten (0.30 Uhr) wurde der Muskel dem Bad entnommen und in einer Petrischale im Abstand von 11 mm vom Rand der Serrefine ein zweites Mal abgebunden. Der dem Uteruskörper zugewandte und nicht benötigte Teil des Uterushornes wurde etwas unterhalb der zweiten Abbindung abgetrennt und das verbliebene Uterushorn auch an der neuen Abbindungsstelle geklammert (untere Abbindung mit unterer Serrefine).

4.2.4.5. Gleichzeitig wurde die Badflüssigkeit abgelassen und nach mehrfachem Ausspülen des Badgefäßes mit destiliertem Wasser erschlaffende Lösung A eingefüllt.

4.2.4.6. Das zweiseitig geklammerte Uterushorn wurde dann (wenige Minuten nach 0.30 Uhr = 0.30 Uhr + z Minuten) mit der unteren Serrefine belastet erneut über das Kettchen an den Hebel gehängt, so daß der Muskel jetzt in das durchgaste und mit erschlaffender Lösung A von 37°C gefüllte Bad tauchte.

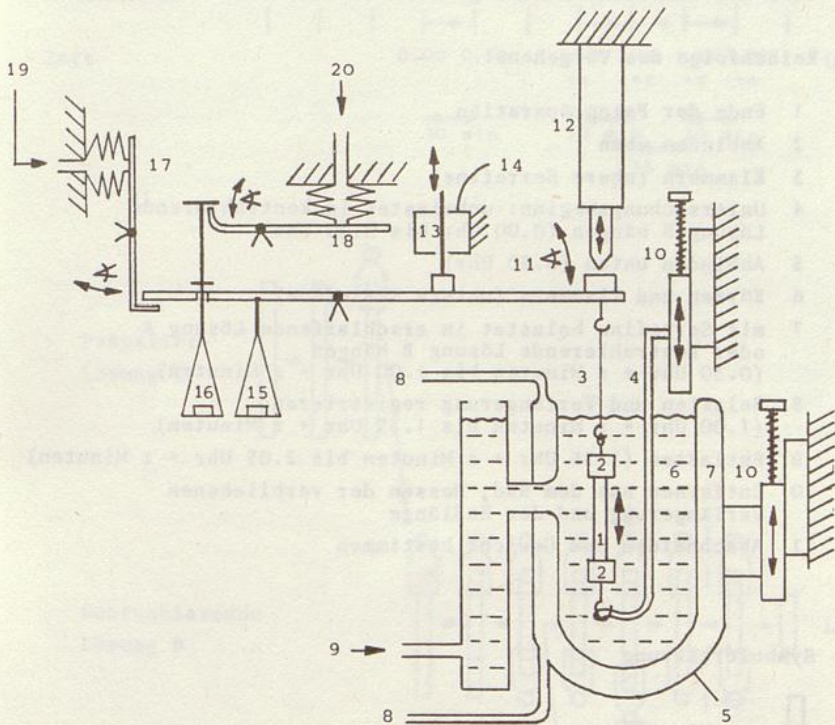
4.2.4.7. In den folgenden 30 Minuten wurde - ohne mechanische Einwirkungen auf das Präparat - der Hebel durch Auflegen von Ausgleichsgewichten in entarretierter, unbelasteter Stellung ausbalanciert, die Registrierung der Eichstufen durch Einstellen der gewünschten Millimeterwerte an der Mikrometerschraube in entarretierter, belasteter Stellung auf dem Schnellschreiber vorgenommen und nach Arretierung des Hebels die Mikrometerschraube hochgedreht.





- 4.2.4.8. Nach Ablauf der 30 Minuten (1.00 Uhr + z Minuten) wurde das Uterushorn auch an der unteren Serrefine in den Glashaken eingehängt, wobei dieser so weit herabgedreht wurde, daß die Öse der unteren Serrefine im Glashaken gerade keinen Bewegungsspielraum mehr hatte - daher auch als "Straffen" bezeichnet -, ohne bereits einen Zug auf das Organ auszuüben.
- 4.2.4.9. Dann wurde das Uterushorn durch Entarretieren des Hebels momentan belastet und die fortschreitende Verlängerung unter Einwirkung der gleichbleibenden axial angreifenden Kraft über 35 Minuten = 2100 Sekunden auf dem Schnellschreiber registriert. Dabei wurde der Papiervorschub von anfangs 5 mm/sec nach 30 Sekunden auf 1 mm/sec reduziert, nach insgesamt 120 Sekunden auf 25 mm/min und nach insgesamt 300 Sekunden auf 5 mm/min. Weiterhin wurden zusätzlich zu den automatischen Zeitmarken im Sekundenabstand Marken 10, 20, 50, 100, 200, 500, 1000 und 2000 Sekunden nach Belastung gesetzt.
- 4.2.4.10. Am Ende der Zeitspanne (1.35 Uhr + z Minuten) wurde über die pneumatische Steuerung entlastet, die Öse der unteren Serrefine aus dem Glashaken ausgehängt und das Organ - vom geringen Gewicht der unteren Serrefine abgesehen - unbelastet hängen gelassen.
- 4.2.4.11. In den folgenden 30 Minuten wurde analog zur ersten eine zweite Eichung, "Rückerhöhung" genannt, vorgenommen.
- 4.2.4.12. Anschließend (2.05 Uhr + z Minuten) wurde die Öse der unteren Serrefine wieder in den Glashaken eingehängt und dieses Mal durch Hochdrehen der Mikrometerschraube, beginnend in der Nullstellung des Hebels, in entarretierter, belasteter Stellung in der oben beschriebenen vorsichtigen Weise das Organ gestrafft und die jetzt noch vorhandene Verlängerung des Uterushornes gegenüber der sogenannten "Ausgangslänge" unmittelbar vor Belastung des Organs an der Mikrometerschraube abgelesen.

Legende zur Skizze 1: Versuchsaufbau

- 1 Uterushorn
- 2 Serrefinen
- 3 dünnes Metallkettchen
- 4 Glashaken
- 5 Doppelwandgefäß = "Badgefäß"
- 6 Badflüssigkeit = "Badlösung"
- 7 Heizflüssigkeit
- 8 Vor- und Rücklauf des Heizwassers vom und zum
thermostatgesteuerten Heizgerät
- 9 Zuführung des Gasgemisches von 95% O₂ + 5% CO₂
- 10 Manipulatoren zur Höhenverstellung des Glashakens
und des Badgefäßes
- 11 Hebel
- 12 Mikrometerschraube
- 13 induktiver Weggeber
- 14 Kabelanschluß vom induktiven Weggeber zum
technischen Schnellschreiber
- 15 Ausgleichsgewichte
- 16 Belastungsgewicht
- 17 Pneumatisch gesteuerter Hebel zum Entarretieren
- 18 Pneumatisch gesteuerter Hebel zum Entlasten
- 19 Druckluft zum Belasten
- 20 Druckluft zum Entlasten

Skizze 1: Versuchsaufbau



-  bezeichnet einen fest mit der Grundplatte verbundenen Drehpunkt,
 einen fest mit der Grundplatte verbundenen Körper,
 Bewegungsmöglichkeiten in axialer Richtung,
 Bewegungsmöglichkeiten um einen Drehpunkt.

Legende zur Skizze 2:

Übereinander angeordnete Organsymbole stellen die beiden alternativen Möglichkeiten (Untersuchungen in erschlaffender oder kontrahierender Lösung) dar.

Reihenfolge des Vorgehens:

- 1 Ende der Feinpräparation
- 2 Abbinden oben
- 3 Klammern (obere Serrefine)
- 4 Untersuchungsbeginn: unbelastet in kontrahierende Lösung B hängen (0.00 Uhr bis 0.30 Uhr)
- 5 Abbinden unten (0.30 Uhr)
- 6 Kürzen und Klammern (untere Serrefine)
- 7 mit Serrefine belastet in erschlaffende Lösung A oder kontrahierende Lösung B hängen (0.30 Uhr + z Minuten bis 1.00 Uhr + z Minuten)
- 8 Belasten und Verlängerung registrieren (1.00 Uhr + z Minuten bis 1.35 Uhr + z Minuten)
- 9 Entlasten (1.35 Uhr + z Minuten bis 2.05 Uhr + z Minuten)
- 10 Entfernen aus dem Bad, Messen der verbliebenen Verlängerung und der Endlänge
- 11 Abschneiden und Gewicht bestimmen

Symbolerklärung



Uterushorn



Abbindung



Serrefine

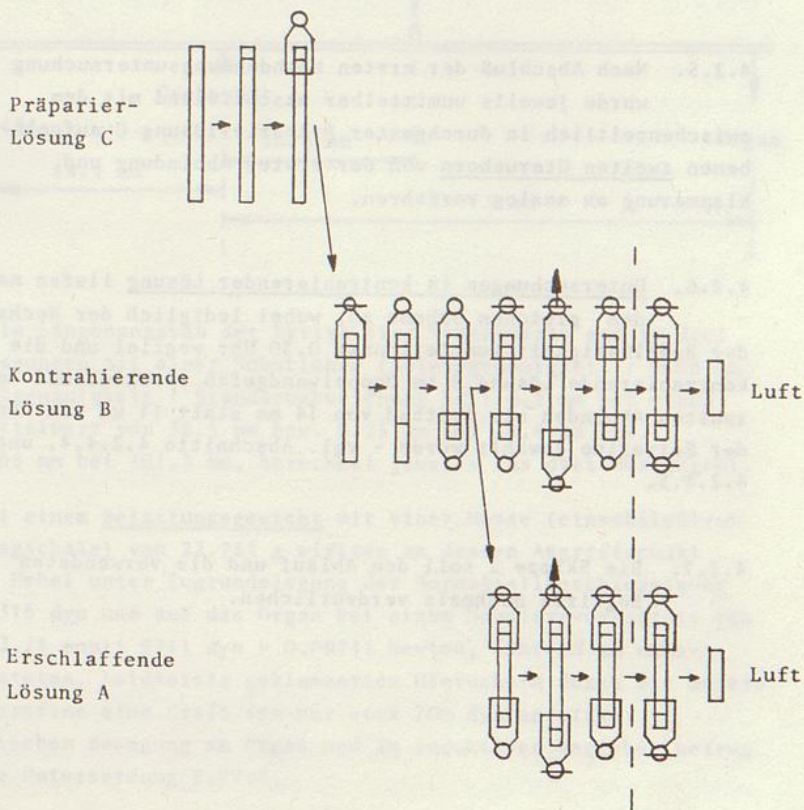
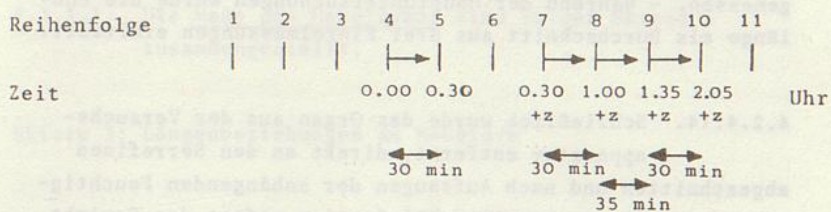


eingehängte Serrefine



unter Zug stehende Serrefine

Skizze 2: Schematische Darstellung des Ablaufs einer Nachdehnungsuntersuchung am Uterushorn



4.2.4.13. Dann wurde das Badgefäß nach unten weggedreht und mit einer Schublehre die sogenannte "Endlänge" als Länge des Uterushornes zwischen den beiden Serrefinen gemessen. - Während der Hauptuntersuchungen wurde die Endlänge als Durchschnitt aus drei Einzelmessungen ermittelt. -

4.2.4.14. Schließlich wurde das Organ aus der Versuchsvorrichtung entfernt, direkt an den Serrefinen abgeschnitten und nach Aufsaugen der anhängenden Feuchtigkeit durch ein grobporiges Fließpapier sofort das Gewicht des Präparats ermittelt.

4.2.5. Nach Abschluß der ersten Nachdehnungsuntersuchung wurde jeweils unmittelbar anschließend mit dem zwischenzeitlich in durchgaster Präparierlösung C aufgehobenen zweiten Uterushorn von der ersten Abbindung und Klammerung an analog verfahren.

4.2.6. Untersuchungen in kontrahierender Lösung liefen nach dem gleichen Schema ab, wobei lediglich der Wechsel der Badflüssigkeit zum Zeitpunkt 0.30 Uhr wegfiel und die kontrahierende Lösung B im Doppelwandgefäß verblieb und beim zweiten Abbinden ein Abstand von 14 mm statt 11 mm vom Rand der Serrefine gewählt wurde - vgl. Abschnitte 4.2.4.4. und 4.2.4.5.

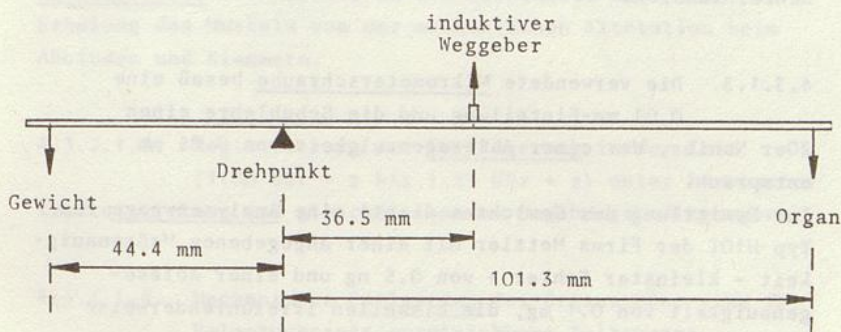
4.2.7. Die Skizze 2 soll den Ablauf und die verwendeten Begriffe nochmals verdeutlichen.

4.3. Erläuterungen zur experimentellen Methode

4.3.1. Angaben zu den verwendeten Geräten und Hilfsmitteln

- 4.3.1.1. Die Maße des Hebelarmes sind in der Skizze 3 zusammengestellt.

Skizze 3: Längenbeziehungen am Hebelarm



Alle Längenangaben der Skizze sind Mittelwerte aus je drei Messungen mit einer Schublehre (Ablesegenauigkeit : 0.05 mm; Meßgenauigkeit : Standardabweichung SD : 0.2 mm bei einem Mittelwert von 36.5 mm bzw. 0.25 mm bei 44.4 mm bzw. 0.65 mm bei 101.3 mm, berechnet jeweils aus drei Messungen).

Bei einem Belastungsgewicht mit einer Masse (einschließlich Waagschale) von 22.757 g wirkten an dessen Angriffspunkt am Hebel unter Zugrundelegung der Normalfallbeschleunigung 22316 dyn und auf das Organ bei einem Hebelarmverhältnis von 1:2.28 somit 9711 dyn = 0.09711 Newton, während am unbelasteten, beidseitig geklammerten Uterushorn durch die untere Serrefine eine Kraft von nur etwa 200 dyn ansetzte. Zwischen Bewegung am Organ und am induktiven Weggeber betrug die Untersetzung 2.77:1.

4.3.1.2. Bei dem induktiven Weggeber handelte es sich um das Modell W 5 - 01/1 mit dem zugehörigen Elektronikbauteil der Gruppe WET..V..-01 der Firma Oelsch (Berlin). Die Abweichung von der Linearität wurde vom Hersteller mit $\pm 0.3\%$, bezogen auf $\Delta l = 5 \text{ mm}$, angegeben - vgl. dazu die Linearitätsbetrachtungen im Abschnitt 5.4.3.2.1. Zur Verstärkung des vom induktiven Weggeber kommenden Signals und zur Registrierung als Dehnungskurve auf Spezialpapier diente ein Brush-Recorder 440 mit einem 8 cm und zwei 4 cm breiten Schreibkanälen.

4.3.1.3. Die verwendete Mikrometerschraube besaß eine 0.01 mm-Einteilung und die Schublehre einen 20er Nonius, der einer Ablesegenauigkeit von 0.05 mm entsprach.

Zur Ermittlung des Gewichtes diente eine Analysenwaage vom Typ H10T der Firma Mettler mit einer angegebenen Meßgenauigkeit - kleinster Fehler - von 0.5 mg und einer Ablesegenauigkeit von 0.1 mg, die bisweilen irreführenderweise als Genauigkeit der Waage bezeichnet wird (245).

4.3.1.4. Das Doppelwandgefäß hatte ein Badvolumen von etwa 80 ml. Die Mantelflüssigkeit wurde von einem thermostatgesteuerten Heizgerät aus umgewälzt. Zur Kontrolle der Badtemperatur wurde ein Thermometer mit 0.1-Grad-Celsius-Skaleneinteilung verwendet. Als grobes Fließpapier diente Haushaltsfilterpapier.

4.3.2. Erläuterungen zu einzelnen Schritten der experimentellen Methode

4.3.2.1. Ziele der einzelnen Untersuchungsabschnitte

Mit der Aufteilung der über zweistündigen Untersuchungszeit in vier etwa halbstündige Abschnitte sollte in jeder Zeitspanne ein Ziel erreicht werden:

4.3.2.1.1. Erzielung einer maximalen Kontraktion in allen Uterushornexemplaren (0.00 bis 0.30 Uhr), um einen gleichen Ausgangspunkt für die weiteren Untersuchungen zu erhalten, der vom zufälligen Tonus- und Kontraktionszustand im Tier unabhängig sein sollte.

4.3.2.1.2. Gewährung einer ausreichend langen Anpassungszeit (0.30 Uhr + z bis 1.00 Uhr + z) zum Aquilibrieren des Muskels an die verwendete Badlösung und Erholung des Muskels von der mechanischen Alteration beim Abbinden und Klammern.

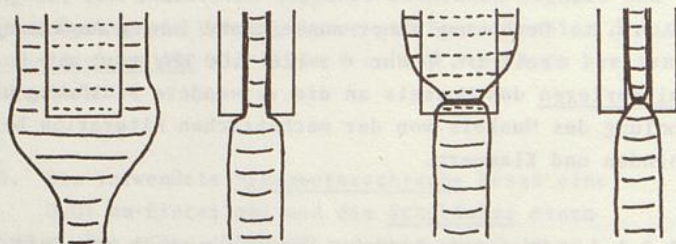
4.3.2.1.3. Registrierung der Verlängerung in der Zeit (1.00 Uhr + z bis 1.35 Uhr + z) unter konstanter Krafteinwirkung und gleichbleibenden Umgebungsbedingungen.

4.3.2.1.4. Mechanische Entlastung des Organs über eine der Belastungszeit vergleichbare Zeitspanne (1.35 Uhr + z bis 2.05 Uhr + z), um Rückbildungsvorgänge zu ermöglichen und so Aussagen über die Art der Verformung - insbesondere die Frage der Plastizität - und ihren Grad der Reversibilität gewinnen zu können.

4.3.2.2. Überlegungen zum Abbinden

4.3.2.2.1. Die Maßnahme des Abbindens an den zu klammernden Enden des Präparates erwies sich im Verlauf der Voruntersuchungen als notwendig, um bei Uterushörnern, die in ihrer Dicke eine Taenia coli bei weitem übertrafen, einen definierten Anfangs- und Endpunkt zu erhalten, ohne daß an diesen Punkten eine Inhomogenität des angenähert zylindrischen Untersuchungsobjektes in Form einer wesentlichen Verbreiterung des Uterushornes mit seitlichem Hervorquellen durch den Druck der Serrefine auftrat. Die Skizze 4 soll dies verdeutlichen.

Skizze 4: Schematische Darstellung von Uterushörnern im Bereich der Klammerung durch eine Serrefine in zwei Ebenen mit und ohne vorheriger Abbindung



ohne Abbindung

mit Abbindung

In den beiden Aufsichten ist die Serrefine jeweils zur Verdeutlichung durchscheinend gezeichnet, um den Strukturverlauf des geklammerten Organs unter den Klammerbacken verdeutlichen zu können.

Außerdem stellte die Wahl der Abbindungsstelle am Übergang des Uterushornes in die Tube sicher, daß für alle Untersuchungen vergleichbare Abschnitte der Uterushörner verwendet wurden.

4.3.2.2.2. Der zu wählende günstigste Abstand der zweiten Abbindungsstelle am Uterushorn vom Rand der Serrefine wurde in den Voruntersuchungen empirisch unter folgenden Gesichtspunkten ermittelt:

Einerseits war eine möglichst große Länge zu wählen, um gut meßbare Verlängerungen des Muskels und daraus resultierende Hebelbewegungen zu erhalten. Andererseits mußte die Gesamtlänge des Präparates einschließlich der Verlängerung nach 35 Minuten Dehnung unterhalb einer apparativ bedingten

Grenze bleiben, damit nicht nur der Muskel, sondern auch die obere Serrefine stets völlig in der Badflüssigkeit eingetaucht blieb, um die auf das Uterushorn einwirkende Kraft konstant zu halten.

Schließlich war das Verhältnis der anzustrebenden Abstände in kontrahierender und erschlaffender Lösung so zu wählen, daß nach halbstündiger Einwirkung der betreffenden Lösung vergleichbar große "Ausgangslängen" resultierten.

Die in den Abschnitten 4.2.4.4. und 4.2.6. angegebenen Abstände von 11 bzw. 14 mm beziehen sich auf die in den Hauptuntersuchungen verwendeten Maße.

4.3.2.3. Verstärken, Eichen, Registrieren

Die sogenannte Rückeichung nach Abschluß der Registrierung - Abschnitt 4.2.4.11. - diente nicht nur der Kontrolle, ob eine minimale Drift eines konstanten Wertes oder des Verstärkungsfaktors aufgetreten war, sondern stellte in den Fällen eine Notwendigkeit dar, in denen der Schreiber während des Registrierens der Dehnungskurve neu positioniert werden mußte - als "Zurückholen" bezeichnet -, um zu verhindern, daß er den 8 cm breiten Schreibbereich auf dem Registrierpapier überschritt.

Um die Probleme der Registrierung verständlich zu machen, sei vorweggeschickt, daß sich die zu messende Größe "Verlängerung des Muskels über die Ausgangslänge nach Belastung" - Gesamtdehnung genannt - aus einer momentanen Dehnung bei Belastung - "elastische Dehnung" - und einer anschließenden Dehnung in der Zeit - "Nachdehnung" - zusammensetzte, wobei die elastische Dehnung einen erheblichen Teil der Gesamtdehnung ausmachte.

Einerseits war es ein Ziel der Voruntersuchungen, durch optimale Einstellung des Verstärker- und Registriergerätes und durch Positionierung des induktiven Weggebers eine möglichst hohe Vergrößerung der Muskeldehnung auf dem Schreibpapier zu erzielen, wobei aus Gründen der auf einen bestimmten Meßbereich begrenzten Linearität des induktiven Weggebers auf

die mechanische Untersetzung - Abschnitt 4.3.1.1. - zwischen Muskel und Weggeber nicht verzichtet werden konnte. Dabei wurde schließlich unter Ausschöpfung der technischen Möglichkeiten eine etwa 26.5 fache Vergrößerung zwischen Organbewegung und Registrierkurvenausschlag erreicht und auch für die Hauptuntersuchungen beibehalten, wobei keinerlei feststellbare Störungen - wie 50 Hz-Brummen - auftraten. Andererseits war durch die hohe Verstärkung die Gesamtdehnung größer, als es der Schreibbreite des Registriergerätes entsprach, weshalb nicht nur Rückeichungen nötig wurden, sondern auch wegen der erheblichen Größe der elastischen Dehnung die Anfangspositionierung des Schreibers so festgelegt werden mußte, daß der untere Schreibrand bereits einer von Null verschiedenen Gesamtdehnung entsprach. So wurde z.B. ein Registrierbereich von 3 bis 6 mm Gesamtdehnung für den Registrierbeginn gewählt, wenn eine elastische Dehnung von etwa 4 mm zu erwarten war. Die notwendige vorherige Abschätzung der elastischen Dehnung gestaltete sich schwierig, zumal sie auch mit der Tierart und der Vorbehandlung der Tiere sowie mit der verwendeten Badlösung variierte. Um auch bei einer elastischen Dehnung nicht erwarteter Größe den Anfangsteil der Dehnungskurve erfassen zu können - "Einfangen der Kurve" -, wurden gleichzeitig auf den beiden kleinen Schreibkanälen - Abschnitt 4.3.1.2. - mit geringerer Vergrößerung zwei benachbarte Registrierbereiche aufgezeichnet, im obigen Beispiel von 1 bis 4 mm und von 5 bis 8 mm.

4.3.3. Verwendete Badlösungen

Die Zusammensetzung der erschlaffenden Lösung A, der kontrahierenden Lösung B und der Präparierlösung C ist aus Tabelle 1 ersichtlich.

Die Einflüsse der Badlösungsbestandteile werden im Abschnitt 6.2.2.1. ausführlich erörtert.

TABELLE 1 :

ZUSAMMENSETZUNG DER BADLOESUNGEN

	I ERSCHLAFFENDE I LOESUNG A		I KONTRAHIERENDE I LOESUNG B		I PRAEPARIER- I LOESUNG C		I	I
	I MVAL/L	I MMOL/L	I MVAL/L	I MMOL/L	I MVAL/L	I MMOL/L		
NA +	141.1	141.1	-	-	137.5	137.5		
K +	5.9	5.9	180.2	180.2	5.9	5.9		
Mg ++	2.4	1.2	2.4	1.2	2.4	1.2		
CA ++	-	-	5.0	2.5	5.0	2.5		
GESAMT-KATION	149.4		187.6		150.8			
SO4 --	-	-	136.7	68.3	-	-		
CL -	123.2	123.2	24.7	24.7	124.6	124.6		
H2PO4 -	1.2	1.2	1.2	1.2	1.2	1.2		
HCO3 -	25.0	25.0	25.0	25.0	25.0	25.0		
GESAMT-ANION	149.4		187.6		150.8			
GLUCOSE		-		11.5		11.5		
SUBSTANZ D 600		0.004		-		-		
GESAMTLOESUNG	297.6	MOSMOL/L	314.7	MOSMOL/L	309.4	MOSMOL/L		

ANMERKUNG:

DIE KONZENTRATION VON 0.004 MMOL/L = 0.000004 MOL/L SUBSTANZ D 600
IN DER LOESUNG A ENTSPRICHT EINER KONZENTRATION VON ETWA 2 MG/L .

4.4. Datenerfassung

4.4.1. Während einige Daten unmittelbar als numerische Werte anfielen - Tiergewicht, Präparategewicht; Endlänge, verbliebene Verlängerung und die aus den letzten beiden Werten errechenbare Ausgangslänge -, traf dies für die Dehnungswerte nicht zu. Sie lagen zunächst weder numerisch noch in abzählbarer Anzahl vor, sondern bildeten in ihrer Gesamtheit einen stetigen Kurvenzug von etwa 50 cm Länge, zu dem als Zusatzinformationen ein oder mehrere Eichsysteme mit Eichstufen sowie die Zeitmarken gehörten.

In bisherigen Arbeiten (194, 208, 209, 212, 278, 467) wurde dabei so verfahren, daß die zu betrachtenden Strecken - Entfernung eines Kurvenpunktes oder einer Eichstufe von der Grundlinie - durch Abmessen mit dem Lineal oder Auszählen der Registrierpapierlinien ermittelt wurden, wobei Werte zwischen den im Abstand von 1.6 mm liegenden Linien des Brush-Registrierpapiere noch geschätzt wurden. Die dabei erzielte Genauigkeit wurde mit 0.05 mm Muskeldehnung (194, 208) bzw. 0.03 mm (209) angegeben.

4.4.2. Ziel einer ersten zu entwickelnden Datenerfassungsmethode sollte es sein, mit Hilfe der elektronischen Datenverarbeitung (EDV) die Genauigkeit der Datenerfassung erheblich zu verbessern.

Um dies zu erreichen, mußte ein Weg gefunden werden, der von gebräuchlichen Methoden der Dateneingabe in eine EDV-Anlage nach Durchführung von Untersuchungen prinzipiell abweicht, denn alle Formen der Dateneingabe, die bereits numerische Werte voraussetzen, seien es Lochkarten, Lochstreifen oder Datensichtgerät im On-line-Betrieb, eröffnen zwar die Möglichkeiten der elektronischen Datenverarbeitung und -aufbereitung, können aber die Genauigkeit der erhobenen Originaldaten nicht mehr verbessern. Angestrebt wurde daher eine Lösung, die bereits vor der Umsetzung des analogen Signals der Registrierkurve in einen digitalen Wert ansetzt und den Vorgang des Schätzens von Abständen überflüssig macht, da gerade darin erhebliche Fehlerquellen lagen,

zumal für jeden zu ermittelnden Dehnungswert drei Schätzungen - für den Kurvenpunkt und zwei Eichstufenpunkte - nötig waren.

4.4.3. EDV-Anwendung als Lösungsweg

4.4.3.1. Kernstück des eigenen Weges war die Anwendung eines sogenannten Kurvenfolgers "Positronic" der Firma Nestler vom Typ 1010, der als Sonderperipherie an einen Rechner mit 28 k Worten (= 56 k Byte) Kernspeicher vom Typ PDP 11/20 der Digital Equipment Corporation (DEC) (Maynard/Massachusetts) angeschlossen war.

Bei der Positronic handelt es sich um ein Gerät, das äußerlich einem Reißbrett mit einer gekippt oder senkrecht einstellbaren, durchscheinenden Arbeitsfläche von etwa 65 cm Breite und 55 cm Höhe gleicht, bei dem jeder Punkt der Fläche mit oder ohne Hilfe einer Einstellupe über eine zweidimensional bewegliche Mechanik eingestellt werden kann. Jedem Punkt entspricht ein X,Y-Wertepaar ganzer Zahlen in 0.1 mm-Einheiten aus einem rechtwinkligen Koordinatensystem, dessen Achsenrichtungen unveränderlich parallel zu den Seiten der Arbeitsfläche verlaufen, während der Nullpunkt frei wählbar ist.

Es sind zwei verschiedene Betriebsweisen möglich:

Zur Registrierung von Einzelpunkten erfolgt durch Drücken einer Taste nach Einstellen des Punktes die Übernahme eines X,Y-Wertepaares in ein Kernspeicherfeld - als "Einlesen" bezeichnet.

Zur Registrierung eines Kurvenzuges kann automatischer Betrieb gewählt werden, bei dem das nächste Wertepaar dann in den Kernspeicher gelangt - "Einlesen" - , wenn beim kontinuierlichen Abfahren einer Kurve in X- oder Y-Achsenrichtung, bezogen auf das vorherige Wertepaar, eine Strecke von 0.5 mm zurückgelegt worden ist.

4.4.3.2. Für die Anwendung der EDV zur Datenerfassung und für die weiteren Aufgabenstellungen der vorliegenden Arbeit wurden insgesamt etwa 150 Haupt- und Unterprogramme in der Programmiersprache Fortran für die Compiler-Versionen 6.13, 9.00 und 9.02 der Betriebssysteme "Dos / Batch V 09-19", "Dos / Batch V 09-20C", "Dos / Batch V 10-1" und "Dos / Batch V 10-2" der PDP 11/20 entwickelt, erprobt und angewendet.

4.4.3.3. Erstes Datenerfassungsprogramm

4.4.3.3.1. Der Programmkomplex einer ersten Datenerfassungsmethode mußte insbesondere folgende Aufgaben erfüllen:

4.4.3.3.1.1. Da bei der Befestigung des Registrierpapiers seine Grundlinie nicht völlig parallel zur X-Achse des Positronic-Koordinatensystems angeordnet werden konnte - Abweichungen von 0.5 - 1 mm waren bei einer Papierlänge von 50 - 60 cm möglich -, mußte der Grundlinienverlauf in bezug auf das Koordinatensystem durch Einlesen eines links und eines rechts gelegenen Punktes erfaßt werden, um über die Berechnung des Tangens des Neigungswinkels zwischen Grundlinie und Koordinatenachse alle nachfolgenden Werte korrigieren zu können.

4.4.3.3.1.2. Eichstufensysteme mit einer variablen Anzahl an Eichstufen waren graphisch einzulesen und die dazugehörigen numerischen Werte vom Datensichtgerät aus einzugeben. Da zwischen dem Einlesen der Eichstufen und dem der Kurvenpunkte das Papier in seiner Lage nicht mehr verändert werden durfte, mußte das Registrierpapier eine Höchstlänge einhalten, damit sich für jeden Kurvenpunkt gleichzeitig das dazugehörige Eichsystem auf der Arbeitsfläche befand. Das wurde durch geeignete Wahl der Papiervorschubgeschwindigkeiten sichergestellt - vgl. Abschnitt 4.2.4.9.

4.4.3.3.1.3. Die elastische Dehnung war getrennt von den anderen Dehnungswerten einzulesen.

Da am Übergang von elastischer Dehnung zu Nachdehnung regelmäßig eine Dehnungsschwingung zu beobachten war, wurde das Maximum und das Minimum der ersten Schwingungsamplitude eingelesen und die elastische Dehnung als Durchschnitt beider Werte errechnet - vgl. dazu Abschnitt 5.4.4.4.1.

4.4.3.3.1.4. Bis zu 11 Kurvenpunkte mußten eingelesen und anschließend geeicht werden, wobei das Programm dafür das jeweils zutreffende Eichstufenintervall auszuwählen und der Berechnung zugrunde zu legen hatte. Da die Kurven auch Rückeichungen enthielten, hatte das Programm die Möglichkeit vorzusehen, nach der ersten Eichung und einer variablen Anzahl an Kurvenpunkten weitere Eichsysteme und Kurvenpunkte einzulesen.

Aus den geeichten Kurvenpunkten, die Gesamtdehnungen darstellten, waren durch Subtraktion der elastischen Dehnung Nachdehnungswerte zu berechnen:

$$\text{Nachdehnung } N(t) = \text{Gesamtdehnung } G(t) - \text{elastische Dehnung } E$$

(Gleichung 2)

Die Nachdehnung N hat die Dimension einer Länge.

4.4.3.3.1.5. Zu jedem Nachdehnungswert war der zugehörige Zeitpunkt wahlweise vom Sichtgerät aus einzugeben oder vom Programm her dem entsprechenden Standardwert gleichzusetzen, wobei als Standardwerte die in früheren Arbeiten, z.B. (194, 208, 209, 212, 467), als zweckmäßig erkannte Reihe verwendet wurde:

1, 2, 5, 10, 20, 50, 100, 200, 500, 1000, 2000 Sekunden.

4.4.3.3.1.6. Schließlich hatte das Programm alle Nachdehnungswerte, die elastische Dehnung sowie numerisch eingegebene Daten, wie Ausgangslänge, Endlänge, Tier- und Präparategewicht, - und bei den Hauptuntersuchungen

noch einige weitere Angaben - zusammen mit einer Kennung der Einzeluntersuchung und zusätzlichen Bemerkungen auf Magnetplatte oder Magnetband zu speichern.

4.4.3.3.2. Die Anwendung des Programms bestätigte die Zielvorstellung, daß sich auf diesem Wege die Datenerhebung qualitativ verbessern lasse.

Der theoretische Fehler, der durch den Digitalisierungsschritt unvermeidbar war, betrug bei einer 26,5 fachen Vergrößerung zwischen Muskelbewegung und Ausschlag auf dem Registrierpapier und bei der gerätebedingten Erfassungsgrenze der Positronic von 0.1 mm für einen ungeeichten Einzelpunkt höchstens 0.004 mm, wobei sich nachweisen ließ, daß unter Verwendung der Einstellupe die vorgegebene Genauigkeit der Positronic ausgeschöpft werden konnte.

Eine genauere Fehlerbetrachtung, insbesondere der tatsächlich aufgetretenen Gesamtfehler und ihrer Schätzung, wird in Abschnitt 5.4.3. vorgenommen.

4.5. Zielgrößen

Vor Beginn einer Auswertung ist zunächst die Frage nach den Zielgrößen der Betrachtung zu beantworten.

Zielgrößen waren für meine Arbeit die Nachdehnung in ihrem zeitlichen Verlauf und in besonderem Maße auf der Stufe der Modellbildung die Parameter der Hyperbel (Gleichung 1)

$$\frac{dN}{dt} = \frac{a_1 + a_2 N}{a_3 + a_4 N}$$

Da von den vier Parametern a_1, a_2, a_3, a_4 nur drei unabhängig voneinander sind und für a_1 die Interpretation als belastende Kraft F , die durch die experimentellen Bedingungen als konstant vorgegeben wird, bereits früher (209) angegeben wurde, waren die drei anderen Parameter als Zielgrößen anzusehen.

Als Versuch, wesentliche Aspekte der Hyperbel mit einem einzigen Parameter zu erfassen, sollte die Länge des Vektors vom Koordinatenursprung zum Scheitelpunkt der Hyperbel zusätzlich betrachtet werden.

Schließlich sollten die Parameter d_1, d_2 der Gleichung

$$N = d_1 + d_2 \cdot \ln t \quad (\text{Gleichung } 3),$$

die bereits in den Arbeiten (194, 197, 208) diskutiert wurde, zum Zwecke des Vergleichs mit der Hyperbel als weitere Zielgrößen betrachtet werden.

Da die Frage, ob eine bestimmte Funktion und damit das betreffende Modell den Verlauf der Nachdehnung beschreiben könne, noch mehr als die absolute Größe der Parameter interessierte, waren Korrelationskoeffizienten der Anpassungen als den Zielgrößen zumindest gleichgestellte Werte zu betrachten.

Modellunabhängig sollte schließlich ein sogenannter Retraktionskoeffizient RtK als Zielgröße untersucht werden.

4.6. Datenauswertung

Die folgenden Berechnungen wurden im Auswerteteil des im Abschnitt 4.4.3.3.1. erwähnten Programmkomplexes durchgeführt.

4.6.1. Wichtigster Schritt der Auswertung war die Anpassung einer Hyperbel nach dem Verfahren, das bereits in einer Reihe von Arbeiten (194, 204, 205, 208, 209, 212, 278, 467) angewendet wurde und das auf einem Linearisierungsschritt nach Bronstein (78) beruht.

Aus den meist 11 Zeit-Nachdehnungs-Wertepaaren t, N wurden je 10 NQUER-, DN-, DT- und DNDT-Werte aus je zwei benachbarten Kurvenpunkten mit den Indizes i und $i+1$ berechnet:

$$NQUER_i = \bar{N}_i = (N_i + N_{i+1}) / 2 \quad (\text{Gleichung 4})$$

$$DN_i = \Delta N_i = N_{i+1} - N_i \quad (\text{Gleichung 5})$$

$$DT_i = \Delta t_i = t_{i+1} - t_i \quad (\text{Gleichung 6})$$

$$DNDT_i = DN_i / DT_i \quad (\text{Gleichung 7})$$

(Die mnemonische Schreibweise in Großbuchstaben soll daran erinnern, daß die Differentiale dN und dt für die Rechnung durch die entsprechenden Differenzen ersetzt wurden.)

Daraus ergab sich eine NQUER, DNDT-Kurve mit 10 Punkten, an die eine Hyperbel (Gleichung 1) der Form

$$DNDT = \frac{DN}{DT} = \frac{a_1 + a_2 NQUER}{a_3 + a_4 NQUER}$$

anzupassen war.

Nach Bronstein (78) wurde dazu ein Wertepaar NQUER, DNDT, z.B. das erste, herausgegriffen, als festes Wertepaar $NQUER_c, DNDT_c$ bezeichnet und zu jedem weiteren NQUER-Wert ein neues linearisiertes Y berechnet und mit GY bezeichnet:

$$GY = \frac{NQUER - NQUER_c}{DNDT - DNDT_c} \quad (\text{Gleichung 8})$$

Bei einem festen Wertepaar ergab sich daraus eine Serie von 9 NQUER, GY-Wertepaaren und, da jedes Wertepaar als konstantes Wertepaar herausgreifbar war, traten insgesamt 10 solcher Serien auf. Innerhalb jeder Serie liegen die NQUER, GY-Wertepaare angenähert auf einer Geraden, so daß für jede Serie eine lineare Regression

$$GY = A + NQUER \cdot B \quad (\text{Gleichung 9})$$

mit Ordinatenabschnitt A, Steigung B und Korrelationskoeffizient R berechnet werden konnte.

Aus den 10 Anpassungen, die das Verfahren lieferte - eine Beschränkung auf die ersten vier Serien wie in (209) fand nicht statt -, wurde die Serie mit dem größten Korrelationskoeffizienten R ausgewählt und deren Parameter A, B den weiteren Berechnungen zugrunde gelegt.

Berechnung der Hyperbelparameter a_2, a_3, a_4 :

Da der Hyperbelparameter a_1 festliegt - vgl. Abschnitt 4.5. -, können die bekannten Werte A, B, $NQUER_c$ und $DNDT_c$ in die Parameter a_2, a_3, a_4 umgerechnet werden (209):

$$\text{Mit } \alpha = F / ((A \cdot DNDT_c) - NQUER_c) \quad (\text{Gleichung 10})$$

gilt - wegen

$$a_1 = F = \alpha \cdot ((A \cdot DNDT_c) - NQUER_c) \quad (\text{Gleichung 11})$$

$$a_2 = \alpha \cdot (1 + (B \cdot DNDT_c)) \quad (\text{Gleichung 12})$$

$$a_3 = \alpha \cdot A \quad (\text{Gleichung 13})$$

$$a_4 = \alpha \cdot B \quad (\text{Gleichung 14})$$

Die Y-Werte der angepaßten Hyperbel (aH) lassen sich wahlweise durch Einsetzen der Parameter in die Hyperbelgleichung oder durch Entlinearisierung nach folgender Gleichung berechnen:

$$Y_{aH} = DNDT_c + \frac{NQUER - NQUER_c}{A + B \cdot NQUER} \quad (\text{Gleichung 15})$$

4.6.2. Daneben wurde für jede Muskeluntersuchung eine Regression nach Gleichung 3

$$N = d_1 + d_2 \cdot \ln t$$

und ein Retraktionskoeffizient RtK (204) berechnet:

$$\text{RtK} = \frac{l_0 + E + N(2000) - l_{\text{Ende}}}{E + N(2000)} \quad (\text{Gleichung 16})$$

mit l_0 = Ausgangslänge (0.00 Uhr gemäß Abschnitt 4.2.4.3.)

E = elastische Dehnung

N(2000) = Nachdehnung zum Zeitpunkt $t = 2000$ sec

l_{Ende} = Endlänge (2.05 Uhr + z gemäß Abschnitt 4.2.4.13.)

Der Retraktionskoeffizient, entweder als Bruch zwischen etwa 0 und 1 oder als Prozentzahl ausdrückbar, gibt an, welcher Anteil der Gesamtdehnung G(2000), die nach 2000 Sekunden Belastung vorlag, sich nach einer halben Stunde Entlastung rückgebildet hat, d.h., wie groß die Retraktion ist, gemessen an G(2000).

Daher gilt auch

$$\text{RtK} = \frac{l_0 + G(2000) - l_{\text{Ende}}}{G(2000)} = \frac{\text{Retraktion}}{G(2000)} \quad (\text{Gleichung 17})$$

4.7. Versuchsbeobachtungen und erste Ergebnisse

4.7.1. Die beiden Lösungen A und B zeigten meist eine bereits makroskopisch sichtbare Wirkung auf das Präparat, wobei es in erschlaffender Lösung A eher lang und dünn und in kontrahierender Lösung B kürzer und dicker erschien.

Bei Belastung trat eine erhebliche momentane Dehnung auf, die, überlagert von einer Schwingung, in die streng monoton ansteigende Nachdehnung überging. Die Bezeichnung der momentanen Dehnung als elastische Dehnung kann dabei nicht nur als modellabhängige Deutung im Sinne eines erweiterten Voigt-Modells angesehen werden, sondern ist insofern auch modellunabhängig gerechtfertigt, als nach Auffassung von (396) - abweichend von einem strengeren Elastizitätsbegriff, der eine lineare Verknüpfung von Kraft und Länge zugrunde legt - ein Körper oder ein mechanischer Apparat schon dann als elastisch bezeichnet werden kann, wenn die Verknüpfung von Kraft und Länge zeitunabhängig ist, wobei zeitunabhängig nicht mehr sage, als daß eine Verzögerung zwischen Kraft und Länge - z.B. zwischen dem Einsetzen der einwirkenden Kraft und dem Eintreten der resultierenden Längenänderung - im Rahmen der Meßgenauigkeit nicht feststellbar ist oder zumindest außerhalb des Zeitbereichs liegt, der für die gerade untersuchte Funktion des mechanischen Apparates wesentlich ist - vgl. Abschnitt 6.2.1.2.2.1.

Die Nachdehnung erfolgte mit einer in der Zeit abnehmenden Verlängerungsgeschwindigkeit und war im betrachteten Zeitintervall von 2000 Sekunden meist deutlich kleiner als die elastische Dehnung.

Spontane Kontraktionen, die gerade bei Uterusmuskulatur als Versuchskomplikation denkbar gewesen wären, traten nicht auf. Auch ungewöhnliche Verlängerungen, die als Lösen von noch bestehenden Kontrakturen gedeutet werden können, waren außer bei einer Muskeluntersuchung in erschlaffender Lösung, die nicht zu den aufgeführten 26 Einzeluntersuchungen gehört, nicht zu beobachten.

Bei Entlastung trat wieder eine Verkürzung ein, wobei jedoch auch nach 30 Minuten - bei Tieren ohne besondere Vorbehandlung - die Ausgangslänge nicht wieder erreicht wurde.

LEGENDE ZUR TABELLE 2 :

NR	NUMMER DER UNTERSUCHUNG	
LS	LOESUNG	
	EA	ERSCHLAFFENDE LOESUNG A
	KB	KONTRAHIERENDE LOESUNG B
TA	TIERART	
	ME	MEERSCHWEINCHEN
	RA	RATTE
BH	BEHANDLUNG	
	DOE	IM DIOESTRUS
	KS	KASTRIERT
	PR	AN 3 AUFEINANDERFOLGENDEN TAGEN MIT JE 10 MG PROGESTERON S.C. VORBEHANDELT
TG	TIERGEWICHT	[IN GRAMM]
PG	PRAEPARATEGEWICHT	[IN MILLIGRAMM]
L(0)	AUSGANGSLAENGE (0.00 UHR GEMAESS ABSCHNITT 4.2.4.3.)	[IN MILLIMETERN]
E	ELASTISCHE DEHNUNG	[IN MILLIMETERN]
N(1)	NACHDEHNUNG ZUM ZEITPUNKT T = 1 SEKUNDE	[IN MILLIMETERN]
N(2000)	NACHDEHNUNG ZUM ZEITPUNKT T = 2000 SEKUNDEN	[IN MILLIMETERN]
L(ENDE)	ENDLAENGE (2.05 UHR + Z GEMAESS ABSCHNITT 4.2.4.13.)	[IN MILLIMETERN]

TABELLE

UEBER

=====

NR

=====

4

5

6

8

9

10

11

12

13

14

15

16

17

18

19

20

21

22

23

24

25

26

27

28

29

30

TABELLE 2 :

UEBERSICHT UEBER EINIGE ORIGINALDATEN DER VORUNTERSUCHUNGEN

NR	LS	TA	BH	TG	PG	L(0)	E	N(1)	N(2000)	L(ENDE)
4	EA	ME		350	149.0	12.70	3.542	0.540	2.506	16.35
5	EA	ME		404	50.0	18.10	3.343	0.381	3.093	22.90
6	EA	ME		404	.	20.25	3.013	0.441	1.686	23.55
8	EA	ME		380	76.7	18.05	3.169	0.526	2.360	21.50
9	EA	RA		343	83.0	19.83	1.643	0.398	2.023	21.35
10	EA	RA		343	81.0	15.99	2.854	0.560	2.253	20.05
11	EA	RA		312	78.0	20.20	3.016	0.484	2.250	23.25
12	EA	RA		312	71.8	19.47	3.676	0.472	2.248	22.95
13	EA	RA		351	101.5	19.90	3.192	0.448	2.533	23.20
14	EA	RA		351	74.5	16.65	2.466	0.323	2.046	18.80
15	EA	ME		512	111.5	9.85	4.623	0.513	2.623	15.20
16	EA	ME		512	144.5	13.95	5.616	0.461	2.817	19.70
17	EA	ME		495	104.7	19.18	6.098	0.500	2.390	25.10
18	EA	ME		495	122.4	21.65	4.826	0.599	2.691	27.45
19	KB	ME		530	122.5	17.63	6.067	0.550	2.551	18.70
20	KB	ME		530	111.4	15.55	3.040	0.507	2.142	16.10
21	KB	ME		525	160.0	19.47	8.933	0.878	4.848	28.95
22	KB	ME		525	137.1	13.78	6.322	0.726	4.431	20.40
23	KB	RA		327	70.7	13.05	3.959	0.513	2.437	15.50
24	KB	RA		327	91.8	14.23	4.648	0.567	2.959	17.10
25	KB	RA	DOE	150	22.1	15.65	2.419	0.459	2.047	17.60
26	KB	RA	DOE	150	30.1	17.85	4.749	0.753	2.725	21.15
27	KB	RA	KS	178	25.8	14.40	3.070	0.379	1.224	16.65
28	KB	RA	KS	178	32.7	19.05	2.984	0.464	1.440	21.75
29	KB	RA	PR	285	83.0	18.65	4.827	0.688	1.967	18.65
30	EA	RA	PR	285	92.5	18.90	3.431	0.488	1.806	21.70

LEGENDE ZUR TABELLE 3 :

NR	NUMMER DER UNTERSUCHUNG	
LS	LOESUNG	
	EA	ERSCHLAFFENDE LOESUNG A
	KB	KONTRAHIERENDE LOESUNG B
TA	TIERART	
	ME	MEERSCHWEINCHEN
	RA	RATTE
BH	BEHANDLUNG	
	DOE	IM DIOESTRUS
	KS	KASTRIERT
	PR	AN 3 AUFEINANDERFOLGENDEN TAGEN MIT JE 10 MG PROGESTERON S.C. VORBEHANDELT
SN	SERIENNUMMER DER BESTEN SERIE DER LINEARISIERTEN HYPERBELANPASSUNGEN NACH BRONSTEIN	
A	ORDINATENABSCHNITT A DAZU	
B	STEIGUNG B DAZU	
R(LINH)	KORRELATIONSKOEFFIZIENT R DAZU (LINEARISIERTE HYPERBEL)	
R(LOG)	KORRELATIONSKOEFFIZIENT R DER LOGARITHMISCHEN ANPASSUNG	
D1	PARAMETER D1 DAZU	
D2	PARAMETER D2 DAZU	
RTK	RETRAKTIONSKOEFFIZIENT [IN %]	

TABELLE 3 :

UEBERSICHT UEBER EINIGE ERGEBNISDATEN DER VORUNTERSUCHUNGEN

NR	LS	TA	BH	SN	A	B	R(LINH)	R(LOG)	D1	D2	RTK
4	EA	ME		1	3.378	-7.112	-0.99722	0.99377	0.4322	0.2647	39.7
5	EA	ME		1	1.490	-5.017	-0.99974	0.99618	0.2648	0.3791	25.4
6	EA	ME		1	4.471	-9.765	-0.99992	0.98831	0.3667	0.1586	29.8
8	EA	ME		1	3.819	-8.065	-0.99958	0.99592	0.4290	0.2429	37.6
9	EA	RA		1	4.055	-11.009	-0.99962	0.98451	0.2644	0.2111	58.5
10	EA	RA		1	5.114	-10.942	-0.99847	0.99196	0.4429	0.2229	20.5
11	EA	RA		1	5.091	-13.796	-0.99975	0.98683	0.3032	0.2583	42.1
12	EA	RA		4	21.878	-51.875	-0.99004	0.98628	0.2898	0.2379	41.3
13	EA	RA		3	11.867	-27.778	-0.99226	0.98875	0.2709	0.2760	42.4
14	EA	RA		1	4.009	-23.349	-0.99304	0.97134	0.0961	0.2301	52.3
15	EA	ME		1	1.943	-6.243	-0.99562	0.99901	0.4626	0.2882	26.7
16	EA	ME		1	2.585	-8.015	-0.99809	0.99290	0.2918	0.3156	31.8
17	EA	ME		1	3.504	-8.565	-0.99872	0.99524	0.3901	0.2518	30.3
18	EA	ME		1	4.354	-8.956	-0.99804	0.99172	0.4464	0.2776	22.8
19	KB	ME		1	3.688	-7.705	-0.99862	0.99384	0.4301	0.2663	87.6
20	KB	ME		3	22.026	-44.723	-0.99372	0.98900	0.3755	0.2143	89.4
21	KB	ME		1	2.754	-3.664	-0.99897	0.99484	0.6701	0.5227	31.2
22	KB	ME		1	2.140	-3.904	-0.99887	0.99762	0.5584	0.4978	38.4
23	KB	RA		1	4.932	-14.218	-0.99685	0.98460	0.3281	0.2527	61.7
24	KB	RA		1	3.881	-10.927	-0.99635	0.98420	0.3481	0.3095	62.3
25	KB	RA	DOE	3	19.695	-39.709	-0.99013	0.98490	0.3334	0.2033	56.3
26	KB	RA	DOE	1	8.255	-14.964	-0.99636	0.98314	0.5558	0.2578	55.8
27	KB	RA	KS	1	16.845	-51.952	-0.99685	0.95483	0.2672	0.1062	47.6
28	KB	RA	KS	1	11.200	-29.181	-0.99480	0.97586	0.3654	0.1237	38.9
29	KB	RA	PR	4	56.598	-84.088	-0.99046	0.98419	0.5563	0.1670	100.0
30	EA	RA	PR	1	6.661	-14.851	-0.99971	0.98818	0.3766	0.1746	46.5

Einige Originaldaten zu 26 vollständig auswertbaren unter insgesamt 30 Voruntersuchungen sind in Tabelle 2 zusammengefaßt.

4.7.2. Zu diesen 26 Voruntersuchungen wurden Kurvenanpassungen sowohl nach dem Bronsteinschen Verfahren als auch mit der logarithmischen Regression berechnet. Korrelationskoeffizienten R zwischen -0.990 und -0.99992 für die linearisierte Hyperbel zeigten, daß diese Form der Anpassung auch bei Uterusmuskulatur möglich war und, bezogen auf bisherige Arbeiten (194, 205, 208, 209, 212, 278, 467), vergleichbar gut ausfiel - siehe aber Abschnitt 5.4.4. Daneben zeigten die Korrelationskoeffizienten R für die logarithmische Anpassung mit Werten zwischen 0.971 und 0.99901, daß auch diese Gleichung die experimentellen Daten ausreichend zu beschreiben vermochte, wenngleich bei dieser Funktion (33, 80, 194, 197) eine Interpretation schlechter möglich sein sollte (205).

Die Retraktionskoeffizienten R_{tK} lagen zwischen 20.5% und 89.4%, was mit der Annahme plastischen Verhaltens des glatten Muskels vereinbar ist. Die größten Werte traten in kontrahierender Lösung B auf, d.h., hier waren die aufgetretenen Verlängerungen am meisten reversibel; dies steht in Übereinstimmung mit früheren Beobachtungen (199), daß Nachwirkungerscheinungen erst nach mehrfachen Kontraktionen im unbelasteten Zustand rückgängig gemacht werden können.

Einige Ergebnisdaten zu den in Tabelle 2 aufgeführten Untersuchungen sind in Tabelle 3 zusammengefaßt.

4.8. Spezielle Fragestellungen der Voruntersuchungen

4.8.1. Nach Abklärung der Frage der prinzipiellen Anwendbarkeit bisheriger Modellvorstellungen und Auswertungsverfahren auf die Uterusmuskulatur war es Aufgabe der Voruntersuchungen, im Hinblick auf die Hauptuntersuchungen die geeignete Tierart auszuwählen und Fragen der Standardisierung, insbesondere die der hormonellen Standardisierung, zu lösen. Dabei zeigte es sich, daß die beiden Probleme, hormonelle Standardisierung und Tierwahl, eng miteinander verbunden waren.

Vorab war zu entscheiden, welchem der beiden entgegengesetzten Gesichtspunkte der Versuchsplanung, dem Prinzip der Vergleichbarkeit oder dem der Verallgemeinerungsfähigkeit (474), der Vorrang zu geben war. Da bereits Arbeiten über das Nachdehnungsverhalten anderer glatter Muskeln vorlagen - vgl. Abschnitt 2.4. -, die als Vergleichsarbeiten herangezogen werden konnten, und zudem mit einer Reihe nicht näher erfaßter Einflußfaktoren zu rechnen war, die das entstehende Bild ohnehin kompliziert gestalten würden, fiel die Entscheidung unter Verzicht auf eine größere induktive Basis zugunsten des Prinzips der Vergleichbarkeit, das eine möglichst große Homogenität des Untersuchungsmaterials erfordert.

Um Homogenität zu erzielen, war es wegen des gewichtigen Einflusses der hormonellen Situation auf die Uterusmuskulatur notwendig, Uteri in vergleichbarem Zustand für die Untersuchungen zu verwenden. Das kann auf zwei prinzipiell verschiedenen Wegen erreicht werden:

Eine Möglichkeit besteht darin, aus einem größeren Tierbestand Uteri auszuwählen, die unter ähnlichem physiologischem Einfluß stehen. Dies läßt sich durch Auswahl des Versuchstieres nach Anfertigung von Vaginalabstrichen erreichen.

Die andere Möglichkeit liegt darin, dem Versuchstier eine gut reproduzierbare Hormonlage durch Eingriffe aufzuzwingen. Das kann z.B. durch Kastration oder Hormoninjektionen erfolgen.

Nachteilig beim ersten Weg sind die notwendigerweise große

Tierhaltung und die Schwierigkeiten einer strikten Randomisierung und beim zweiten Weg die mehr oder minder unphysiologischen Eingriffe.

Weiter war zu entscheiden, ob von geschlechtsreifen Tieren eher jüngere oder ältere verwendet werden sollten.

Als Entscheidungshilfe wurden je zwei Muskeluntersuchungen durchgeführt mit einer jungen Ratte im Dioestrus, mit einer kastrierten Ratte und mit einer Ratte nach Vorbehandlung mit Progesteron, wobei an drei aufeinanderfolgenden Tagen je 10 mg Progesteron in 0.2 ml Arachisöl subcutan unter eine Hautfalte caudal am Rücken gespritzt wurden. Die Untersuchungen mit jüngeren Tieren - Nr.25 bis 28 in Tabelle 2 und 3 - zeigten ein erheblich niedrigeres Präparategewicht und kleine Nachdehnungswerte, die beim kastrierten Tier für die Differenz zwischen 1. und 2000. Sekunde sogar unter 1 mm lagen. Aus Gründen der Datenerfassungsgenauigkeit waren aber größere Werte anzustreben.

Von der Erwägung, das Wiederholungskollektiv unter dem Gesichtspunkt der Tierart zu einem Variationskollektiv auszuweiten und dabei Ratten und Meerschweinchen jeweils unter hormoneller Standardisierung mittels Progesteroninjektionen zu untersuchen - was den Vorteil einer gemeinsamen Versuchsplanung für die Untersuchungen bei verschiedenen Tierarten gegenüber einem Vergleich mit Ergebnissen aus anders konzipierten Arbeiten gehabt hätte -, mußte Abstand genommen werden, da wegen der unterschiedlichen Zyklusdauer prinzipiell weder eine einmalige noch eine mehrfache Hormongabe geeignet ist, eine alle wichtigen Kriterien der Vergleichbarkeit erfüllende Situation zu schaffen.

Die Zyklusdauer beträgt bei der Ratte etwa 4 bis 5 Tage und kann im Extremfall zwischen 3 und 9 Tagen schwanken - (108) zitiert eine Angabe von 4-6 Tagen und nennt in Übereinstimmung mit einer weiteren Arbeit selbst 6-8 Tage. Beim Meerschweinchen dauert der Zyklus etwa 15-17 Tage (108) und ist damit zwei- bis viermal so lang wie bei der Ratte.

Für die Ratte wurde die Gabe von je 10 mg Progesteron an drei aufeinanderfolgenden Tagen bei Tiergewichten von etwa 300 bis 350 g zur Erzielung eines standardisierten Hormon-

einflusses auf den Uterus für ausreichend erachtet, auch wenn die erste Progesterongabe in verschiedene Zyklusabschnitte fallen konnte und eine optimale Wirkung nur nach vorherigem Östrogeneinfluß zu erwarten ist.

4.8.2. Unter Abwägung der aufgeführten Gesichtspunkte und der beschränkten Möglichkeiten der Tierbeschaffung und -haltung - so ist z.B. bei der Kastration von Meer-schweinchen mit Tierverlusten zu rechnen und eine mehrwöchige Ruhezeit nach dem operativen Eingriff erforderlich - wurde auf die experimentelle Überprüfung weiterer Kombinationen von Tierart, Alter und Behandlung verzichtet und die Verwendung älterer virgineller Ratten nach dreitägiger Vorbehandlung mit Progesteron festgelegt.

Als Hormon wurde deshalb Progesteron gewählt, weil es zum Wachstum des Uterus im Sinne einer Hypertrophie des Myometriums führt und bei Zunahme der potentiellen kontraktilen Motilität gleichzeitig über eine Unterbindung der Erregungsleitung im Myometrium eine Ruhigstellung bewirkt, wobei der durch die Wirkung des Progesterons erhöhten Magnesiumkonzentration - im Gewebe - eine Bedeutung zugemessen wird (300) - s.a. Abschnitte 6.2.2.1.1.4. und 6.2.2.2. Wünschenswert war insbesondere die Herabsetzung der Erregbarkeit durch die Erhöhung des Membranpotentials (Hyperpolarisation) (94, 175), um störende Spontankontraktionen zu vermeiden, wobei diese Wirkung der Situation im Dioestrus oder bei ovariectomierten Tieren entspricht. Die Verwendung von Tieren im Dioestrus hätte - neben den bereits aufgeführten Nachteilen - auch erfordert, den Zyklus der Tiere auf Regelmäßigkeit zu untersuchen, da insbesondere bei der Ratte mit einem Dioestrus von nur 50-60 Stunden (108) Zyklusänderungen bereits durch das Anfertigen des Vaginalabstrichs möglich erscheinen.

Als Ergänzung und Eingrenzung der in Abschnitt 3.1. formulierten Ziele der Arbeit wurde am Ende der Voruntersuchungen festgelegt, daß glatte Muskulatur des Uterus der Ratte unter Progesteronstimulierung das Untersuchungsobjekt dar-

stellt, wobei die Möglichkeit, analoges Verhalten unter Östrogeneinfluß zu untersuchen, nicht in die Fragestellung der vorliegenden Arbeit aufgenommen wurde, sondern Gegenstand nachfolgender Arbeiten werden könnte.

Bei der Wahl des Versuchstieres - zur Auswahl standen Meerschweinchen und Ratte - fiel die Entscheidung deshalb zugunsten der Ratte, da hier nicht nur ein gangbarer Weg zur hormonellen Standardisierung bestand, sondern vor allem auch praktische Erwägungen dafür sprachen: Mit der Technik des Abbindens - Abschnitt 4.3.2.2.1. - ließen sich bei Rattenuterushörnern gut definierte Anfangs- und Endpunkte festlegen, bei den dickeren Uterushörnern des Meerschweinchens war dies wesentlich schwieriger. Für die Verwendung von Ratten sprach auch, daß sich beim Meerschweinchen das Uterushorn gegen das tubare Ende zu konisch verjüngt (108) - so daß die belastende Kraft in den Muskeluntersuchungen auf eine kompliziertere geometrische Struktur als eine näherungsweise Zylinderform trifft -, was bei der Ratte kaum der Fall ist. Der datenerfassungsmäßige Nachteil der tendenziell etwas kleineren Nachdehnungswerte bei der Ratte wurde als nicht entscheidend angesehen.

4.8.3. Als weitere Ergebnisse zeigten die Voruntersuchungen, daß sich die im Abschnitt 4.6. beschriebenen Kurvenanpassungen nicht nur in verschiedenen Lösungen bei Uterushörnern einer Tierart anwenden lassen, sondern daß dies auch für eine weitere Tierart und - wenn auch nur an wenigen Muskeln untersucht - unter verschiedenen Vorbehandlungen der Tiere gilt.

5. Hauptuntersuchungen

5.1. Planung der Hauptuntersuchungen

Bei der Planung der Hauptuntersuchungen waren neben den in den Voruntersuchungen erworbenen experimentellen Erfahrungen und neben allgemeinen biomathematischen Planungskriterien, wie Wiederholung, Randomisierung und Blockbildung (474), spezielle Überlegungen anzustellen zu Zielgröße sowie Daten- und Versuchsstruktur, ausgehend von den physiologischen Gegebenheiten und Besonderheiten des Untersuchungsobjektes und der damit verknüpften Fragestellung.

5.1.1. Zielgrößen sollten die in Abschnitt 4.5. aufgeführten Parameter sein, wobei für die Einzelauswertung der Muskeluntersuchungen vor allem die Korrelationskoeffizienten der Kurvenanpassungen und der Retraktionskoeffizient und für die Gesamtauswertung die Nachdehnungswerte, die Parameter der Hyperbel und die der logarithmischen Regression herangezogen werden sollten.

5.1.2. Da für alle Zielgrößen die Ermittlung der Dehnungswerte als nicht abgeleiteter Zielgröße von besonderer Bedeutung war, stellte sich zu Beginn der Planung der Hauptuntersuchungen die Frage, ob das Prinzip der Datenerfassung mit dem entwickelten EDV-Verfahren - Abschnitt 4.4.3. - beibehalten oder eine unmittelbarere Form gewählt werden sollte.

Als andere Möglichkeiten wurden ein direkter Computeranschluß über Stand- oder Telefonleitungen bzw. der Einsatz eines Analogsignal-Aufzeichnungsgerätes zur Registrierung und nachträglichen Eingabe der Daten in die EDV-Anlage erwogen. In diesen beiden Fällen wäre eine Analog-Digital-Umwandlung mit dem rechnerinternen AD-Wandler (Typ ADO1-D) erforderlich gewesen. Bei einem Umfang von etwa 2000, genau $2^{11} - 1$, Einheiten bzw. sogar nur etwa 1000 Einheiten für positive Werte auf der Digitalseite des Analog-Digital-Wandlers, die 10 Bit und ein Vorzeichenbit aufweist, hätte dies gegenüber

der Positronic mit über 5500 Einheiten in Ordinateurichtung die - ohne Zusatzgeräte - theoretisch erreichbare Erfassungsgrenze mindestens um den Faktor 2,5 bzw. 5 verschlechtert. Wegen des erheblichen und variablen Anteils der elastischen Dehnung an der Gesamtdehnung waren Meß- und Registrierbereiche günstig, deren Intervallgrenzen beide von Null verschieden waren; mit der Aufzeichnung auf Registrierpapier und der Verwendung der Positronic konnten solche Bereiche verwendet werden, während bei den zwei anderen Möglichkeiten dies ohne Zusatzgeräte, die die Gefahr einer weiteren Signalverzerrung geboten hätten, nicht möglich gewesen wäre, so daß vom Umfang her größere, d.h. ungünstigere Meßbereiche hätten gewählt werden müssen, wodurch eine weitere Verschlechterung der Erfassungsgrenze eingetreten wäre. Einem direkten Computeranschluß hätten zudem technische Probleme im Wege gestanden, und die Verwendung eines Analogsignal-Aufzeichnungsgerätes wäre mit zusätzlichen Signalverfälschungen verbunden gewesen.

Auf der anderen Seite bestanden bereits klare Vorstellungen, wie, auf dem Prinzip des ersten Datenerfassungsprogrammes aufbauend, ein zweites mit noch erhöhter Genauigkeit und vermehrter Datenmenge in einem späteren Teil der Arbeit realisiert werden könnte - vgl. Abschnitt 4.4.3.3.2. und 5.4.2.

Daher wurde das Prinzip der Datenerhebung beibehalten.

5.1.3. Die Daten- und Versuchsstruktur sollte so gewählt werden, daß neben einer Einzelauswertung auch bei Ausfall von Muskeluntersuchungen aus unvorhergesehenen Gründen dennoch eine Gesamtauswertung einer orthogonalen Datenstruktur mit dem geplanten Stichprobenumfang möglich würde.

5.1.3.1. Die für alle statistischen Tests zu verwendende Irrtumswahrscheinlichkeit α (Fehler 1. Art) sollte wegen des im Vergleich zu früheren Arbeiten neuen Untersuchungsobjektes, des Uterushornes, nicht zu klein gewählt werden und wurde daher auf 0.05 festgesetzt.

Unter Berücksichtigung dieser Irrtumswahrscheinlichkeit wurde der Umfang der orthogonalen Datenstruktur auf 40 Muskeluntersuchungen bei einem maximalen Gesamtumfang des Hauptversuchs von 60 Muskeluntersuchungen - entsprechend 30 Tieren - festgelegt.

Dabei war die Registrierung der Nachdehnungserscheinungen an einem Uterushorn als eine Einzeluntersuchung (Muskeluntersuchung) und jedes Uterushorn als eine Beobachtungseinheit zu betrachten, wobei nicht wie in (106) nur Uterushörner einer Tierseite, also z.B. nur linke, verwendet werden sollten. Die biomathematisch möglicherweise als problematisch erachtbare Tatsache, daß dann zwei Beobachtungseinheiten demselben Tier entstammen, wurde in die Versuchsplanung einbezogen.

5.1.3.2. Der hauptsächlich interessierende Einflußfaktor war die Badlösung mit den beiden Stufen "erschlafende Lösung A" und "kontrahierende Lösung B".

Erst durch die randomisierte Zuteilung der beiden Badlösungen zu den Beobachtungseinheiten wurde aus den physiologischen Untersuchungen oder Versuchen auch ein "Versuch" im biomathematischen Sinne im Gegensatz zu einer Datenerhebung (474), was vom puristischen Standpunkt aus die Anwendung der auf der statistischen Testtheorie beruhenden Verfahren erst rechtfertigt. Der Begriff "Versuch" im statistischen und biomathematischen Sinne bezeichnet dabei die Gesamtheit der Hauptuntersuchungen, weshalb zur Unterscheidung davon für die einzelnen Experimente die Begriffe "Einzeluntersuchung", "Muskeluntersuchung" oder "Nachdehnungsuntersuchung" verwendet werden.

Weitere Faktoren, die in der Planung berücksichtigt werden sollten, um möglicherweise störende Einflüsse erkennen und kontrollieren zu können, waren "Uterusseite" und "Tageszeit" mit jeweils zwei Stufen, "links" und "rechts" bzw. "vormittags" und "nachmittags". Diese beiden Faktoren waren dadurch bedingt, daß jeden Tag ein Versuchstier mit zwei Uterushörnern verwendet werden sollte, wobei nacheinander jedes Uterushorn einer Nachdehnungsuntersuchung diente.

Somit waren 3 Faktoren mit insgesamt $2^3 = 8$ Faktorstufenkombinationen für eine optimale Versuchsplanung so zu randomisieren, daß alle 8 Kombinationen unter 40 Untersuchungen gleich häufig auftraten.

Zur weiteren Erhöhung der Versuchsgenauigkeit wurden je zwei aufeinanderfolgende Versuchstage zu einem Block zusammengefaßt, so daß längerfristige Änderungen - Trends -, z.B. Lerneffekt des Experimentators, steigendes Alter und Gewicht der Tiere, Wetteränderungen, in ihrem unkontrollierten Einfluß auf die Versuchsergebnisse weitgehend ausgeschaltet werden konnten, wozu auch die Maßnahme gehörte, die Einzeluntersuchungen des Hauptversuchs an aufeinanderfolgenden Tagen binnen Monatsfrist durchzuführen.

Jeder Block bestand aus zwei Tieren, d.h. vier Muskeluntersuchungen, und stellte die kleinste Einheit dar, in der alle Merkmalsausprägungen vertreten waren, weil die beiden Einzeluntersuchungen eines Tages jeweils in gleicher Lösung durchgeführt wurden. Dies war erforderlich, um unter dem Gesichtspunkt, daß beide Uterushörner eines Tages einem Tier entstammen, die Möglichkeit offenzulassen, in der Auswertung zwischen intra- und interindividueller Variabilität unterscheiden zu können.

Die Randomisierung hatte so zu erfolgen, daß gleich viele Blöcke am ersten Tag Lösung A wie Lösung B hatten und in jedem Block genau ein Tag mit jeder Lösung gearbeitet wurde. Die Randomisierung der Uterusseiten mußte berücksichtigen, daß gleich viele Versuchstage mit dem rechten wie mit dem linken Uterushorn begannen und daß gleich häufig bei Verwendung von Lösung A - entsprechendes gilt für B - mit jeder der beiden Seiten begonnen wurde.

Die vollständige Randomisierung der 40 Untersuchungen der orthogonalen Versuchsstruktur enthält Tabelle 4.

TABELLE 4 :

RANDOMISIERUNG DER 40 UNTERSUCHUNGEN DER ORTHOGONALEN VERSUCHSSTRUKTUR
DES HAUPTVERSUCHS

BLOCK	1. RANDOMISIERUNG:		2. RANDOMISIERUNG:		3. RANDOMISIERUNG:	
	NR. DES TIERES		BADLOESUNG		UTERUSSEITE VORMITTAGS	NACHMITTAGS
A	20		A		RE	LI
	14		B		LI	RE
B	5		A		LI	RE
	12		B		RE	LI
C	13		B		RE	LI
	9		A		RE	LI
D	16		A		LI	RE
	7		B		LI	RE
E	6		B		LI	RE
	4		A		LI	RE
F	3		B		RE	LI
	19		A		RE	LI
G	18		A		RE	LI
	10		B		RE	LI
H	1		A		RE	LI
	2		B		LI	RE
I	17		B		RE	LI
	15		A		LI	RE
J	11		B		LI	RE
	8		A		LI	RE

5.1.3.3. Um die Homogenität innerhalb der Blöcke zu erhöhen, waren die beiden Tiere eines Blockes in einem gemeinsamen Käfig unterzubringen, während die Ersatztiere in zwei größeren Käfigen zu je 5 Tieren gehalten wurden. Für die 10 Zweierkäfige der orthogonalen Versuchsstruktur, die in zwei übereinander befindlichen Reihen zu je fünf Käfigen angeordnet waren, wurde eine Tierunterbringungsrandomisierung durchgeführt, um auch von dieser Seite störende Einflüsse und Trends möglichst auszuschalten. Diese Randomisierung erfolgte so, daß zwei zeitlich aufeinanderfolgende Käfige bzw. Blöcke einen Tierunterbringungsblock bildeten, wobei von jedem Tierunterbringungsblock je ein Käfig unten bzw. oben stand. Randomisiert wurde, welcher der beiden Käfige oben stand und auf welchem Platz innerhalb der beiden Reihen der betreffende Käfig anzuordnen war.

Die Randomisierung für die Tierunterbringung ist in Tabelle 5 dargestellt.

5.1.4. Um die Randomisierung nach Tabelle 4 durchführen zu können, mußten geeignete Verfahren der Tierkennzeichnung gewählt werden. Dabei war sicherzustellen, daß 30 Tiere eindeutig, dauerhaft, schnell erkennbar und, zur Erhöhung der Sicherheit, mit Redundanz markiert wurden. Dafür wurde ein Farbmarkierungssystem erstellt, bei dem an 5 Punkten auf dem Rücken der Ratten - an den 4 Eckpunkten eines gedachten Rechtecks und an dessen Diagonalschnittpunkt - nach dem Binärsystem Farbe aufzutragen oder wegzulassen war.

Als Markierungsstoff wäre Pikrinsäure unter dem Kriterium der Dauerhaftigkeit und leichten Aufbringbarkeit günstig gewesen, wovon jedoch Abstand genommen wurde, da eine toxische Wirkung nach Resorption gerade auf die glatte Muskulatur nicht sicher auszuschließen ist. Daher wurde Methylenblau gewählt, das diesen Nachteil vermeidet und ohne Nachfärbung eine guterkennbare Zeichnung der Tiere für mehr als einen Monat ermöglicht.

TABELLE 5 :

RANDOMISIERUNG FUER DIE TIERUNTERBRINGUNG

BLOCK = KAEFIG	REIHE	POSITION	I I I	ERGEBNIS
A	UNTEN	4	I I I	OBERE REIHE : B H C E I
B	OBEN	1	I I I	UNTERE REIHE : J D F A G
C	OBEN	3	I I I	
D	UNTEN	2	I I I	
E	OBEN	4	I I I	
F	UNTEN	3	I I I	
G	UNTEN	5	I I I	
H	OBEN	2	I I I	
I	OBEN	5	I I I	
J	UNTEN	1	I I I	

Zur Erzielung der gewünschten Redundanz wurde nach Randomisierung der Maßnahme innerhalb jedes Zweierkäfigs einem Tier eine Ohrkerbe links, dem anderen rechts mittels Scherenschlag angelegt.

5.1.5. Um möglichst gutnormierte Hormoninjektionen zu erhalten und vor allem kristalline Ausfällungen zu vermeiden, wie sie in der Progesteronlösung in Arachisöl nach einiger Zeit auftraten, sollte ein handelsübliches Progesteronpräparat (Progesteron Vitis^R) verwendet werden, wobei an drei aufeinanderfolgenden Tagen die subcutanen Injektionen zur gleichen Uhrzeit zu erfolgen hatten.

Die angestrebte Homogenität des gleichen Alters der zu verwendenden Ratten mußte durch etwa gleiches Gewicht ersetzt werden. Dieses Merkmal kann bei Gewichten um 300 bis 350 g - anders als bei wesentlich jüngeren und leichteren Tieren - relativ unproblematisch als Hinweis für einen vergleichbaren Entwicklungsstand und vollzogene Geschlechtsreife verwendet werden.

5.2. Durchführung der Hauptuntersuchungen

Nach Markierung aller 30 Tiere wurden zunächst mittels Zufallszahlen die 10 Ersatztiere ermittelt und dann die Tiere nach den Randomisierungsplänen aufgeteilt.

Die Hormoninjektionen erfolgten im 24-Stunden-Abstand mit nur wenigen Minuten Abweichung an den drei dem Untersuchungstag vorausgehenden Tagen - vgl. Abschnitt 4.8.1.

Die Untersuchungen wurden nach dem im Abschnitt 4.2. dargestellten Ablaufplan und der in 4.3. erläuterten Methode durchgeführt.

Nach Abschluß der 40 Muskeluntersuchungen der orthogonalen Datenstruktur folgten blockweise die restlichen Einzeluntersuchungen, wobei die randomisierten Strukturen derjenigen Blöcke zugrunde gelegt wurden, die aus physiologischen oder technischen Gründen als eventuell zu wiederholen anzusehen waren. Tatsächlich mußte für die orthogonale Datenstruktur von 40 Muskeluntersuchungen nur ein Block durch eine Wiederholung ersetzt werden, wobei in diesem Fall eine unerwartet hohe elastische Dehnung die Registrierung des Anfangsteils einer Nachdehnungskurve aus technischen Gründen nicht ermöglicht hatte. Alle anderen ursprünglichen Blöcke konnten beibehalten werden, was u.a. wegen der Erhaltung auch der zeitlich bedingten Homogenität der randomisierten Versuchsstruktur von Vorteil war.

Durch den Tod eines Versuchstieres noch vor Beginn seiner hormonellen Standardisierung verringerte sich die Zahl der insgesamt durchgeführten Hauptuntersuchungen auf 58 mit 57 voll auswertbaren Untersuchungen.

5.3. Methodenkritik

Vor Beginn des Datenerfassungs- und Auswerteteils der Hauptuntersuchungen sollen noch einige kritische Anmerkungen zur eigenen experimentellen Methode gemacht werden.

5.3.1. Von einigen Autoren wird nicht nur der Vorteil der Verwendung von möglichst parallelfaserigen Muskeln dargelegt (177, 201, 245, 316, 515), sondern auch an der Benutzung ganzer Organe statt einzelner Muskeln als Untersuchungsobjekt für das mechanische Verhalten glatter Muskulatur Kritik geübt (37, 383). Daß in der vorliegenden Arbeit dennoch nichtparallelfaserige Muskulatur in Form eines ganzen Organs verwendet wurde, steht nicht zu diesen Arbeiten im Widerspruch, sondern liegt darin begründet, daß gerade unter diesen Bedingungen Untersuchungen des Nachdehnungsverhaltens erfolgen sollten und das somit zu den bewußt gewählten Zielsetzungen der Arbeit - vgl. Abschnitt 3.1. - gehört.

5.3.2. Eine Bestimmung der Dehnung der Meßapparatur bei Belastung, sogenannte Compliance, wäre als ergänzende Untersuchung aus Gründen der Vergleichbarkeit mit anderen Arbeiten wünschenswert gewesen. Dem standen aber nicht nur technische Schwierigkeiten einer von der benutzten Meßapparatur unabhängigen Erfassung sehr kleiner Längenänderungen im Wege, sondern es läßt sich auch zeigen, daß der aus der Compliance erwachsende Meßfehler zum einen die Vergleichbarkeit der Untersuchungen untereinander nicht stört und zum anderen unter bestimmten Bedingungen ganz herausfällt: Da bei allen Untersuchungen mit dem gleichen Gewicht belastet wurde bzw. auf das Präparat die gleiche Kraft einwirkte und in dem aus Metall bestehenden Hebelarm selbst keine in der Zeit sich ändernde Dehnung - Nachdehnung - während der Belastungszeit zu erwarten war, kann davon ausgegangen werden, daß dadurch alle Dehnungswerte lediglich einen konstanten additiven Fehler haben, wobei der Fehler

erstens für alle Untersuchungen prinzipiell gleich ist und zweitens für die Betrachtung von Längendifferenzen - z.B. Nachdehnungen zwischen Zeitpunkten, s. Abschnitt 5.4.4.6. - herausfällt:

$$\begin{aligned}
 F_b &= \text{belastende Kraft} = \text{const} \\
 \epsilon(F_b) &= \text{Meßfehler durch Dehnung der Apparatur} \\
 &= \text{Compliance} \cdot F_b \\
 l_1, l_2 &= \text{gemessene Längen zu den Zeitpunkten } t_1 \\
 &\quad \text{und } t_2 \\
 l_{w1}, l_{w2} &= \text{wahre Längen zu den Zeitpunkten } t_1 \text{ und } t_2 \\
 l_1 - l_2 &= (l_{w1} + \epsilon(F_b)) - (l_{w2} + \epsilon(F_b)) = l_{w1} - l_{w2} \\
 &\quad \text{(Gleichung 18)}
 \end{aligned}$$

5.3.3. Eine größere Compliance oder Apparatedehnung wurde auch durch Verwendung eines Metallkettchens in der Versuchsapparatur - s. Skizze 1 - vermieden, wobei ein Metallkettchen ausreichende Flexibilität mit geringer Dehnbarkeit verbindet, so daß es vorteilhaft eingesetzt werden kann (316) und einer Verwendung von Bindfäden (194, 208) überlegen ist.

5.3.4. Anlaß zur Kritik könnte weiterhin die Versuchsbeobachtung geben, daß in kontrahierender Lösung die Dehnungskurve innerhalb der ersten 5 Sekunden, etwa bei 2 bis 3 Sekunden, oft einen flacheren Verlauf bot - kurz als "Delle" bezeichnet -, als er von der übrigen Kurve zu erwarten gewesen wäre - s. Abbildung 2. Da dieser flachere Verlauf wiederholt und in unterschiedlich starker und oft kaum feststellbarer Ausprägung auftrat, wäre es vom Gesichtspunkt der Versuchsplanung her völlig falsch gewesen, derartige Untersuchungen so lange wiederholen zu wollen, bis Untersuchungen ohne oder mit nicht mehr nachweisbarer Verflachung erzielt würden.

Abbildung 1: Erschlaffende Lösung A

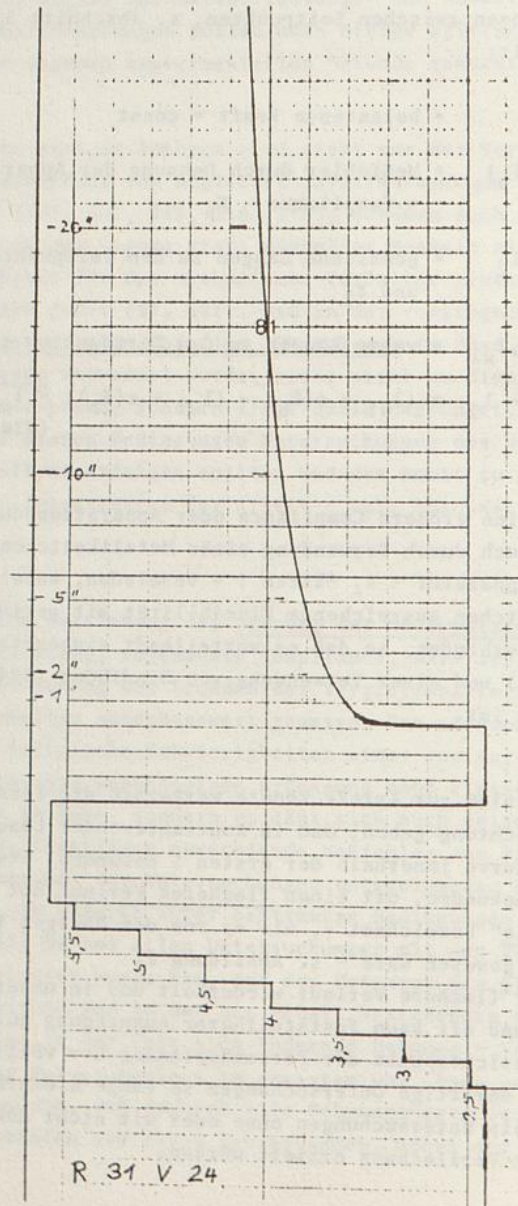
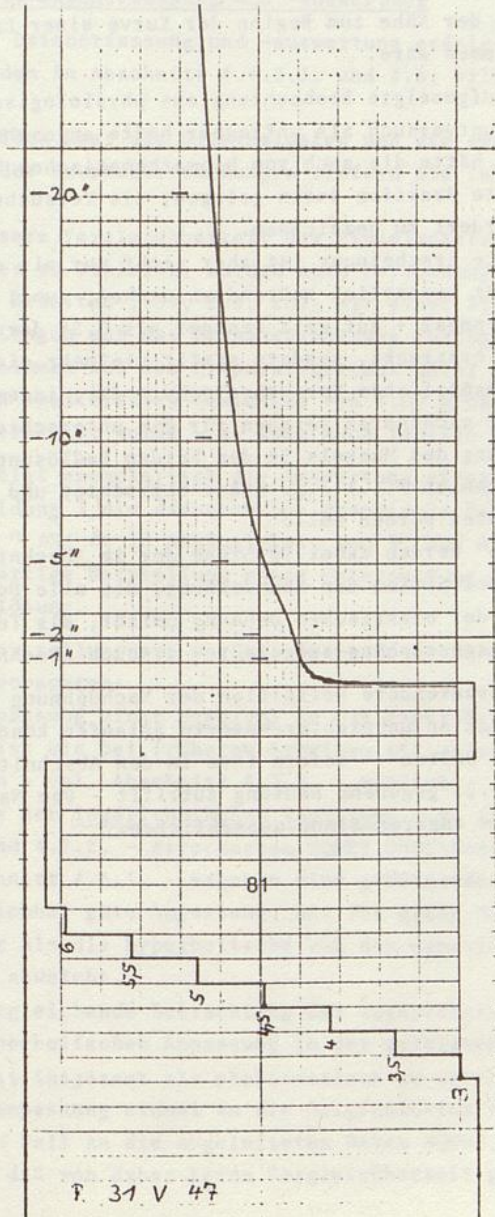


Abbildung 2: Kontrahierende Lösung B



Ähnliche Ablehnung mußte auch der Möglichkeit gelten, die "Dellen" durch graphische Interpolation aufzuheben, die letztlich wegen der Nähe zum Beginn der Kurve einer Extrapolation gleichgekommen wäre.

Wenn die aufgezeigte Beobachtung aus physiologischen Gründen für den Hauptversuch als untragbar hätte angesehen werden müssen, so hätte die auch vom biomathematischen Standpunkt aus korrekte Reaktion darin gelegen, die Versuchsbedingungen als überfordert zu bezeichnen.

Die genannte Erscheinung ist aber nicht nur als den Versuchsablauf nicht wesentlich störend anzusehen, zumal sie sich - soweit erkennbar - auf weit weniger als 0.5% der untersuchten Zeitspanne erstreckt, sondern stellt vielmehr ein interessantes zusätzliches Versuchsergebnis dar, indem sie ein unmittelbar sichtbares Zeichen für die unterschiedliche Beeinflussung des Muskels in den beiden Badlösungen gibt, was im Abschnitt 7.1.1.2.2. näher betrachtet und ansatzweise gedeutet werden soll.

Die "Dellen" werden dabei im Sinne der im Abschnitt 2.2.1. gegebenen Definition der Nachdehnung, die alle Dehnungsvorgänge nach der elastischen Dehnung umfaßt, als Teil des Nachdehnungsgeschehens aufgefaßt - s. auch Abschnitt 5.4.4.6.

Eine einschränkendere Definition der Nachdehnung als Geschehen, das auch an unbelebter Materie ablaufen könnte, würde dagegen die Dellen - sofern ihre in den Abschnitten 6.2.3.1.3. und 7.1.1.2.2. gegebene Deutung zutrifft - vom Nachdehnungsgeschehen im engeren Sinne ausschließen.

5.4. Datenerfassung und Datenauswertung

5.4.1. Erste Datenerfassung und -auswertung

Die Datenerfassung und -auswertung erfolgte zunächst wieder mit dem in Abschnitt 4.4.3.3. und 4.6. erläuterten Programm.

Einen Überblick über die Originaldaten und die erste Datenauswertung der Hauptuntersuchungen liefern die Tabellen 6 und 7.

Um eine bessere Vergleichbarkeit der Einzeluntersuchungen untereinander zu erzielen, wurden auch Berechnungen analog zu früheren Arbeiten (194, 208, 209) mit einer Standardisierung aller Längen auf das Präparatevolumen durchgeführt, wobei das Volumen aus dem Präparategewicht unter Zugrundelegung eines spezifischen Gewichtes von 1.05 p/cm^3 (190, 191, 246) berechnet wurde - s. dazu auch Tabelle 14.

Tabelle 8 zeigt exemplarisch die Auswertung einer Untersuchung, Abbildung 3 die dazugehörige graphische Darstellung in der Form " $\Delta N / \Delta t$ in Abhängigkeit von N " und Abbildung 4 eine gleichartige Darstellung einer Untersuchung in der anderen Badlösung.

In dieser Darstellungsart war bei allen Untersuchungen folgendes zu beobachten:

- 1) Die Anpassung einer Hyperbel an die experimentellen Daten ist wie bei früheren Arbeiten mit anderen glatten Muskeln - vgl. Abschnitt 4.7.2. - möglich.
- 2) Die aus der logarithmischen Anpassung - s. Abschnitt 4.5. und 4.7.2. - errechneten NQUER, DNDT-Werte - s. Abschnitt 4.6.1. - ergeben eine größenordnungsmäßig vergleichbar gute Anpassung, die für große NQUER-Werte weniger als die hyperbolische von den experimentellen Werten abweicht.

Die vergleichende Betrachtung der logarithmischen und der hyperbolischen Anpassung in der gezeigten Darstellung ist insgesamt als problematisch zu werten, da die Kurvenanpassung einmal an die Originaldaten t, N und im anderen Fall an die abgeleiteten Daten NQUER, DNDT erfolgte, so daß von daher keine Vergleichbarkeit gegeben ist.

- 3) Die hyperbolische Anpassung schneidet die Abszisse in einem Bereich, der experimentell überprüft wurde, d.h., für große NQUER-Werte treten in der hyperbolischen Anpassung negative DNDT-Werte auf, während die experimentellen Daten in keinem Fall negativ werden.

Diese Diskrepanz ist auch in den Abbildungen früherer Arbeiten (194, 208, 209, 212, 278) zu erkennen.

- 4) Sowohl die Originaldaten als auch die beiden Anpassungen zeigen in ihren vertikalen Asymptoten eine deutliche Verschiebung vom Koordinatenursprung aus nach rechts. Diese Verschiebungen - auch sie traten bereits in früheren Arbeiten auf - werfen interpretatorische Probleme auf, die im Abschnitt 5.4.4.4. erörtert werden sollen.

Da die Verschiebungen die Länge des Vektors vom Koordinatenursprung zum Scheitelpunkt der Hyperbel stark beeinflussen, wird auf eine nähere Betrachtung der Vektorlänge VL der Tabelle 7 verzichtet.

TABELLE 6 :

UEBERSICHT UEBER ORIGINALDATEN DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN

NR	LS	US	TZ	TG	PG	L(O)	E	L(ENDE)
1	EA	RE	VO	295	51.0	21.85	3.914	26.10
2	EA	LI	NA	295	31.5	13.87	2.200	16.97
3	KB	LI	VO	340	69.8	19.57	3.685	22.32
4	KB	RE	NA	340	67.0	17.23	4.926	19.18
5	EA	LI	VO	325	66.8	13.40	3.056	16.85
6	EA	RE	NA	325	71.1	15.33	3.045	18.48
7	KB	RE	VO	305	66.1	17.08	4.142	17.53
8	KB	LI	NA	305	63.0	17.52	5.230	18.52
9	KB	RE	VO	305	64.5	20.70	5.220	23.80
11	EA	RE	VO	292	72.2	14.43	3.977	19.03
12	EA	LI	NA	292	99.4	16.98	4.598	22.53
13	EA	LI	VO	364	55.1	14.37	2.322	16.77
14	EA	RE	NA	364	57.3	13.97	3.415	17.37
15	KB	LI	VO	359	64.2	17.55	4.409	16.90
16	KB	RE	NA	359	57.6	17.88	5.287	18.98
17	KB	LI	VO	329	54.2	17.12	5.448	15.62
18	KB	RE	NA	329	67.7	16.55	7.584	17.05
19	EA	LI	VO	341	47.5	17.75	3.327	21.25
20	EA	RE	NA	341	48.4	20.13	3.797	24.48
21	KB	RE	VO	327	66.0	16.97	3.578	17.72
22	KB	LI	NA	327	68.4	16.10	3.796	16.00
23	EA	RE	VO	295	69.0	19.97	2.001	22.22
24	EA	LI	NA	295	66.7	20.42	2.845	24.02
25	EA	RE	VO	376	61.5	17.60	2.418	20.30
26	EA	LI	NA	376	56.7	18.60	3.085	21.90
27	KB	RE	VO	352	61.4	19.03	3.213	22.13
28	KB	LI	NA	352	65.3	20.98	4.256	25.38
29	EA	RE	VO	335	61.0	16.37	2.578	19.47
30	EA	LI	NA	335	58.0	17.78	2.979	21.53
31	KB	LI	VO	341	91.5	20.05	3.927	22.45
32	KB	RE	NA	341	83.0	17.27	4.516	18.77
33	KB	RE	VO	277	58.5	18.42	3.158	17.12
34	KB	LI	NA	277	55.6	15.98	5.010	14.53
35	EA	LI	VO	314	49.3	17.70	2.717	20.65
36	EA	RE	NA	314	42.2	15.28	2.397	17.63
37	KB	LI	VO	324	65.5	21.78	3.418	25.13
38	KB	RE	NA	324	72.2	19.05	4.160	22.35
39	EA	LI	VO	333	87.0	13.97	2.549	17.02
40	EA	RE	NA	333	70.0	14.05	2.917	17.25
41	KB	RE	VO	355	103.7	18.88	4.765	17.78
42	KB	LI	NA	355	114.3	19.75	6.615	18.65
43	EA	RE	VO	289	87.7	14.23	2.073	16.23
44	EA	LI	NA	289	70.5	20.40	4.367	25.05
45	EA	RE	VO	332	55.4	15.48	2.179	18.33
46	EA	LI	NA	332	57.9	18.35	2.044	20.25
47	KB	RE	VO	323	99.5	16.02	3.677	17.62
48	KB	LI	NA	323	97.1	17.93	4.190	19.78
49	EA	RE	VO	337	53.0	15.58	2.418	17.98
50	EA	LI	NA	337	46.4	15.97	2.488	18.32
51	KB	LI	VO	363	80.0	17.30	3.189	19.25
52	KB	RE	NA	363	77.6	15.68	2.886	16.48
53	KB	RE	VO	359	73.5	17.90	2.682	19.85
54	KB	LI	NA	359	64.2	17.03	3.424	19.23
55	EA	RE	VO	357	66.0	15.60	3.263	19.30
56	EA	LI	NA	357	60.6	15.07	2.796	18.17
57	KB	LI	VO	342	63.7	18.18	3.994	21.78
58	KB	RE	NA	342	69.3	19.17	4.794	23.92

NR	LS	US	TZ	GESAMTDEHNUNGSWERTE		G(T)	ZU DEN ZEITPUNKTEN			
				1	2		5	10	20	50
1	EA	RE	VO	4.616	4.745	5.001	5.200	5.426	5.738	
2	EA	LI	NA	2.704	2.801	2.987	3.134	3.304	3.553	
3	KB	LI	VO	4.302	4.376	4.564	4.747	4.912	5.165	
4	KB	RE	NA	5.850	5.950	6.229	6.457	6.655	6.945	
5	EA	LI	VO	3.543	3.626	3.789	3.924	4.077	4.304	
6	EA	RE	NA	3.556	3.632	3.791	3.923	4.061	4.273	
7	KB	RE	VO	4.864	4.984	5.235	5.462	5.674	5.987	
8	KB	LI	NA	6.046	6.188	6.468	6.733	6.988	7.331	
9	KB	RE	VO	6.086	6.230	6.543	6.807	7.056	7.425	
11	EA	RE	VO	4.586	4.688	4.920	5.126	5.353	5.665	
12	EA	LI	NA	5.351	5.490	5.747	5.969	6.215	6.542	
13	EA	LI	VO	2.720	2.772	2.895	3.001	3.113	3.272	
14	EA	RE	NA	3.883	3.941	4.071	4.190	4.332	4.538	
15	KB	LI	VO	5.158	5.266	5.517	5.741	5.967	6.288	
16	KB	RE	NA	6.139	6.274	6.543	6.786	7.021	7.339	
17	KB	LI	VO	6.187	6.268	6.458	6.651	6.843	7.146	
18	KB	RE	NA	8.456	8.569	8.824	9.074	9.326	9.706	
19	EA	LI	VO	3.838	3.918	4.082	4.224	4.378	4.609	
20	EA	RE	NA	4.349	4.443	4.621	4.780	4.952	5.200	
21	KB	RE	VO	4.226	4.321	4.518	4.704	4.873	5.142	
22	KB	LI	NA	4.495	4.640	4.886	5.096	5.263	5.534	
23	EA	RE	VO	2.490	2.580	2.747	2.874	3.021	3.219	
24	EA	LI	NA	3.468	3.579	3.777	3.942	4.120	4.364	
25	EA	RE	VO	2.873	2.940	3.082	3.205	3.338	3.549	
26	EA	LI	NA	3.620	3.691	3.836	3.969	4.113	4.327	
27	KB	RE	VO	3.816	3.903	4.118	4.313	4.498	4.775	
28	KB	LI	NA	5.017	5.130	5.399	5.633	5.842	6.154	
29	EA	RE	VO	3.150	3.259	3.451	3.605	3.772	4.003	
30	EA	LI	NA	3.618	3.756	3.978	4.163	4.353	4.619	
31	KB	LI	VO	4.650	4.758	5.023	5.251	5.467	5.795	
32	KB	RE	NA	5.227	5.321	5.632	5.883	6.098	6.427	
33	KB	RE	VO	3.645	3.698	3.838	3.974	4.103	4.318	
34	KB	LI	NA	5.574	5.622	5.773	5.940	6.082	6.337	
35	EA	LI	VO	3.235	3.300	3.411	3.509	3.614	3.775	
36	EA	RE	NA	2.813	2.859	2.955	3.038	3.127	3.264	
37	KB	LI	VO	4.099	4.208	4.489	4.712	4.930	5.230	
38	KB	RE	NA	4.919	5.039	5.340	5.593	5.818	6.141	
39	EA	LI	VO	3.031	3.112	3.265	3.410	3.564	3.788	
40	EA	RE	NA	3.322	3.409	3.560	3.688	3.820	4.037	
41	KB	RE	VO	5.622	5.802	6.169	6.478	6.743	7.098	
42	KB	LI	NA	7.697	7.930	8.401	8.737	9.031	9.414	
43	EA	RE	VO	2.548	2.623	2.744	2.850	2.970	3.132	
44	EA	LI	NA	4.993	5.084	5.272	5.428	5.615	5.895	
45	EA	RE	VO	2.706	2.791	2.968	3.123	3.291	3.523	
46	EA	LI	NA	2.462	2.546	2.693	2.821	2.956	3.148	
47	KB	RE	VO	4.213	4.273	4.492	4.693	4.877	5.163	
48	KB	LI	NA	4.764	4.843	5.079	5.292	5.481	5.789	
49	EA	RE	VO	2.789	2.842	2.944	3.036	3.140	3.297	
50	EA	LI	NA	2.910	2.975	3.089	3.188	3.301	3.471	
51	KB	LI	VO	3.731	3.784	3.920	4.028	4.141	4.313	
52	KB	RE	NA	3.367	3.406	3.565	3.690	3.816	4.027	
53	KB	RE	VO	3.176	3.214	3.313	3.392	3.474	3.605	
54	KB	LI	NA	3.867	3.909	4.023	4.113	4.195	4.337	
55	EA	RE	VO	3.858	3.960	4.147	4.314	4.490	4.740	
56	EA	LI	NA	3.374	3.458	3.620	3.756	3.895	4.098	
57	KB	LI	VO	4.621	4.708	4.968	5.163	5.369	5.692	
58	KB	RE	NA	5.490	5.596	5.921	6.171	6.402	6.783	

GESAMTDEHNUNGSWERTE G(T) ZU DEN ZEITPUNKTEN					LS	US	TZ	NR
100	200	500	1000	2000				
5.992	6.260	6.632	6.908	7.180	EA	RE	VO	1
3.735	3.932	4.204	4.414	4.633	EA	LI	NA	2
5.368	5.605	5.975	6.287	6.625	KB	LI	VO	3
7.181	7.443	7.839	8.176	8.555	KB	RE	NA	4
4.475	4.670	4.928	5.125	5.342	EA	LI	VO	5
4.444	4.631	4.905	5.116	5.349	EA	RE	NA	6
6.213	6.442	6.764	7.005	7.245	KB	RE	VO	7
7.593	7.862	8.209	8.466	8.708	KB	LI	NA	8
7.699	7.980	8.373	8.682	9.003	KB	RE	VO	9
5.910	6.167	6.475	6.711	6.937	EA	RE	VO	11
6.790	7.048	7.398	7.658	7.916	EA	LI	NA	12
3.406	3.559	3.771	3.938	4.103	EA	LI	VO	13
4.708	4.896	5.160	5.370	5.595	EA	RE	NA	14
6.523	6.773	7.122	7.395	7.688	KB	LI	VO	15
7.575	7.824	8.158	8.430	8.719	KB	RE	NA	16
7.394	7.670	8.081	8.409	8.757	KB	LI	VO	17
9.994	10.313	10.761	11.114	11.484	KB	RE	NA	18
4.799	4.999	5.279	5.513	5.768	EA	LI	VO	19
5.413	5.644	5.978	6.251	6.559	EA	RE	NA	20
5.345	5.571	5.891	6.149	6.413	KB	RE	VO	21
5.735	5.933	6.208	6.433	6.653	KB	LI	NA	22
3.376	3.542	3.789	3.982	4.199	EA	RE	VO	23
4.561	4.765	5.060	5.293	5.520	EA	LI	NA	24
3.733	3.917	4.258	4.545	4.789	EA	RE	VO	25
4.506	4.702	4.989	5.211	5.440	EA	LI	NA	26
4.996	5.236	5.583	5.860	6.151	KB	RE	VO	27
6.402	6.676	7.064	7.374	7.702	KB	LI	NA	28
4.184	4.376	4.643	4.842	5.058	EA	RE	VO	29
4.826	5.045	5.343	5.571	5.796	EA	LI	NA	30
6.071	6.371	6.824	7.210	7.636	KB	LI	VO	31
6.693	6.989	7.430	7.815	8.243	KB	RE	NA	32
4.499	4.707	5.035	5.315	5.630	KB	RE	VO	33
6.545	6.790	7.188	7.535	7.916	KB	LI	NA	34
3.914	4.076	4.313	4.514	4.735	EA	LI	VO	35
3.384	3.522	3.738	3.933	4.143	EA	RE	NA	36
5.456	5.701	6.033	6.303	6.584	KB	LI	VO	37
6.378	6.612	6.939	7.202	7.476	KB	RE	NA	38
3.973	4.172	4.446	4.668	4.932	EA	LI	VO	39
4.219	4.411	4.682	4.905	5.172	EA	RE	NA	40
7.349	7.607	7.952	8.225	8.499	KB	RE	VO	41
9.691	9.956	10.327	10.616	10.904	KB	LI	NA	42
3.252	3.376	3.545	3.683	3.830	EA	RE	VO	43
6.137	6.414	6.805	7.131	7.471	EA	LI	NA	44
3.715	3.911	4.200	4.427	4.701	EA	RE	VO	45
3.297	3.446	3.668	3.846	4.034	EA	LI	NA	46
5.400	5.674	6.068	6.400	6.786	KB	RE	VO	47
6.024	6.294	6.672	6.995	7.374	KB	LI	NA	48
3.424	3.569	3.780	3.952	4.150	EA	RE	VO	49
3.620	3.780	4.023	4.223	4.452	EA	LI	NA	50
4.452	4.606	4.846	5.027	5.244	KB	LI	VO	51
4.193	4.381	4.660	4.900	5.170	KB	RE	NA	52
3.717	3.837	4.029	4.199	4.375	KB	RE	VO	53
4.450	4.582	4.790	4.957	5.131	KB	LI	NA	54
4.952	5.170	5.467	5.710	5.949	EA	RE	VO	55
4.258	4.420	4.654	4.835	5.023	EA	LI	NA	56
5.946	6.233	6.629	6.969	7.335	KB	LI	VO	57
7.080	7.410	7.915	8.320	8.790	KB	RE	NA	58

NR	LS	US	TZ	NACHDEHNUNGSWERTE		N(T)	ZU DEN ZEITPUNKTEN			
				1	2		5	10	20	50
1	EA	RE	VD	0.702	0.831	1.088	1.286	1.513	1.824	
2	EA	LI	NA	0.504	0.601	0.786	0.934	1.103	1.352	
3	KB	LI	VD	0.617	0.691	0.879	1.062	1.227	1.480	
4	KB	RE	NA	0.924	1.024	1.303	1.531	1.729	2.019	
5	EA	LI	VD	0.487	0.570	0.733	0.868	1.021	1.248	
6	EA	RE	NA	0.511	0.587	0.746	0.878	1.017	1.229	
7	KB	RE	VD	0.722	0.842	1.093	1.320	1.532	1.845	
8	KB	LI	NA	0.816	0.958	1.237	1.503	1.758	2.101	
9	KB	RE	VD	0.865	1.009	1.322	1.586	1.836	2.205	
11	EA	RE	VD	0.609	0.710	0.942	1.148	1.376	1.687	
12	EA	LI	NA	0.753	0.892	1.149	1.371	1.617	1.944	
13	EA	LI	VD	0.398	0.450	0.572	0.679	0.790	0.950	
14	EA	RE	NA	0.468	0.526	0.656	0.774	0.916	1.123	
15	KB	LI	VD	0.749	0.858	1.109	1.333	1.558	1.879	
16	KB	RE	NA	0.852	0.987	1.256	1.499	1.735	2.053	
17	KB	LI	VD	0.739	0.819	1.010	1.203	1.395	1.697	
18	KB	RE	NA	0.872	0.985	1.240	1.490	1.742	2.122	
19	EA	LI	VD	0.511	0.592	0.755	0.898	1.051	1.282	
20	EA	RE	NA	0.552	0.646	0.825	0.983	1.155	1.403	
21	KB	RE	VD	0.648	0.743	0.940	1.126	1.295	1.564	
22	KB	LI	NA	0.699	0.843	1.090	1.300	1.467	1.738	
23	EA	RE	VD	0.489	0.579	0.746	0.873	1.020	1.218	
24	EA	LI	NA	0.623	0.734	0.932	1.097	1.275	1.519	
25	EA	RE	VD	0.455	0.522	0.664	0.787	0.920	1.131	
26	EA	LI	NA	0.535	0.606	0.751	0.884	1.028	1.242	
27	KB	RE	VD	0.603	0.690	0.905	1.100	1.286	1.562	
28	KB	LI	NA	0.762	0.874	1.143	1.378	1.586	1.899	
29	EA	RE	VD	0.572	0.681	0.872	1.027	1.194	1.424	
30	EA	LI	NA	0.639	0.777	0.999	1.184	1.374	1.640	
31	KB	LI	VD	0.723	0.831	1.096	1.324	1.540	1.868	
32	KB	RE	NA	0.711	0.805	1.116	1.367	1.582	1.911	
33	KB	RE	VD	0.486	0.539	0.680	0.816	0.945	1.159	
34	KB	LI	NA	0.563	0.612	0.762	0.929	1.071	1.326	
35	EA	LI	VD	0.518	0.583	0.693	0.792	0.897	1.058	
36	EA	RE	NA	0.416	0.462	0.558	0.641	0.730	0.867	
37	KB	LI	VD	0.680	0.789	1.071	1.293	1.511	1.812	
38	KB	RE	NA	0.759	0.879	1.179	1.433	1.658	1.981	
39	EA	LI	VD	0.482	0.563	0.716	0.861	1.015	1.239	
40	EA	RE	NA	0.405	0.492	0.643	0.771	0.903	1.120	
41	KB	RE	VD	0.856	1.037	1.403	1.712	1.977	2.332	
42	KB	LI	NA	1.082	1.315	1.786	2.122	2.416	2.799	
43	EA	RE	VD	0.475	0.550	0.672	0.777	0.897	1.059	
44	EA	LI	NA	0.626	0.717	0.905	1.061	1.248	1.528	
45	EA	RE	VD	0.527	0.612	0.790	0.945	1.113	1.345	
46	EA	LI	NA	0.418	0.502	0.649	0.777	0.912	1.103	
47	KB	RE	VD	0.536	0.596	0.816	1.016	1.200	1.487	
48	KB	LI	NA	0.573	0.652	0.888	1.102	1.291	1.598	
49	EA	RE	VD	0.371	0.424	0.526	0.618	0.721	0.879	
50	EA	LI	NA	0.422	0.487	0.601	0.699	0.812	0.982	
51	KB	LI	VD	0.542	0.595	0.731	0.840	0.953	1.124	
52	KB	RE	NA	0.481	0.520	0.679	0.803	0.929	1.141	
53	KB	RE	VD	0.494	0.532	0.631	0.710	0.792	0.923	
54	KB	LI	NA	0.443	0.485	0.599	0.689	0.772	0.914	
55	EA	RE	VD	0.595	0.697	0.884	1.051	1.226	1.477	
56	EA	LI	NA	0.578	0.662	0.824	0.959	1.099	1.302	
57	KB	LI	VD	0.626	0.714	0.973	1.169	1.374	1.698	
58	KB	RE	NA	0.696	0.802	1.127	1.377	1.607	1.989	

	NACHDEHNUNGSWERTE				N(T)	ZU DEN ZEITPUNKTEN			LS	US	TZ	NR
	100	200	500	1000		2000						
24	2.079	2.346	2.718	2.994	3.266	EA	RE	VO				1
52	1.535	1.732	2.003	2.214	2.433	EA	LI	NA				2
80	1.683	1.920	2.290	2.602	2.940	KB	LI	VO				3
19	2.255	2.516	2.913	3.250	3.629	KB	RE	NA				4
48	1.419	1.614	1.872	2.069	2.286	EA	LI	VO				5
29	1.400	1.586	1.860	2.071	2.305	EA	RE	NA				6
45	2.071	2.300	2.622	2.863	3.103	KB	RE	VO				7
01	2.363	2.632	2.979	3.236	3.478	KB	LI	NA				8
05	2.478	2.760	3.152	3.461	3.782	KB	RE	VO				9
87	1.933	2.189	2.498	2.734	2.960	EA	RE	VO				11
44	2.192	2.450	2.800	3.060	3.318	EA	LI	NA				12
50	1.084	1.237	1.448	1.616	1.781	EA	LI	VO				13
23	1.292	1.481	1.744	1.955	2.179	EA	RE	NA				14
79	2.114	2.364	2.713	2.987	3.279	KB	LI	VO				15
53	2.288	2.538	2.872	3.143	3.433	KB	RE	NA				16
97	1.946	2.222	2.633	2.961	3.309	KB	LI	VO				17
22	2.410	2.729	3.177	3.530	3.900	KB	RE	NA				18
82	1.472	1.673	1.952	2.187	2.441	EA	LI	VO				19
03	1.616	1.847	2.181	2.455	2.763	EA	RE	NA				20
64	1.767	1.993	2.313	2.571	2.835	KB	RE	VO				21
38	1.939	2.136	2.412	2.637	2.857	KB	LI	NA				22
18	1.375	1.542	1.788	1.981	2.198	EA	RE	VO				23
19	1.716	1.920	2.215	2.448	2.675	EA	LI	NA				24
31	1.315	1.498	1.839	2.127	2.371	EA	RE	VO				25
42	1.420	1.617	1.904	2.126	2.355	EA	LI	NA				26
62	1.784	2.024	2.370	2.647	2.938	KB	RE	VO				27
99	2.146	2.420	2.808	3.118	3.446	KB	LI	NA				28
24	1.606	1.798	2.065	2.264	2.480	EA	RE	VO				29
40	1.847	2.065	2.364	2.592	2.817	EA	LI	NA				30
68	2.144	2.444	2.898	3.283	3.709	KB	LI	VO				31
11	2.176	2.473	2.913	3.298	3.727	KB	RE	NA				32
59	1.341	1.548	1.877	2.157	2.472	KB	RE	VO				33
26	1.535	1.779	2.177	2.525	2.905	KB	LI	NA				34
58	1.197	1.358	1.596	1.797	2.017	EA	LI	VO				35
67	0.987	1.125	1.341	1.537	1.746	EA	RE	NA				36
12	2.037	2.283	2.614	2.885	3.165	KB	LI	VO				37
81	2.218	2.452	2.779	3.041	3.316	KB	RE	NA				38
39	1.424	1.623	1.897	2.119	2.383	EA	LI	VO				39
20	1.302	1.494	1.765	1.989	2.255	EA	RE	NA				40
32	2.584	2.841	3.187	3.460	3.733	KB	RE	VO				41
99	3.076	3.341	3.712	4.001	4.289	KB	LI	NA				42
59	1.179	1.303	1.472	1.610	1.757	EA	RE	VO				43
28	1.770	2.046	2.438	2.763	3.104	EA	LI	NA				44
45	1.537	1.733	2.021	2.248	2.523	EA	RE	VO				45
03	1.252	1.401	1.624	1.801	1.989	EA	LI	NA				46
87	1.723	1.997	2.392	2.723	3.109	KB	RE	VO				47
98	1.834	2.104	2.482	2.805	3.184	KB	LI	NA				48
79	1.005	1.151	1.362	1.534	1.732	EA	RE	VO				49
82	1.132	1.292	1.535	1.734	1.963	EA	LI	NA				50
24	1.263	1.417	1.657	1.838	2.056	KB	LI	VO				51
41	1.306	1.495	1.774	2.014	2.284	KB	RE	NA				52
23	1.035	1.156	1.347	1.517	1.693	KB	RE	VO				53
14	1.026	1.158	1.367	1.534	1.708	KB	LI	NA				54
77	1.688	1.907	2.204	2.447	2.686	EA	RE	VO				55
02	1.461	1.624	1.858	2.038	2.227	EA	LI	NA				56
98	1.951	2.238	2.635	2.975	3.340	KB	LI	VO				57
89	2.286	2.616	3.120	3.526	3.996	KB	RE	NA				58

LEGENDE ZUR TABELLE 6 :

NR	NUMMER DER UNTERSUCHUNG	
LS	LOESUNG	
	EA	ERSCHLAFFENDE LOESUNG A
	KB	KONTRAHIERENDE LOESUNG B
US	UTERUSSEITE	
	LI	LINKS
	RE	RECHTS
TZ	TAGESZEIT	
	VO	VORMITTAGS
	NA	NACHMITTAGS
TG	TIERGEWICHT	[IN GRAMM]
PG	PRAEPARATEGEWICHT	[IN MILLIGRAMM]
L(0)	AUSGANGSLAENGE (0.00 UHR GEMAESS ABSCHNITT 4.2.4.3.)	[IN MILLIMETERN]
E	ELASTISCHE DEHNUNG	[IN MILLIMETERN]
L(ENDE)	ENDLAENGE (2.05 UHR + Z GEMAESS ABSCHNITT 4.2.4.13.)	[IN MILLIMETERN]
G(T)	GESAMTVERLAENGERUNG G BIS ZUM ZEITPUNKT T	(T IN SEKUNDEN) [IN MILLIMETERN]
N(T)	NACHDEHNUNG N BIS ZUM ZEITPUNKT T	(T IN SEKUNDEN) [IN MILLIMETERN]

LEGENDE ZUR TABELLE 7 :

NR	NUMMER DES VERSUCHS
LS	LOESUNG
	EA ERSCHLAFFENDE LOESUNG A
	KB KONTRAHIERENDE LOESUNG B
A2, A3, A4	PARAMETER DER NACH BRONSTEIN ANGEPASTEN HYPERBEL
VL	VEKTORLAENGE : LAENGE DES VEKTORS VOM KOORDINATENURSPRUNG ZUM SCHEITELPUNKT DER HYPERBEL
X0, Y0	FESTES WERTEPAAAR NQUER(C),DNDT(C) DER BESTEN SERIE DER LINEARISIERTEN HYPERBELANPASSUNGEN NACH BRONSTEIN [X0 IN MM, Y0 IN MM/SEC]
SN	SERIENNUMMER DAZU
A	ORDINATENABSCHNITT A DAZU
B	STEIGUNG B DAZU
R(LINH)	KORRELATIONSKOEFFIZIENT R DAZU (LINEARISIERTE HYPERBEL)
R(LOG)	KORRELATIONSKOEFFIZIENT R DER LOGARITHMISCHEN ANPASSUNG
D1	ORDINATENABSCHNITT D1 DAZU
D2	STEIGUNG D2 DAZU
RTK	RETRAKTIONSKOEFFIZIENT [IN %]

TABELLE 7 :

UEBERSICHT UEBER EINIGE ERGEBNISDATEN DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN

NR	LS	A2	A3	A4	VL	X0	Y0
1	EA	-3574.	-80426.	175642.	0.6998	0.7667	0.128529
2	EA	-4793.	-119665.	348847.	0.5141	0.5522	0.096814
3	KB	-3870.	-463587.	685084.	0.7843	1.1441	0.016501
4	KB	-3148.	-412828.	394932.	1.1787	1.6298	0.019842
5	EA	-5095.	-148552.	440541.	0.4877	0.5287	0.083171
6	EA	-5141.	-145281.	430205.	0.4899	0.5492	0.075699
7	KB	-3751.	-56500.	144491.	0.6649	0.7820	0.119996
8	KB	-3291.	-58777.	120198.	0.7838	0.8871	0.141917
9	KB	-3128.	-38962.	91848.	0.7742	0.9373	0.143838
11	EA	-3874.	-128568.	254391.	0.6984	1.0455	0.041206
12	EA	-3456.	-88522.	167802.	0.7698	0.8222	0.138916
13	EA	-6319.	-628052.	1474100.	0.4993	0.7347	0.011141
14	EA	-5398.	-145472.	537331.	0.4107	0.4968	0.057858
15	KB	-3472.	-252576.	318438.	0.9509	1.4455	0.022585
16	KB	-3394.	-71505.	130874.	0.8211	0.9193	0.135035
17	KB	-3375.	-385329.	510088.	0.8810	1.2989	0.019217
18	KB	-3028.	-55946.	126092.	0.7392	0.9287	0.112823
19	EA	-4826.	-144421.	420432.	0.4983	0.5513	0.080709
20	EA	-4261.	-154042.	384631.	0.5608	0.5992	0.093684
21	KB	-4151.	-105088.	254302.	0.6121	0.6954	0.095120
22	KB	-4048.	-104116.	194153.	0.7542	0.7710	0.144598
23	EA	-5362.	-163641.	449208.	0.5099	0.5340	0.089809
24	EA	-4322.	-148319.	308945.	0.6532	0.6783	0.110715
25	EA	-4982.	-182015.	593994.	0.4376	0.4883	0.067383
26	EA	-4934.	-190467.	504138.	0.5156	0.5706	0.070947
27	KB	-3869.	-338241.	513930.	0.7841	1.1928	0.018547
28	KB	-3286.	-328922.	378917.	1.0105	1.4817	0.020830
29	EA	-4665.	-151088.	340377.	0.6091	0.6264	0.109313
30	EA	-4072.	-135279.	261251.	0.7056	0.7079	0.137516
31	KB	-3071.	-332217.	404049.	0.9638	1.4321	0.021561
32	KB	-3099.	-299071.	365402.	0.9676	1.4744	0.021458
33	KB	-4485.	-621759.	1212612.	0.5956	0.8804	0.012925
34	KB	-3756.	-542855.	962821.	0.6581	1.0003	0.014166
35	EA	-5675.	-477224.	1051335.	0.5418	0.5502	0.065128
36	EA	-6773.	-406643.	1257152.	0.4072	0.4390	0.046379
37	KB	-3620.	-252342.	331626.	0.9156	1.4023	0.021788
38	KB	-3426.	-240071.	281947.	1.0168	1.5455	0.022569
39	EA	-4915.	-165025.	485420.	0.4834	0.5226	0.080583
40	EA	-5211.	-197588.	628720.	0.4403	0.4489	0.087121
41	KB	-3130.	-27387.	68412.	0.8118	0.9468	0.180513
42	KB	-2714.	-21659.	41198.	1.0466	1.1987	0.232956
43	EA	-6458.	-310938.	773614.	0.5055	0.5128	0.074621
44	EA	-3785.	-144797.	333520.	0.6071	0.6713	0.090656
45	EA	-4729.	-106084.	331044.	0.4988	0.5697	0.085054
46	EA	-5854.	-179950.	572973.	0.4444	0.4598	0.084038
47	KB	-3710.	-297305.	542478.	0.6764	1.1082	0.018429
48	KB	-3595.	-309397.	497383.	0.7535	1.1962	0.018945
49	EA	-6739.	-318012.	1134571.	0.3714	0.3971	0.053093
50	EA	-5893.	-358295.	1027839.	0.4423	0.4543	0.064757
51	KB	-5460.	-783811.	1351166.	0.6530	0.8962	0.011279
52	KB	-4952.	-517753.	1093443.	0.5610	0.8663	0.012623
53	KB	-6491.	-1344164.	2574733.	0.5735	0.7511	0.008202
54	KB	-6383.	-1205751.	2489910.	0.5381	0.7303	0.008241
55	EA	-4298.	-148968.	336148.	0.6117	0.6457	0.101883
56	EA	-5197.	-176394.	409243.	0.5792	0.6199	0.083969
57	KB	-3401.	-293339.	436767.	0.8113	1.2713	0.020566
58	KB	-2843.	-269300.	339445.	0.9519	1.4920	0.023064

SN	A	B	R(LINH)	R(LOG)	D1	D2	RTK	LS	NR
1	3.076	-6.717	-0.99469	0.99632	0.5571	0.3445	40.8	EA	1
1	3.103	-9.045	-0.99659	0.99614	0.3921	0.2583	33.1	EA	2
4	30.551	-45.148	-0.98704	0.98718	0.4153	0.3043	58.5	KB	3
4	37.583	-35.954	-0.98155	0.99265	0.7478	0.3528	77.2	KB	4
1	3.559	-10.556	-0.99686	0.99458	0.3676	0.2407	35.4	EA	5
1	3.853	-11.409	-0.99393	0.99204	0.3794	0.2377	41.1	EA	6
1	2.679	-6.851	-0.99196	0.99843	0.6161	0.3212	93.8	KB	7
1	2.888	-5.907	-0.99544	0.99886	0.7100	0.3619	88.5	KB	8
1	2.385	-5.621	-0.98659	0.99794	0.7297	0.3899	65.6	KB	9
3	8.955	-17.720	-0.98817	0.99737	0.4740	0.3221	33.7	EA	11
1	3.307	-6.269	-0.99740	0.99804	0.6323	0.3462	29.9	EA	12
4	27.616	-64.818	-0.98811	0.99216	0.2911	0.1852	41.5	EA	13
1	3.987	-14.727	-0.99391	0.98938	0.3144	0.2291	39.2	EA	14
4	23.684	-29.860	-0.98366	0.99684	0.6045	0.3392	108.5	KB	15
1	3.394	-6.212	-0.99418	0.99829	0.7414	0.3441	87.4	KB	16
4	29.241	-38.709	-0.99081	0.98783	0.5010	0.3423	117.1	KB	17
1	3.242	-7.308	-0.99140	0.99333	0.6426	0.4065	95.6	KB	18
1	3.726	-10.848	-0.99635	0.99201	0.3658	0.2560	39.3	EA	19
1	3.823	-9.546	-0.99776	0.98999	0.3786	0.2910	33.7	EA	20
1	3.708	-8.973	-0.99441	0.99420	0.5015	0.2914	88.3	KB	21
1	3.241	-6.044	-0.99652	0.99926	0.6437	0.2857	101.5	KB	22
1	3.580	-9.828	-0.99639	0.99516	0.3937	0.2249	46.4	EA	23
1	3.850	-8.019	-0.99761	0.99619	0.5119	0.2734	34.8	EA	24
1	4.044	-13.198	-0.99603	0.98311	0.2695	0.2531	43.6	EA	25
1	4.680	-12.386	-0.99685	0.99034	0.3843	0.2430	39.3	EA	26
4	25.241	-38.351	-0.98629	0.99352	0.4360	0.3112	49.6	KB	27
4	29.424	-33.897	-0.98510	0.99509	0.5969	0.3563	42.9	KB	28
1	3.608	-8.129	-0.99765	0.99715	0.4804	0.2539	38.7	EA	29
1	3.382	-6.532	-0.99840	0.99804	0.5511	0.2904	35.3	EA	30
4	28.196	-34.292	-0.98802	0.98968	0.4894	0.3910	68.6	KB	31
4	27.339	-33.402	-0.98146	0.99177	0.4967	0.3943	81.8	KB	32
4	30.844	-60.156	-0.99186	0.98106	0.2824	0.2590	123.1	KB	33
4	31.206	-55.348	-0.99089	0.97773	0.3015	0.3054	118.3	KB	34
1	6.436	-14.179	-0.99900	0.98532	0.3878	0.1955	37.7	EA	35
1	6.249	-19.318	-0.99637	0.98066	0.2870	0.1721	43.3	EA	36
4	23.266	-30.576	-0.97990	0.99776	0.5613	0.3314	49.1	KB	37
4	24.523	-28.801	-0.97913	0.99891	0.6620	0.3420	55.9	KB	38
1	3.748	-11.024	-0.99801	0.99190	0.3390	0.2514	38.2	EA	39
1	3.294	-10.481	-0.99861	0.99013	0.2661	0.2424	38.1	EA	40
1	1.769	-4.420	-0.98796	0.99972	0.8162	0.3831	112.9	KB	41
1	1.759	-3.346	-0.98049	0.99934	1.1007	0.4232	110.1	KB	42
1	4.844	-12.053	-0.99884	0.99745	0.4148	0.1706	47.8	EA	43
1	4.256	-9.804	-0.99648	0.98643	0.3986	0.3280	37.8	EA	44
1	3.226	-10.067	-0.99443	0.99342	0.3902	0.2634	39.4	EA	45
1	3.332	-10.610	-0.99810	0.99601	0.3317	0.2084	52.9	EA	46
4	21.689	-39.575	-0.98277	0.98763	0.3013	0.3389	76.4	KB	47
4	23.767	-38.207	-0.98596	0.99097	0.3662	0.3437	74.9	KB	48
1	4.748	-16.940	-0.99812	0.98763	0.2524	0.1791	42.2	EA	49
1	4.945	-14.186	-0.99891	0.98615	0.2878	0.2016	47.2	EA	50
4	37.864	-65.272	-0.98878	0.98979	0.4210	0.1990	62.8	KB	51
4	27.607	-58.304	-0.98517	0.98657	0.3106	0.2375	84.5	KB	52
4	48.686	-93.257	-0.99146	0.98483	0.3843	0.1567	55.4	KB	53
4	44.818	-92.551	-0.99104	0.98734	0.3359	0.1661	57.1	KB	54
1	3.865	-8.721	-0.99794	0.99486	0.4610	0.2798	37.8	EA	55
1	4.459	-10.345	-0.99595	0.99644	0.4877	0.2200	38.3	EA	56
4	23.687	-35.269	-0.98835	0.99136	0.4131	0.3595	50.9	KB	57
4	25.235	-31.808	-0.98741	0.99083	0.4444	0.4332	46.0	KB	58

TABELLE 8 :

BEISPIEL FUER DIE AUSWERTUNG EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

(KURVE 24, OHNE STANDARDISIERUNG AUF VOLUMEN)

WERTEPAARE : NACHDEHNUNG IN MM / ZEITPUNKTE IN SEC

ES WERDEN ALLE 11 WERTEPAARE AUSGEWERTET.

0.6229	1	0.7336	2	0.9319	5	1.0971	10
1.2751	20	1.5187	50	1.7160	100	1.9196	200
2.2153	500	2.4481	1000	2.6751	2000		

	DELTA N	DELTA T	DELTAN/DELTAT	NQUER
1	0.1107147	1.0000000	0.1107147	0.6782864
2	0.1982462	3.0000000	0.0660821	0.8327669
3	0.1651640	5.0000000	0.0330328	1.0144720
4	0.1780736	10.0000000	0.0178074	1.1860908
5	0.2435536	30.0000000	0.0081185	1.3969045
6	0.1973081	50.0000000	0.0039462	1.6173353
7	0.2036424	100.0000000	0.0020364	1.8178105
8	0.2956238	300.0000000	0.0009854	2.0674436
9	0.2328930	500.0000000	0.0004658	2.3317020
10	0.2269621	1000.0000000	0.0002270	2.5616295

BERECHNETE WERTEPAARE NQUER/GY (10 SERIEN MIT JE 9 WERTEPAAREN)

DABEI BEDEUTEN :

NQUER = ARITHMETISCHES MITTEL ZWEIER NACHDEHNUNGSWERTE
VON BENACHBARTEN ZEITPUNKTEN

GY = (NQUER-NQUER(C)) / (INDT-INDT(C))

DARUNTER SIND JEWEILS ANGEGEBEN :

R KORRELATIONSKOEFFIZIENT

B STEIGUNG DER LINEARISIERTEN HYPERBEL

A ORDINATENABSCHNITT DER LINEARISIERTEN HYPERBEL

T8/2

SERIE 1

1	0.8327669	-3.4611583
2	1.0144720	-4.3277221
3	1.1860908	-5.4657097
4	1.3969045	-7.0043321
5	1.6173353	-8.7951860
6	1.8178105	-10.4853001
7	2.0674436	-12.6598606
8	2.3317020	-14.9971180
9	2.5616295	-17.0457249

R = -0.997614 ; GY = -8.0189085 * NQUER + 3.8497200 SERIE : 1

SERIE 2

1	0.6782864	-3.4611583
2	1.0144720	-5.4980044
3	1.1860908	-7.3190265
4	1.3969045	-9.7326136
5	1.6173353	-12.6266489
6	1.8178105	-15.3803339
7	2.0674436	-18.9668179
8	2.3317020	-22.8439465
9	2.5616295	-26.2525158

R = -0.993092 ; GY = -12.5816975 * NQUER + 6.9459438 SERIE : 2

SERIE 3

1	0.6782864	-4.3277221
2	0.8327669	-5.4980044
3	1.1860908	-11.2718515
4	1.3969045	-15.3498917
5	1.6173353	-20.7264729
6	1.8178105	-25.9171791
7	2.0674436	-32.8567123
8	2.3317020	-40.4467545
9	2.5616295	-47.1610489

R = -0.990887 ; GY = -23.1868534 * NQUER + 14.7134628 SERIE : 3

SERIE 4

1	0.6782864	-5.4657097
2	0.8327669	-7.3190265
3	1.0144720	-11.2718515
4	1.3969045	-21.7582417
5	1.6173353	-31.1116219
6	1.8178105	-40.0559311
7	2.0674436	-52.3930130
8	2.3317020	-66.0615311
9	2.5616295	-78.2427292

R = -0.986630 ; GY = -39.0386848 * NQUER + 27.2544403 SERIE : 4

SERIE 5

1	0.6782864	-7.0043321
2	0.8327669	-9.7326136
3	1.0144720	-15.3498917
4	1.1860908	-21.7582417
5	1.6173353	-52.8320656
6	1.8178105	-69.2048569
7	2.0674436	-94.0046616
8	2.3317020	-122.1531448
9	2.5616295	-147.5924988

R = -0.982994 ; GY = -75.4543533 * NQUER + 58.3158607 SERIE : 5

SERIE 6

1	0.6782864	-8.7951860
2	0.8327669	-12.6266489
3	1.0144720	-20.7264729
4	1.1860908	-31.1116219
5	1.3969045	-52.8320656
6	1.8178105	-104.9752655
7	2.0674436	-152.0251617
8	2.3317020	-205.2556458
9	2.5616295	-253.8971863

R = -0.975676 ; GY = -130.8049927 * NQUER + 108.2508545 SERIE : 6

SERIE 7

1	0.6782864	-10.4853001
2	0.8327669	-15.3803339
3	1.0144720	-25.9171791
4	1.1860908	-40.0559311
5	1.3969045	-69.2048569
6	1.6173353	-104.9752655
7	2.0674436	-237.5170898
8	2.3317020	-327.1864929
9	2.5616295	-411.0720215

R = -0.966449 ; GY = -215.3491516 * NQUER + 189.5122070 SERIE : 7

SERIE 8

1	0.6782864	-12.6598606
2	0.8327669	-18.9668179
3	1.0144720	-32.8567123
4	1.1860908	-52.3930130
5	1.3969045	-94.0046616
6	1.6173353	-152.0251617
7	1.8178105	-237.5170898
8	2.3317020	-508.5543213
9	2.5616295	-651.5730591

R = -0.953960 ; GY = -339.9191589 * NQUER + 311.8824768 SERIE : 8

TB/4

SERIE 9

1	0.6782864	-14.9971180
2	0.8327669	-22.8439465
3	1.0144720	-40.4467545
4	1.1860908	-66.0615311
5	1.3969045	-122.1531448
6	1.6173353	-205.2556458
7	1.8178105	-327.1864929
8	2.0674436	-508.5543213
9	2.5616295	-962.7493896

5 R = -0.936933 ; GY = -477.5035095 * NQUER + 446.6423645 SERIE : 9

SERIE 10

1	0.6782864	-17.0457249
2	0.8327669	-26.2525158
3	1.0144720	-47.1610489
4	1.1860908	-78.2427292
5	1.3969045	-147.5924988
6	1.6173353	-253.8971863
7	1.8178105	-411.0720215
8	2.0674436	-651.5730591
9	2.3317020	-962.7493896

6 R = -0.937858 ; GY = -545.9978638 * NQUER + 496.7957458 SERIE : 10

BESTE SERIE : 1

R = -0.997614 ; GY = -8.0189085 * NQUER + 3.8497200 SERIE : 1

AUSGANGSLAENGE L0 : 20.42 MM

ENDLAENGE : 24.02 MM

ELASTISCHE DEHNUNG : 2.8449 MM

GEWICHT : 66.70 MG

RETRAKTIONSKOEFFIZIENT : 34.78 %

LOGARITHMISCHE NAEHERUNGSGLEICHUNG :

N = 0.2734412 * LN T + 0.5118853 ; R = 0.9961910

ABBILDUNG 3 :

GRAPHISCHE DARSTELLUNG DER MUSKELUNTERSUCHUNG 24 IN ERSCHLAFFENDER LOESUNG A

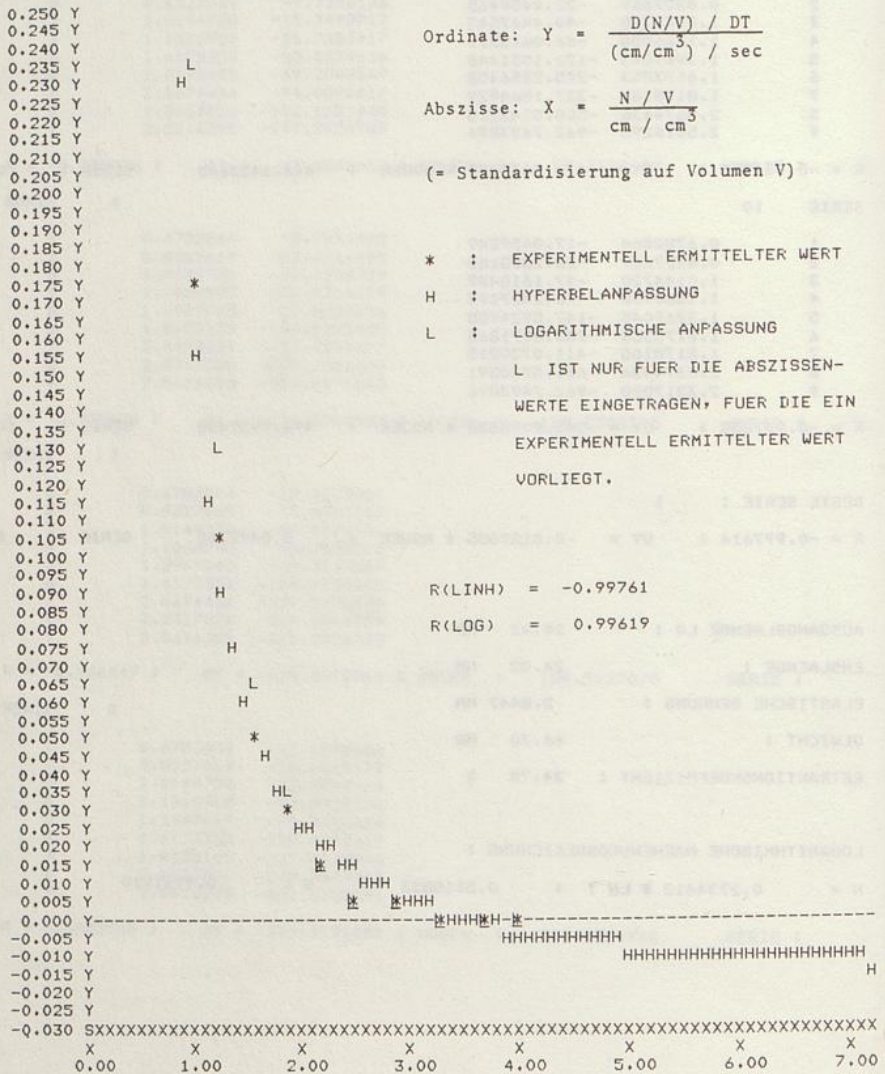
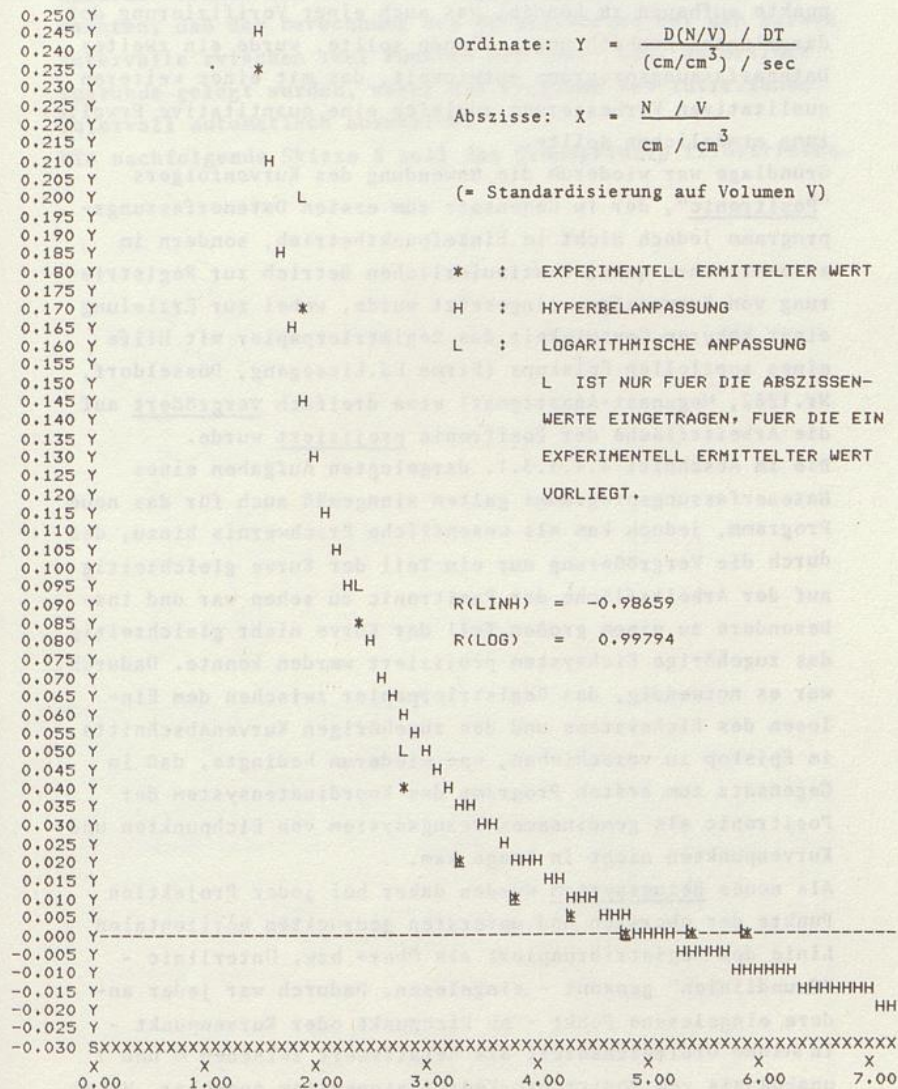


ABBILDUNG 4 :

GRAPHISCHE DARSTELLUNG DER MUSKELUNTERSUCHUNG 9 IN KONTRAHIERENDER LOESUNG B



5.4.2. Zweites Datenerfassungsprogramm

Um die Grundlagen der Auswertung zu verbessern und insbesondere die Kurvenanpassungen auf mehr als 11 Kurvenpunkte aufbauen zu können, was auch einer Verifizierung der dargelegten Beobachtungen dienen sollte, wurde ein zweites Datenerfassungsprogramm entwickelt, das mit einer weiteren qualitativen Verbesserung zugleich eine quantitative Erweiterung ermöglichen sollte.

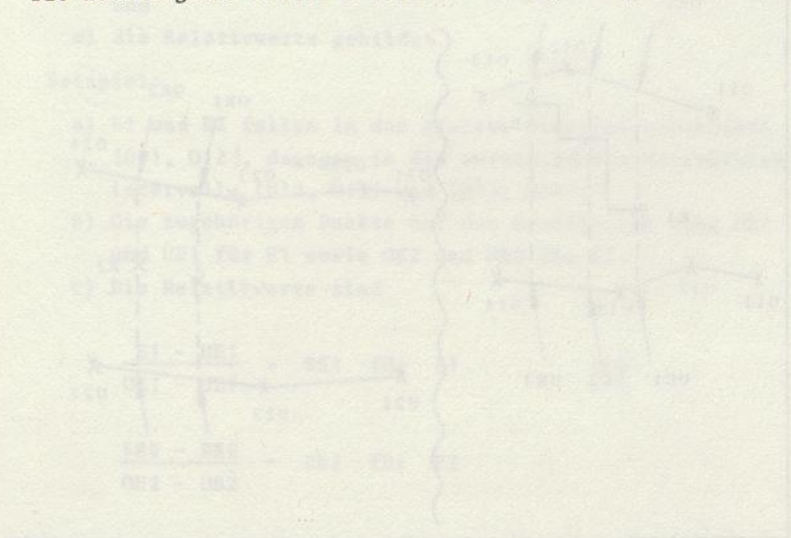
Grundlage war wiederum die Anwendung des Kurvenfolgers "Positronic", der im Gegensatz zum ersten Datenerfassungsprogramm jedoch nicht im Einzelpunktbetrieb, sondern in automatischen quasi-kontinuierlichen Betrieb zur Registrierung von Kurvenzügen eingesetzt wurde, wobei zur Erzielung einer höheren Genauigkeit das Registrierpapier mit Hilfe eines speziellen Episkops (Firma Ed. Liesegang, Düsseldorf, Nr. 1282, Meganast-Anastigmat) etwa dreifach vergrößert auf die Arbeitsfläche der Positronic projiziert wurde.

Die im Abschnitt 4.4.3.3.1. dargelegten Aufgaben eines Datenerfassungsprogramms galten sinngemäß auch für das neue Programm, jedoch kam als wesentliche Erschwernis hinzu, daß durch die Vergrößerung nur ein Teil der Kurve gleichzeitig auf der Arbeitsfläche der Positronic zu sehen war und insbesondere zu einem großen Teil der Kurve nicht gleichzeitig das zugehörige Eichsystem projiziert werden konnte. Dadurch war es notwendig, das Registrierpapier zwischen dem Einlesen des Eichsystems und des zugehörigen Kurvenabschnitts im Episkop zu verschieben, was wiederum bedingte, daß im Gegensatz zum ersten Programm das Koordinatensystem der Positronic als gemeinsames Bezugssystem von Eichpunkten und Kurvenpunkten nicht in Frage kam.

Als neues Bezugssystem wurden daher bei jeder Projektion Punkte der obersten und untersten gedruckten horizontalen Linie des Registrierpapiers als Ober- bzw. Unterlinie - "Grundlinien" genannt - eingelesen. Dadurch war jeder andere eingelesene Punkt - ob Eichpunkt oder Kurvenpunkt - in seinem Ordinatenanteil als Relativwert zwischen 0 und 1 unabhängig vom Positronic-Koordinatensystem angebar. Dabei

wurden für Ober- und Unterlinie je bis zu 10 Punkte eingelesen, so daß denkbare Fehler durch geringfügige optische Verzeichnungen bei der Projektion - s. Abschnitt 5.4.3.2.1. - dadurch kleiner als die Erfassungsgrenze gehalten werden konnten, daß der Berechnung des Relativwertes nur die kurzen Intervalle zwischen zwei Punkten der Ober- bzw. Unterlinie zugrunde gelegt wurden, wobei das Programm das zutreffende Intervall automatisch auswählte.

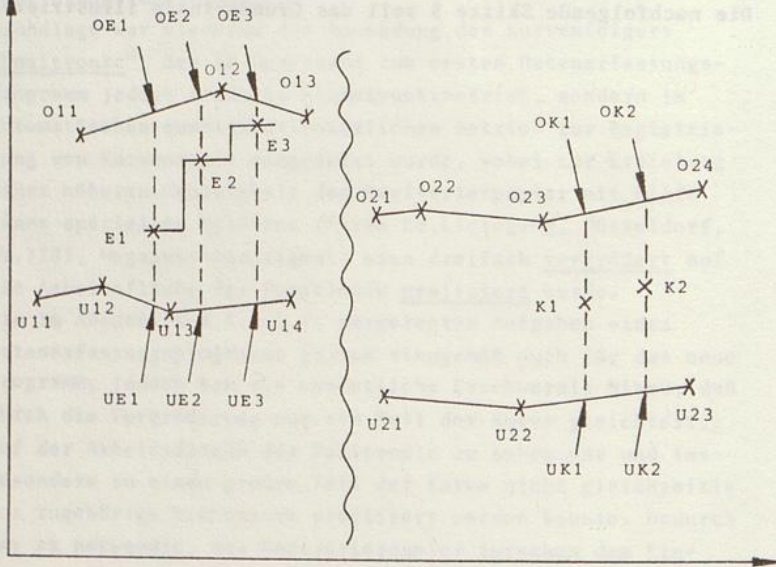
Die nachfolgende Skizze 5 soll das Grundprinzip illustrieren.



Skizze 5:

Das Prinzip der Ordinateneichung
im zweiten Datenerfassungsprogramm.

Die Abweichungen von der Linearität sind gegenüber den tatsächlichen Verhältnissen, bei denen die Nichtlinearität mit dem Auge nicht erkennbar war, stark vergrößert, um das Prinzip zu verdeutlichen. Vereinfacht.



Positronic-Koordinatensystem

Die Wellenlinie deutet an, daß hier eine zeitliche Inzisierung vorliegt und zwischen der linken und rechten Bildhälfte die Projektion geändert wurde.

O.. = Oberlinienpunkte

U.. = Unterlinienpunkte

E. = Eichpunkte

K. = Kurvenpunkte

R.. = zu Eich- oder Kurvenpunkten zugeordnete Relativwerte

A.. = zu Eich- oder Kurvenpunkten zugeordnete absolute
Dehnungswerte

Nach Einlesen der Oberlinien- und Unterlinienpunkte O11 bis O13 und U11 bis U14 sowie der Eichpunkte E1 bis E3 werden zu den Eichpunkten, denen numerische Dehnungswerte aufgrund der Mikrometerschraubeneinstellungen - s. Abschnitt 4.2.4.7. - zugeordnet sind,

- a) die betreffenden Intervalle der Ober- und Unterlinien gesucht,
- b) die zugehörigen Punkte auf den Grundlinien berechnet und
- c) die Relativwerte gebildet.

Beispiel:

- a) E1 und E2 fallen in das gleiche Oberlinienintervall [O11, O12], dagegen in die verschiedenen Unterlinienintervalle [U12, U13] und [U13, U14].
- b) Die zugehörigen Punkte auf den Grundlinien sind OE1 und UE1 für E1 sowie OE2 und UE2 für E2.
- c) Die Relativwerte sind

$$\frac{E1 - UE1}{OE1 - UE1} = RE1 \quad \text{für } E1 \quad \text{und}$$

$$\frac{E2 - UE2}{OE2 - UE2} = RE2 \quad \text{für } E2$$

Nach Änderung der Projektion werden O21 bis O24, U21 bis U23 sowie K1 und K2 eingelesen, die betreffenden Intervalle gesucht, die Punkte OK1 und OK2 sowie UK1 und UK2 berechnet und die Relativwerte RK1 und RK2 gebildet. Obwohl das Positronic-Koordinatensystem dies nicht erkennen läßt, fällt RK1 in das Intervall [RE1, RE2], und es kann der zum Kurvenpunkt K1 zugehörige Absolutwert oder Dehnungswert in Millimetern AK1 durch Interpolation innerhalb des Intervalls errechnet werden:

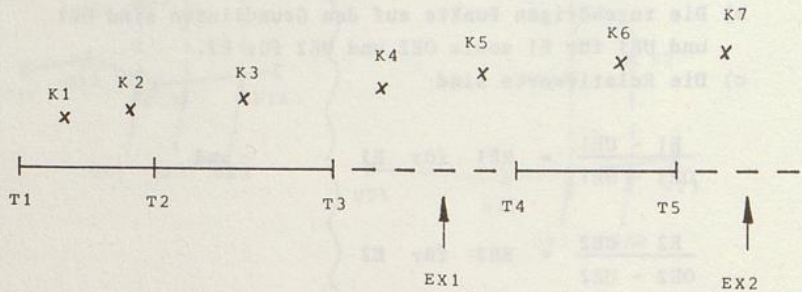
$$AK1 = AE1 + (AE2 - AE1) \cdot \frac{RK1 - RE1}{RE2 - RE1}$$

Neben der Ordinatenkalierung mußte als weiteres Problem die Abszisseneichung gelöst werden, bei der aus Gründen der exakten Erfassung definierter Zeitpunkte nicht die Umschaltzeitpunkte der Papiervorschubgeschwindigkeit mit ihrem graphischen Äquivalent eingelesen wurden, sondern definierte Zeiteichmarken. Das Programm hatte dann zu jedem Kurvenpunkt nicht nur das zutreffende Intervall zu suchen, sondern auch zu prüfen, ob und auf der Grundlage welchen Intervalls zu extrapolieren war.

Die nachfolgende Skizze 6 soll das Grundprinzip der Abszisseneichung kurz illustrieren.

Skizze 6:

Das Prinzip der Abszisseneichung
im zweiten Datenerfassungsprogramm



Die Zeiteichmarken T1 bis T5 liegen numerisch als Absolutwerte in Sekunden und graphisch als Positronic-Koordinaten vor, während die Extrapolationsgrenzen EX1 und EX2, an denen die Papiervorschubgeschwindigkeit geändert wurde, dem Programm nur numerisch bekannt sind, so daß die zugehörigen graphischen Werte errechnet werden müssen.

Beispiel: K1 und K2 werden durch Interpolation des Intervalls [T1, T2] errechnet, K3 durch Interpolation von [T2, T3], K4 durch Extrapolation von [T2, T3], K5 durch Extrapolation von [T4, T5], K6 durch Interpolation von [T4, T5], K7 durch Extrapolation von [T4, T5].

Neben den dargelegten Erfordernissen mußte das Programm sehr flexibel in der Reihenfolge der einzelnen Schritte sein, jeweils beliebige Anzahlen an Grundlinien-, Eich- oder Kurvenpunkten aufnehmen und auch Sonderfälle bearbeiten können, wie mehrmaliges Ruckeichen mit oder ohne Projektionsänderungen oder das Einlesen der elastischen Dehnung aus einem anderen Kanal des Registrierpapiers mit oder ohne Einlesen von Kurvenpunkten aus diesem Kanal.

Dazu enthielt der Positronic-Einleseteil des Programms eine Reihe kleiner Unterabschnitte - "Module" genannt - die von einem Befehlseingabenniveau aus durch sinnfällig gewählte mnemonische Codes, die vom Datensichtgerät aus eingegeben werden konnten, über einen Befehlsinterpretierer ansprechbar waren. Am Ende jedes Moduls wurden die Daten zusammen mit einer dem mnemonischen Code entsprechenden Kennzahl in eine verkettete Datei geschrieben. Dabei kamen die Daten alle in unverarbeiteter Form, z.B. als Positronic-Koordinaten, in die Datei, was den Vorteil bot, neben der Berechnung der Kurve auch Kenngrößen einzelner Komponenten, z.B. der Grundlinien oder Eichsysteme nachträglich zur Betrachtung der Genauigkeit errechnen zu können - vgl. Abschnitt 5.4.3.2.1. Ein sinnvolles Lesen der einzelnen Dateiabschnitte war dabei trotz der Flexibilität in Reihenfolge und Größe dieser Abschnitte durch die Kennzahlen gewährleistet, die über einen Kennzahleninterpretierer im Auswerteteil des Programms das Ansprechen einzelner Auswertemodule bewirkten, so daß beim Lesen der Datei dem Schreiben äquivalente Programmverzweigungen mit korrespondierenden Auswertemodulen bewirkt wurden.

Mit dem zweiten Datenerfassungsprogramm wurden die Registrierkurven von 57 Untersuchungen, darunter von 2 Untersuchungen zweimal, eingelesen. Die Anzahl der erfaßten Zeit-Dehnungswerte lag pro eingelesener Kurve bei über 2800. Bei den Hauptuntersuchungen wurden somit über 160 000 Wertepaare oder 320 000 Einzeldaten erfaßt.

5.4.3. Betrachtungen zur Genauigkeit der Datenerfassung

Da Fehler oder Ungenauigkeiten in der Datenerfassung Auswirkungen auf alle nachfolgenden Berechnungen haben und gerade bei Subtraktionen, wie sie für die Bildung der Delta-Werte nötig sind, der relative Fehler mehr als bei allen anderen Grundrechenarten steigt (474), wurde eine Reihe von Programmen geschrieben, um die erzielte Genauigkeit der Längenmessungen abschätzen und darüber hinaus durch errechnete Kenngrößen belegen zu können.

Für die Untersuchung zufälliger Fehler, die bestimmend sind für die Erfassungsgrenze von Unterschieden eines Merkmals, hier der Länge, wurde hauptsächlich das Kriterium der Reproduzierbarkeit der Datenerfassung herangezogen, wobei den tatsächlich aufgetretenen Fehlern die theoretisch errechneten gegenübergestellt wurden.

Die Betrachtung möglicher systematischer Fehler - die prinzipiell schwieriger zu erkennen und auch bei genauer Prüfung nicht mit letzter Sicherheit ausgeschlossen werden können, was dem testtheoretischen Problem entspricht, daß eine Gleichheit zweier Populationen nicht bewiesen werden kann - erfolgte durch Untersuchung des Einflusses einzelner Komponenten der Datenerfassungsmethode, die als potentiell kritisch angesehen wurden, sowie durch Vergleich der beiden Datenerfassungsmethoden bei allen 57 Untersuchungen des Hauptversuchs.

5.4.3.1. Allgemeine Fehlerbetrachtung und Reproduzierbarkeit der Datenerfassung

5.4.3.1.1. ... im ersten Datenerfassungsprogramm

Gemäß Abschnitt 4.4.3.3.2. war beim ersten Datenerfassungsprogramm bei einer Digitalisierungsschrittweite von 0.1 mm im Positronic-Maßstab bei einer 26.5 fachen Vergrößerung zwischen Muskelbewegung und Ausschlag auf dem Registrierpapier mit einem theoretischen, d.h. allein durch die Digitalisierung bedingten Fehler von höchstens 0.004 mm = 4 Mikrometer für einen ungeeichten Einzelpunkt zu rechnen. Geht man von einer Gleichverteilung der theoretischen Fehler

aus und setzt als Intervallgrenzen 0.0 und 4.0 Mikrometer, so ergibt sich ein durchschnittlicher theoretischer Fehler von 2 Mikrometer. Setzt man dagegen die Intervallgrenzen -2.0 und +2.0 Mikrometer und betrachtet die Absolutwerte der zu erwartenden theoretischen Fehler, so erhält man als Durchschnitt 1 Mikrometer, wobei zur Verdeutlichung der Zweiseitigkeit auch die Schreibweise " ± 1 Mikrometer" Verwendung findet. Damit wird die Problematik von Fehler- oder Genauigkeitsangaben deutlich: Jede Genauigkeitsangabe ist erst dann vollständig und sinnvoll interpretierbar - was für den Vergleich mit anderen Arbeiten der Literatur Bedeutung besitzt -, wenn klar erkennbar wird, um welche Kenngröße es sich handelt; andernfalls können sich hinter numerischen Angaben, die z.B. um den Faktor 4 verschieden sind - hier 4 Mikrometer und 1 Mikrometer - gleiche Sachverhalte verbergen.

In den theoretischen Fehler für einen geeichten Einzelpunkt des ersten Datenerfassungsprogramms gingen mehrere Fehler der oben erörterten Art ein, da zur Berechnung eines Dehnungswertes neben dem entsprechenden Kurvenpunkt zwei Eichpunkte und zwei Punkte des Grundlinienverlaufes nötig waren. Ohne die Verkettung der Einzelfehler in der Rechnung näher untersuchen zu müssen - Fehlerfortpflanzung, s. (474, S.21-22) -, ließ sich die Größenordnung des theoretischen Gesamtfehlers abschätzen und mit "einigen Mikrometern" angeben. Diese Angabe konnte der Plausibilitätskontrolle der zu errechnenden tatsächlichen Abweichungen dienen: sie sollten unter der Bedingung, daß keine über den Digitalisierungsfehler wesentlich hinausreichenden weiteren Abweichungen auftraten, in derselben Größenordnung wie der theoretische Gesamtfehler liegen.

Die Erfüllung der Bedingung setzte voraus, daß die Digitalisierungserfassungsgrenze von 0.1 mm im Positronic-Maßstab voll ausgeschöpft werden konnte, d.h., daß Punkte unter Zuhilfenahme der Positronic-Lupe entsprechend genau einstellbar waren.

Ob dies überhaupt zu erreichen war, ließ sich mit einem Verfahren untersuchen, das zugleich den Vorteil bot, nicht nur die unmittelbare Datenumsetzung aus der Registrierkurve in

numerische Werte, sondern auch den gesamten Experimentalteil von der Hebelarmbewegung über den induktiven Weggeber und Verstärker bis zur Registrierkurve zu prüfen, so daß ein positiver Ausfall der Untersuchung auch mögliche Einwände widerlegen konnte, ob mit der vorhandenen Meßapparatur kleine Längenänderungen in der Größenordnung von einigen Mikrometern prinzipiell erfaßt werden könnten: Für diese Fragestellung wurde an der Versuchsapparatur durch Verstellen der Mikrometerschraube ein Eichsystem mit über 10 Punkten in Schritten von 10 Mikrometern - entsprechend einem Teilstrich am Mikrometer - auf dem Registrierpapier geschrieben und das Eichsystem dann anschließend mit dem ersten Datenerfassungsprogramm ausgewertet. Wegen der Erfassungsgrenze von etwa 4 Mikrometern sollte eine im wesentlichen alternierende Reihe aus Schritten von 8 und 12 Mikrometern - entsprechend 2 bzw. 3 digitalen Einheiten - resultieren. Das traf zu, und die Bedingung war somit prinzipiell erfüllbar.

Nach diesen Voruntersuchungen soll nun die Reproduzierbarkeit der Datenerfassung im ersten Datenerfassungsprogramm näher betrachtet werden. Zwei Kurven mit jeweils 11 Kurvenpunkten wurden je dreimal - A, B, C - eingelesen, wobei die Einlesevorgänge B und C etwa 18 Monate nach A folgten, so daß auch mögliche Trends von seiten des Experimentators miterfaßt werden konnten.

Das Ergebnis zeigt Tabelle 9.

Für diese und weitere Genauigkeitsuntersuchungen sind zwei Maße zu unterscheiden, wenn zu vorgegebenen Zeitpunkten für jeden zwei Meßwerte x_1 , x_2 vorliegen und verglichen werden sollen:

a) "Reale Abweichung" der beiden Meßwerte:

$$RA = x_1 - x_2 \quad (\text{bzw. } x_2 - x_1) \quad (\text{Gleichung 19})$$

Das Vorzeichen der Differenz wird berücksichtigt!

TABELLE 9 :

REPRODUZIERBARKEIT DER DATENERFASSUNG IM ERSTEN DATENERFASSUNGSPROGRAMM

ALLE ANGABEN IN MIKROMETERN

		VERGLEICH DER EINLESEVORGAENGE							
		I 49 A - I 49 B	I 49 A - I 49 C	I 49 B - I 49 C	I 57 A - I 57 B	I 57 A - I 57 C	I 57 B - I 57 C	I	
EINZELDIFFERENZEN	I	I	I	I	I	I	I	I	
	I	0.7	-1.5	-2.2	-0.8	-0.9	-0.1	I	
	I	-2.1	-0.8	1.3	1.5	-2.4	-3.8	I	
	I	3.7	4.1	0.5	-3.0	-6.9	-3.9	I	
	I	3.5	3.9	0.4	-2.0	-2.1	-0.1	I	
	I	0.3	1.5	1.2	3.0	2.8	-0.2	I	
	I	-4.3	-1.8	2.4	0.9	-2.7	-3.6	I	
	I	-0.2	3.2	3.5	3.7	7.1	3.4	I	
	I	-3.1	4.8	7.9	2.0	5.9	4.0	I	
	I	-1.1	6.8	8.0	5.2	3.6	-1.6	I	
	I	-2.4	1.8	4.2	5.4	9.3	4.0	I	
	I	-0.2	2.9	3.1	2.5	2.5	0.0	I	
	GROESSTE ABSOLUTE ABWEICHUNG	I	I	I	I	I	I	I	I
		I	4.3	6.8	8.0	5.4	9.3	4.0	I
		I	I	I	I	I	I	I	I
DURCHSCHNITT DAA ALLER ABSOLUTEN ABWEICHUNGEN	I	I	I	I	I	I	I	I	
	I	2.0	3.0	3.1	2.7	4.2	2.2	I	
	I	I	I	I	I	I	I	I	
DURCHSCHNITT DRA ALLER REALEN ABWEICHUNGEN	I	I	I	I	I	I	I	I	
	I	-0.5	2.3	2.8	1.7	1.5	-0.2	I	
	I	I	I	I	I	I	I	I	

ZUM VERGLEICH :

DIE REGISTRIERTEN GESAMTVERLAENGERUNGEN (= DEHNUNGEN) ,

VON DENEN HIER DIFFERENZEN ZWISCHEN EINLESEVORGAENGEN BETRACHTET WERDEN,

LIEGEN ZWISCHEN 2787.3 UND 7334.7 MIKROMETERN.

- b) "Betrag der Abweichung" der beiden Meßwerte =
 "absolute Abweichung" der beiden Meßwerte:

$$AA = |x_1 - x_2| = |x_2 - x_1| \quad (\text{Gleichung 20})$$

Die Differenz ist immer positiv!

Daraus leiten sich zwei verschiedene Durchschnitte ab:

- a) "Durchschnittliche reale Abweichung" zwischen je zwei Meßwerten:

$$DRA = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (x_{1i} - x_{2i}) \quad (\text{Gleichung 21})$$

Das Vorzeichen dieser Größe wird berücksichtigt. Sie gibt einen Hinweis darauf, ob zwischen den beiden Meßwertreihen 1 und 2 ein systematischer Fehler liegt. Das als "systematische Abweichung" zu bezeichnen, wäre jedoch erst nach entsprechender statistischer Testung gerechtfertigt. Tritt kein systematischer Fehler zwischen den zwei Meßwertreihen auf, so ist der Erwartungswert $E[DRA] = 0$.

- b) "Durchschnittliche absolute Abweichung" zwischen je zwei Meßwerten:

$$DAA = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n (|x_{1i} - x_{2i}|) \quad (\text{Gleichung 22})$$

Die Größe ist immer positiv. Sie ist unmittelbar als anschauliches deskriptives Maß für die Reproduzierbarkeit von Daten verwendbar und gibt an, "wie groß die Differenz zwischen zwei zusammengehörigen Meßwerten im Durchschnitt" ist, bzw. in eindeutiger Formulierung, wie groß der Durchschnitt der Beträge der Differenzen zwischen zwei zusammengehörigen Meßwerten ist. Wenn $E[DRA] = 0$ gilt, so ist DAA ein Maß für die Größe der zufälligen Fehler.

Stets gilt: $DAA \geq DRA$ (Gleichung 23).

Aus Tabelle 9 ist ersichtlich, daß die aufgetretenen Abweichungen in der erwarteten Größenordnung liegen - Durchschnitte DAA aus je 11 Vergleichen betragen 2.0, 3.0, 3.1, 2.7, 4.2, 2.2 Mikrometer, die größte absolute Abweichung unter 66 Vergleichen beträgt 9.3 Mikrometer - und daß auch keine deutlich hervortretenden Trends zwischen A einerseits und B und C andererseits feststellbar sind.

5.4.3.1.2. Allgemeine Fehlerbetrachtung und Reproduzierbarkeit der Datenerfassung im zweiten Datenerfassungsprogramm

Die im Abschnitt 5.4.3.1.1. dargelegten allgemeinen Fehlerbetrachtungen gelten sinngemäß auch für das zweite Datenerfassungsprogramm, bei dem wegen der zusätzlichen Projektion der Registrierkurven mit etwa dreifacher Vergrößerung eine ungefähr 80 fache Gesamtvergrößerung resultiert, so daß der größte theoretische Fehler für einen ungeeichten Einzelpunkt von 4 auf etwa 1.2 Mikrometer und der durchschnittliche theoretische Fehler von 2 auf ca. 0.6 Mikrometer sinkt. In den theoretischen Fehler für einen geeichten Einzelpunkt gingen mehr Fehler als beim ersten Datenerfassungsprogramm ein, da zur Berechnung eines Dehnungswertes im zweiten Datenerfassungsprogramm neben dem entsprechenden Kurvenpunkt und zwei Eichpunkten vier Unterlinien- und vier Oberlinienpunkte nötig waren.

Die Abschätzung der Größenordnung des theoretischen Gesamtfehlers ergab, daß wegen der geringeren Größe des Einzelfehlers trotz der vermehrten Fehlerfortpflanzung insgesamt eine weitere Verbesserung der Datenerfassung mit einem kleineren Gesamtfehler zu erwarten war.

Zur Untersuchung der Reproduzierbarkeit der Datenerfassung im zweiten Datenerfassungsprogramm wurden zwei Kurven mit jeweils etwa 2880 Kurvenpunkten zweimal eingelesen. Da beim Wiederholen eines quasi-stetigen Einlesens nicht die gleichen Abszissenwerte auftreten, wurden zum Vergleich zweier Einlesevorgänge die Ordinatenwerte des zweiten Einlesevorgangs zu den Abszissenwerten des ersten durch Interpolation

zweier benachbarter Punkte errechnet, was wegen der hohen Dichte der Kurvenpunkte unproblematisch war. Einen Überblick über die Datenerfassung im zweiten Datenerfassungsprogramm liefert Tabelle 10.

Die Spalten über mikrogeglättete Daten beziehen sich auf das im Abschnitt 7.1.2.2.1.1.1. beschriebene Verfahren der Datenaufbereitung. Bereits bei den Kenngrößen für den Vergleich von Originaldaten wird deutlich, daß gegenüber dem ersten Datenerfassungsprogramm nicht nur die Quantität, sondern auch nochmals die Genauigkeit gesteigert werden konnte. Die absoluten Abweichungen AA haben einen durchschnittlichen Wert von 1.5 bzw. 1.9 Mikrometern und liegen bei über 5700 Vergleichen stets unter 7.2 Mikrometern. Ein Maß für die zufälligen Fehler und die Erfassungsgenauigkeit ist die Standardabweichung SD aller realen Abweichungen RA, die bei 1.9 bzw. 2.4 Mikrometern liegt.

Da sich die empirische Varianz der realen Abweichungen RA additiv aus den empirischen Varianzen der beiden Einlesevorgänge zusammensetzt, ist die Standardabweichung SD durch $\sqrt{2}$ zu dividieren, um die Standardabweichung der Abweichungen innerhalb eines Einlesevorganges zu erhalten. Wegen des Interpolationsschrittes für den zweiten Einlesevorgang kann der Divisor Werte zwischen $\sqrt{1.5}$ und $\sqrt{2}$ annehmen. Die gesuchte Standardabweichung für einen Einlesevorgang als Maß für die Erfassungsgenauigkeit liegt damit zwischen $SD/\sqrt{2}$ und $SD/\sqrt{1.5}$ und somit zwischen 1.3 und 1.5 bzw. 1.7 und 1.9 Mikrometern.

Mikrogeglättete Daten ergeben jeweils noch günstigere Werte.

Der Durchschnitt DRA aller realen Abweichungen RA ist mit -0.49 bzw. +0.08 deutlich kleiner als die zugehörige Standardabweichung. Daraus konnte gefolgert werden, daß zwischen den Einlesevorgängen keine größere systematische Abweichung auftrat. Die Berechnung eines Konfidenzintervalls aus DRA und SEM (Standardabweichung des Mittels) zur Prüfung, ob mit einer vorgegebenen Irrtumswahrscheinlichkeit die Nullhypothese, daß keine systematische Abweichung zwischen den Einlesevorgängen besteht, beibehalten werden kann, war nicht möglich, da wegen der Dichte der Kurvenpunkte keine Unabhängigkeit der RA untereinander besteht.

TABELLE 10 :

REPRODUZIERBARKEIT DER DATENERFASSUNG IM ZWEITEN DATENERFASSUNGSPROGRAMM

ALLE ANGABEN IN MIKROMETERN

ART DER DATEN	KURVE 49		KURVE 57	
	UNGEGL. ORIG.D.	MIKROG. DATEN	UNGEGL. ORIG.D.	MIKROG. DATEN
ANZAHL N DER VERGLEICHE	2882	2882	2880	2880
GROESSTE ABSOLUTE ABWEICHUNG AA	6.6	5.9	7.1	6.7
95 % ALLER AA SIND KLEINER ALS	3.9	3.7	4.5	4.4
MEDIAN ALLER AA	1.3	1.2	1.7	1.6
DURCHSCHNITT DAA ALLER AA	1.54	1.49	1.91	1.84
DURCHSCHNITT DRA ALL. REALEN ABW. RA	-0.49	-0.49	+0.08	+0.08
STANDARDABWEICHUNG SD ALLER RA	1.87	1.79	2.35	2.27
SD GETEILT DURCH WURZEL AUS 1.5	1.52	1.46	1.92	1.86
SD GETEILT DURCH WURZEL AUS 2.	1.32	1.27	1.66	1.61
STANDARDABW. DES MITTELS SE ALL. RA	0.03	0.03	0.04	0.04

UNGEGL. ORIG. D. = UNGEGLAETTETE ORIGINALDATEN
 MIKROG. DATEN = MIKROGEGLAETTETE DATEN

Aus diesem Grunde konnte auch kein Chi-Quadrat-Anpassungstest auf Normalität mit anschließendem Einstichproben-t-Test zur Prüfung der erwähnten Nullhypothese durchgeführt werden. Statt dessen wurde der Bereich von 1 bis 2100 Sekunden gemäß der W12-Reihe (222) - s.a. Abschnitt 7.1.2.2.1.1.2. - in 40 Intervalle geteilt und aus jedem Intervall eine Abweichung randomisiert ausgewählt. Mit diesen 40 Werten, die als voneinander unabhängig angesehen werden können, wurde ein Wilk-Shapiro-Test zur Prüfung der Nullhypothese der Gauß-Verteilung der Daten durchgeführt und ein Einstichproben-t-Test zur Prüfung der Nullhypothese $H_0 (\mu = 0)$ für alle vier Vergleiche gemäß Tabelle 10 - zwei Kurven, jeweils ungeglättet und mikrogeglättet. In allen Fällen konnten bei einer vorgegebenen Irrtumswahrscheinlichkeit $\alpha = 0.05$ die Nullhypothesen beibehalten werden. Es besteht somit kein Hinweis auf eine systematische Abweichung zwischen Einlesevorgängen.

5.4.3.2. Untersuchung möglicher systematischer Fehlerquellen

5.4.3.2.1. ... in einzelnen Komponenten des zweiten Datenerfassungsprogramms

Als potentiell kritisch war beim zweiten Datenerfassungsprogramm insbesondere die Projektion der Registrierkurve mit dem Episkop auf die Positronic-Arbeitsfläche anzusehen, da optische Abbildungsfehler nie ganz vermeidbar sind. Zur Abschätzung dieser Fehler wurde untersucht, wieweit eine Gerade nach Projektion und Registrierung mit dem Positronic-Kurvenfolger verzerrt wurde, wobei Fehler der Registrierung in die Betrachtung mit eingingen, so daß als Ergebnis Aussagen über die Summe beider Fehlerquellen möglich waren. Dazu wurden 583 Grundlinien aus 59 eingelesenen Kurven betrachtet. Zu jeder der 583 Grundlinien mit jeweils 5 bis 10 Punkten wurde eine Regressionsgerade berechnet sowie die größte Abweichung von der Regressionsgeraden und der Standardfehler der Schätzung.

TABELLE 11 :

LINEARITÄT DER GRUNDLINIEN NACH PROJEKTION DER REGISTRIERKURVE MIT DEM EPISKOP
AUF DIE POSITRONIC-ARBEITSFLÄCHE UND REGISTRIERUNG MIT DEM POSITRONIC-
KURVENFOLGER.

ANGEGEBEN SIND JEWEILS KLEINSTER, GROSSTER, DURCHSCHNITTLICHER UND MEDIANWERT
AUS 583 GRUNDLINIEN.

JEDE GRUNDLINIE HATTE EINE LÄNGE VON ETWA 600 MILLIMETERN
UND WURDE DURCH 5 BIS 10 EINGELESENE PUNKTE REPRÄSENTIERT.

N = 583	KLEINSTER WERT	GROSSTER WERT	DURCH- SCHNITT	MEDIAN
BETRAG DES REGRESSIONS- KOEFFIZIENTEN B	0.0000	0.0043	0.0011	0.0010
GROSSTE ABWEICHUNG VON DER REGRESSIONSGERADEN (IN MILLIMETERN)	0.0000	0.5610	0.2266	0.1874
STANDARDFEHLER DER SCHAETZUNG (IN MILLIMETERN)	0.0000	0.4418	0.1663	0.1292

Tabelle 11 gibt einen Überblick über diese Werte. Selbst im ungünstigsten Fall bleibt das Verhältnis der Abweichung von der Regressionsgeraden zur Gesamtlänge der Geraden kleiner als 1 Promille (0.56:600). Berücksichtigt man die Unterteilung der Geraden in bis zu 9 Intervalle, so zeigt sich, daß für die Interpolation innerhalb der einzelnen Intervalle der Fehler durch Nichtlinearität der Projektion unter die technisch vorgegebene Erfassungsgrenze von 0.1 mm im Positronic-Maßstab sinkt.

Der Betrag des Regressionskoeffizienten b , der ein Maß für die Abweichung der projizierten Geraden von der Horizontalen darstellt, ist so klein, daß daraus erwachsende Fehler die Erfassungsgrenze bei weitem unterschreiten, da geometrische Fehler 1.Ordnung vom Programm aus vermieden werden und Fehler 2.Ordnung für Winkel α mit $\tan \alpha$ kleiner 0.0044 vernachlässigbar klein sind ($0.0044^2 \cdot 600 \text{ mm} \approx 0.012 \text{ mm} < 0.1 \text{ mm}$).

Ein weiteres mögliches Problem war die Frage der Linearität des gesamten experimentellen Übertragungssystems, insbesondere des induktiven Weggebers. Zur Klärung wurde ein Weg beschritten, der dem im Abschnitt 5.4.3.1.1. beschriebenen Verfahren ähnelte und auch dessen Vorteil besaß, die gesamte Datenerhebung von der Hebelbewegung bis zum numerischen Dehnungswert mitzuuntersuchen:

Aus 59 eingelesenen Kurven wurden 91 Eichsysteme betrachtet, die im Hauptkanal des Registriergerätes geschrieben worden waren. Zu jedem Eichsystem mit jeweils 3 bis 14 Wertepaaren - numerischer Längenwert und graphischer Ordinatenwert, letzterer als Relativwert zwischen 0 und 1, s. Abschnitt 5.4.2. - wurde eine Regressionsgerade berechnet sowie die größte Abweichung von der Regressionsgeraden, weiterhin der Standardfehler der Schätzung, der auf die Abszisse umgerechnete Standardfehler der Schätzung, der Korrelationskoeffizient r und die Gesamtvergrößerung zwischen Muskelbewegung und projizierter Kurve.

Tabelle 12 gibt einen Überblick über diese Werte.

TABELLE 12 :

LINEARITAET DER EICHSYSTEME NACH PROJEKTION DER REGISTRIERKURVE MIT DEM EPISKOP
AUF DIE POSITRONIC-ARBEITSFLAECHE UND REGISTRIERUNG MIT DEM POSITRONIC-
KURVENFOLGER.

ANGEGEBEN SIND JEWEILS KLEINSTER, GROESSTER, DURCHSCHNITTLICHER UND MEDIANWERT
AUS 91 EICHSYSTEMEN.

JEDES EICHSYSTEM ERSTRECKTE SICH UEBER EINEN BEREICH VON BIS ZU ETWA
3000 MIKROMETERN MUSKELLAENGENAENDERUNG UND BESTAND AUS 3 BIS 14
(MEIST 7 ODER MEHR) WERTEPAAREN, JEDES WERTEPAAR AUS EINEM NUMERISCHEN
LAENGENWERT UND EINEM GRAPHISCHEN ORDINATENWERT, LETZTERER ALS RELATIVWERT
ZWISCHEN 0 UND 1 IN SOGENANNTEN RELATIVEN EINHEITEN.

N = 91	KLEINSTER WERT	GROESSTER WERT	DURCH- SCHNITT	MEDIAN
GROESSTE ABWEICHUNG VON DER REGRESSIONSGERADEN (IN RELATIVEN EINHEITEN)	0.00027	0.01117	0.00280	0.00258
STANDARDFEHLER DER SCHAETZUNG (IN RELATIVEN EINHEITEN)	0.00023	0.00442	0.00175	0.00172
STANDARDFEHLER DER SCHAETZUNG, UMGERECHNET AUF ABSZISSE (IN MIKROMETERN)	0.68	13.06	5.07	4.98
KORRELATIONSKOEFFIZIENT R	0.999862	1.000000	0.999985	0.999989
GESAMTVERGROESSERUNG ZWISCHEN MUSKELBEWEGUNG UND PROJIZIERTER KURVE	77.16	86.80	80.57	79.80

Die Richtung der Regression wurde bewußt mit "Y auf X", d.h. "graphischer Ordinatenwert auf numerischen Längenwert" gewählt, obwohl dies den Nachteil hat, daß zwei berechnete Größen - Standardfehler der Schätzung und größte Abweichung von der Regressionsgeraden - in weniger anschaulichen relativen Einheiten gemessen werden: Der Grund für die Wahl der Regressionsrichtung lag darin, daß der numerisch an der Mikrometerschraube eingestellte Längenwert eindeutig die vom Experimentator frei wählbare unabhängige Variable und der graphische Ordinatenwert die abhängige Variable darstellte. Die nachträgliche Umrechnung des Standardfehlers auf die Abszisseneinheit Millimeter über den Regressionskoeffizienten ist für die Interpretation insofern problemlos, als sich gegenüber der unmittelbaren Berechnung eines Standardfehlers bei einer Regression "X auf Y" höchstens ein zu großer, also ungünstiger Wert ergeben kann, so daß die tatsächliche Genauigkeit noch etwas höher als die errechnete ist.

Aus der Tabelle 12 geht hervor, daß die größte Abweichung von der Regressionsgeraden eines Eichsystems im Durchschnitt nur das 0.0028 fache des Ordinatenwertbereiches beträgt und der Standardfehler der Schätzung durchschnittlich nur das 0.00175 fache oder umgerechnet etwa 5 Mikrometer. Analog zur Betrachtung der Grundlinienlinearität ist auch hier die Unterteilung in bis zu 13 Intervalle zu berücksichtigen, so daß für die Interpolation innerhalb der einzelnen Intervalle - bis auf wenige Ausnahmen, in denen durch ungewöhnlich hohe Dehnungswerte der übliche Längenbereich überschritten wurde - der Fehler durch Nichtlinearität unter der Digitalisierungsgrenze liegt. Dies kommt auch darin zum Ausdruck, daß in etwa 95% der Fälle die größte Abweichung von der Regressionsgeraden des Eichsystems kleiner als das 0.006 fache des Ordinatenwertbereiches und der Standardfehler der Schätzung kleiner als das 0.0028 fache oder umgerechnet 8.2 Mikrometer ist. Der Korrelationskoeffizient beträgt im ungünstigsten Fall 0.99986 und überschreitet bei mehreren Eichsystemen 0.999999, was als Maß für den hohen Grad an Linearität angesehen werden kann. Die Gesamtvergrößerung zwischen Muskelbewegung und projizierter Kurve betrug über 80, wobei Schwankungen auch durch geringfügige Änderungen im Projektionsabstand bedingt waren.

TABELLE 13 :

REPRODUZIERBARKEIT DER DATENERFASSUNG IM VERGLEICH DER BEIDEN DATENERFASSUNGSPROGRAMME

ALLE ANGABEN IN MIKROMETERN

VON DEN INSGESAMT 440 ABWEICHUNGEN ZWISCHEN DEN BEIDEN DATENERFASSUNGSPROGRAMMEN AUS 40 MUSKELUNTERSUCHUNGEN MIT JE 11 WERTEN SIND

40 DURCHSCHNITTLICHE REALE ABWEICHUNGEN DRA UND

40 DURCHSCHNITTLICHE ABSOLUTE ABWEICHUNGEN DAA

AUS JE 11 ABWEICHUNGEN ANGEGEBEN.

	DRA ===	DAA ===			DRA ===	DAA ===
1.	1.4	2.3	I	21.	-0.1	3.4
2.	0.5	3.2	I	22.	3.8	3.8
3.	1.3	2.3	I	23.	-1.1	4.3
4.	4.4	4.6	I	24.	1.7	2.0
5.	-0.3	2.3	I	25.	3.5	4.9
6.	1.5	2.7	I	26.	3.6	3.7
7.	-1.9	2.4	I	27.	2.5	2.8
8.	-1.9	3.4	I	28.	-0.0	2.3
9.	-2.2	2.8	I	29.	-3.4	3.4
10.	-1.4	1.7	I	30.	-5.1	5.1
11.	1.2	3.3	I	31.	-1.4	2.6
12.	-0.3	1.4	I	32.	-3.4	4.1
13.	-3.5	4.2	I	33.	-5.0	5.0
14.	-1.2	2.3	I	34.	-3.2	5.1
15.	-2.8	4.3	I	35.	-1.4	2.9
16.	-0.5	2.6	I	36.	0.7	3.0
17.	-3.3	5.0	I	37.	-1.2	2.9
18.	2.7	3.4	I	38.	0.7	1.6
19.	0.2	2.7	I	39.	0.5	2.0
20.	2.0	3.7	I	40.	0.1	2.8

DURCHSCHNITTLICHE REALE ABWEICHUNG DRA AUS 440 VERGLEICHEN : -0.3

DURCHSCHNITTLICHE ABSOLUTE ABWEICHUNG DAA AUS 440 VERGLEICHEN : 3.2

GRÖSSTE ABSOLUTE ABWEICHUNG AA UNTER 440 VERGLEICHEN : 12.9

5.4.3.2.2. Untersuchung möglicher systematischer Fehlerquellen im Vergleich der beiden Datenerfassungsprogramme

Während die Berechnungen der Abschnitte 5.4.3.1.1. und 5.4.3.1.2. auf den wiederholten Einlesevorgängen von nur 2 Kurven beruhten, konnten für den Vergleich der beiden Datenerfassungsprogramme alle 40 Muskeluntersuchungen der orthogonalen Datenstruktur herangezogen werden. Da wie im Abschnitt 5.4.3.1.2. nicht die gleichen Abszissenwerte auftraten, wurden die Ordinatenwerte des zweiten Datenerfassungsprogramms zu den 11 Abszissenwerten des ersten nach Mikroglättung - s. Abschnitt 7.1.2.2.1.1.1. - durch Interpolation zweier benachbarter Punkte aus den etwa 2800 Punkten errechnet.

Somit konnten insgesamt 440 Abweichungen zwischen den beiden Datenerfassungsprogrammen aus 40 Muskeluntersuchungen mit je 11 Werten betrachtet werden.

Aus den 11 Abweichungen jeder Muskeluntersuchung wurde eine durchschnittliche reale Abweichung DRA und eine durchschnittliche absolute Abweichung DAA berechnet. Eine Übersicht darüber gibt Tabelle 13.

Die größte DRA betrug -5.1 Mikrometer, die größte DAA 5.1 Mikrometer. Weiterhin wurde die DRA und die DAA von allen 440 Abweichungen berechnet:

$$\begin{aligned} \text{DRA} &= -0.3 \text{ Mikrometer,} \\ \text{DAA} &= 3.2 \text{ Mikrometer.} \end{aligned}$$

Die größte absolute Abweichung AA unter 440 Vergleichen betrug 12.9 Mikrometer.

Alle genannten absoluten Angaben - AA und DAA - waren hier nur von untergeordnetem Interesse, da sie sich aus Fehlern beider Erfassungsprogramme zusammensetzten, boten aber durch die hohe Anzahl an betrachteten Muskeluntersuchungen eine gute Plausibilitätskontrolle zu den Berechnungen der Abschnitte 5.4.3.1.1. und 5.4.3.1.2.

Aus den DRA-Werten kann geschlossen werden, daß zwischen den beiden Datenerfassungsprogrammen kein wesentlicher systematischer Fehler auftrat.

5.4.3.3. Zusammenfassende Bewertung der erzielten Datenerfassungsgenauigkeit

Weder in den dargelegten Untersuchungen noch in weiteren Betrachtungen, z.B. über eine mögliche Drift der Verstärker- und Registriereinrichtung, wurde ein Hinweis auf einen wesentlichen systematischen Fehler gewonnen. Selbst wenn ein solcher als additiver Fehler unerfaßt bestanden hätte, wären alle Differenzangaben und zeitlichen Dehnungsverläufe analog dem im Abschnitt 5.3.2. dargelegten Prinzip davon nicht betroffen und nur mit dem zufälligen Fehler behaftet.

Als Maß für die zufälligen Fehler und die Erfassungsgenauigkeit im zweiten Datenerfassungsprogramm wurden Standardabweichungen SD für das Einlesen einer Registrierkurve berechnet, die für Originaldaten und geglättete Daten 1.3 bis 1.9 Mikrometer betragen - s. Abschnitt 5.4.3.1.2. und Tabelle 10.

Die somit erzielte Genauigkeit ist nachprüfbar und liegt deutlich über der anderer Arbeiten, die die Erfassungsgenauigkeit - meist völlig unbelegt - angeben mit

- 100 Mikrometern (380),
- 50 Mikrometern (194, 208),
- 30 Mikrometern (209),
- ± 20 Mikrometern (246),
- 20 Mikrometern (136, 554),
- ± 10 Mikrometern (437),

und auch noch etwas besser als die günstigste, ebenfalls unbelegte Angabe von einigen Mikrometern (463).

Durch den Einsatz der EDV einschließlich des Kurvenfolgers konnte die hohe Genauigkeit trotz einer schlichten und damit aber auch gut überschau- und überprüfbaren experimentellen Mechanik erzielt werden, die auf komplizierte Verfeinerungen der Apparatur (79) verzichtete.

Die ausführliche Darlegung der Berechnungen der Datenerfassungsgenauigkeit ermöglichte zum einen den Vergleich mit Methoden anderer Arbeiten und zum anderen eine klare Abgrenzung von den Problemen der Datenauswertung, die in den folgenden Abschnitten erläutert werden und die keineswegs auf Ungenauigkeiten der Datenerhebung zurückgeführt werden können. Vielmehr haben die durch die hohe Datenerfassungsgenauigkeit ermöglichten Auswerteberechnungen einen entscheidenden Anstoß zum Erkennen der Datenauswertungsprobleme geliefert.

5.4.4. Problematisierung der Datenauswertung,
Problemlösungsansätze und Lösungswege

5.4.4.1. Mit dem zweiten Datenerfassungsprogramm - s. Abschnitt 5.4.2. - war die Grundlage geschaffen, um quantitativ mehr und zugleich qualitativ genauere Daten zu haben, auf die das im Abschnitt 4.6.1. beschriebene Datenauswertungsverfahren zur Anpassung einer Hyperbel mit dem Verfahren nach Bronstein (78) angewendet werden sollte.

Die erste Schwierigkeit lag darin, daß für die Berechnung von Differenzen - den Delta-Werten DN_i und DT_i gemäß Abschnitt 4.6.1. - im Gegensatz zum ersten Datenerfassungsprogramm mit nur 11 Kurvenpunkten nicht mehr sinnvoll benachbarte Kurvenpunkte verwendet werden konnten, weil wegen der dichten Lage der Punkte, d.h. der sehr kleinen Schrittweite von Punkt zu Punkt, der relative Fehler des einzelnen Delta-Wertes (Differenz) sehr groß geworden wäre, wenn als relativer Fehler RF die folgende Größe bezeichnet wird:

$$RF = \left| \frac{\Delta a \text{ (errechnet)} - \Delta a \text{ (wahr)}}{\Delta a \text{ (wahr)}} \right| \quad \text{mit } a = N \text{ bzw. } t$$

(Gleichung 24)

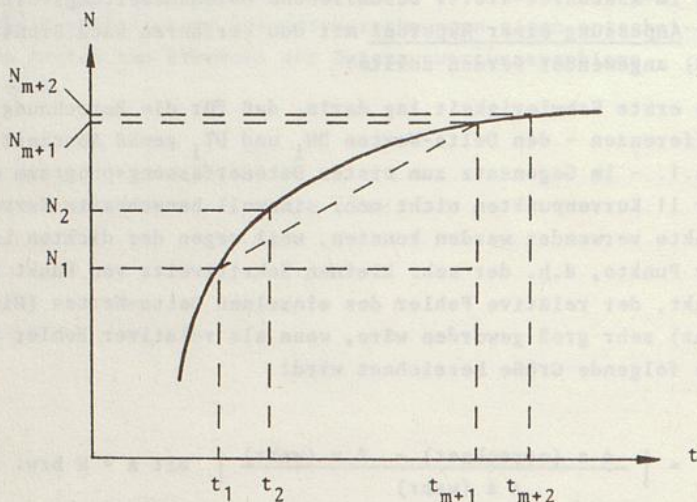
Dieses Problem ließ sich durch eine erhöhte Intervallbreite lösen, indem die Differenzen aus voneinander entfernteren Punkten gebildet wurden. Um keinen erheblichen Verlust an NQUER, DNDT-Wertepaaren hinnehmen zu müssen, wurden überlappende Intervalle - s. Skizze 7 - gewählt, so daß die Schrittweite von 1 beibehalten werden konnte.

Skizze 7:

Bildung von Delta-Werten in überlappenden Intervallen
Schrittweite 1, Intervallbreite m

$$\text{DNDT}_1 = (N_{m+1} - N_1) / (t_{m+1} - t_1)$$

$$\text{DNDT}_2 = (N_{m+2} - N_2) / (t_{m+2} - t_2)$$



Prinzipiell problematisch ist die Wahl der Intervallbreite m , da bei zu großem m Feinheiten des Kurvenverlaufs verlorengehen, selbst wenn sich die Intervalle überlappen, während bei zu kleinem m der relative Fehler groß ist. Abgeschwächt wurde das Problem dadurch, daß die zu betrachtenden t, N -Kurven einen streng monotonen Verlauf besaßen. Da sich eine angenähert optimale Intervallbreite am besten empirisch ermitteln ließ, war die Intervallbreite im Programm vom Anwender zwischen 1 und 50 frei wählbar.

5.4.4.2. Kritisch war auch die voraussehbare Steigerung des Rechenaufwandes und der Rechenzeit selbst unter Einsatz einer EDV-Anlage zu bewerten. Bei dem Verfahren nach Bronstein steigt die Zahl der Rechenschritte etwa quadratisch: waren beim ersten Datenerfassungsprogramm mit 11 Punkten 10 lineare Regressionen mit je 9 Wertepaaren zu berechnen, so erforderte das Verfahren bei z.B. 2751 Punkten, einer Intervallbreite von 50 und einer Schrittweite von 1 insgesamt 2701 Regressionen mit je 2700 Wertepaaren. Mit den dazugehörigen Schreib- und Lesevorgängen auf einer Magnetplatte benötigten exemplarisch durchgeführte Berechnungen je Muskeluntersuchung etwa einen Tag Rechenzeit im Einzelbenutzerbetrieb der EDV-Anlage.

Weiterhin hatte das Verfahren den erheblichen Nachteil, nicht eine, sondern im angeführten Beispiel 2701 Kurvenanpassungen zu liefern, aus denen dann nach dem Kriterium des größten Korrelationskoeffizienten die beste auszuwählen war.

In den exemplarisch berechneten Fällen zeigte es sich nun, daß das bisher verwendete Verfahren, das aus den Ausführungen von Bronstein (78) beruht, nicht nur erhebliche Nachteile bot, sondern vor allem seine Aufgabe, eine beste - im Sinne einer mathematisch optimalen - Kurvenanpassung für experimentelle Daten zu finden, aus prinzipiellen Gründen nicht erfüllen kann.

Dies liegt nicht nur daran, daß sich mit dem Kriterium des größten Korrelationskoeffizienten einer linearisierten Größe - GY aus Abschnitt 4.6.1. - nicht automatisch die beste Kurvenanpassung für die nichtlinearisierte Größe DNDT in Abhängigkeit von NQUER ergibt, sondern vor allem daran, daß unter allen Kurvenanpassungen einer Untersuchung - also den z.B. 2701 Anpassungen nach dem zweiten Datenerfassungsprogramm bzw. den 10 beim ersten - die mathematisch optimale überhaupt nicht enthalten ist, wobei als mathematisch optimal die Anpassung bezeichnet wird, deren Summe der Abweichungsquadrate SQ_2 - in der Nomenklatur nach (331) - im Sinne der Summe der Quadrate der Abweichungen um die Regression $SQ(\text{um Regression})$ einen minimalen Wert annimmt.

Wie mit zusätzlichen Programmen gezeigt werden konnte, ist das Bronsteinsche Verfahren der Linearisierung zum Zwecke der Hyperbelanpassung für exakt auf einer Hyperbel liegende Daten unproblematisch anwendbar, weil in allen Serien der Korrelationskoeffizient r für die linearisierte Größe GY_1 beträgt und die Koeffizienten A und B der linearen Regression (Gleichung 9)

$$GY = A + NQUER \cdot B$$

jeweils gleich sind.

Dieser Sonderfall, für den die Ausführungen in (78) - allerdings ohne ausdrückliche Beschränkung darauf - offensichtlich gedacht sind, trifft auf medizinische oder experimentelle physiologische Daten selbst bei der erzielten hohen Datenerfassungsgenauigkeit nicht zu, so daß das zitierte mathematische Verfahren darauf nicht anwendbar ist. Wird es dennoch benutzt, so zeigen sich charakteristische Abweichungen, die bei über 2700 Daten pro Kurve in der Liste der Anpassungen besonders deutlich in ihrem Wesen erkennbar sind, obwohl sie prinzipiell und mit nicht minder gewichtigem Fehler in der Kurvenanpassung auch bei nur 11 Kurvenpunkten auftreten. Die über 2700 Anpassungen pro Kurve zeigten erhebliche Sprünge von unter 0.2 bis über 0.99 im Betrage des Korrelationskoeffizienten zwischen unmittelbar oder mittelbar über wenige Schritte hinweg benachbarten Serien, obwohl hier nur kleinste Unterschiede sowohl der Koeffizienten A und B als auch des Korrelationskoeffizienten r von Serie zu Serie wegen der hohen Dichte der benachbarten Punkte bei zudem streng monotonem Verlauf der Kurve zu erwarten gewesen wären. Zudem trat ein Trend zwischen erster und letzter Serie in den Koeffizienten A und B etwa um den Faktor 100 auf. Dieser Trend war zusammen mit der Feststellung, daß mit steigender Seriennummer im allgemeinen der Korrelationskoeffizient sinkt, bereits bei den Auswertungen der Voruntersuchungen mit jeweils 11 Kurvenpunkten sowie bei allen weiteren Auswertungen aufgefallen.

Alle charakteristischen Abweichungen beruhen darauf, daß für jede Serie und damit für jede Anpassung ein Wertepaar als festes Wertepaar herausgegriffen wird. Dieses Wertepaar repräsentiert dabei einen experimentell ermittelten Punkt, durch den die angepaßte Kurve beim Bronsteinschen Verfahren erzwingenmaßen geht. Damit entspricht eine derartige Kurvenanpassung dem Prinzip der "herausgegriffenen Punkte" - "selected points" -, das im allgemeinen schlechtere Anpassungen als die Methode der kleinsten Abweichungsquadrate liefert (275). Daß die Wahl des Wertepaares die Koeffizienten und den Korrelationskoeffizienten bei experimentellen Daten beeinflußt, wurde bereits in einer früheren Arbeit (209) erwähnt. Eine Plausibilitätserklärung, die die Art der Beeinflussung erklärt und zudem einige nachprüfbare Schlußfolgerungen ermöglicht, ist darin zu sehen, daß das herausgegriffene Wertepaar $NQUER_c, DNDT_c$ übermäßig gewichtet wird und gemäß der Gleichung 8 aus Abschnitt 4.6.1.

$$GY = \frac{NQUER - NQUER_c}{DNDT - DNDT_c}$$

so häufig wie alle anderen Kurvenpunkte zusammen in die weitere Rechnung eingeht. - Die relative Überwichtung ist damit unabhängig von der Anzahl der Kurvenpunkte und damit auch nicht durch die Verwendung von nur 11 Kurvenpunkten zu verringern, während die absolute Überwichtung mit zunehmender Punktezahl steigt und z.B. 10 fach oder 2700 fach sein kann. -

Diese Überwichtung macht verständlich, daß selbst kleine Abweichungen des festen Wertepaares von einer guten Hyperbelanpassung zu einer sehr schlechten Anpassung nach Bronstein führen, daß andererseits von einem solchen Wertepaar nur in der dritten oder vierten gültigen Stelle abweichende Werte, als festes Wertepaar einer anderen Serie benutzt, eine gute Anpassung liefern können.

TABELLE 14 :

GEGENUEBERSTELLUNG DER HYPERBELANPASSUNGEN NACH BRONSTEIN UND MIT EINEM
ITERATIONSVERFAHREN JEWEILS BEI STANDARDISIERUNG AUF VOLUMEN UND A1 = 9711

NR	A2		A3		A4	
	BRONSTEIN	ITERATION	BRONSTEIN	ITERATION	BRONSTEIN	ITERATION
1	-1736.	-1879.	-39064.	-34671.	41437.	37734.
2	-1438.	-1559.	-35899.	-30425.	31396.	27827.
3	-4765.	-3004.	-4953.	-44822.	38212.	103925.
4	-3199.	-2285.	32079.	-29831.	6841.	43634.
5	-3241.	-3521.	-94508.	-80553.	178304.	158149.
6	-3481.	-3800.	-98376.	-89849.	197259.	181847.
7	-2361.	-2495.	-35568.	-35038.	57262.	55398.
8	-1975.	-2083.	-35266.	-31374.	43271.	39829.
9	-1922.	-2035.	-23934.	-26802.	34659.	35446.
11	-4592.	-2841.	-9836.	-28501.	36423.	77422.
12	-3272.	-3496.	-83801.	-70129.	150381.	132332.
13	-6012.	-3769.	-22066.	-72790.	59296.	169109.
14	-2946.	-3170.	-79386.	-81939.	160019.	158536.
15	-3554.	-2332.	-8866.	-30452.	18735.	50530.
16	-1862.	-1975.	-39226.	-35116.	39384.	36135.
17	-3280.	-1997.	-15114.	-47715.	21569.	59004.
18	-1952.	-2078.	-36072.	-39012.	52419.	52878.
19	-2183.	-2385.	-65333.	-56423.	86041.	76894.
20	-1964.	-2178.	-71006.	-56817.	81725.	69305.
21	-2609.	-2817.	-66055.	-59237.	100475.	91944.
22	-2637.	-2834.	-67824.	-53201.	82391.	68820.
23	-3524.	-3857.	-107535.	-86969.	193984.	165130.
24	-2746.	-2986.	-94218.	-75083.	124668.	104854.
25	-2918.	-3296.	-106609.	-91550.	203776.	180444.
26	-2664.	-2910.	-102852.	-88903.	147007.	130881.
27	-4044.	-2567.	-3548.	-27888.	24335.	64943.
28	-3573.	-2321.	-6088.	-27873.	17591.	47937.
29	-2710.	-2943.	-87775.	-69562.	114879.	96299.
30	-2249.	-2441.	-74726.	-57869.	79714.	65588.
31	-5088.	-3145.	-7648.	-39871.	37825.	103981.
32	-4821.	-2831.	-118958.	-3500.	77996.	57488.
33	-5069.	-3038.	-2542.	-56653.	48011.	135394.
34	-6239.	-2449.	-526999.	-28433.	237921.	87038.
35	-2664.	-3004.	-224068.	-169565.	231770.	182392.
36	-2722.	-3076.	-163432.	-135474.	203065.	173081.
37	-3671.	-2498.	8213.	-15507.	14914.	44095.
38	-3743.	-2577.	3628.	-16181.	15988.	43765.
39	-4073.	-4452.	-136735.	-111165.	333256.	287102.
40	-3474.	-3915.	-131725.	-100341.	279431.	228414.
41	-3091.	-3241.	-27048.	-27446.	66729.	65340.
42	-2954.	-3084.	-23577.	-26003.	48819.	49654.
43	-5394.	-5776.	-259707.	-209735.	539691.	453109.
44	-2541.	-2827.	-97221.	-85393.	150356.	135130.
45	-2495.	-2700.	-55972.	-50923.	92157.	85196.
46	-3228.	-3515.	-99230.	-78147.	174226.	146404.
47	-6736.	-4068.	-90957.	9117.	158411.	147341.
48	-3909.	-3857.	477686.	-10099.	-193628.	130214.
49	-3402.	-3773.	-160520.	-130635.	289071.	246143.
50	-2604.	-2935.	-158332.	-122732.	200716.	163276.
51	-7196.	-4794.	-20691.	-122081.	89215.	274718.
52	-6718.	-4259.	-104574.	-13569.	182681.	176141.
53	-7985.	-5353.	-42528.	-211679.	130617.	425459.
54	-7063.	-4695.	8349.	-114806.	72155.	260675.
55	-2701.	-2939.	-93637.	-75770.	132813.	113365.
56	-3000.	-3229.	-101804.	-86531.	136316.	119708.
57	-3120.	-2404.	144249.	-14356.	-24178.	53368.
58	-16263.	-2228.	-2601964.	-6027.	808507.	40790.

	B1	B2	B3	SQ2	SQ2	VERHAELTNISSE		NR
ITERATION	ITERATION	ITERATION	BRONSTEIN	ITERATION	ITERATION	DER	SQ2-WERTE	
						BR/IT	IT/BR	
34.	-0.04979	0.91880	5.16940	0.00149082	0.00134260	1.110	0.900576	1
27.	-0.05602	1.09336	6.23026	0.00166415	0.00146297	1.138	0.879107	2
34.	-0.02891	0.43129	3.23240	0.01413923	0.00061110	23.138	0.043220	3
49.	-0.05236	0.68366	4.25067	0.03242014	0.00224331	14.452	0.069195	4
47.	-0.02226	0.50935	2.75833	0.00025853	0.00022497	1.149	0.870218	5
98.	-0.02090	0.49409	2.55565	0.00030459	0.00027126	1.123	0.890568	6
29.	-0.04504	0.63249	3.89221	0.00077243	0.00069943	1.104	0.905495	7
46.	-0.05230	0.78772	4.66225	0.00079225	0.00071232	1.112	0.899115	8
22.	-0.05742	0.75614	4.77151	0.00166554	0.00148253	1.123	0.890122	9
32.	-0.03670	0.36812	3.41806	0.01900575	0.00048161	39.463	0.025340	11
09.	-0.02642	0.52995	2.77747	0.00023655	0.00020117	1.176	0.850421	12
36.	-0.02229	0.43043	2.57685	0.01899017	0.00030421	62.425	0.016019	13
30.	-0.01999	0.51685	3.06375	0.00021994	0.00019014	1.157	0.864504	14
35.	-0.04615	0.60265	4.16427	0.05225194	0.00087905	59.441	0.016823	15
04.	-0.05465	0.97179	4.91763	0.00106922	0.00095891	1.115	0.896833	16
78.	-0.03385	0.80868	4.86258	0.04011969	0.00062756	63.929	0.015642	17
94.	-0.03930	0.73776	4.67319	0.00071250	0.00062053	1.148	0.870921	18
05.	-0.03101	0.73377	4.07231	0.00054211	0.00047185	1.149	0.870394	19
44.	-0.03142	0.81981	4.45972	0.00057500	0.00046828	1.228	0.814411	20
20.	-0.03063	0.64427	4.44792	0.00049023	0.00043639	1.123	0.890176	21
30.	-0.04117	0.77305	3.42730	0.00080035	0.00068016	1.177	0.849832	22
54.	-0.02336	0.52667	2.51782	0.00034992	0.00030209	1.158	0.863310	23
44.	-0.02848	0.71607	3.25194	0.00040078	0.00032816	1.221	0.818796	24
81.	-0.01827	0.50736	2.94628	0.00029744	0.00025685	1.158	0.863553	25
43.	-0.02223	0.67926	3.33729	0.00026685	0.00022923	1.164	0.859000	26
37.	-0.03952	0.42943	3.78354	0.02758742	0.00091608	30.115	0.033206	27
99.	-0.04842	0.58146	4.18380	0.04716697	0.0140753	33.510	0.029841	28
88.	-0.03057	0.72235	3.29934	0.00046694	0.00038299	1.219	0.820200	29
81.	-0.03722	0.88231	3.97779	0.00062690	0.00047803	1.311	0.762532	30
88.	-0.03024	0.38345	3.08806	0.02222727	0.00070853	31.371	0.031876	31
94.	-0.04925	0.06089	3.43008	0.44472927	0.00236001	188.444	0.005307	32
38.	-0.02244	0.41843	3.19649	0.01014063	0.00046124	21.985	0.045485	33
92.	-0.02814	0.32668	3.96510	0.19259058	0.00085179	226.102	0.004423	34
95.	-0.01647	0.92968	3.23267	0.00020630	0.00014333	1.439	0.694746	35
65.	-0.01777	0.78272	3.15675	0.00030402	0.00025905	1.174	0.852084	36
02.	-0.05664	0.35168	3.88818	0.02913306	0.00182934	15.925	0.062793	37
14.	-0.05889	0.36973	3.76819	0.03062969	0.00153556	19.947	0.050133	38
40.	-0.01551	0.38720	2.18119	0.00010499	0.00008504	1.235	0.809948	39
54.	-0.01714	0.43930	2.48069	0.00021344	0.00016367	1.304	0.766822	40
09.	-0.04961	0.42005	2.99610	0.00083776	0.00077096	1.087	0.920269	41
30.	-0.06211	0.52367	3.14886	0.00153971	0.00142109	1.083	0.922965	42
96.	-0.01275	0.46288	1.68121	0.00005413	0.00003961	1.367	0.731783	43
04.	-0.02092	0.63193	3.43530	0.00035776	0.00031356	1.141	0.876466	44
41.	-0.03169	0.59771	3.59659	0.00051817	0.00045836	1.131	0.884564	45
41.	-0.02401	0.53378	2.76321	0.00025095	0.00019770	1.269	0.787802	46
14.	-0.02761	0.06188	2.38735	2.18488932	0.00080464	2715.355	0.000368	47
43.	-0.02962	0.07756	2.51777	0.01052939	0.00071639	14.698	0.068037	48
76.	-0.01533	0.53073	2.57367	0.00013772	0.00011114	1.239	0.807011	49
18.	-0.01798	0.75168	3.30825	0.00022685	0.00016611	1.366	0.732256	50
41.	-0.01745	0.44439	2.02563	0.00569791	0.00027381	20.810	0.048055	51
59.	-0.02418	0.07704	2.28023	0.06443531	0.00085447	75.409	0.013261	52
75.	-0.01258	0.49753	1.81413	0.00357701	0.00017280	20.700	0.048309	53
65.	-0.01801	0.44042	2.06841	0.00575541	0.00037958	15.163	0.065952	54
08.	-0.02593	0.66837	3.30380	0.00030594	0.00024944	1.226	0.815342	55
68.	-0.02698	0.72285	3.00717	0.00036971	0.00032437	1.140	0.877375	56
90.	-0.04504	0.26900	4.03977	0.16956727	0.00211737	80.084	0.012487	57
	-0.05463	0.14775	4.35796	6.89020920	0.00323841	2127.654	0.000470	58

Aus allen durchgeführten Berechnungen ergeben sich die Schlußfolgerungen, daß zum einen bei hohen Seriennummern keine guten Anpassungen mehr zu erwarten sind - da die Abweichung zwischen den stets positiven experimentellen DNDT-Werten und den mit steigendem NQUER negativ werdenden angepaßten DNDT-Werten stets groß ausfällt -, daß zum zweiten bei hoher Punktezahl gute Anpassungen zwischen schlechten bei fast gleichem bestem Wertepaar wie zufällig eingestreut erscheinen und daß schließlich bei kleiner Punktezahl weitgehend die Lage des ersten Wertepaares darüber entscheidet, ob unter allen Bronsteinschen Anpassungen überhaupt eine gute Anpassung zu finden ist, selbst wenn in allen Fällen eine gute Anpassung der experimentellen Daten prinzipiell existiert.

Die Beurteilung der Güte einer Anpassung bei vorgegebenen experimentellen Daten unterliegt dabei keiner subjektiven Willkür, sondern kann durch Berechnung der Summe der Abweichungsquadrate SQ_2 objektiviert werden.

5.4.4.3. Da die Unterschiede zwischen den optimalen und den Bronsteinschen Anpassungen erheblich waren - die Unterschiede zwischen korrespondierenden SQ_2 -Werten lagen teils bei nur einigen Prozent, teils aber beim über 1000-fachen, s.Tabelle 14 - und andererseits den Anpassungen eine tragende Rolle bei der Verifizierung einer Modellvorstellung zukam, war die Entwicklung eines Verfahrens anzustreben, das eine optimale Kurvenanpassung ermöglicht.

Bei der Hyperbelfunktion handelt es sich um eine in den Koeffizienten nichtlineare Funktion, was eine weitere Erläuterung dafür gibt, daß das Bronsteinsche Verfahren, das auf einem Linearisierungsschritt beruht, zwar den im Abschnitt 5.4.4.2. beschriebenen Sonderfall einer Kurvenbestimmung zuläßt, jedoch keine optimale Berechnung einer Kurvenanpassung ermöglicht. Da auch kein anderes Verfahren vorlag, wurde keine Möglichkeit gesehen, die Parameter der Hyperbelfunktion in mathematisch geschlossener Form zu berechnen. In letzterem kann eine Begründung dafür gesehen werden, weshalb das Bronsteinsche Verfahren wegen seines Vorteils der mathematisch geschlossenen

Form mit der daraus resultierenden endlichen und determinierten Anzahl an Rechenschritten trotz seiner mathematischen Problematik in einer Reihe früherer Arbeiten (194, 204, 205, 208, 209, 212, 278, 467) verwendet wurde.

Das neue Verfahren der Kurvenanpassung wurde - zunächst für 11 Punkte pro Kurve - in zwei Programmen verwirklicht, die nach dem Iterationsprinzip mit schrittweiser Veränderung jeweils eines Parameters arbeiteten. Dabei waren vor allem drei Probleme zu lösen:

- 1) Das Verfahren war so zu gestalten, daß möglichst gute Anfangswerte für die Iteration angegeben werden konnten.
- 2) Das Hängenbleiben der Iteration in Zwischenoptima - gemessen an der Summe der Abweichungsquadrate - war nach Möglichkeit zu verhindern.
- 3) Die Vorzeichen der Parameter sollten sich - falls nötig - während der Iteration selbst ändern können.

Alle drei Punkte lassen sich zur Forderung zusammenfassen, daß von sinnvoll gewählten, aber unterschiedlichen Anfangswerten aus gleiche Parameterwerte am Ende der Iteration erreicht werden.

Der erste Punkt - 1) - wurde durch eine andere Schreibweise der Hyperbelgleichung erreicht, die nicht nur den Vorteil bot, die Parameter direkt graphisch interpretieren zu können, sondern auch den vierten, von den anderen drei abhängigen Parameter aus der Schreibweise zu eliminieren.

$$\frac{dN}{dt} = \frac{a_1 + a_2 N}{a_3 + a_4 N}$$

$$\frac{dN}{dt} = b_1 \cdot \frac{N - b_3}{N - b_2} \quad (\text{Gleichung 25})$$

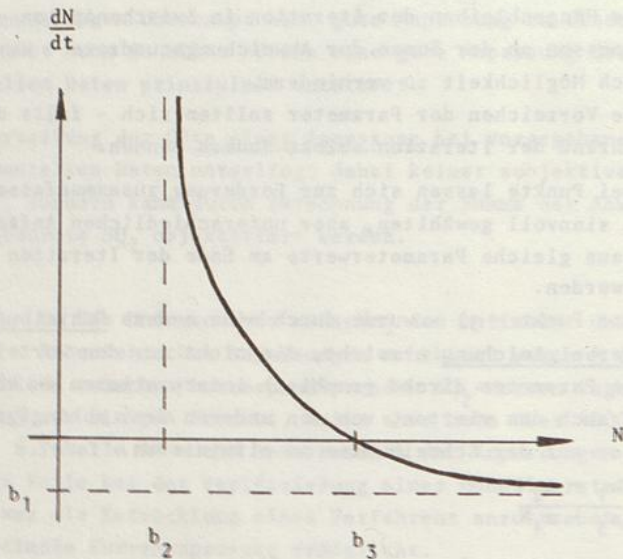
$$\text{mit } b_1 = \frac{a_2}{a_4} \quad (\text{Gleichung 26})$$

$$b_2 = - \frac{a_3}{a_4} \quad (\text{Gleichung 27})$$

$$b_3 = - \frac{a_1}{a_2} \quad (\text{Gleichung 28})$$

- b_1 ist der Ordinatenwert der parallel zur Abszisse verlaufenden Asymptote der Hyperbel
 b_2 ist der Abszissenwert der parallel zur Ordinate verlaufenden Asymptote der Hyperbel
 b_3 ist der Schnittpunkt der Hyperbel mit der Abszisse.

Skizze 8



Der zweite Punkt - 2) - läßt sich prinzipiell nicht mit völliger Sicherheit verwirklichen; die Wahl eines unkomplizierten und stabilen Iterationsprinzips schuf jedoch gute Voraussetzungen, wobei der Erfolg daran kontrolliert werden konnte, daß Iterationen von verschiedenen Anfangswerten aus zu gleichen Parameterwerten am Ende der Iteration führten - "reproduzierbare Konvergenz".

Das Programm mit additiver Veränderung der Parameter war bezüglich des dritten Punktes - 3) - dem mit multiplikativer

Veränderung überlegen und erfüllte auch die anderen aufgeführten Forderungen.

In allen betrachteten Fällen - über 60 Kurven - war die Anpassung mit dem Iterationsprogramm besser als die Bronsteinsche Anpassung. Das traf selbst bei Anfangswerten zu, die nur grob - Vorzeichen und vermutete Größenordnung der Parameter - gewählt wurden, was wegen der bei iterativen Verfahren leichter auftretenden Schwierigkeiten nicht als selbstverständlich angesehen werden konnte.

Da nach dem Kriterium der Verkleinerung der Summe der Abweichungsquadrate iteriert wurde und die Iterationsergebnisse "reproduzierbar" waren, konnten diese als optimale Kurvenanpassungen betrachtet werden.

Ein kritischer Einwand innerhalb des neuen Verfahrens könnte sich gegen das verwendete Iterationsziel der ungewichteten Summierung der Abweichungsquadrate richten; obwohl bei dem Verlauf der experimentellen N,DNDT-Daten mit großen und sehr kleinen DNDT-Werten eine Wichtung durchaus sinnvoll sein kann, um die kleinen Werte nicht unterzubewerten, wurde bewußt auf eine Wichtung verzichtet, um jedes Moment der Willkür einer Wichtung zu vermeiden, insbesondere, da sich keine "natürliche" - aus der Meßgenauigkeit einfach und unmittelbar überzeugend ableitbare - Ungleichgewichtung anbot. Die prinzipielle Überlegenheit des neuen Verfahrens gegenüber dem Bronsteinschen Verfahren wird von der Frage der Wichtung nicht berührt, da sie sowohl im ungewichteten als auch im gewichteten Fall zutrifft.

5.4.4.4. Zwei problematische Eigenschaften der Hyperbel waren aber auch mit dem neuen Verfahren nicht gelöst:

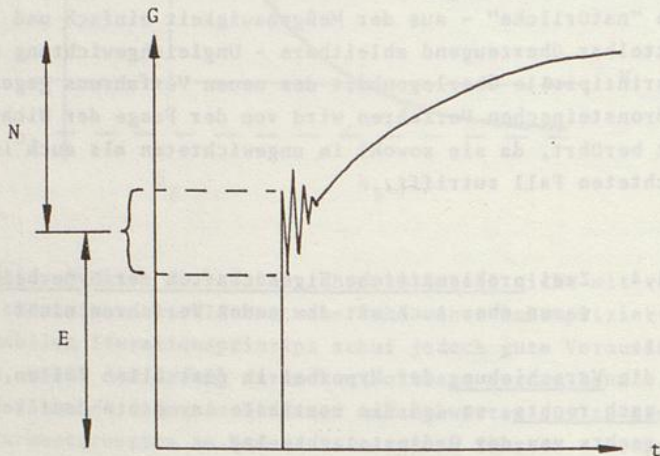
- a) die Verschiebung der Hyperbel in fast allen Fällen nach rechts, so daß die vertikale Asymptote deutlich rechts von der Ordinatenachse lag.
- b) das Schneiden der Abszisse durch die Hyperbel im Bereich beobachteter Werte.

5.4.4.4.1. Die erste Eigenschaft - a) - erforderte eine kritische Auseinandersetzung auch in terminologischer Sicht mit dem Verfahren der Bestimmung der Nachdehnung.

Als Nachdehnung $N(t)$ zu einem Zeitpunkt t wurde die Gesamtdehnung $G(t)$ abzüglich der anfänglichen elastischen Dehnung E bezeichnet, wobei in Anlehnung an (396) unter elastischer Dehnung die Verlängerung verstanden werden kann, die momentan erfolgt, d.h. in einem registriertechnisch nicht erfaßbar kurzen Zeitintervall - s. Abschnitte 4.7.1. und 6.2.1.2.2.1. Da die elastische Dehnung über eine gedämpfte Schwingung in die reine Nachdehnungskurve überging, wurde bisher der Mittelwert von Minimum und Maximum der ersten Dehnungsschwingung als elastische Dehnung E genommen - s. Skizze 9.

Skizze 9:

Schematischer Verlauf des Beginns einer Dehnungskurve



Diese Berechnung der elastischen Dehnung hätte aber nur Gültigkeit für eine ungedämpfte Schwingung, der keine Nachdehnung überlagert wäre. Tatsächlich muß aber davon ausgegangen werden, daß sich am Anfang der Dehnungskurve drei Komponenten überlagern:

Die tatsächliche elastische Dehnung,
die gedämpfte Dehnungsschwingung und
die beginnende Nachdehnungskurve mit unbekannter Steilheit.

Die Komplexität des Anfangsgeschehens ist u.a. dadurch bedingt, daß zu Beginn der als momentan und ruckartig bezeichneten Belastung des Muskels wegen der Bewegung, Beschleunigung und Verzögerung des Belastungsgewichtes keine konstante Kraft von $a_1 = 9711 \text{ dyn} \cdot \text{s}$. Abschnitt 4.3.1.1. - wirkt.

Die drei aufgeführten Komponenten am Anfang der Dehnungskurve haben sich angesichts dieses Sachverhalts nicht trennen lassen.

Da die elastische Dehnung E einen erheblichen Teil der Gesamtdehnung G ausmacht, ist mit erheblichen Abweichungen aller Nachdehnungswerte einer Muskeluntersuchung um dieselbe additive Größe zu rechnen. Für die Einzelauswertung einer Muskeluntersuchung im Sinne einer Kurvenformbetrachtung ist dies unerheblich, da in $N, DNDT$ -Darstellung nur eine Verschiebung sämtlicher Daten in Abszissenrichtung um die gleiche Strecke erfolgt; ein sinnvoller Vergleich zwischen Untersuchungen, z.B., um den Einfluß der unterschiedlichen Badlösungen zu beurteilen, ist dann aber nicht mehr möglich. Daher war nach mathematischen Methoden zu suchen, die vergleichbare Nachdehnungswerte liefern.

5.4.4.4.2. Von der physiologischen Interpretation der $N, DNDT$ -Kurven her wäre eine Verschiebung aller Kurven in der Form, daß die vertikale Asymptote mit der Ordinate zusammenfällt, gut begründbar: das entspräche der

Betrachtung einer neudefinierten Nachdehnungsgröße N_1 mit

$$N_1 = N - b_2 = N - \frac{-a_3}{a_4} = N + \frac{a_3}{a_4} \quad (\text{Gleichung 29}),$$

wobei a_3 und a_4 Parameter der nach dem Iterationsverfahren angepaßten Hyperbel bezeichnen.

Die Problematik der elastischen Dehnung kann wegen der Beeinflussung der Nachdehnung bei gegebener Gesamtdehnung auch als Normierungsproblem bezeichnet werden.

5.4.4.4.3. Ein weiteres Normierungs- oder Standardisierungsproblem stellt sich beim Vergleich mehrerer Muskeluntersuchungen, da die Eigenschaften der präparierten Muskelstücke zu Untersuchungsbeginn, wie Länge, Durchmesser, Gewicht, Volumen, nicht gleich sind, so daß ein Teil der Variabilität der Nachdehnungswerte auf die unterschiedlichen Ausgangsbedingungen und nicht auf die Versuchsbedingungen, wie z.B. die Lösungen, zurückzuführen ist.

Um den Einfluß ungleicher Startbedingungen zu verringern, können die Ergebnisse einer Untersuchung jeweils auf einen charakteristischen Anfangswert bezogen, d.h. standardisiert werden, wobei diese Transformation für den Kurventyp und damit für die Einzelauswertung ohne Belang ist. Möglichkeiten einer solchen Standardisierung wurden bereits bei (194, 208, 209) erörtert und bei einer Reihe von Arbeiten (194, 205, 208, 209, 212) angewendet, während das prinzipielle Problem schon in (197) erwähnt ist.

Denkbar wäre eine Standardisierung auf die Ausgangslänge, die aus am Versuchsende erhobenen Daten - Endlänge und Verlängerung, s. Abschnitte 4.2.4.12. und 4.2.4.13. - errechnet wird und die Länge des Präparates unmittelbar vor Belastung darstellt. Da das Verfahren zwar für Untersuchungen in erschlaffender Lösung geeignet sein kann (208), in der vorliegenden Arbeit aber auch Untersuchungen in kontrahierender Lösung enthalten sind, scheidet es aus. Zudem wäre keine Vergleichbarkeit der Ausgangslängen in den beiden Badlösun-

gen gegeben, weil sich die Ausgangslänge auf einen Zeitpunkt bezieht, zu dem der Muskel bei einer Untersuchung in erschlaffender Lösung 1/2 Stunde in kontrahierender Lösung und anschließend 1/2 Stunde in erschlaffender Lösung gegangen hat, bei einer Untersuchung in kontrahierender Lösung dagegen 1 Stunde in kontrahierender Lösung.

Ebenfalls möglich wäre eine Standardisierung auf Volumen, das sich aus dem Gewicht unter Zugrundelegung eines konstanten spezifischen Gewichtes von 1.050 p/cm^3 (190, 191, 246) berechnen läßt. Dieses Verfahren, das bereits mehrfach angewendet wurde (205, 209, 212), erlaubt den Vergleich zwischen Untersuchungen.

Eine weitere Möglichkeit stellt die Standardisierung auf die Länge N (2000) - die Nachdehnung zum Zeitpunkt 2000 Sekunden - dar, so daß aus allen Nachdehnungswerten Relativwerte zwischen 0 und 1 werden. Die Varianz zwischen Untersuchungen wird dabei so weit herabgesetzt, daß nicht nur eine Vergleichbarkeit der Kurven erreicht wird, sondern auch die zu betrachtenden Unterschiede zwischen Untersuchungen in verschiedener Lösung unterdrückt werden. So ist der Punkt $t, N = 2000, 1$ allen Kurven gemeinsam, obwohl zu diesem Zeitpunkt große Unterschiede im Nachdehnungsverhalten liegen können. Vorteile bietet das Verfahren dagegen bei der Beurteilung des Kurventyps, weil sich damit Daten aus den unterschiedlichsten Untersuchungen auf korrespondierende Abschnitte des Koordinatensystems projizieren lassen.

Alle aufgeführten Standardisierungen beruhen auf der Bildung von Quotienten, z.B. Nachdehnung/Volumen, und sind damit Verfahren der zweiten Rechenstufe, d.h. multiplikative Verfahren. Aus biomathematischer Sicht haben sie daher den gravierenden Nachteil, die Zielgröße zu verändern, die dann nicht mehr eine einfache Variable, z.B. Nachdehnung, sondern ein Index, z.B. Nachdehnung/Volumen, ist. Indexbildung sollte aber nur dort erfolgen, wo der Index aus physiologischer Sicht unmittelbar interpretiert oder sogar gefordert werden kann, die Zielgröße also tatsächlich der Index und nicht die einzelne Variable ist. Dies trifft hier jedoch nicht zu.

Aus diesem Grunde wurden zwar Möglichkeiten der Standardisierung in mehreren Programmen vorgesehen und insbesondere die Volumenstandardisierung zur Berechnung von Kurvenparametern herangezogen, was zum Zwecke des Vergleichs mit früheren Arbeiten sinnvoll erschien; die Mehrzahl der Berechnungen wurde jedoch im Hinblick auf eine später vorzunehmende wesentlich günstigere Form der Berücksichtigung von unterschiedlichen Ausgangsbedingungen, die im Abschnitt 7.1.1.1. beschriebene Kovarianzanalyse, ohne irgendeine Standardisierung durchgeführt.

Das Problem der Standardisierung hängt mit dem der elastischen Dehnung zusammen. So kann die Standardisierung auf $N(2000)$ auch als Standardisierung auf die Spannweite der Nachdehnungswerte aufgefaßt werden, wobei der Nullpunkt durch die Größe der elastischen Dehnung oder durch eine neue Definition der Nachdehnung, z.B. N_1 , bestimmt wird.

5.4.4.5. Neben den aufgeführten Problemen stellte sich auch die Frage, ob eine Kurvenanpassung bei vorgegebener zu untersuchender Funktion, der Hyperbelgleichung, besser an die Originaldaten t, N statt an die abgeleiteten Daten $N, DNDT$ erfolgen sollte, weil zwar die durch Meßungenauigkeit bedingte Streuung der N -Werte als von t unabhängig angesehen werden kann, nicht dagegen die Streuung der $DNDT$ -Werte als Funktion von N .

Im vorliegenden Falle der Hyperbel (Gleichung 25 bzw. 1)

$$\frac{dN}{dt} = b_1 \cdot \frac{N - b_3}{N - b_2} \quad \text{bzw.} \quad \frac{dN}{dt} = \frac{a_1 + a_2 N}{a_3 + a_4 N}$$

wäre die Stammfunktion zu betrachten, für die nach (466) die folgende Umformung gilt:

$$dt = \frac{a_3 + a_4 N}{a_1 + a_2 N} \cdot dN$$

$$t = \frac{a_4}{a_2} N + \frac{-a_1 a_4 + a_2 a_3}{a_2^2} \ln (a_2 N + a_1) + C \quad (\text{Gleichung 30})$$

In vereinfachter Schreibweise:

$$t = c_{11} \cdot N + c_{21} \cdot \ln(N + c_{31}) + c_{41} \quad (\text{Gleichung 31})$$

mit

$$c_{11} = \frac{a_4}{a_2}$$

$$c_{21} = \frac{-a_1 a_4 + a_2 a_3}{a_2^2}$$

$$c_{31} = \frac{a_1}{a_2}$$

$$c_{41} = \frac{-a_1 a_4 + a_2 a_3}{a_2^2} \cdot \ln a_2 + C$$

Da aber a_2 gemäß (209) immer negativ ist und der Term $\ln a_2$ somit im Reellen nicht definiert wäre, ist eine andere vereinfachte Schreibweise zu wählen:

$$t = c_1 \cdot N + c_2 \cdot \ln(c_3 - N) + c_4 \quad (\text{Gleichung 32})$$

mit

$$c_1 = \frac{a_4}{a_2}$$

$$c_2 = \frac{-a_1 a_4 + a_2 a_3}{a_2^2}$$

$$c_3 = -\frac{a_1}{a_2}$$

$$c_4 = \frac{-a_1 a_4 + a_2 a_3}{a_2^2} \cdot \ln(-a_2) + C$$

5.4.4.5.1. Die Zeit t läßt sich in Abhängigkeit von N darstellen. Aber t ist eigentlich die unabhängige Variable und N die abhängige Variable. Eine explizite Darstellung von N ließ sich jedoch nicht erreichen.

Von daher war bei der Anwendung dieser Formel für eine Kurvenanpassung mit größeren Schwierigkeiten zu rechnen, da in das eigentliche Iterationsverfahren für die 4 Parameter c_1, c_2, c_3, c_4 für jeden einzelnen Kurvenpunkt innerhalb jeder Testung eines iterativ veränderten Parameters ein weiteres Iterationsverfahren zur numerischen Inversion von t nach N eingeschachtelt werden mußte.

Dennoch war dieser Weg unbedingt anzustreben, da die beabsichtigte Bestätigung des Hyperbelmodells in hinreichender Form nur dann möglich gewesen wäre, wenn sich Originaldaten damit beschreiben und an die Kurven anpassen ließen.

5.4.4.5.2. Damit hätte sich zugleich auch ein weiterer Lösungsweg für die Problematik der elastischen Dehnung angeboten:

Bei gegebenen Parametern c_1, c_2, c_3, c_4 ließe sich mit $t_0 = 0$ eine Modellgröße $N(t_0)$ errechnen, die angeben würde, um wieviel jeder Nachdehnungswert einer Muskeluntersuchung nach der Gleichung 2

$$N(t) = G(t) - E$$

Nachdehnung = Gesamtdehnung - elastische Dehnung

zu groß bestimmt wurde, d.h., es ließe sich eine korrigierte Nachdehnung berechnen:

$$N_2(t) = N(t) - N(t_0) \quad (\text{Gleichung 33}).$$

Dem entspräche der noch einfachere Weg, die Kurvenanpassung mit Gesamtdehnungswerten durchzuführen:

$$t = c_{12} \cdot G + c_{22} \cdot \ln(c_{32} - G) + c_{42} \quad (\text{Gleichung 34}).$$

Für $t_0 = 0$ ergäbe sich mit $E_0 = G(t_0)$ die elastische Dehnung des Modells und damit

$$N_2(t) = G(t) - G(t_0) \quad (\text{Gleichung 35}).$$

5.4.4.5.3. Für die Durchführung der Kurvenanpassung an Originalwerte mit der Stammfunktion der Hyperbel wurde ein Programmkomplex entwickelt, der zwei ineinandergeschachtelte Iterationssysteme enthielt.

Zur Inversion der N, t -Darstellung in eine t, N -Darstellung, d.h. zur Berechnung von N -Werten aus t -Werten zu gegebenen Parametern c_1, c_2, c_3, c_4 , diente eine als "innere Iteration" bezeichnete schrittweise Iteration mit stufenförmig abnehmender Schrittweite.

Die eigentliche - "äußere" - Iteration der vier Parameter benutzte eine Taylor-Reihenentwicklung, um das Verfahren zu beschleunigen.

Problematisch war die Wahl der Ausgangswerte der Parameter, da sich bis auf c_3 keine direkt ablesbare graphische Interpretation ergab;

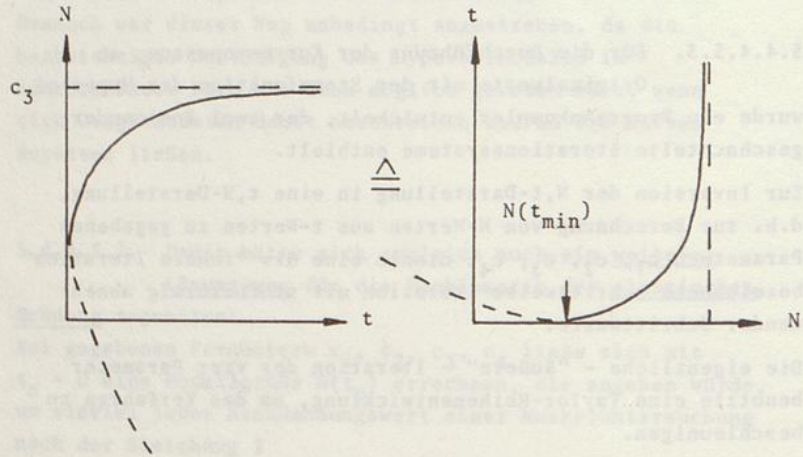
c_3 stellt eine obere Grenze für alle auftretenden Nachdehnungswerte N dar, und es muß daher gelten: $c_3 > N \geq 0$.

Mit der Entscheidung, wegen $a_2 < 0$ - s. Abschnitt 5.4.4.5. - Gleichung 32 anstelle von Gleichung 31 zu verwenden, ist die Nachdehnung in Übereinstimmung mit dem der Hyperbelgleichung zugrundeliegenden erweiterten Voigt-Modell begrenzt, es existiert ein endliches N für $t \rightarrow \infty$, nämlich $N_\infty = c_3$. - Eine unbegrenzte Nachdehnung wäre dagegen nur für $a_2 > 0$ und entsprechender Gültigkeit der Gleichung 31 möglich. -

Unter Zugrundelegung der Gleichung 32 und den Bedingungen $a_2 < 0$, $c_3 > N$ konnten für die anderen Parameter sowohl für das Ansetzen von Ausgangswerten als auch für die Iterationsdurchführung Zusatzbedingungen gefunden werden:

Für $c_1 < 0$ und $c_2 < 0$ hat die Funktion mit der Setzung $t_{\min} = 0$ etwa das in der Skizze 10 angegebene Aussehen.

Skizze 10:



Für jedes t des betrachteten Wertebereichs mit Ausnahme des Scheitelpunktes, also für $t > 0$, gibt es zwei verschiedene N -Werte, wobei jedoch nur einer im experimentellen Teil der Kurve liegt. Dieser Teil entspricht der durchgezogenen Linie in der Skizze 10.

Für das Minimum $N(t_{\min})$ gilt:

$$N(t_{\min}) = c_3 - \frac{c_2}{c_1} \quad (\text{Gleichung 36})$$

$$\text{wegen } 0 = \frac{\partial t}{\partial N} = c_1 - \frac{c_2}{c_3 - N(t_{\min})}$$

Um die Nachdehnungswerte auf der zutreffenden Seite zu erhalten, muß daher gelten:

$$N \geq N(t_{\min}) = c_3 - \frac{c_2}{c_1},$$

$$\text{also } c_3 \geq \frac{c_2}{c_1} \quad (\text{Gleichung 37})$$

wegen $N(t_{\min}) \geq 0$.

Aus der Gleichung 32

$$t = c_1 \cdot N + c_2 \cdot \ln(c_3 - N) + c_4$$

folgt für den Scheitelpunkt

$$0 = t_{\min} = c_1 \cdot N(t_{\min}) + c_2 \cdot \ln(c_3 - N(t_{\min})) + c_4$$

$$0 = c_1 \cdot \left(c_3 - \frac{c_2}{c_1}\right) + c_2 \cdot \ln\left(c_3 - \left(c_3 - \frac{c_2}{c_1}\right)\right) + c_4,$$

also muß gelten

$$0 = c_1 c_3 - c_2 + c_2 \cdot \ln\left(\frac{c_2}{c_1}\right) + c_4$$

$$c_4 = c_2 - c_1 c_3 - c_2 \cdot \ln\left(\frac{c_2}{c_1}\right) \quad (\text{Gleichung 38})$$

Damit reduziert sich die Zahl der iterativ anzupassenden Parameter von vier auf drei.

Für die Wahl der Anfangswerte der Iteration kann außerdem

wegen $N(t_{\min}) = c_3 - \frac{c_2}{c_1}$ und dem näherungsweise Wert

$$N(t_{\min}) \approx 0$$

die Beziehung $c_3 \approx \frac{c_2}{c_1}$

verwendet werden.

Wird auf die Setzung $t_{\min} = 0$ verzichtet und ein $t_{\min} < 0$ zugelassen - da das Nachdehnungsgeschehen nicht zwangsläufig am Scheitelpunkt beginnen muß -, so gilt statt Gleichung 38 zumindest die schwächere Aussage

$$c_4 \leq t + c_2 - c_1 c_3 - c_2 \cdot \ln \left(\frac{c_2}{c_1} \right) \quad (\text{Gleichung 39})$$

Dies bedeutet, daß die Parameterkonstellation so gewählt werden muß, daß es zu jedem t -Wert mindestens einen N -Wert gibt.

In diesem Falle sind vier Parameter zu iterieren.

Neben der beschriebenen ersten Kombination

$$"c_1 < 0, c_2 < 0"$$

sind noch drei weitere Kombinationen in Erwägung zu ziehen:

Zweite Kombination:

$$c_1 > 0, c_2 < 0:$$

Im Gegensatz zur ersten Kombination gibt es hier kein Minimum $N(t_{\min})$ mit

$$0 = \frac{\partial t}{\partial N} = c_1 - \frac{c_2}{c_3 - N(t_{\min})},$$

sondern $N(t)$ hat für alle t eine endliche Steigung.

Dritte Kombination:

$$c_1 > 0, c_2 > 0:$$

Diese Kombination ist nicht sinnvoll, da hier die Nachdehnungswerte mit fortschreitender Zeit kleiner würden.

Vierte Kombination:

$$c_1 < 0, c_2 > 0:$$

Beurteilung wie dritte Kombination.

Sinnvoll sind also die ersten beiden Kombinationen

" $c_1 < 0, c_2 < 0$ " und " $c_1 > 0, c_2 < 0$ ", die Unterschiedliches für das Anfangsgeschehen aussagen können, da $N(t)$ für $t = 0$ nur bei der ersten Kombination eine unendlich große Steigung besitzen kann.

Trotz langem Bemühen um das Iterationsverfahren für die Hyperbelstammfunktion mit Einfügen zusätzlicher Bedingungen und Wahl unterschiedlichster Ausgangswertekonstellationen führte dieser Weg nicht zu akzeptablen Kurvenanpassungen: während der Iteration wurde die Anpassung nicht merklich verbessert. Da auch Versuche, durch unmittelbare Eingabe in ein spezielles Graphikprogramm und Veränderung der Parameter unter ständiger Kontrolle am graphischen EDV-Sichtgerät zu annehmbaren Anpassungen zu gelangen, nur zu sehr schlechten Ergebnissen führten, stellt sich die Frage, ob mit der Hyperbelfunktion überhaupt eine gute Beschreibung der experimentellen Originaldaten zu erreichen ist. Die Frage muß hier zunächst offenbleiben.

5.4.4.5.4. Durch die Tatsache, nicht zu Parametern einer gutangepaßten Hyperbelstammfunktion zu gelangen, fiel auch die oben dargelegte Möglichkeit weg, über diese Parameter eine bessere Schätzung der elastischen Dehnung und der Nachdehnungswerte - N_2 - zum Zwecke der Standardisierung zu erreichen. Nachteilig wäre bei diesem Verfahren

ohnehin gewesen, eine Vermischung aus experimentellen Daten - den Nachdehnungs- oder Gesamtdehnungswerten - und aus modellabhängigen Schätzwerten - den Parametern c_1, c_2, c_3, c_4 - zur Grundlage aller weiteren Berechnungen zu machen. Der Nachteil einer derartigen Vermischung hätte auch bei der Standardisierung mittels $b_2 = -a_3/a_4$ auf N1 - s. Abschnitt 5.4.4.4.2. - in Kauf genommen werden müssen.

5.4.4.6. Da die Streuung der Zielgröße "Nachdehnung" eventuell stark von der Streuung der elastischen Dehnung abhing, konnte nicht auf eine Standardisierung verzichtet werden.

Die Standardisierung sollte unabhängig vom betrachteten Modell sein.

Diese Forderung erfüllt die Standardisierung

$$N3(t) = N(t) - N(1 \text{ sec}) = G(t) - G(1 \text{ sec}) \quad (\text{Gleichung 40}):$$

Von der zu betrachtenden Nachdehnung bzw. Gesamtdehnung wird der entsprechende Wert zum Zeitpunkt 1 Sekunde abgezogen.

Vorteile dieser Standardisierung liegen darin, daß eine genau bestimmbare Größe abgezogen wird - da die elastische Dehnung und die Dehnungsschwingung bereits vorher abgeschlossen sind -, daß keine modellabhängigen Größen verwendet werden und daß eine Indexbildung mit ihren oben dargelegten Nachteilen vermieden wird. Zu beachten ist, daß aber auch diese Form der Standardisierung die Zielvariable verändert: $N3(t)$ stellt die "Nachdehnung, die nach der ersten Sekunde folgt", bis zum Zeitpunkt t dar. Sie ist damit um die Nachdehnung in der ersten Sekunde kleiner als die ursprünglich definierte Nachdehnung, die jedoch wegen der Überlagerung verschiedener Komponenten nicht genau erfaßt werden konnte.

Als Nachteil könnte die Tatsache angesehen werden, daß mit dem Abzug der Nachdehnung während der ersten Sekunde bereits Kurvenspezifisches verlorengeht, zumal nach einer Sekunde bei einigen Kurven schon die sogenannten "Dellen" beginnen.

Dem steht entgegen, daß die Standardisierung eine klar definierte und experimentell und interpretatorisch gut faßbare neue Zielvariable schafft und zudem auch das Phänomen der Dellen mituntersucht werden soll - s. Abschnitt 5.3.4. -, weshalb auch nicht generell auf einen späteren Zeitpunkt als Bezugswert - z.B. N(10 sec) - ausgewichen wurde.

5.4.4.7. Ein völlig neuer Problembereich ergab sich aus der Forderung, für die Hyperbelanpassung - wenn sie nun auch nicht als Stammfunktion, sondern nur in der abgeleiteten Form zu betrachten sei - zumindest ein Maß für die Güte der Anpassung zu besitzen.

Dieses Maß sollte sowohl als absolutes Maß Auskunft über die Verwendbarkeit des hyperbolischen Modells geben als auch dem Vergleich der beiden Lösungen dienen. Darüber hinaus sollte damit ein Vergleich zwischen den verschiedenen Muskeln - Uterushorn in dieser Arbeit und vor allem Taenia coli in anderen Veröffentlichungen - ermöglicht werden.

Der in früheren Arbeiten - (209) und ohne explizite Erwähnung in (194, 205, 208, 212, 278) - verwendete Korrelationskoeffizient r_{linH} der linearisierten Geraden der Hyperbelanpassung nach Bronstein (78) kann, wie bereits im Abschnitt 5.4.4.2. vermerkt, diese Aufgabe nicht erfüllen.

Prinzipiell geeignet ist dagegen das Bestimmtheitsmaß B:

$$B = \frac{SQ(\text{auf Regression})}{SQ(\text{total})} = \frac{SQ_3}{SQ_1} = r^2 = r_H^2 \quad (331,474) \quad (\text{Gleichung 41})$$

Bezogen auf die Hyperbelfunktion liegt der entscheidende Vorteil darin, daß anstelle linearisierter Daten die nicht weiter umgeformten N,DNDT-Daten der Berechnung zugrunde liegen. Daher haben r_{linH} und $r_H^2 = B$ nichts miteinander zu tun. Die Größe r_H könnte auch betrachtet werden; B bietet jedoch den Vorteil der anschaulichen Definition als Quotient zweier Summen von Abweichungsquadraten SQ.

B beruht auf der linearen Zerlegung der SQ:

$$\begin{aligned} \text{SQ (total)} &= \text{SQ (um Regression)} + \text{SQ (auf Regression)} \\ \text{SQ}_1 &= \text{SQ}_2 + \text{SQ}_3 \end{aligned} \quad (\text{Gleichung 42})$$

Dann gilt auch:

$$B = \frac{\text{SQ(total)} - \text{SQ(um Regression)}}{\text{SQ(total)}} = \frac{\text{SQ}_1 - \text{SQ}_2}{\text{SQ}_1} \quad (\text{Gleichung 43})$$

Für nichtlineare Fälle, besonders die, bei denen ein additiver Term im Modell fehlt, gilt die Zerlegungsgleichung der SQ nicht mehr:

$$\Sigma (y_i - \bar{y})^2 \neq \Sigma (y_i - y(x_i))^2 + \Sigma (y(x_i) - \bar{y})^2 \quad (\text{Gleichung 44})$$

mit y_i = experimentelle Daten

$y(x_i)$ = angepaßte Daten

Dadurch fehlt dann auch die exakte Grundlage für die Anwendung des Bestimmtheitsmaßes bei der Hyperbelfunktion, so daß sich für die Gleichungen 41 und 43

$$B = \frac{\text{SQ}_3}{\text{SQ}_1} \quad \text{und} \quad B = \frac{\text{SQ}_1 - \text{SQ}_2}{\text{SQ}_1}$$

in diesem Falle unterschiedliche Werte ergeben, die jedoch übereinstimmend weit größer als 0.99 sind, was für die bedingte Anwendbarkeit sowohl des Bestimmtheitsmaßes als auch der Hyperbelfunktion spricht.

Davon ausgehend, daß weder eine t,N-Anpassung nach der Hyperbelstammfunktion noch eine Betrachtung der Kurvenanpassungsgüte mit dem Bestimmtheitsmaß möglich war, sollte die hyperbolische Kurvenbeschreibung wenigstens relativ zu anderen denkbaren Funktionen beurteilt werden, wozu beim Heranziehen der gleichen Muskeluntersuchung die Summen der Abweichungsquadrate SQ_2 ausreichen.

5.4.4.8. Mit diesen Überlegungen, die die herausgehobene Stellung der Hyperbelgleichung einen weiteren Schritt relativierten, und der Erkenntnis, daß bestimmte Fragen, z.B. nach dem Grenzverhalten für $t \rightarrow \infty$, vom Modell abhängig beantwortet werden, ergab sich - vgl. Abschnitt 1.1. - ein weiteres neues Ziel der Arbeit: die modellfreie Betrachtung, um modellunabhängige Ergebnisse und Erkenntnisse zu erreichen.

Gemäß der verschiedenen Ziele der Arbeit wurde für das weitere Vorgehen eine getrennte Auswertung, teils modellfrei, teils modellgebunden, angestrebt.

Dabei waren Vergleiche auf verschiedenen Ebenen durchzuführen, wobei für jede Ebene ein geeignetes mathematisches Verfahren zu wählen war:

- a) Für den modellfreien Vergleich zweier Badlösungen am gleichen Muskel sowie für den Vergleich zweier Lösungen am gleichen Muskel im gleichen Modell sollte eine univariate Mehrwegkovarianzanalyse durchgeführt werden.
- b) Der Vergleich verschiedener Modelle am gleichen Muskel sollte durch Kurvenanpassungen, meist iterativer Art, mit verschiedenen Funktionen und Betrachtungen der Summe der Abweichungsquadrate bei denselben experimentellen Daten erfolgen.
- c) Für den Vergleich verschiedener Muskeln - Taenia coli, Vena portae, Uterus - im gleichen Modell waren unter Hinzuziehung von Daten aus früheren Arbeiten (206, 209) wie unter b) Kurvenanpassungen mit je einer Funktion pro Modell anzustreben, wobei als Kriterium für einen direkten Vergleich das Bestimmtheitsmaß und für indirekte Vergleiche die Summe der Abweichungsquadrate als Möglichkeiten vorlagen.

Dieses gegliederte Auswertesystem bietet zahlreiche Vorteile, da es die Möglichkeiten der einzelnen Verfahren, abgestimmt auf das jeweilige Teilziel, nutzt, der überwiegende Teil aller aufgeführten Probleme sich lösen oder vermeiden läßt

und darüber hinaus zusätzliche Aussagen getroffen werden können.

So löst die Kovarianzanalyse das Problem der Standardisierung auf Volumen oder Ausgangslänge ohne den Nachteil einer Indexbildung, berücksichtigt sogar noch eine Anzahl weiterer potentieller Einflußgrößen als Kovariablen und betrachtet neben den Lösungen noch zusätzliche Faktoren einschließlich einiger Wechselwirkungen. Auch die Blockbildung und der Randomisierungsplan werden dabei berücksichtigt.

Das Problem, für nichtlineare Fälle kein verwendbares Bestimmtheitsmaß zu besitzen, wird für den Vergleich verschiedener Modelle am gleichen Muskel dadurch umgangen, daß dabei dann die Summe der Abweichungsquadrate für die Betrachtung ausreicht, wenn der Vergleich jeweils innerhalb einer Muskeluntersuchung, d.h. mit denselben experimentellen Daten, erfolgt. Für die Betrachtung verschiedener Muskelarten - Uterus, Taenia coli, Vena portae - und damit für den Bezug zu anderen Arbeiten kann dies prinzipiell nicht zutreffen. Hier wäre das Bestimmtheitsmaß am günstigsten, jedoch läßt sich nach dem soeben beschriebenen Prinzip die Überlegenheit eines Modells gegenüber einem anderen zunächst für jede einzelne Muskeluntersuchung bei einer Muskelart zeigen und dann die Frage prüfen, ob dies auch für eine andere Muskelart gilt.

Bevor jedoch nach der Auftrennung in modellabhängige und modellunabhängige Auswertung die einzelnen Auswerteverfahren, ihre Anwendung und ihre Ergebnisse dargelegt werden, folgt zunächst eine ausführliche Betrachtung bisheriger Veröffentlichungen.

Damit soll die vorliegende Arbeit in einen größeren Rahmen gestellt und ihre Problematik insbesondere unter physiologischen und interpretatorischen Aspekten geweitet werden.

6. Überblick über die Physiologie glatter Muskulatur

Der folgende Überblick will, ausgehend von den im Literaturverzeichnis aufgeführten Arbeiten, einige Grundfragen der Muskelphysiologie erläutern und in Bezug zu den durchgeführten Nachdehnungsuntersuchungen setzen.

Anknüpfend an den Abschnitt 1.1. soll dabei nicht streng zwischen Methoden und Ergebnissen unterschieden werden, da einerseits methodische Anmerkungen aus der Literatur oftmals zugleich Einzelfakten über glatte Muskulatur darstellen, andererseits Ergebnisse anderer Arbeiten zur Methodenkritik der hier vorliegenden beitragen können und schließlich eigene Vorstellungen zu beiden Aspekten Anregungen für neue Interpretationen und Ergänzungen geben wollen.

Am Anfang sollen einige wissenschaftstheoretische Überlegungen zum Begriff des Modells stehen, der im vorausgehenden Kapitel wiederholt verwendet wurde.

Im Anschluß daran werden Versuchsbedingungen, die Einfluß auf das mechanische Verhalten glatter Muskulatur nehmen, sowie Modellkomponenten aus struktureller und funktioneller Sicht stehen.

Modelle aus Physiologie, Physik, Chemie und Mathematik und angrenzenden Bereichen werden das Kapitel beschließen, wobei neben gezielt auf den muskulären Mechanismus zugeschnittenen Modellen auch einige aus anderen Bereichen dargelegt und auf ihre mögliche Anwendung im muskelphysiologischen Bereich geprüft werden sollen.

6.1. Der Modellbegriff

Obgleich es eine Reihe von Arbeiten gibt, die sich mit dem Begriff des Modells und auch weiteren, im Abschnitt 1.1. im Zusammenhang mit der ersten These angesprochenen Problemen auseinandersetzen, z.B. (442), sollen hier einige Aspekte des Begriffs erörtert werden, vor allem, wie er sich mir auch im Hinblick auf die physiologische Literatur darstellt.

6.1.1. Definition und Ziele eines Modells

Bezogen auf den naturwissenschaftlichen Bereich einschließlich der Medizin kann die folgende eigene Definition als Arbeitshypothese dienen:

"Ein Modell ist eine vereinfachende, durch Abstraktion gewonnene Beschreibung eines Zustandes oder Vorganges, die mindestens einen Aspekt der Realität hinreichend genau erfaßt."

Wesentliches Merkmal eines Modells ist also die Vereinfachung und damit das Abrücken von der Realität, um sich auf das Wesentliche beschränken zu können. Das Wesentliche ist dabei vom jeweils betrachteten Aspekt abhängig.

Somit gibt es nicht das optimale Modell schlechthin, sondern nur das für einen Anwender und eine Fragestellung optimale Modell. Ebenso gibt es nicht das ideale Modell, sondern zwei ideale Modelle im Sinne von extremen Varianten:

- a) das extrem einfache Modell, das ideal bezüglich der Einfachheit ist, mit dem Nachteil, sehr weit von der Realität entfernt zu sein.
- b) das extrem an die Realität angepaßte Modell mit dem Sonderfall der Realität selbst, einer eineindeutigen Abbildung der Realität, das ideal bezüglich der Anpassung an die Realität ist, mit dem Nachteil, kompliziert zu sein und keine Vereinfachung gegenüber der Realität zu liefern.

Die Notwendigkeit zur Vereinfachung ergibt sich aus der Diskrepanz, einerseits Wirklichkeit nicht in ihrer Komplexität und ihren vielschichtigen Bezügen als Ganzes erfassen zu können und andererseits gemäß einem Schönheitsideal der Physik (479) oder des naturwissenschaftlichen Bereiches die als schön bezeichnete Realität, die Wirklichkeit, erfassen zu wollen, und zwar mit dem Ziel, die einfachste aller denkbaren Beschreibungen der Wirklichkeit anzustreben.

Mit dem durch ihre eigene Aufgabenstellung auferlegten Zwang, das aufgebaute Gedankengebäude an der Wirklichkeit und seiner Komplexität auszurichten und daran zu messen, unterscheiden sich die naturwissenschaftlichen Fächer von der reinen Wissenschaft der Mathematik, die sich ihre Grundlagen, Axiome, durch Setzung selbst schaffen kann, so daß dann in einem abgeschlossenen, überschaubaren System operiert wird. Der Schönheitsbegriff, wie er in der Mathematik verwirklicht werden kann, vermag daher auf den Eigenschaften "geschlossen, heil und unantastbar" (479) aufzubauen, während Physik und Naturwissenschaften nur ein zusammengebautes, immer wieder verwundbares System errichten. Andererseits bietet die Ausrichtung an der Realität den Naturwissenschaften gegenüber der reinen Mathematik den Vorteil, prinzipiell Kriterien für die Entscheidung zwischen Modellen liefern zu können. Daneben gibt es aber auch Gemeinsamkeiten zwischen Mathematik und Physik, z.B. Periodizität, Symmetrie und Invarianz als einen Aspekt des Schönen.

6.1.2. Worin liegt nun die Bedeutung dieser Ausführungen für die Muskelphysiologie?

Modelle, die verschiedenen Bereichen, wie Mathematik, Physik, Physiologie, und damit - wie oben dargelegt - unterschiedlichen Denkansätzen entstammen, stehen in der Muskelphysiologie nebeneinander, oft unvermittelt und nur mit Einschränkung miteinander vergleichbar, weil bereits die Absichten beim Aufstellen des Modells verschieden sind.

Auf Modelle kann und soll heute auch gar nicht verzichtet werden, da sie eine anschauliche Form der Verdichtung experimenteller Daten und Ergebnisse darstellen. Das ist verständlich, da Wissenschaft heute nicht Einzelaussagen über ein Individuum, z.B. ein einziges Versuchstier, anstrebt, sondern Aussagen von allgemeinerer Bedeutung und Anwendbarkeit, die z.B. dem Schluß aus einer Stichprobe auf eine Population entstammen. Diesem Streben stehen gerade im biologischen Bereich die Phänomene der Variabilität und Komplexität als Hindernisse im Wege, denen durch Vereinfachung, Abstraktion, Rückführung auf das Wesentliche, also letztlich durch Modellbildung begegnet wird.

6.1.3. In diesem Sinne kann das im Abschnitt 3.3. dargelegte Ziel der Arbeit, Aussagen über Struktur und Funktion glatter Muskulatur zu treffen, auch so formuliert werden, ein oder mehrere Modelle über das mechanische Verhalten glatter Muskulatur aufzustellen und den Versuch zu unternehmen, sie zu bestätigen oder zu widerlegen. Damit ergibt sich die Frage:

6.1.4. Wie wird ein Modell im biologischen Bereich aufgestellt?

Zunächst soll dargelegt werden:

6.1.4.1. Wie sollte ein Modell im biologischen Bereich aufgestellt werden?

Ausgehend meist von der Beschränkung auf ein Subsystem innerhalb eines biologischen Systems sollte aus der Detailkenntnis des Objektes zunächst ein biologisches - hier: physiologisches - Modell entwickelt werden. Daraus kann dann unter Berücksichtigung der Funktion und Wechselwirkungen der Komponenten des physiologischen Modells eine mathematische Formulierung seines Verhaltens und somit

ein mathematisches Modell gewonnen werden, wobei, wie (456) am Beispiel glatter Muskulatur zeigt, verschiedene Stufen der Formalisierung und Abstraktion durchlaufen werden können.

Das mathematische Modell einerseits und gezielte Fragen an die Natur andererseits, nämlich Versuche, die experimentelle Daten aus Messungen am biologischen Subsystem liefern, dienen dann der Überprüfung des biologischen Modells.

Bei der Überprüfung können im günstigsten Fall zwei Schritte hintereinander vollzogen werden. In der Anpassungsphase werden Parameter des Modells durch experimentelle Daten geschätzt. Wenn die Schätzungen auf mathematisch-statistischen Methoden basieren, ist es dabei möglich, den Grad der Variation in den Parametern zu bestimmen und Aussagen über die Relevanz der Parameter im Modell zu machen (155). In einer anschließenden Simulationsphase kann dann mit vorbestimmten Parametern das Verhalten des biologischen Subsystems unter verschiedenen Bedingungen berechnet werden, wobei sich mit weiteren Versuchen klären läßt, ob die Voraussagen mit der Wirklichkeit hinreichend übereinstimmen.

Ob ein mathematisches Modell, das die Realität beschreiben will, adäquat ist, wird nicht allein dadurch bestimmt, wie gut die Messungen am biologischen System oder Subsystem durch Berechnungen am Modell angepaßt werden, sondern es ist noch wichtiger, daß die Parameter des mathematischen Modells biologisch interpretierbar und experimentell reproduzierbar sind (155) und daß das Modell nicht im Widerspruch zu anderen Erkenntnissen steht (396).

Gerade bei dem aufgezeigten Weg der Modellbildung, der vom biologischen Subsystem über das biologische Modell zum mathematischen Modell führt, stellt die Frage der Interpretierbarkeit der Parameter im allgemeinen kein Problem dar, da der Weg von einem interpretierenden Verstehen und Kennen von wichtigen Details und Zusammenhängen des Objektes ausgeht.

Nach den oben dargelegten Auffassungen vom Schönheitsbegriff und Ziel naturwissenschaftlicher Disziplinen, die jeweils

einfachste aller denkbaren Welten zu beschreiben, ist auch das Ziel einer biologischen Modellanpassung verständlich, die biologische Variabilität mit möglichst wenigen Parametern ausreichend zu erklären, d.h., die zahlreichen experimentellen Daten auf wenige unabhängige Aussagen zu reduzieren (155).

6.1.4.2. Welche anderen Wege gibt es, im biologischen Bereich ein Modell aufzustellen?

6.1.4.2.1. Gewissermaßen als Nebenweg zu dem beschriebenen gibt es die Möglichkeit, aus der Kenntnis vor allem des Verhaltens eines biologischen Subsystems nach Analogien in solchen Fachdisziplinen zu suchen, deren Komplexität nicht notwendigerweise so hoch wie die der Biologie und Medizin ist, also in Physik und Chemie. Das Resultat sind dann z.B. physikalische oder chemische Analogiemodelle. Ihre Intention sollte dabei zunächst darauf beschränkt sein, unter Benutzung von Modellkomponenten aus einem anderen Bezugssystem, z.B. der Physik, das Verhalten, d.h. die Funktion, des biologischen Subsystems zu imitieren, also nur eine der denkbaren Strukturen aufzuzeigen, die zu einem experimentell gefundenen Verhalten führen können. Die Interpretation der Parameter hat sich daher zunächst auf die Modellkomponenten aus dem anderen Bezugssystem zu beschränken, eine direkte Übertragung auf das biologische System ist nicht möglich. Dabei wird der Analogiecharakter dieser Modellart oft übersehen und aus einer hinreichenden Übereinstimmung der Funktion auf eine komponentenweise Übereinstimmung in der Struktur zwischen Modell und beobachtetem System geschlossen. Ein Analogiemodell, das als Komponentenmodell aus einem anderen Bezugssystem aufgefaßt werden kann, vermag allerdings Anstöße zu geben, nach möglicherweise entsprechenden Strukturen im biologischen Bereich zu suchen.

Unter Komponentenmodell soll dabei ein biologisches Modell oder ein Analogiemodell - jeweils einschließlich der mathematischen Formulierung als zugehöriges mathematisches Modell - verstanden werden, d.h. ein Gedankengebäude, das real - physikalisch, chemisch oder biologisch - interpretierbare Parameter besitzt, also auf einem Konzept beruht, und daher zur Abtrennung von bloßen mathematischen Modellen ohne Interpretation auch als Konzeptmodell bezeichnet werden kann. Jedes Konzeptmodell gewinnt an Validität, wenn sich Einheiten des Konzepts, die Komponenten, im untersuchten System strukturell identifizieren lassen; andererseits kann es nicht zurückgewiesen werden, wenn dies nicht möglich ist (446).

6.1.4.2.2. Noch eine Stufe weiter von der Realität entfernt als die Analogiemodelle sind schließlich die reinen mathematischen Modelle ohne Interpretation, wie sie aus der bloßen Kurvenanpassung verschiedener Funktionstypen an experimentelle Daten entstehen, wobei in einem ersten Schritt anhand der Kurvenform zunächst eine brauchbare Funktion gesucht wird und dann in einem zweiten Schritt die Koeffizienten der gewählten Funktion mit einer entsprechenden Methode - graphisch, nach kleinsten Abweichungsquadraten oder "ausgewählten Punkten" ("selected points") - bestimmt werden (275).

6.1.4.3. Warum verwendet man dann neben biologischen/physiologischen Modellen auch Analogiemodelle und reine mathematische Modelle?

Dies liegt in der Diskrepanz begründet, die besteht zwischen der Forderung, aus Sachkenntnis heraus ein physiologisches Modell aufzustellen, und dem Ziel, gerade aus dem Modell und seiner Verifikation oder Falsifikation neue Erkenntnisse zu gewinnen.

Modelle glatter Muskeln sind daher oft eher Arbeitshypothesen als physiologische Modelle. Insofern ist das Ziel eines guten Modells, das mehr als das erklären kann, wozu es geschaffen wurde (521), noch lange nicht erreicht. Auch das Ausgangsmodell der vorliegenden Arbeit, das Hyperbelmodell - vgl. Abschnitt 2.4.1. - ist ein Analogiemodell aus der Physik und im Abschnitt 7.1.2.2.4. wird sogar unter dem Gesichtspunkt der Einfachheit auf einige rein mathematische Modelle zurückgegriffen werden. Insofern will sich die vorliegende Arbeit der berechtigten Kritik an derartigem Vorgehen bewußt stellen.

6.1.4.4. Schließlich soll noch auf die Gefahr des Peter-Prinzips der Biomathematik (398) gerade bei Analogiemodellen und erst recht bei reinen mathematischen Modellen hingewiesen werden: es ist die Versuchung, den Baum der Komplexität so weit hinaufzusteigen, bis die Schwäche der Annahmen und Voraussetzungen und damit die unzureichende Kenntnis davon zugedeckt werden. Dies stellt dann eine Verletzung des Gebotes und der Notwendigkeit zu einfachen, mit möglichst wenigen und vor allem interpretierbaren Parametern versehenen Modellen dar.

6.1.5. Das Erkennen, daß bisweilen nicht verschiedene Modelle, sondern Modellarten nebeneinander stehen, die unterschiedlichen Intentionen entstammen und daher nur mit Einschränkung miteinander vergleichbar sind, entschärft oder löst manchen scheinbaren Gegensatz in der veröffentlichten Literatur. Unter diesem Gesichtspunkt verschiedener Modellarten ist der ganze Abschnitt 6. zu sehen, der in vielen Punkten nur einen Problemaufriß darstellen kann.

6.1.6. Dabei sollen nacheinander verschiedene Teilkomplexe und Grundfragen der Muskelphysiologie unter besonderer Berücksichtigung der mechanischen Eigenschaften glatter Muskulatur abgehandelt werden, wobei besonderer Wert auf die Darstellung der gegenseitigen Beziehungen und Verflechtungen einzelner Aspekte gelegt wird - z.B. morphologisches Bild, Filamente, funktionelles Verhalten; ionale Beeinflussung, Stoffwechsel, physiologische Methode.

Eine Anzahl an Aspekten ist dabei auch aus methodenkritischer Sicht der vorliegenden Arbeit gegenüber von Interesse, da Einflüsse und Phänomene, die nicht explizit Gegenstand der Arbeit sein sollen, dennoch auftreten können.

Hauptgesichtspunkt soll die mechanische Funktion glatter Muskeln sein, wobei folgende große Abschnitte trotz der vielfältigen Überlappungen gebildet werden sollen:

1. Funktion glatter Muskulatur
2. Bedingungen, unter denen muskuläre Funktion erfolgt
3. Methoden der Erfassung und Beschreibung muskulärer Funktion
4. Strukturen, die muskulärer Funktion zugrunde liegen
5. Funktionelle Struktur als Versuch einer Verknüpfung von Struktur und Funktion.

6.2. Aspekte des Verhaltens glatter Muskulatur6.2.1. Funktion glatter Muskulatur6.2.1.1. Welche besonderen Eigenschaften zeigt glatte Muskulatur?

Unter diesem Oberthema kann der Großteil der Erforschung glatter Muskulatur gesehen werden.

Waren die ersten Arbeiten noch eher der Struktur zugewandt - (243, 329, 483) beschrieben lichtmikroskopisch erfaßbare Strukturen glatter Wirbeltiermuskeln -, so galt schon bald das Augenmerk dem besonderen Verhalten, der Funktion, glattmuskulärer Organe - (148) und (149), die von (68) als Beginn der Physiologie des glatten Muskels bezeichnet werden, beschäftigten sich mit myogenem Ursprung und Funktion peristaltischer Wellen am Ureter, dessen Beschreibung als große, hohle Muskelfaser in heutiger Terminologie (282) als erstes Konzept syncytialen Verhaltens bezeichnet werden kann; (218) setzte sich mit Möglichkeiten der Reizung auseinander. Von Interesse war besonders das zeitliche Verhalten als Ausdruck dynamischer Eigenschaften.

6.2.1.1.1. Die Beobachtungen führten bald zum Begriff des Tonus (42, 312, 315), der die Fähigkeit des glatten Muskels beschreibt, bei gleicher äußerlich beobachtbarer Länge unterschiedliche Spannungen anzunehmen oder unter gleicher Spannung verschiedene Längen. Der Tonus, auch als Tonusfunktion oder Tonusspiegel bezeichnet, wurde mit dem Begriff des Plastischen (312) verbunden, wobei diese Beziehung auch heute noch berechtigt erscheint (15). Plastischer Tonus als von Aktivitäten des kontraktiven Systems unabhängige Erscheinung (468) wird dem kontraktiven Tonus gegenübergestellt (198, 200), was auch in der Auffassung des Tonus als passive Spannung (535) oder als Ruhe-tonus (383) zum Ausdruck kommt. Den Tetanus der Skelettmuskulatur wurde der Tonus als charakteristische Eigenschaft vor allem glatter Muskeln

gegenübergestellt (58). Letztere wurden wegen ihrer Fähigkeit zur ökonomischen Spannungshaltung zu den Tonusmuskeln gerechnet (59). Ökonomische Halteleistung (482) zusammen mit einer Langsamkeit des Muskels (469) kennzeichnen den tonischen Muskel, wobei beide Eigenschaften umgekehrt proportional sind zur Kontraktionsgeschwindigkeit und - hier ergeben sich Verbindungen zu Funktionsbedingungen und funktioneller Struktur - zur Myosin-ATPase-Aktivität und direkt proportional zur Länge der dicken (Myosin-) Filamente. Der damit verbundene visköse Tonus und die Plastizität sollen auf einer Dehnungsaktivierung des kontraktiven Mechanismus oder auf Scherkräften zwischen benachbarten Myosinfilamenten, die auch zueinander gleiten, beruhen können (469). Aus dieser Sicht ist Tonus nicht notwendigerweise mit einer tetanischen, neurogenen oder myogenen Aktivität verbunden, während (308) zwei von drei Typen tonischer Mechanismen auf Aktivitäten des kontraktiven Apparates zurückführte und (63) im Tonus nur einen deskriptiven Begriff sah, der keine Notwendigkeit für einen speziellen kontraktiven Mechanismus impliziert. Gefäßtonus wurde von (370) als unabhängig vom aktiven Zustand angesehen und von (353) in Beziehung zu Volumenänderungen und Wasserverlust gesetzt.

Auf die Abhängigkeit des Tonus vom Ionenmilieu (30, 184), über deren gezielte Beeinflussung eine Trennung in eine tonische und eine phasische Komponente möglich scheint (203), soll später eingegangen werden - s. Abschnitt 6.2.2.1.1.1. Obwohl der Tonuspegel, der dem plastischen Tonus entspricht (199), nicht als eine Zahl angebar ist, weil er als Dehnungsgeschwindigkeit bei konstanter Last bestimmt wird und sich die Geschwindigkeit im Verlauf einer Dehnungskurve ändert, wurde in (197) eine Möglichkeit angegeben, den tonischen Zustand zu charakterisieren, und zwar durch die Größe $1/b$, wenn sich der Nachdehnungsverlauf mit

$$\Delta l = a + b \cdot \lg t$$

beschreiben läßt, was für die Zeitspanne von 5 Sekunden bis 20 Minuten nach Belastung der Fall war.

6.2.1.1.2. Deutlicher noch als beim Tonusbegriff wird der dynamische Aspekt im betrachteten besonderen Muskelverhalten bei den Nachwirkungserscheinungen, bei Nachdehnung und Relaxation, was auch in ihrer Bezeichnung als Adaptation (301) zum Ausdruck kommt.

Beide Begriffsbereiche - Tonus und Nachwirkungserscheinungen - hängen über die Erholung bzw. Reversibilität zusammen: der plastische Tonus von Magenringmuskulatur war nur mit bestimmten Maßnahmen, wie einer Wärmebehandlung (199) oder kontraktiler Tätigkeit (213), wiederherzustellen.

Der zeitliche Verlauf der Erholung von einer Nachdehnungserscheinung als ein Ausdruck der Reversibilität wurde durch den methodischen Trick der Wiederbelastung nach unterschiedlich langen Erholungsphasen indirekt erfaßt, wobei die zeitliche Größenordnung weit über der normaler kontraktiver Aktivität lag (15).

Irreversibilität von Zustandsänderungen kann außer in glatter Muskulatur (437, 535) auch bei quergestreifter auftreten.

Dabei ist allerdings nach eingetretenen Schäden im Gewebeverband zu fragen (380).

Charakteristisch für glatte Muskulatur und vor allem auch im physiologischen Belastungsbereich anzutreffen sind Längen-Spannungs-Verhältnisse - oder Relationen zwischen umschlossenem Volumen und Druck -, die bei schrittweiser Belastungszunahme und -abnahme (4) unterschiedliche Wege nehmen, also das Phänomen der Hysterese aufweisen (14, 15, 17, 301, 380, 437, 448, 454, 535, 556).

(60) fand eine lineare Verlängerung bei konstanter Kraft-einwirkung - Nachdehnung -, einen exponentiellen Kraftabfall bei einmaliger Dehnung - Relaxation - und eine Übereinstimmung im Verlauf von Relaxation und Erschlaffung nach Kontraktion, woraus auf rein physikalische Vorgänge am kontraktilem Element in beiden Fällen geschlossen wurde. (69) bestätigt die früheren Ergebnisse und führt als Grund für abweichende Ergebnisse anderer Autoren methodische Unterschiede an, wobei eine Präparation im erschlafften Zustand, wie er am Uterus unter bestimmten hormonellen Bedingungen erreichbar sei, notwendig erscheine.

(202) beobachtete dagegen Unterschiede im zeitlichen Verlauf zwischen Nachwirkungserscheinungen und Erschlaffung nach Kontraktion, weshalb ungleiche Strukturen für beide Vorgänge angenommen wurden. Diese Vorstellung ist dahingehend modifiziert worden, daß zwar gleiche Strukturen, aber unterschiedliche molekularmechanische Vorgänge vorliegen (279). Unterschiede im Zeitverlauf von Nachwirkungserscheinungen und Erschlaffung sind auch bei (16) beschrieben, die allerdings auf eine Restaktivität nach der Kontraktion zurückgeführt werden, sowie bei (174, 313, 477). Zur Beschreibung des Nachdehnungsverlaufs wurde von (197) eine lineare Abhängigkeit vom Logarithmus der Zeit angegeben. Diese Beziehung bestätigte (554) für ein relativ kurzes Zeitintervall, bei längerer Beobachtung - bis 1000 Minuten - verläuft jedoch die Kurve deutlich steiler, die Nachdehnung erfolgt schneller. Eine andere Darstellungsform mit einer Hyperbelfunktion (194, 204, 205, 208, 209, 212, 278, 467) wurde bereits im Abschnitt 2.4.1. erläutert.

Je nach experimenteller Methode waren beim Nachwirkungs- geschehen ein oder mehrere Phasen zu beobachten: (550) fand bei konstanter Belastung nach einer momentanen Längenänderung noch eine exponentielle und eine lineare, (17) unterschied ebenfalls insgesamt drei Komponenten, während (3) zwei Phasen der isotonischen Verkürzung eines zuvor isometrisch kontrahierten Muskels anführt und die oben erwähnten Hyperbelfunktionsdarstellungen auch nur eine Nachwirkungsphase nach der momentanen Verlängerung beschreiben.

Exponentialfunktionen zur Beschreibung von Verläufen oder Abhängigkeiten wurden wiederholt verwendet:

(3) benutzte eine Exponentialfunktion für die zitierte isotonische Verkürzung, (17) zwei für die Nachdehnung, (28) eine, (1, 33) zwei, (110) wahlweise zwei oder drei und (335) drei Exponentialfunktionen jeweils für die Beschreibung der Relaxation.

Die Beziehung zwischen Dehnung und Spannung (246, 436) sowie der aktive Zustand selbst (192) wurden ebenfalls als Exponentialfunktion beschrieben, wobei mit diesen Bemerkungen bereits der enggefaßte Bereich der Nachwirkungserscheinungen verlassen und der umfassendere des folgenden Abschnitts, die kontraktile Tätigkeit und allgemeine Muskeleigenschaften, angesprochen wird.

Die Anwendung von bis zu drei Exponentialtermen für elektrophysiologische Betrachtungen (421) zeigt, daß je nach untersuchtem Aspekt Modelle unterschiedlicher Komplexität entstehen, die Übereinstimmungen zu Modellen der Muskelmechanik zeigen und bei denen das nächsthöhere die darunterstehenden umfaßt. Auf Beschreibungen der Funktion glatter Muskeln, die über ein rein mathematisches Modell hinausgehen und gemäß der im Abschnitt 6.1. aufgestellten Modellhierarchie zumindest ein Analogiemodell darstellen, wird daher an anderer Stelle nochmals unter dem Aspekt der Struktur oder funktionellen Struktur eingegangen.

An späterer Stelle - u.a. Abschnitt 6.2.3.1. - sollen auch Schwierigkeiten bei der experimentellen Bestimmung von Nachdehnungsverläufen erörtert werden, die unterschiedlichster Natur sind: bei Nachdehnungsuntersuchungen steigt z.B. wegen abnehmenden Querschnitts bei der Verlängerung trotz gleicher Last die Spannung pro Querschnitt (17); die Relaxation zeigt Abhängigkeiten vom Alter des Tieres (162); mechanische Deformierungen und Dehnungen können bioelektrische und kontraktile Tätigkeit von Rattenuterushörnern hervorrufen oder steigern (355, 357).

Die Vielschichtigkeit von Nachwirkungserscheinungen soll abschließend noch mit einer Liste von Begriffen demonstriert werden, die synonym zu "Relaxation" gelten: "stress-relaxation", "tension-decay", "adaptation", "delayed compliance", "elastic after-action", "elastic after-effect" und "stress-decrease" (110).

6.2.1.2. Kontraktile Tätigkeit und
allgemeine Muskeleigenschaften

6.2.1.2.1. Kontraktile Tätigkeit ist ein energie-
verbrauchender Prozeß, der sich in einer
Bewegung in Arbeitsrichtung des Muskels, einer Haltearbeit,
aber auch in einer durch die kontraktile Tätigkeit
verlangsamten, von außen aufgezwungenen Bewegung entgegen
der Arbeitsrichtung äußern kann.

Gerade die letzte Möglichkeit zeigt, daß auch in Vorgängen,
die auf den ersten Blick rein passiv erfolgen, wie dem
Nachgeben unter konstanter Last bei der Nachdehnung, aktive
und passive Vorgänge gemeinsam ablaufen können - womit
zugleich ein Rückverweis auf den Abschnitt über den Tonus
verbunden sein soll. Die Überlagerung einer aktiven
Verkürzungsgeschwindigkeit und einer passiven Dehnungs-
geschwindigkeit wird von (462) sogar ausdrücklich als
Grundlage eines Modells benutzt.

Die Intensität des aktiven Zustandes ist gemäß der von (303)
auch für glatte Muskeln aus (260) übernommenen Beziehung die
Kraft, die das aktive Element trägt, ohne seine Länge zu
ändern.

6.2.1.2.2. Zur Beschreibung allgemeiner Muskeleigenschaften,
die im aktiven und passiven mechanischen Verhalten
glatter Muskeln zu beobachten sind, werden allgemein Begriffe,
wie elastisch, plastisch, viskoelastisch und viskoplastisch,
verwendet.

6.2.1.2.2.1. Es erscheint daher sinnvoll, diese Begriffe,
die den Ablauf von Formänderungen beim
Einwirken einer Kraft auf einen Körper bezeichnen, näher
zu erläutern.

Erste Definition als Versuch einer Begriffsbestimmung:

	Bei Einwirken der Kraft erfolgt die Änderung	Bei Aufhören der Kraft ist die Änderung von selbst
elastisch	momentan	reversibel
plastisch	momentan	nicht reversibel
viskoelastisch	verzögert	reversibel
viskoplastisch	verzögert	nicht reversibel

Dabei können jeweils zwei Begriffe einander gegenübergestellt werden: elastisch/plastisch und viskoelastisch/viskoplastisch.

Die Verwendung des Ausdrucks "Plastoelastizität" (15, 16, 535), die Definition des Elastischen als das Fehlen einer meßbaren oder bedeutsamen Verzögerung zwischen Kraft und Längenänderung (396) sowie der direkte Hinweis in (352) zeigen, daß der aufgeführte Definitionsversuch auf Schwierigkeiten stößt, weil der Begriff des Elastischen in der Literatur in zumindest zweierlei Bedeutungen verwendet wird:

Zum einen bezeichnet er momentan ablaufende Vorgänge (396) und wird damit dem Viskösen gegenübergestellt, zum anderen kennzeichnet er von selbst reversible Vorgänge (352) und stellt damit den Gegensatz zum Plastischen dar. Welche Bedeutung gemeint ist, wird meist nicht näher angegeben.

Zweite Definition, die allerdings auch nicht mit allen Sprachgebrauchsformen - vgl. Abschnitte 6.2.1.2.2.2.4. und 6.2.1.2.2.2.6. - übereinstimmen kann:

	Bei Einwirken der Kraft erfolgt die Änderung	Bei Aufhören der Kraft ist die Änderung von selbst
elastisch, 1. Bedeutung	momentan	(keine Aussage)
viskös	verzögert	(keine Aussage)
elastisch, 2. Bedeutung	(keine Aussage)	reversibel
plastisch	(keine Aussage)	nicht reversibel

elastisch, 3. Bedeutung (="elastoelastisch")	momentan	reversibel
plastoelastisch	momentan	nicht reversibel
viskoelastisch	verzögert	reversibel
viskoplastisch	verzögert	nicht reversibel

Oder in anderer Darstellung:

		momentan	verzögert
		elastisch, 1. Bedeutung	viskös

reversibel	elastisch, 2. Bedeutung	"elastoelastisch" elastisch, 3. Bedeutung	viskoelastisch
nicht reversibel	plastisch	plastoelastisch	viskoplastisch

In den Abschnitten 1. bis 5. der vorliegenden Arbeit wurde der Begriff "elastisch" vor allem im Sinne der ersten Bedeutung "momentan" verwendet. Das der Hyperbelgleichung zugrunde liegende erweiterte Voigt-Modell enthält jedoch eine Elastizität, die durch eine Feder repräsentiert wird, d.h., hier ist die wichtigste Eigenschaft die Reversibilität, also die zweite Bedeutung.
Beide Bedeutungen zusammen ergeben die dritte.

(352), der eine Fülle in der Muskelmechanik anwendbarer

Begriffe definiert, gibt folgende Erklärungen:

Elastizität ist die Eigenschaft, die gedehntes Material dazu tendieren läßt, zur geometrischen Form im ungedehnten Zustand zurückzukehren - dies entspricht der zweiten Bedeutung "Reversibilität".

Plastizität ist die Eigenschaft, die Material oberhalb eines Schwellenwertes zum Fließen - und zur Formänderung - bringt, wobei nach Aufhören der einwirkenden Kraft keine Rückkehr zur ursprünglichen geometrischen Form erfolgt.

Viskosität ist die Eigenschaft, Verformungen von gedehntem Material zu verzögern.

Stärke ist die Eigenschaft, die ein Reißen oder eine übermäßige Verformung eines Materials verhindert.

6.2.1.2.2.2. Betrachtung einzelner Muskeleigenschaften

6.2.1.2.2.2.1. Als erstes soll auf die Elastizität näher eingegangen werden, die bei Muskulatur, sowohl glatter als auch quergestreifter (265, 548), vielfach beschrieben ist, auch an dem in der vorliegenden Arbeit untersuchten Uterus (556, 557).

Die Eigenständigkeit der Elastizität wurde aus der getrennten Beeinflussbarkeit von Kontraktilität und Elastizität gefolgert (557).

(542) unterschied chemisch-potentielle und thermo-kinetische Kräfte der Elastizität.

Für den quergestreiften Muskel wurde eine seriell angeordnete, passive elastische Komponente mit vermutlich konstanten Eigenschaften angenommen (548). Im glatten Muskel wurde ein seriell-elastisches und ein parallel-elastisches Element vermutet (446) oder ein elastisches in Serie mit einem plastischen - wobei ein plastischer Fluß im Gleichgewicht mit der Kontraktion stünde (460) - oder ein nichtlineares elastisches Element parallel zu einem nichtlinearen viskösen (98).

Eine seriell-elastische Komponente vermag nach (33) Energie zu speichern und besitzt eine nichtlineare Spannungs-Dehnungs-kurve, weshalb (3) anstelle eines Elastizitätsmoduls den Begriff der Steifheit verwendete. Die Dehnungs-Spannungs-Beziehung kann dabei exponentiell beschrieben werden (246, 513), d.h. als lineare Abhängigkeit der Dehnung vom Logarithmus der Spannung, und der Elastizitätsmodul als lineare Funktion (396) oder als Potenzfunktion (396, 397) der Kraft.

Elastizität, die sowohl dient zur Bezeichnung plötzlicher Dehnung nach Belastung (15) - erste Wortbedeutung - als auch der Fähigkeit, Spannung ohne dauerhaften Effekt zu ertragen, und die damit der Stärke und Reißfestigkeit nahesteht (301) - zweite Wortbedeutung -, kann durch verschiedene Faktoren beeinflusst werden, wobei kleine Änderungen der Umgebungsbedingungen große Änderungen im elastischen Element hervorrufen können (271):

Hypoxie erhöht die Steifheit (514); die elastischen Eigenschaften zeigten eine Abhängigkeit vom Alter (327, 359) und der Belastungsrichtung - höhere longitudinale als tangentielle Elastizität bei Arterien (157) - und änderten sich mit dem Kontraktionszustand (181, 383) und könnten über lange Zeitspannen auch durch den kontraktiven Tonus verändert werden (13).

Bei der Altersabhängigkeit wurde das Altern als Kristallisation oder Härtung in einem biologischen Polymer gedeutet (359), wie auch (92) den Ort der Elastizität in Proteinen als Hochpolymeren sieht.

(13) ordnete die elastischen Eigenschaften eher einer seriellen passiven als einer aktiven Komponente zu. Statistische Modelle der Elastizität wurden bei (271) beschrieben, darunter auch eins, das entsprechend dem Transmutationsmodell für quergestreifte Muskulatur (81) von Elementen ausgeht, die in einer Lang- und einer Kurzform zu existieren vermögen. Solche Elemente können Teile von Molekülketten, wie Winkel oder Bindungen, sein (509).

Ein Vergleichsmodell liefert (522), der Gummi-Elastizität mit der Ausrichtung von Netzvektoren veranschaulicht.

Bei der Betrachtung der elastischen Eigenschaften sollte jedoch beachtet werden, daß ein sich kontrahierender Muskel ganz andere Energieänderungen als ein gummiartiges Material aufweist und daher mehr einer arbeitsverrichtenden Maschine als einem nur elastischen Körper gleicht (156).

Die Frage nach der Lokalisation der Muskelelastizität kann aufgrund neuerer Arbeiten (219, 248, 249, 288, 461) dahingehend beantwortet werden, daß neben möglichen elastischen Komponenten parallel oder in Serie zum kontraktiven Element elastische Eigenschaften auch in diesem selbst, und zwar in den Querbrücken, zu finden sind.

Auf weitere Strukturbeziehungen, auch der anderen aufgeführten Muskeleigenschaften, wird in einem späteren Abschnitt eingegangen.

6.2.1.2.2.2. Die nächste Eigenschaft glatter Muskulatur, die betrachtet werden soll, ist die Plastizität.

Charakteristisch für die Plastizität ist, daß plastische Deformierungen nicht von alleine reversibel sind, sondern daß es dazu kontraktile Tätigkeit bedarf (535) - auf den Aspekt der Reversibilität wurde bereits beim Muskelverhalten eingegangen.

Echte Plastizität, bei der die Deformation von Strukturbindungen eine Funktion der erzielten Spannung ist und Hystereseschleifen mehr von der Größe der Spannungsänderung als von der Dehnungsrate abhängen, wird dabei einem einfachen linearen viskoelastischen Verhalten gegenübergestellt (17).

(33) betrachtet das viskoelastische Verhalten von Nachdehnung und Relaxation als Vorläufer plastischer Deformation, ohne daß es notwendigerweise deren Auslöser sei.

Die plastischen Eigenschaften sind für glatte Muskulatur (64, 204, 460) und mit Betonung ihrer großen Rolle insbesondere für Uterusmuskulatur (555, 556) beschrieben.

Wie im Abschnitt 6.2.1.1.1. über den Tonus bereits dargelegt, wurde zur Kennzeichnung des muskulären Zustandes der Begriff "plastischer Tonus" (198, 213) verwendet, den (468) als unabhängig von der Kontraktilität ansah.

Im Zusammenhang mit der Gleifilamenttheorie wurde der Begriff der Plastizität zunächst auf quergestreifte Muskulatur bezogen, wobei als zugrunde liegende Mechanismen ein Auseinandergleiten von Aktin- und Myosinstrukturen bei gelösten Querbrücken oder eine Dehnung der seriell-elastischen Komponente bei bestehenden Querbrücken angenommen wurde (293); letzteres entspräche aber je nach Definition der Elastizität eher einem elastischen Verhalten.

Der Begriff der Plastizität wurde dann mit der Vorstellung des erwähnten Auseinandergleitens auch auf glatte Muskeln angewendet (469).

Davor hatte (452) im muskulären Verhalten eine strukturell-plastische und eine dynamisch-visköse Komponente unterschieden.

Auf den plastizisierenden Effekt von ATP (519) und den Einfluß von Umgebungsbedingungen, insbesondere von Calcium (14), wird im Abschnitt über Bedingungen muskulärer Funktion eingegangen.

Nachdehnungsverhalten, das je nach Muskelmodell als elastisches, plastisches oder visköses Verhalten beschrieben wird - womit bereits der nächste Abschnitt über Viskosität angesprochen ist -, kann unter den Gesichtspunkten des Polymerisationsgrades und unterschiedlicher Zeit-Dehnungs-Kurven auch mit dem toter gummiartiger Strukturen verglichen werden (522), wobei sich darunter sowohl Kurven finden, die in begrenzten Abschnitten eine angenähert lineare Beziehung zwischen dem Logarithmus der Zeit und der Nachdehnung - vgl. (197) - aufweisen, als auch solche, die mit zunehmender Zeit eine diese Beziehung überschreitende Nachdehnung zeigen, wie sie für lange Registrierzeiten von (554) bei glatter Muskulatur gefunden wurde.

6.2.1.2.2.2.3. Viskosität ist neben Elastizität und Plastizität die dritte Grundeigenschaft glatter Muskulatur und beschreibt das Phänomen der Zeitverzögerung in der Reaktion auf eine einwirkende Kraft.

Nach (61) ist die Viskosität beim glatten Muskel viel größer als beim quergestreiften. Zur Kennzeichnung dieser glattmuskulären Eigenschaft spricht (469) daher auch vom "viskösen Tonus".

Erschlaffung wurde von (62) als rein physikalischer Prozeß gesehen, der durch die viskösen Eigenschaften der kontraktiven Elemente bestimmt sei. In der durch einen einfachen exponentiellen Prozeß beschreibbaren späten Phase der Nachdehnung sah (17) ebenfalls ein visköses Geschehen. (396) benutzte in seinem Muskelmodell auch die Vorstellung von einem passiv-viskösen Gleiten. Zusätzlich nahm er an, daß bei übermäßiger Belastung ein Viskositätskoeffizient sehr klein werden könne, so daß eine momentane Verlängerung, Schlupf genannt, auftrete, die über die elastische Dehnung hinausgehe. Viskositätsminderungen durch schnelle Dehnung führt auch (383) an.

Eine andere Form der Variabilität des Viskositätskoeffizienten, nämlich die lineare Abhängigkeit von der Nachdehnung, findet sich in den Arbeiten, welche die im Abschnitt 2.4.1. beschriebene Hyperbelgleichung eines modifizierten Voigt-Modells benutzen (194, 204, 205, 208, 209, 212, 278, 279, 467).

6.2.1.2.2.4. Meist wird die Viskosität nicht als eigenständige Eigenschaft, sondern in Verbindung mit Elastizität und Plastizität als Viskoelastizität und Viskoplastizität betrachtet.

Viskoelastizität wurde im Verhalten der verschiedensten glatten Muskeln und in unterschiedlichen Zeitbereichen gefunden: in der Uteruswand (301), in Blutgefäßen (235) und auch in der Insektenmuskulatur (103). Bei der Nachdehnung wurde eine schnelle viskoelastische Verlängerung beobachtet (16, 17).

Viskoelastische Eigenschaften eines Muskelpräparates ließen sich bis zu 2 Tagen erhalten, wobei sich anschließend mit der irreversiblen Schädigung und dem Absterben des Muskels seine Eigenschaften grundlegend änderten (28).

Lineare Viskoelastizitäten wurden mit Exponentialtermen beschrieben (110, 180). Eine nichtlineare Viskoelastizität mit Diskontinuitäten, einem Hookschen und drei Maxwell-Elementen findet sich dagegen bei (335, 336).

Mit den Maxwell-Elementen und -Gleichungen ist allerdings bereits eine andere Bedeutung des Begriffs "viskoelastisch" angesprochen: statt eines verzögerten reversiblen Vorgangs gemäß der im Abschnitt 6.2.1.2.2.1. aufgeführten zweiten Definition wird darunter ein Verhalten verstanden, das durch ein elastisches und ein visköses Element in Serie, also nicht parallel zueinander, erklärt werden kann, so daß hier "viskoelastisch" der Addition aus elastoelastischem und viskoplastischem Verhalten entspricht. Diese durch ein serielles Zweikomponentensystem erklärbares Viskoelastizität findet sich schon bei (254) sowie für den Bereich der

Polymeren bei (522), der fünf Regionen viskoelastischen Relaxationsverhaltens unterscheidet: Glas, Übergangsphase, Gummi-Plateau, gummifließend, flüssigkeitsfließend.

Ein einfaches Modell viskoelastischen Verhaltens im Sinne eines verzögerten reversiblen Vorgangs - also gemäß der Definition aus Abschnitt 6.2.1.2.2.1. - stellt dagegen das Voigt-Modell dar, dessen Modifikation mit variablem Viskositätskoeffizienten bereits im Abschnitt über die Viskosität erwähnt wurde.

Der Gegensatz zwischen Maxwell- und Voigt-Modellen in der Beschreibung viskoelastischen Verhaltens wird jedoch dadurch abgeschwächt, daß in der jeweils zum Drei-Komponenten-Modell erweiterten Form beide nach (446) mathematisch äquivalent sind, obwohl für die physiologische Interpretation und den Bezug zur Struktur eine Unterscheidung von Bedeutung ist.

Daß einfache viskoelastische Betrachtungen zur Erfassung von Gewebe- oder Muskelverhalten nicht ausreichen, zeigt sich in der Eigenschaft des Gewebes, je nach vorherigem Dehnungsgeschehen unterschiedlich zu reagieren, also gewissermaßen ein Gedächtnis dafür zu besitzen (47). Es besteht somit auch ein Zusammenhang zu dem schon zuvor erläuterten Bereich der Hysterese (27) im muskulären Verhalten.

6.2.1.2.2.2.5. Viskoplastizität ist nun der Begriff, der neben der Verzögerung die Eigenschaft beschreibt, nicht von selbst zum Ausgangszustand zurückzukehren.

Viskoplastisches Verhalten zeigte sich im Bestehenbleiben einer signifikanten Hystereseschleife bei extrem langsamen Verformungsgeschwindigkeiten, wodurch eine nachweisbare Komponente der Hysterese als unabhängig von der Dehnungsgeschwindigkeit erkannt und ein rein viskoelastischer Prozeß ausgeschlossen werden konnte (17). Viskoplastische Eigenschaften glatter Muskulatur wurden auch von (33) und zusammen mit viskoelastischen von (535) beschrieben.

6.2.1.2.2.2.6. Der letzte der vier - die Elastoelastizität mitgerechnet - zusammengesetzten Begriffe, Plastoelastizität, wird von (15, 16, 535) benutzt.

(15) beschreibt damit die Nachdehnung und insbesondere die Erholung davon, wobei diese Phänomene eher von der angewendeten Spannung als von der Dehnungsrate abhängen.

(535) bezeichnet den Ureter mit seiner Fähigkeit zur Adaptation als plastoelastisch.

Da in beiden Fällen verzögerte Abläufe gemeint sind, wäre nach der im Abschnitt 6.2.1.2.2.1. aufgeführten zweiten Definition an die Begriffe viskoelastisch bzw. viskoplastisch zu denken.

Die Verkettung mit dem dritten Grundbegriff benutzt denn auch (16), wenn er von einer "viskösen Verzögerung eines plastoelastischen Prozesses" spricht, wobei das Verhalten deshalb als "plastoelastisch" bezeichnet wird, weil das Nachgeben eher als Funktion der Spannung denn als zeitabhängiger Prozeß erschien, und nicht als "viskoelastisch", weil das visköse Nachhinken von Druck-Volumen-Hystereseschleifen in dynamischen Dehnungszyklen nicht mit steigender Dehnungsgeschwindigkeit zunahm.

6.2.2. Bedingungen, unter denen muskuläre Funktion erfolgt

Nach dem letzten Abschnitt, der sich hauptsächlich mit der Funktion glatter Muskulatur beschäftigte, sollen nun die Bedingungen, unter denen sich muskuläres Verhalten vollzieht, betrachtet werden.

In diesem Abschnitt werden erörtert: die Badlösungen, die Elektrolyte, vor allem Calcium, Kalium, Natrium, weiterhin Stoffe, die spezifische Ionenwirkungen unterbinden, wie Substanz D 600 und EDTA, außerdem Fragen der Aktivierung kontraktiler Tätigkeit, Membranpotential und seine Änderung, Mediatorstoffe wie cAMP sowie Fragen des Stoffwechsels und der Energie.

6.2.2.1. Die ionale Zusammensetzung der Badlösungen

stellt einen sehr wichtigen und zugleich komplexen Einflußfaktor auf das mechanische Verhalten des glatten Muskels dar. Deshalb wurde in den Abschnitten 4. und 5. der Arbeit auf eine erste Erörterung des Problems der vielschichtigen Wirkung gelöster Substanzen und Ionen verzichtet zugunsten der folgenden ausführlicheren anhand der Literatur.

6.2.2.1.1. Einzelne Elektrolyte

6.2.2.1.1.1. Calcium

Die Rolle des Calciums als des aus heutiger Sicht zentralen Ions für kontraktiles Geschehen soll als erstes betrachtet werden.

Ihm wird bei verschiedenen Abläufen muskulären Verhaltens Bedeutung beigemessen:

(33) vermutet, gestützt auf (74) und (72), daß Calcium Träger von Aktionspotentialen sein kann, und führt an, daß nach (117, 145) gebundenes Calcium bei der Kontraktion des Uterusmuskels eine Rolle spielt. Auch (91) sieht mehrere Funktionen des Calciums: Als Träger von Aktionspotentialen und in der Kontrolle der Natrium-Permeabilität der Membran.

Die Beeinflussung der Membranleckpermeabilität ist bei (20) ebenfalls als eine der Calciumwirkungen aufgeführt.

Deutliche Effekte auf den Muskel und seine Funktion zeigen sich bei Entfernung des Calciums aus der Badlösung oder bei Änderung seiner Konzentration:

Calcium-Entzug und Beigabe von EDTA zur Lösung schalten plastoelastisches Verhalten fast ganz aus und verkürzen das Nachdehnungsgeschehen auf höchstens eine Minute (15).

In calciumfreier Lösung hört sowohl die spontane elektrische und mechanische Aktivität als auch die durch hohe Kaliumkonzentrationen sonst induzierbare Tätigkeit binnen weniger Minuten auf (491). Die Unterbindung mechanischer und elektrischer Aktivität in calciumfreier Lösung wird auch in (91) aufgeführt.

Calcium ist für die kontraktile Beantwortung von Reizen erforderlich (145), wie z.B. von Kalium-, Noradrenalin- und Barium-Reizen (29), es beeinflusst die Entwicklung mechanischer Spannung (140), die Verkürzungsgeschwindigkeit (240), die Spontanaktivität (88) und den Tonus (30), und es ist auch für die Erschlaffung wichtig (478).

Am Ureter führen niedrige äußere Calciumkonzentrationen zu einer Depolarisation und zu einer Unerregbarkeit der glatten Muskelzellen (536). Bei hohen Calcium- und Kaliumkonzentrationen wurden regelmäßige Kontraktionen beobachtet (303). Erhöhung der Calciumionenkonzentration in der äußeren Badflüssigkeit steigerte den plastischen Widerstand gegenüber Dehnung, wobei jedoch die Schlüsselrolle für den plastischen Widerstand und den Tonus in der intrazellulären Konzentration an Calciumionen gesehen wurde (14).

(490) unterscheidet drei Effekte in Abhängigkeit von der intrazellulären Calciumkonzentration: bei ganz niedrigen Calciumkonzentrationen verschwindet der calciumabhängige Widerstand gegen Dehnung, bei höheren tritt Querbrückenbildung zwischen Filamenten auf, die sich als Viskoelastizität zeigt, und bei noch höheren kann Aktomyosin aktiviert werden, wobei unter zyklischer Querbrückenbildung Tonus und Spannung oder Verkürzung auftreten.

Wegen der entscheidenden Rolle des intrazellulären Calciums, das eine eigene Calciummenge darstellt und das normalerweise gegen einen elektrochemischen Gradienten auf einer niedrigeren Konzentration als das extrazelluläre gehalten wird (150), ist es auch verständlich, daß trotz der betonten Notwendigkeit des Calciums Kontraktionen in calciumfreier Lösung (173, 502), sogar bei gleichzeitigem EGTA-Zusatz (501), möglich sind, so wie auch eine Hypertonizitätskontraktur ohne äußeres Calcium erfolgen kann (21).

Mit dem intrazellulären Calcium existiert ein Pool, der in calciumfreier Umgebung benutzt werden kann (420) und bei dem zwei Anteile, locker und fester gebundenes Calcium (57), oder aufgrund der Austauschbarkeit sogar drei einzelne Pools (178) unterschieden werden. Nach Entzug des extrazellulären Calciums mit EDTA kann Calcium von intrazellulären Strukturen freigesetzt werden, wobei die Menge des freigesetzten Calciums nicht von der Größe der Speicher, sondern von ihrer unterschiedlichen Affinität zu Calcium abzuhängen scheint (381). Umgekehrt läßt sich auch ein Calciumpool nachweisen, der bei tonischen Kontraktionen nicht als Quelle dient, sondern an Calcium zunimmt und eine langsam austauschbare Calciumfraktion darstellt (321).

(387) beschreibt für den Uterus zwei Komponenten der Spannungsentwicklung: bei der einen mit einer kurzen Depolarisation erfolgt ein Calcium-Einstrom, der von der äußeren Calcium-Konzentration abhängig und durch Substanz D 600 hemmbar ist; bei der anderen mit einer längeren Depolarisation gibt es keinen Einstrom, und statt dessen wird eine Freisetzung von Calcium von inneren Speichern als möglich erachtet.

Kaliumkontraktionen seien mit einem Einstrom von Calciumionen verbunden, während Kontraktionen durch Noradrenalin und Angiotensin hauptsächlich auf der Freisetzung von innerhalb der Zellmembran gebundenem Calcium beruhen (282, 532).

Nach (498) stellt die Erhöhung der intrazellulären freien Calciumionenkonzentration das primäre Ereignis zur elektromechanischen und pharmakomechanischen Kopplung dar.

Als Calciumspeicher wird in diesem Zusammenhang das sarkoplasmatische Retikulum genannt. Auch die Mitochondrien könnten dabei eine Rolle spielen. Die im sarkoplasmatischen Retikulum des Uterus gespeicherte Menge an Calcium ist ausreichend, um eine Kontraktion hervorzurufen und Erschlaffung und Kontraktion zu regulieren (99). An anderen Organen konnte die ausreichende Speicherfähigkeit eines intrazellulären Kompartiments ebenfalls gezeigt werden (310). Calcium ließ sich intrazellulär in Mitochondrien, im sarkoplasmatischen Retikulum (131) und an der Plasmamembran (125) bzw. in deren oberflächlichen Mikrovesikeln (440) nachweisen, von (440, 441) außer in den genannten Strukturen auch im Zellkern und von (285) in Mikrosomen. Den Mitochondrien kann dabei im Uterus eine regulatorische Funktion zukommen (546).

Eine umfassende Darstellung der am Uterus ablaufenden Calciumwirkungen, der Calciumregulation und der heute noch bestehenden Schwierigkeiten der Lokalisation der funktionell wirksamen Calciumanteile in Substrukturen von Uteruszellen, auch der Ratte, gibt (121). (298) postuliert zwei Calciumbindungsstelle mit unterschiedlicher Affinität.

Besondere Möglichkeiten bieten spezifisch auf bestimmte Calciumfunktionen einwirkende Stoffe, auch Calcium-Antagonisten (159, 217) genannt, wie die Substanz D 600, die auch in der vorliegenden Arbeit verwendet wurde.

D 600 - Strukturformel bei (160, 216) - ist ein Methoxy-Derivat des Verapamil. D 600 vermag Rattenuteri schon bei Konzentrationen von $5 \cdot 10^{-6}$ M/l zu erschlaffen und Reaktionen auf Depolarisation, auf isotonische Kaliumchloridlösung oder Acetylcholin mehr oder weniger vollständig zu unterdrücken, wobei eine Erniedrigung der Calciumkonzentration den Effekt erheblich verstärkt bzw. ihn auch bei noch wesentlich kleineren Konzentrationen an D 600 ermöglicht (161). D 600 ist 10 bis 100 mal stärker als Papaverin und wirkt durch Blockierung der elektronechanischen

Kopplung und der elektrischen Spontanaktivität (160). Die Überlegenheit von D 600 gegenüber dem Zusatz von EGTA zur Inaktivierung führt auch (245) an. Bezüglich des Wirkungsmechanismus von D 600 sind Vorstellungen über Ionenkanäle von Interesse, deren Wandel in (203) dargestellt ist: Für glatte Eingeweidemusculatur wurde zunächst zwischen langsamer Depolarisation durch Calciumeinstrom und schnellen Aktionspotentialen durch Natriumeinstrom unterschieden. Eine andere Hypothese nahm den Durchstrom von Calciumionen durch verschiedene Ionenkanäle an. Langsamem Depolarisationen folgten dabei langhingezogene tonische Kontraktionen und Aktionspotentialen phasische Kontraktionen tetanischen Charakters. Diese Vorstellung konnte durch (185, 186, 187, 188, 189) unterstützt werden; dort wurden für Calcium zwei Aktivierungsmechanismen gefunden: ein mit Aktionspotentialen einhergehender phasischer P-Mechanismus und ein ohne Aktionspotentiale ablaufender tonischer T-Mechanismus, wobei Calcium-Antagonisten vom Typ des D 600 nur die phasische P-Aktivität und Nitroprussidnatrium die tonische T-Aktivität hemmen. Dieses P-T-System wird auch in (499) erläutert. Die spezifische Wirkung von D 600 führt (341) ebenfalls an, der durch D 600 nicht die gesamte Membranpermeabilität für Calcium gehemmt sieht, sondern den Haupteffekt auf den durch Depolarisation der Zellmembran aktivierten Calciumeinstrom bezieht. Neben der Hemmung des Calciumeinstroms beschreibt (391) auch die Verringerung eines auswärts gerichteten Stromes durch D 600. D 600 veränderte nicht die Konzentration an cAMP im Gewebe (341, 378) und auch nicht die des Calciums, was so gedeutet wurde, daß D 600 mehr den Calciumeinstrom hemmte als den Ausstrom stimulierte, wobei die Erschlaffung aus einer erneuten Bindung freien intrazellulären Calciums resultieren würde (378). Für die Erschlaffung kommen möglicherweise verschiedene Mechanismen in Frage, zumal andere Vorstellungen existieren, wonach eine Erhöhung des cAMP, das über einen negativen Rückkopplungsmechanismus das intrazelluläre Calcium senke, zur Erschlaffung führe (23, 24).

Eine neue kritische Wertung bisheriger Ansichten, wie cAMP auf Calciumionenpumpen einwirken und dabei die intrazelluläre Calciumkonzentration senken könne, nimmt (408) vor.

Neben der Hemmung des Calciumeinstroms senkt D 600 auch den Sauerstoffverbrauch (340). Sauerstoff- und Glucoseentzug greifen nach (328) eher in den Calcium- als in den Energiestoffwechsel ein.

Eine wichtige Beeinflussung erfährt das Calciumgeschehen durch die Geschlechtshormone, was sich auch auf andere Organe als den Uterus erstreckt (126). (338) fand an Ratten- und Kaninchenuterushörnern, daß vom Progesteron dominierte Uteri Calcium fester binden und resistenter gegenüber der depolarisierenden Wirkung von herabgesetzten Calciumkonzentrationen sind als vom Östrogen dominierte. (121) bestätigt das für Kaninchenuteri, sieht aber - ausdrücklich auf Unterschiede zwischen Tierarten hinweisend - für Rattenuteri einen umgekehrten Einfluß der Hormone und führt den Hormoneinfluß auf aktive Calciumtransportvorgänge zwischen Kompartimenten zurück. (2) nennt nach (101, 116, 343) für den Uterus bei geringer externer Calciumkonzentration einen depolarisierenden und für höhere Calciumkonzentrationen einen hyperpolarisierenden Effekt auf den Uterus.

Am bereits durch kaliumsulfatreiche Lösung depolarisierten Rattenuterus läßt sich durch Acetylcholin eine calciumabhängige Kontraktionssteigerung erreichen (144).

Im kontraktilen Geschehen aktiviert Calcium die Myosin-ATPase (124). Gemessen an isolierten Aktomyosinsystemen liegt die Calciumkonzentration für 50% Aktivierung - "Calciumempfindlichkeit" - bei 10^{-6} bis 10^{-7} M Calcium und die für 3% Aktivierung - "Calciumschwelle" - 10- bis 100mal niedriger als die für maximale Aktivierung (476).

Das ursprüngliche Gleitfilamentmodell hat (314) durch Einfügen eines Aktivierungsmechanismus erweitert, bei dem Calcium durch ein Regulatorprotein in den Myofibrillen gebunden werden muß, bevor ein Umsatz an Querbrückenbindungen möglich ist.

6.2.2.1.1.2. Kalium

Von Interesse ist vor allem die kontrahierende Wirkung hoher Kaliumkonzentrationen, obwohl Kalium unter bestimmten Bedingungen, die bei den Muskeluntersuchungen der vorliegenden Arbeit nicht gegeben waren, auch erschlaffend wirken kann (56).

Während (272) an quergestreifter Muskulatur eine Spannungsentwicklung auf hohe Kaliumkonzentrationen beobachtete, die nicht anhielt, führte bei glatter Muskulatur ein entsprechender Kaliumstimulus bei (303) unter gleichzeitig hohen Calciumkonzentrationen zu regelmäßiger Aktivität von spontanen Kontraktionen, bei (235) zu einer anhaltenden, beträchtlichen Steigerung der mechanischen Spannung und des Elastizitätsmoduls und bei (17) zu Kaliumkontrakturen, deren relative Konstanz daraus geschlossen wurde, daß 10 Minuten Erholung nach 5 Minuten Belastung die Anfangslänge bis auf 5% wiederherstellten. Auch am Uretermuskel bewirkten hohe äußere Kaliumkonzentrationen eine Depolarisation und nach einer vorübergehenden Periode erhöhter Spontanaktivität eine tonische Kontraktion (242).

(15) benutzte zusätzlich zur Kaliumdepolarisation Noradrenalin, um eine supramaximale Stimulierung zu erhalten und damit aktive Kontraktionen als Antwort auf eine plötzliche Dehnung zu unterdrücken. (245) sah dagegen bereits im Kaliumreiz allein die effektivste Stimulierung zur Kontraktion.

Unter hohen Kaliumchloridkonzentrationen wurde ein schneller Abfall des Ruhemembranpotentials beobachtet, wobei sich nach wenigen Minuten ein über eine Stunde konstanter Membranpotentialwert einstellte (281). Die Beobachtung von (102), daß in einer isoosmotischen Lösung aus Natrium- und Kaliumchlorid auch bei hohen Kaliumkonzentrationen wegen gleichbleibender intrazellulärer Chloridkonzentration keine Zellschwellung auftritt, muß durch (311) als widerlegt angesehen werden, der bei hohen Kaliumkonzentrationen mit einem Ersatz des Natriumchlorids durch Kaliumchlorid Ultrastrukturveränderungen mit Zellwasservermehrung und Zell- und Kernschwellung fand, die bei Depolarisation in kaliumsulfatreicher Lösung

nicht auftraten. Unterschiede zwischen kaliumchlorid- und kaliumsulfatreicher depolarisierender Lösung wurden bei Nachdehnungsuntersuchungen der Tānie (209) und bei der Reaktion auf pharmakologische Stimulierung am Uterus (338) gefunden.

Depolarisation mit hohen Kaliumkonzentrationen erhöht die Permeabilität für Calcium durch die Membran (498) und ist im Gegensatz zu anderen Kontraktionsstimuli mit einem Einstrom von Calcium verbunden (282). So sieht auch (29) den Mechanismus der Kaliumkontraktion in einem passiven Calcium-einstrom und einer Calciumfreisetzung von inneren Strukturen, während die Noradrenalin Kontraktion weitgehend über eine Freisetzung und erst nachrangig über einen aktiven Calcium-einstrom wirkt und auch bei der Bariumkontraktion neben einer direkten Stimulierung kontraktile Elemente die Freisetzung das Dominierende darstellt. Die Wirkung des Kaliums hängt vom Calcium ab, sowohl bezüglich der Kontraktur (145), was einen Unterschied zu der ohne äußeres Calcium möglichen Hypertonizitätskontraktur darstellt (21), als auch bezüglich der Plastizität (14). Für die Calciumabhängigkeit der mechanischen Antwort auf hohe Kaliumkonzentrationen führt (33) Untersuchungen an der Tānie (140) als auch am Uterus (144, 145) an.

(531) fand eine s-förmige Kurve zwischen dem Logarithmus der Kaliumkonzentration und der entwickelten Kraft wie auch (135) eine sigmoide Beziehung zwischen fraktioniertem Kaliumstimulus und zugehöriger mechanischer Antwort.

Am Rattenuterus wurde in kaliumreicher Lösung der Sauerstoffverbrauch reduziert gefunden (340) und eine Konzentrations-erhöhung des cAMP festgestellt (133), die aber zur Erklärung der Kontraktion nicht ausreicht, zumal bei spontanen Kontraktionen ebenfalls am Rattenuterus die höchsten cAMP-Werte zu Beginn der Erschlaffung ermittelt wurden (307).

Zur Erholung aus einer Kaliumkontraktur, d.h. zu einer Erschlaffung, ist Natrium erforderlich (322).

Kaliumionenströme sind temperaturabhängig (118), und der Ausstrom aus der Zelle hängt von der äußeren Kaliumkonzentration ab (225, 226).

6.2.2.1.1.3. Natrium

Natrium als das im Extrazellulärraum mengenmäßig am stärksten vertretene Kation scheint heute, vor allem durch die zunehmenden Erkenntnisse über Calcium und Magnesium, nur noch eine untergeordnete Rolle in der Deutung elektromechanischen Verhaltens glatter Muskulatur zu spielen, obwohl noch vor wenigen Jahren z.B. (196) eher das Natrium als das Calcium als Träger des depolarisierenden Stromes von Aktionspotentialen in Gefäßen sah und davor (86) Natrium für die Kontraktion notwendig zu sein schien.

Durch das Fortbestehen von Aktionspotentialen bei erniedrigter äußerer Natriumkonzentration vermutete schon (74), daß nicht Natrium, sondern Calcium der Träger des Aktionspotentials beim glatten Muskel sei. Auch in Kontraktionen durch Natriummangel wurde ein Calciumeinstrom gefunden (282). Zumindest eine zeitweilige calciumabhängige Ersetzbarkeit von Natrium für die Spontanaktivität beschrieb schon (88).

Eine der Bedeutungen des Natriums könnte darin liegen, daß nur in seiner Anwesenheit die Zelle Calcium im sarkoplasmatischen Retikulum über einen Pumpmechanismus zu akkumulieren vermag (71).

(20) schloß, daß am Uterusmuskel sowohl Natrium als auch Calcium zur Wiederherstellung des normalen elektromechanischen Zustandes nach Aktivität nötig sei.

Niedrige Natriumkonzentration bzw. Natriumentzug bewirkt am Uterusmuskel Depolarisation bzw. Kontraktion (426, 429).

Neben der Natrium-Kalium-Pumpe vermutete (449) eine zweite Natriumpumpe im Zusammenhang mit der Osmoregulation. Dabei wurde auch für den Rattenuterus die Möglichkeit dargestellt, daß kontraktile Mechanismen Wasser aus geschwollenen Zellen auspressen könnten. Der Beitrag einer elektrogenen Natriumpumpe zum Ruhepotential wird als klein erachtet, soll aber unter Kontraktion Bedeutung gewinnen können (54).

Der Natriumgehalt eines in physiologischer Salzlösung aufbewahrten Muskels liegt nach (190) über der normalen Konzentration.

6.2.2.1.1.4. Ein weiteres wichtiges Ion stellt Magnesium dar.

Magnesium wurde am Uterusmuskel als notwendig für die calciumabhängige Kontraktion (76) sowie das kontraktile Geschehen (77) gefunden. Die Myosin-ATPase benötigt Magnesium zur Funktion (124).

Unterschiedliche Magnesiumwirkungen, die vom notwendigen Ion für die Kontraktion (444) bis zum Calciumantagonisten (14, 144) und zur Spasmen lösenden Wirkung (28) reichen, sind teilweise durch unterschiedliche Konzentrationen hervorgerufen:

In calciumfreier Lösung vermochten niedrige Magnesiumkonzentrationen aktionspotentialähnliche Aktivität ohne mechanische Antwort hervorzurufen, während höhere Konzentrationen Aktionspotentiale unterbanden (91).

Niedrige Magnesiumkonzentrationen riefen Spontanaktivität hervor, während höhere diese verhinderten (18).

Geringe Calciumkonzentrationen wurden von Magnesium antagonisiert, höhere Calciumkonzentrationen dagegen potenziert (478).

Magnesium erhöht auch die entwickelte mechanische Spannung auf einen Isoproterenolreiz (528).

Es ist weiterhin im Zusammenhang mit Progesteron bei der Herabsetzung der Uterusmotilität beteiligt (300) - vgl. Abschnitt 4.8.2.

6.2.2.1.1.5. Manganionen - als weitere Ionenart - vermögen Aktionspotentiale zu blockieren (72) und

durch einen calciumantagonistischen Effekt elektrische und mechanische Aktivität zu verändern (419). Elektrische und mechanische Tätigkeit können dabei durch Manganionen völlig unterbunden werden (520).

Uterusmuskeln sind außerdem durch Strontium- und Bariumionen (117) sowie Cadmiumionen (428) beeinflussbar.

6.2.2.1.2. Ionale Verhältnisse am Uterus (320) und ihr Einwirken auf mechanische und elektrische Aktivität (116) haben schließlich auch Beziehungen zu den Geschlechtshormonen (101, 119, 283), deren Einfluß auf das Untersuchungsobjekt Uterus noch gesondert behandelt wird.

Die Darstellung der wichtigsten Elektrolyte und ihrer Bedeutung war entsprechend der Wichtung in der Literatur stark kationenbetont, obgleich auch Anionen sowohl an passiven als auch aktiven Ionenströmen teilnehmen und - wie das Beispiel Kaliumchlorid und Kaliumsulfat gezeigt hat - für muskuläres Verhalten von Bedeutung sein können.

Neben dem Verhältnis der einzelnen Ionen zueinander und ihrer absoluten Konzentration ist schließlich auch die Osmolarität der Lösung von Bedeutung: Hypo- und Hypertonizität beeinflussen Zellvolumen und Ionenverteilung (73) und das Nachdehnungsverhalten (212).

Einen weiteren die Kontraktion beeinflussenden Faktor stellt der pH-Wert dar (35).

Die Bedeutung des Glucosezusatzes zur Lösung wird im Abschnitt über Stoffwechsel und Energie erörtert.

6.2.2.1.3. Im Anschluß an die Elektrolyte sollen noch, ergänzend zu dem bereits vor allem beim Calcium und Kalium Angemerkten, die Aktivierung kontraktiler Strukturen und das Membranpotential erörtert werden, bevor abschließend auf die in den eigenen Muskeluntersuchungen verwendeten Badlösungen eingegangen wird.

Kontraktile Aktivität kann durch Membranpotentialänderungen hervorgerufen werden (272) oder mit diesen korrelieren (84), sie ist jedoch auch ohne solche Änderungen möglich (478), wobei Calcium als Auslöser der Kontraktion ohne Aktionspotential (189) beispielsweise durch Pharmaka (122) aktiviert oder eine zweite, nicht vom Calciumeinstrom abhängige Aktivierungskomponente der Kontraktion (389) benutzt werden kann.

So wurde für mehrere Agentien ein nichtelektrischer Weg der pharmakomechanischen Kopplung angenommen (365). Im Aktivierungsmechanismus können intrazelluläre Calciumspeicher, wie sarkoplasmatisches Retikulum oder Mitochondrien (504), beteiligt sein - s. auch Abschnitt 6.2.2.1.1.1. Zwischen kontraktiver Aktivität ohne Aktionspotentiale und solcher gänzlich ohne Membranpotentialänderungen kann ein Unterschied bestehen, da auch Reaktionen auf langsame abgestufte Depolarisationen möglich sind (499).

(33) legt in zwei Richtungen dar, daß die Hypothese, Membranpotentialänderungen seien notwendig und ausreichend für die Kontraktion, zumindest in der generellen Form nicht zutreffend ist, indem er nach (140, 144, 145) auf elektrische Aktivitäten ohne mechanische Spannungsantwort und nach (35, 139, 140, 144, 145) auf mechanische Spannungsänderungen ohne Membranpotentialänderungen verweist.

Weiterhin sollte auch das umgekehrte Einwirken, nämlich des mechanischen Geschehens auf das elektrische, berücksichtigt werden, da mechanische Spannung die Erregungsbildung und -leitung (229) und Dehnung das Membranpotential (83, 356) beeinflussen kann.

Eine Beeinflussung des Membranpotentials von Uterusmuskeln tritt außerdem durch hormonelle Vorbehandlung der Tiere auf (86), womit auch bei den Untersuchungen der vorliegenden Arbeit zu rechnen war.

Das Ruhepotential liegt unter Progesteronwirkung höher als unter Östrogenwirkung und bei der noch deutlich über dem Ruhepotential der Uteruszellen von Kastraten (375).

Progesteron verursacht ein hohes Membranpotential im Myometrium mit Erregungsleitungsblock, so daß Asynchronie zwischen Membranaktivität und myoplasmatischer Aktivität eintritt, und hebt in vitro beide Aktivitäten auf (344).

Während unter Östrogenwirkung zyklische Phasen der Ruhe und Aktivität mit Aktionspotentialen auftreten, zeigt sich unter Progesteronwirkung keine zyklische Membranaktivität (377).

Dieser die Spontanaktivität aufhebende Progesteroneffekt, der auch von (94) angeführt wird, stellte neben der erzielten Standardisierung die für die durchgeführten Nachdehnungsuntersuchungen gewünschte Beeinflussung der Uterushörner durch die Hormongaben dar.

6.2.2.1.4. Die in den eigenen Muskeluntersuchungen verwendeten Lösungen A, B, C waren isoosmotische Lösungen, von denen die Lösung A erschlaffende und B kontrahierende Wirkung auf den Muskel zeigen sollte, also möglichst entgegengesetzte Effekte.

Von daher ergeben sich die Fragen:

Vermag die Lösung A maximal zu erschlaffen?

Vermag die Lösung B maximal zu kontrahieren?

Die Verweildauer von zumindest 30 Minuten in der betreffenden Lösung vor der Muskelbelastung erscheint lang genug, um die der Lösung innewohnende Wirkung auf den Muskel voll zu entfalten - Änderungen in kaliumreicher Lösung erreichten bei (235) binnen 12 Minuten ihr Maximum -, zumal bei zu langen Inkubationszeiten ein erheblicher Ionenaustausch im intrazellulären Bereich erfolgt - so beobachtete (70) einen kompletten Natrium-Kalium-Austausch nach 4 Stunden bei entsprechenden Lösungen.

Bei der Lösung A wurde nicht versucht, die erschlaffende Wirkung allein durch Calciumfreiheit oder Calciumentzug durch EDTA zu erreichen, was aufgrund der dargelegten Erkenntnisse über die besondere Bedeutung des intrazellulären Calciums nicht ausreichend gewesen wäre, sondern es wurde zusätzlich Substanz D 600 als hochwirksamer Erschlaffungstoff verwendet, und zwar in einer Konzentration von etwa $4 \cdot 10^{-6}$ M/l, die zusammen mit der Calciumfreiheit der Lösung eine gute erschlaffende Wirkung am Ratten- und Meerschweinchenuterus bewirkt.

Bei der Lösung B beruhte die kontrahierende Wirkung auf der hohen Kaliumkonzentration, die zur Vermeidung von starken

Zellvolumenänderungen nicht durch eine kaliumchlorid-, sondern eine kaliumsulfatreiche Lösung erreicht wurde. Auf die Möglichkeit, eine kaliuminduzierte Kontraktion durch andere Stimuli noch zu erhöhen, wurde bereits hingewiesen - s. Abschnitt 6.2.2.1.1.2. Von daher ist zumindest für die kontrahierende Lösung B die oben gestellte Frage zu verneinen, ob ein Maximalzustand vorlag. Dies war jedoch nicht das mit den Lösungen angestrebte Ziel, das vielmehr darin lag, zwei wohldefinierte und mit möglichst einfachen Mitteln erreichbare Zustände zu schaffen, die auf einander entgegengesetzten Seiten eines physiologischen Durchschnittszustandes liegen. Wegen der angestrebten Einfachheit der Lösungen wurde auch auf die Verwendung unüblicherer Elemente verzichtet, z.B. bei der Lösung B auf den Zusatz von Zink, das im Rattenuterus die Kontraktion verstärkt, in höheren Konzentrationen die Kontraktilität allerdings auch wieder herabsetzt (120).

Angesichts der sehr großen Bedeutung der Badlösungen für das muskuläre Verhalten sollten in kommenden Versuchen das Ansetzen von Stammlösungen und das Bereiten der gebrauchsfertigen Lösungen in die biomathematische Versuchsplanung, insbesondere die Blockbildung, mit einbezogen werden, was bei der vorliegenden Arbeit aus Gründen der beschränkten Lagerkapazität nicht möglich war. Denkbar wäre, innerhalb eines oder mehrerer aufeinanderfolgender Versuchsblöcke nur Lösungen vom gleichen Herstellungstag zu verwenden. Dies könnte helfen, mögliche Verzerrungen, die den Unterschied zwischen den Wirkungen zweier Lösungen zu klein oder zu groß erscheinen lassen, zu mindern oder zu vermeiden.

6.2.2.2. Beeinflussung muskulären Verhaltens am Uterus durch Geschlechtshormone

Im folgenden Abschnitt sollen weniger die Auswirkungen der Geschlechtshormone auf Membranpotential und Ionenkonzentrationen abgehandelt werden - s. die entsprechenden Abschnitte von 6.2.2.1. -, obwohl dabei große Effekte erkennbar sind,

wie das Beispiel des intrazellulären Kalium/Natrium-Verhältnisses von 5.3 unter Östrogen- und 2.9 unter Progesteroneinfluß zeigt (283). Vielmehr sollen hauptsächlich die Auswirkungen auf das mechanische Verhalten sowie die Struktur dargestellt werden.

Hormone gehören zu den beherrschenden Faktoren in der Regulation der Uteruskontraktion (170). Progesteron und Östrogen beeinflussen die mechanische Spannungsentwicklung nach elektrischer Reizung oder Erhöhung der Kaliumkonzentration (115). Uterusfasern von Tieren, die mit Östrogen oder mit Östrogen und Progesteron behandelt worden sind, vermögen eine viel höhere maximale Spannung zu erzeugen als solche kastrierter Tiere (76). Neben der Abnahme der mechanischen Spannung zeigen Uteri kastrierter Tiere verringerte Aktomyosinkonzentrationen (114) und die geringste Dehnbarkeit im Vergleich zu nichtschwangeren und schwangeren Tieren, zwischen denen aufgrund hormoneller Schwankungen fließende Übergänge bezüglich der Dehnbarkeit liegen, was auf eine Beeinflussung seriell angeordneter elastischer Elemente schließen ließ (557). Hohe Progesterondosen erhöhen den extrahierbaren Aktomyosingehalt (2).

Unter Progesteroneinfluß sinkt die entwickelte mechanische Spannung bei wiederholtem Stimulus, was als "Treppeneffekt" ("staircase") bezeichnet wird (519). Dieser Effekt ist hormonabhängig (406, 480), d.h., die Richtung des Effektes auf wiederholten Reiz hin variiert, bei Progesteron sinkt die Spannung, bei Östrogen steigt sie (113, 481).

Auch die Antwort auf manche Pharmaka wechselt mit der Hormonlage (87).

Progesteron ändert die Kationenzusammensetzung (438), erhöht die Membranpermeabilität für Kalium (87) und verringert die Uterusantwortfähigkeit (170). (300) sieht den durch Progesteron beeinflussten Uterus möglicherweise aufgrund einer Vermehrung des Magnesiums weniger kontraktionsbereit, durch die Unterbrechung der Reizleitung eventuell sogar ganz ruhiggestellt, obwohl die potentielle kontraktile Motilität zunimmt.

Progesteron und Östrogen vermögen auch in vitro die Spontanaktivität zu beeinflussen (40). Bei der Spontanaktivität des Uterushornes ist die Frequenz im Östrus - also unter Östrogeneinfluß - am niedrigsten, die Kraft dagegen im Diöstrus (106) - also unter Progesteronwirkung. Bei der spontanen mechanischen Aktivität von Venenmuskeln vermindert Progesteron die Amplitude und steigert die Frequenz (379).

Die maximale Erregbarkeit wurde im Östrus gefunden (63). Progesteron hemmt Aktionspotentiale und damit Kontraktionen (385).

Beim Rattenuterus ist die cAMP-Konzentration im Metöstrus am höchsten (492).

Die Prostaglandinwirkung an Rattenuteri wird durch Progesteron verstärkt, durch Östrogen gesenkt (169, 176).

Die durch Progesteron hervorrufbare Umstimmung des Uterus auch in seinem mechanischen Verhalten hat eine Latenzzeit, die für das Kaninchen mit 21 Stunden angegeben wird (481) - unter diesem Gesichtspunkt erscheinen die über 3 Tage durchgeführten Progesteroninjektionen von ausreichender Dauer.

Morphologisch bewirkt Progesteron ein Wachstum des Uterus mit Vergrößerung, Auflockerung und Ödematisierung, wobei der Hypertrophie mit vergrößerten Zellkernen durch Progesteron die Hyperplasie durch Östrogen gegenübergestellt werden kann (358).

6.2.2.3. Stoffwechsel, Energie, Mediatorstoffe, Wirkstoffe

Die eigentliche Funktion der glatten Muskulatur, die Erzeugung mechanischer Energie, macht es erforderlich, Stoffwechsel und Energiebereitstellung zu betrachten, auch unter dem Gesichtspunkt, wie Änderungen von Stoffwechselgrößen auf die muskuläre Funktion einwirken können.

Kennzeichnend für glatte Muskulatur ist ihre hohe Ökonomie bei der mechanischen Spannungshaltung gegenüber quer-gestreifter Muskulatur, die von (65) als 30fach angegeben wurde. Neue Untersuchungen, die auf der Gleitfilamenttheorie aufbauen und bei denen zwischen Energieverbrauch durch Querbrücken und anderem ATP-Verbrauch unterschieden werden konnte, bezeichnen den Energieaufwand für Haltefunktionen sogar als 300mal kleiner als bei Skelettmuskeln, wobei auch eine 30mal längere Querbrücken-Zyklusdauer festgestellt wurde (431).

Damit in Zusammenhang stehen wahrscheinlich unterschiedliche ATPase-Aktivitäten von Myosin, die sich parallel zur Kontraktionsgeschwindigkeit verhalten (354) und im glatten Muskel allgemein niedrig liegen sollen (512).

Im Einklang mit der Gleitfilamenttheorie befinden sich auch Beobachtungen der parallel zueinander verlaufenden Längenabhängigkeit der isometrischen Kraft und des suprabasalen Sauerstoff- bzw. Energieverbrauchs (432). Obwohl die Energie für die Kontraktion und den gekoppelten Natrium-Kalium-Transport aus aerober oder anaerober Glykolyse oder inneren Lagern geliefert werden kann (449), haben Untersuchungen mit Sauerstoff- und Glucoseentzug gezeigt, daß ein aerober Stoffwechsel wichtiger als Glucose für die Bereitstellung kontraktile Energie ist, wobei ohne Sauerstoffzufuhr kein Calcium aus dem Cytoplasma entfernt werden kann (53); im Zustand der Anoxie trat ein Rigor auf (328). Die gesetzten Defekte scheinen eher den Calcium- als - direkt - den Energiestoffwechsel zu betreffen (328).

Lange Anoxie führte zu Kontraktionen (128). Unterschiedliche Reaktionen zwischen isometrischer und isotonischer Kontraktion auf Anoxie wurden beobachtet (297).

Vermindert wurde der Sauerstoffverbrauch in kaliumreicher Lösung und noch weiter gesenkt bei Zugabe von Substanz D 600 gefunden (340).

Sauerstoffmangel senkte die Erregbarkeit (220), erhöhte die Steifheit der elastischen Komponente und verlangsamte den mechanischen Spannungsanstieg durch eine verringerte Energieutilisation (514).

(513) beobachtete unter Hypoxie eine Verringerung der Konstanten a aus der Hillschen Gleichung, was auf eine Verringerung der aktiven Aktomyosinstellen oder auf eine verringerte Kraft pro Stelle zurückgeführt wurde. Diese Gleichung war ursprünglich aus Untersuchungen an quergestreifter Muskulatur hervorgegangen (254-269), die sich zum großen Teil mit energetischen Fragen der Kontraktion, vor allem der begleitenden Wärmeproduktion, beschäftigten. Wärmeproduktion war aber auch beim glatten Muskel schon früh Gegenstand von Untersuchungen (61), wobei beobachtet wurde, daß sie schneller als die mechanische Spannung ihr Maximum erreicht. Neuere Messungen der Wärmeproduktion zeigten den erstaunlichen Befund, daß nach Wiedergabe von Glucose die erzeugte Wärme nur langsam anstieg, während die mechanische Spannung schnell wuchs (401). Auch wurde eine unterschiedliche Beeinflussung von mechanischer und elektrischer Aktivität durch Glucoseentzug beobachtet (34).

Eine Verbindung zwischen Energiesituation und Calcium besteht dadurch, daß innerhalb der Zelle calciumakkumulierende, ATP-verbrauchende Mechanismen existieren (22).

Calcium wiederum hat Beziehungen zu Mediatorstoffen wie cAMP, die möglicherweise auf Erschlaffung und Kontraktion einwirken (45). Nach (22) soll cAMP bei niedrigen Calciumkonzentrationen sinken und vor der Erschlaffung hohe Werte annehmen. (127) sieht dagegen einen Antagonismus zwischen cAMP und Calcium. (307) beschrieb hohe cAMP-Werte am Anfang der Erschlaffung und hohe cGMP-Werte zu Beginn der Kontraktion, während (133) in der Kontraktur niedriges cGMP und hohes cAMP fand, wobei die Gesamtgehaltsänderungen an cAMP zur Erklärung des Kontraktionszustandes als nicht ausreichend bezeichnet wurden. Erschlaffende Wirkung von hohen intrazellulären cAMP-Konzentrationen nennt (526). Hohe cAMP-Werte seien aber für die Erschlaffung nicht zwingend (363), wie auch (294) hohe cAMP-Werte nur bei Anwendung mancher erschlaffend wirkender Substanzen findet.

(408) unterzog die Mediatorfunktion des cAMP für den Gefäßkontraktionszustand einer kritischen Wertung, und (417) fand für die kaliuminduzierte Vasodilatation keine Mediatorfunktion des cAMP, die der in beta-adrenerger Erschlaffung von glatter Gefäßmuskulatur vergleichbar wäre. (141) legt die Steuerung des Aktomyosins über Calcium- und cAMP-Konzentrationen ausführlich dar.

Eine Erklärung für unterschiedliche und teilweise widersprüchliche Beobachtungen z.B. bezüglich der Mediatorstoffe oder des Calciums liegt nach eigener Auffassung darin, daß die Zelle bzw. der Intrazellulärraum oft als Einheit angesehen wird. In Wirklichkeit enthält sie eine Fülle von Subsystemen, die funktionell als Kompartimente anzusprechen sind. Entscheidend ist dann nicht die Gesamtkonzentration an cAMP oder Calcium in der Zelle, sondern die Konzentration im einzelnen Kompartiment. Mit dieser Konzeption der Zelle als Mehrkompartimentesystem - vgl. (155) - wird auch sofort verständlich, wie der unspezifische Mediator cAMP Mittler zwischen spezifischen Stimulierungen der Zelle und ebenfalls spezifischen Effekten und Zellantworten sein kann, nämlich durch unterschiedlich hohe cAMP-Konzentrationen in verschiedenen Kompartimenten. Ganz Entsprechendes gilt auch für Calcium. Die funktionellen Kompartimente müssen nicht mit der Erstreckung zellulärer Strukturen oder von Zellorganellen übereinstimmen.

Neben den Mediatorstoffen können auch andere Stoffe auf glatte Muskulatur einwirken:

Histamin erhöhte die cAMP-Konzentration und senkte die Spontanaktivität (392).

Serotonin ruft am Uterus Kontraktionen hervor (337), die mit Serotoninantagonisten hemmbar sind (475), es erhöht die Membranpermeabilität für Calcium sowie die Erregbarkeit und ruft elektrische und mechanische Spontanaktivität hervor (348).

Coffein hemmte spontane Kontraktionen des Myometriums (427).

Ouabain vermochte vorübergehende Kontraktionen zu erzeugen (52).

Von außen zugeführtes ATP erschlaffte Kontraktionen (35) und zeigte tierspezies- und dosisabhängig teils erschlaffende, teils kontraktionssteigernde Wirkung (422).

Adenosin hatte erschlaffende Wirkung (244).

Auf die Bedeutung von Kohlendioxid- und Wasserstoffionen-konzentration in der Badflüssigkeit für die Spontanaktivität wies (545) hin, wobei bereits ein geringfügiges Absinken des pH-Wertes im äußeren Medium die Spontanaktivität steigern soll.

Aus den Darlegungen über die Wirkung von Glucoseentzug, Anoxie und pH-Wert wird die Bedeutung des Glucosezusatzes in der kontrahierenden Lösung B und der Präparierlösung C deutlich; in der erschlaffenden Lösung A konnte dagegen auf Glucose verzichtet werden, während eine ausreichende Durchgasung mit Sauerstoff und Kohlendioxid für alle Lösungen unverzichtbar war.

6.2.2.4. Die Bedingungen, unter denen sich muskuläre Funktion vollzieht, wurden im vorangegangenen Abschnitt nicht nur deshalb so ausführlich dargestellt, um das Verhalten glatter Muskulatur näher zu erläutern, sondern vor allem, um die Vielfalt an möglichen und tatsächlichen Einflußfaktoren aufzuzeigen, die in den durchgeführten Nachdehnungsuntersuchungen auf den Uterusmuskel einwirken konnten. Diese Vielfalt macht die besondere Bedeutung einer Versuchsplanung gerade für den Bereich biologischer und in ihrer Komplexität nicht vollständig überschaubarer Systeme oder Subsysteme deutlich, zumal eine biomathematische Versuchsplanung vor allem durch das Prinzip der Randomisierung auch solche Einflußfaktoren zu berücksichtigen vermag - d.h. im allgemeinen ihren unkontrollierten Effekt ausschaltet -, die nicht explizit erfaßt oder sogar noch nicht bekannt sind.

Außerdem wird deutlich, wie schwer ein Modell muskulären Verhaltens angesichts der großen Zahl an Einflüssen aufzustellen ist.

6.2.3. Methoden der Erfassung und Beschreibung muskulärer Funktion

6.2.3.1. Im folgenden Abschnitt soll nicht auf Versuchsanordnungen und vollständige Methoden, etwa für Nachdehnungs- und Relaxationsuntersuchungen, eingegangen werden, sondern vielmehr auf einzelne Schwierigkeiten und Probleme, womit auch die Methodenkritik - Abschnitt 5.3. - nochmals aufgegriffen wird.

6.2.3.1.1. Im Abschnitt 5.3.1. wurde bereits auf die Frage eingegangen, warum in der vorliegenden Arbeit Untersuchungen an ganzen Organen und nicht an Einzelzellen erfolgten.

Dennoch sollten Grenzen möglicher Schlußfolgerungen bedacht werden, die darauf beruhen, daß die folgenden Annahmen für Untersuchungen an glattem Muskelgewebe nicht zutreffen müssen (37):

- a) Die Präparation vermag den Muskel frei von anderen anhängenden Geweben oder Zellen darzustellen.
- b) Die mechanischen Antworten sind repräsentativ für die zellulären Antworten.

Dabei kann die zweite Annahme noch in zwei Hypothesen unterschiedlicher Härte unterteilt werden:

- b) α) Der zeitliche Verlauf der Kontraktion eines Gewebestreifens entspricht dem einer jeden Zelle aus der gleichen Präparation.
- b) β) Der zeitliche Verlauf der Kontraktion eines Gewebestreifens entspricht dem mittleren Zeitverlauf einer Stichprobe von Zellen aus der gleichen Präparation.

Die Formulierung b) α.) wird durchweg nicht zutreffen.

(37) fand Unterschiede zwischen Einzelzelle und Gewebestreifen in der Anfangsphase der Aktivierung, weshalb für frühe Zeitabschnitte Messungen an Gewebestreifen als nicht repräsentativ für die Einzelzelle angesehen wurden.

Andererseits gibt es aber auch Versuchsbedingungen und Präparationen, bei denen eine enge Korrelation zwischen

dem Verhalten einzelner Zellen und dem von Gewebepreparaten vorliegt (399).

Die Vor- und Nachteile bei der Verwendung von Gewebestreifen im Vergleich zu ganzen Organen erläutert (110).

Ein Hinweis auf die Problematik, bei der Präparation Strukturen und geometrische Muster glatter Muskelzellen zu zerstören, liefert (171). Da in der vorliegenden Arbeit der Faserverlauf im Uterushorn erhalten bleiben sollte, erfolgte die im Abschnitt 4.2. beschriebene Aufteilung in Grob- und Feinpräparation, bei der auf eine zusätzliche Entfernung nichtmuskulärer Bestandteile, wie Epithelien im Uteruslumen, ganz verzichtet wurde. Wegen der Erhaltung des Faserverlaufs wurde in der vorliegenden Arbeit auch nicht mit halben Rattenuterushörnern wie in (338), sondern mit den intakten Abschnitten der Uterushörner gearbeitet, die den Tuben zugewandt sind; Rattenuterushörner wurden schon anderweitig als geeignete Untersuchungsobjekte eingesetzt (105, 315), darunter auch zu mechanischen Untersuchungen (280).

Angesichts des mit dem Alter steigenden Bindegewebsanteils (465), der auch für den Uterus gelten soll (374), war es vorteilhaft, möglichst gleichaltrige, relativ junge, jedoch schon geschlechtsreife Tiere zu verwenden.

Durch die Wahl von Organteilen statt Zellen als Untersuchungsobjekt war es möglich, auf komplizierte mechanische Versuchsanordnungen (41, 79, 97) zu verzichten und dennoch eine sehr hohe Datenerfassungsgenauigkeit zu erzielen - s. Abschnitt 5.4.3.3.

Wie kontrovers die von einem Untersuchungsobjekt geforderten Eigenschaften sein können, hat neben der hier dargelegten Frage, ob Organ, Muskelstreifen oder Einzelzelle zu verwenden seien, auch das bereits im Abschnitt 5.3.1. erwähnte Problem der Parallelfaserigkeit gezeigt.

Wünschenswert wäre es gewesen, bei den durchgeführten Nachdehnungsuntersuchungen außer durch die Kontraktilität durch weitere Methoden, von denen (153) eine Anzahl aufführt, die Vitalität der Zellen und des Präparates nachzuweisen,

worauf jedoch zugunsten eines zügigen und damit den Muskel weitgehend schonenden Präparier- und Untersuchungsablaufes verzichtet wurde.

6.2.3.1.2. Problematisch sind Standardisierungen auf Länge, Querschnitt, Gewicht oder Volumen des Präparates. Einiges ist in (194, 208) erörtert. Dabei werden zur Berechnung des Volumens Angaben über das spezifische Gewicht (110, 191, 451) benötigt. Bestimmungen des Querschnitts bedürfen der histologischen Kontrolle (432). Die Bezugsängen schließlich werden auf verschiedenen Wegen ermittelt (4, 15). Die Schwierigkeiten der Standardisierung sind im Abschnitt 5.4.4. erörtert. Im Abschnitt 7.1. werden Wege dargestellt, die eine völlige Vermeidung von Standardisierungen mit Indexbildungen ermöglichen.

Auch das bereits im Abschnitt 5.4.4. erwähnte Problem der Überlagerung des Anfangsteiles der Nachdehnungskurve mit einer Schwingung soll im Abschnitt 7.1. auf eine Weise gelöst werden, die weniger angreifbar erscheint als die Verwendung von Kurventangenten (246) und linearen Extrapolationen (3, 49).

6.2.3.1.3. Unter dem Aspekt unerwünschter Kontraktionen beim Einsetzen der Belastung in Nachdehnungsuntersuchungen interessiert die mögliche Verbindung zwischen mechanischer Einwirkung und Reaktion des Muskels. (302) nimmt eine mechanoelektrische Kopplung, die das Umkehrstück zur üblichen elektromechanischen Kopplung darstellt, zur Beantwortung eines Dehnungsreizes an, während (66) die Depolarisation nicht als notwendigen Schritt zur Beantwortung einer Dehnung erachtet. (95) dagegen sieht keinen Weg der direkten Stimulierung der kontraktile Elemente, da die Aktionspotentiale immer den Kontraktionen vorausgingen.

Dehnung erhöht die Erregbarkeit durch Membrandepolarisation (95). Für Insektenmuskulatur liegt das Bindeglied zwischen

Dehnungsreiz und Kontraktion nach (470) in einer gesteigerten ATPase-Aktivität.

Wichtigster Einflußfaktor auf die kontraktile Reagibilität des glatten Muskels scheinen die Ionenverhältnisse zu sein. Auf die Möglichkeiten, daß mechanische Einflüsse auf elektrische Vorgänge einwirken können und daß kontraktile Tätigkeit auch ohne Membranpotentialänderungen auftreten kann, wurde bereits im Zusammenhang mit Membranpotential und Aktivierungsmechanismen hingewiesen - siehe Abschnitt 6.2.2.1.3.

Nimmt man zu all diesen Aussagen noch hinzu, daß - wie bereits beschrieben - die Kaliumkontraktur keinen Maximalzustand darstellt, sondern durch andere Agentien noch gesteigert werden kann, so ist es nicht erstaunlich, daß in der Lösung B, also einem Zustand kontraktiler Reagibilität, durch die plötzliche Dehnung eine zusätzliche Kontraktion auftrat, die sich in einer unerwarteten Verlangsamung der Nachdehnung etwa um die 2. und 3. Sekunde herum bemerkbar machte, vom Kurvenbild her auch als "Delle" bezeichnet - s. Abbildung 2. Dabei kann es offenbleiben, ob die Steigerung kontraktiler Tätigkeit mit einem Zwischenschritt oder durch direkte Stimulierung kontraktiler Elemente auftrat.

Unter den anderen Bedingungen der erschlaffenden Lösung A waren nach Belastung keine Kontraktionszeichen zu finden.

Die zeitliche Lage der Dellen stimmt größenordnungsmäßig ungefähr mit Angaben über Latenzzeiten überein, wobei die Dellen allerdings eher etwas später zu liegen scheinen: (210) zitiert eine Latenzzeit für eine Einzelzuckung der Tānie von 0.15 Sekunden und eine Gipfelzeit von höchstens 0.5 Sekunden; nach (192) erreicht die Tānie bei elektrischer Reizung nach 0.5 Sekunden mit einer Dauer von 0.5 Sekunden das Maximum des aktiven Zustandes; (153) gibt die Latenz bis zur ersten Kraftentwicklung nach elektrischer Stimulation für Einzelzellen mit 0.6 - 0.7 Sekunden an; (15) beobachtete kontraktile Antworten 0.3 - 0.4 Sekunden nach plötzlicher Dehnung und (95) führt für Kontraktionen

nach Dehnung Latenzzeiten von 0.2 - 1 Sekunde und Kontraktionszeiten von 1.2 - 20 Sekunden an. Die letzten Angaben zeigen, daß die Erklärung der Dellen als zusätzliche Kontraktionen nicht im Widerspruch zu bekannten Latenzerscheinungen steht. Diese Erklärung ist einfacher als eine Berücksichtigung der Dellen in einem Bauteil eines Muskelmodells, wie es durch ein Schlupf erzeugendes Element möglich wäre, dessen zusätzliche Längenzunahme binnen Sekunden wieder ausgeglichen wird (396).

6.2.3.2. Ein Beispiel für methodisches Vorgehen bei der Erfassung und Beschreibung muskulärer Funktion stellt die Hillsche Gleichung dar, auch charakteristische Gleichung genannt. Die Methode kann als "Prüfen von Gesetzmäßigkeiten an anderen Strukturen" bezeichnet werden. Ursprünglich wurde die Hillsche Gleichung an quergestreifter Muskulatur aufgestellt, um energetische Verhältnisse und die Beziehung zwischen Muskellast P und maximaler Verkürzungsgeschwindigkeit v in einer isotonischen Kontraktion zu beschreiben (254):

$$(P + a) \cdot v = b (P_0 - P) \quad a, b, P_0 = \text{const.} \quad (\text{Gleichung 45})$$

$$(P + a) \cdot (v + b) = (P_0 + a) b = \text{const.} \quad (\text{Gleichung 46})$$

Das viskoelastische Verhalten quergestreifter Muskulatur sollte dabei durch ein Zweikomponentensystem erklärt werden, dessen einer Teil durch elastisches Verhalten und dessen anderer Teil durch die charakteristische Gleichung beschrieben werde.

Die Hillsche Gleichung wurde dann auch weiteren Arbeiten zugrunde gelegt (255-270). Auch andere Autoren haben diese Beziehung bei quergestreifter Muskulatur bestätigt gesehen (299), mit Erfolg angewendet (323, 371, 547) und teilweise modifiziert (549). Zu den verwendeten energetischen Beziehungen und den Konstanten gab es auch davor schon vergleichbare Ansätze (158).

Die Prüfung der Übertragbarkeit der Hillschen Gleichung auf glatte Muskulatur ergab, daß sie auch für diesen Muskeltyp gilt, was an Tänien (4), zirkulären Darmmuskeln (383), Arterien (246) und auch am Uterus (115) gezeigt wurde. (434) konnte die Hillsche Gleichung und eine vergleichbare hyperbolische Funktion bei Gefäßmuskulatur zwar auch bestätigen, wies aber zugleich auf eine Temperaturabhängigkeit von Größen hin, die nach der charakteristischen Gleichung Konstanten sein sollten. (515) wendete die Hillsche Gleichung erfolgreich auf glatte Muskulatur des Atmungssystems an, fügte aber hinzu, daß eine Benutzung dieser Gleichung für glatte Muskulatur und Betrachtung der Gleichungskonstanten deshalb angreifbar sei, weil die ursprünglich zugrunde liegenden Messungen der Wärmeproduktion noch nicht am glatten Muskel durchgeführt seien.

Nachhaltigere Kritik übt (396), der den Nachteil der charakteristischen Gleichung darin sieht, daß damit nicht der ganze Kontraktionszyklus, sondern nur ein Punkt daraus beschrieben wird.

Eine ausführliche kritische Wertung der Hillschen Gleichung liefert (446), der zwar darin einen Wert für die Deskription sieht, aber die Schwierigkeiten aufzeigt, die die Anwendbarkeit einschränken, insbesondere dann, wenn die Gleichung an ein Komponentenmodell gebunden werden soll. Gerade dies wäre aber erforderlich, um die Gleichung über ein rein mathematisches Modell hinauszuführen.

Die Hillsche Gleichung berührt damit sowohl die allgemeine Modellproblematik - Abschnitt 6.1. - als auch die Beschreibung der Funktion - Abschnitt 6.2.1. - und die in den nächsten beiden Abschnitten behandelte Struktur und funktionelle Struktur. Die dargelegte Methode des "Prüfens von Gesetzmäßigkeiten an anderen Strukturen" wird auch in der vorliegenden Arbeit angewendet - eines der Ziele ist der Vergleich zwischen Tänie und Uterus bezüglich der Hyperbelgleichung -, wenn auch, wie der Abschnitt 6.2.4.1. zeigen wird, der Sprung bei weitem nicht so groß wie im dargelegten Beispiel der Hillschen Gleichung ist.

6.2.4. Strukturen, die muskulärer Funktion zugrunde liegen

In diesem Abschnitt sollen aus makroskopischer und mikroskopischer Sicht die Strukturen dargestellt werden, an denen glattemuskuläres Verhalten sich abspielt, also Organ, Organteil, Muskelzelle und Zellstrukturen. Soweit es sich um eng mit Modellen verknüpfte Strukturbereiche handelt, also z.B. Filamente und Querbrücken der Gleitfilamenttheorie, sind sie im darauffolgenden Abschnitt über funktionelle Struktur aufgeführt.

Die Frage nach der Struktur kann hier zunächst lauten:
An welchem physiologischen Substrat erfolgten die Muskeluntersuchungen der vorliegenden Arbeit?

6.2.4.1. Da die Untersuchungen so durchgeführt wurden, daß ein möglichst physiologischer Faserverlauf der Uterushörner vorlag, kann nach diesem gefragt werden.

(342) beschreibt für Uteri von Haustieren eine stärkere innere Kreisfaserschicht und eine schwächere äußere Längsfaserschicht, die beide wegen netzförmig sich durchkreuzender Muskelbündel nur unvollkommen getrennt sind. Für Rattenuterushörner führt dagegen (108) den Hauptteil der muskulären Wandung auf eine sehr gut entwickelte äußere Longitudinalis zurück. (183) vermutet für den tubennahen Abschnitt steilgestellte Spiralzüge, wie auch bereits in (182) für das menschliche Myometrium dargestellt wurde, daß es keine wirklichen Ringfasern gibt und daß spiralg angeordnete Faserzüge in zwei flächenhaft sich kreuzenden Fasersystemen verlaufen und die Uteruswand von außen nach innen durchsetzen. Eingehende Untersuchungen am Rattenuterus (369) zeigen in Übereinstimmung damit Muskelbündel, die alle Schichten der muskulären Uteruswand durchziehen, wobei der Verlauf in den freien Anteilen - Uterushörnern - in der äußeren longitudinalen Schicht als steil und in der inneren zirkulären Schicht als spiralgigen Schraubenlinien absteigend beschrieben und die Circularis als etwa doppelt so dick wie die Longitudinalis bezeichnet wird.

Geht man zusammenfassend von mehr oder weniger steilen Spiralzügen beim Faserverlauf im Rattenuterushorn aus, so zeigt die Anordnung der Muskelfasern Unterschiede zum weitgehend parallelen Verlauf in der Taenia coli - was dem im Abschnitt 3.1. dargelegten Ziel der Arbeit entspricht, einen anders strukturierten Muskel als die bisheriger Nachdehnungsarbeiten zu untersuchen.

Allerdings läßt ein Vergleich zwischen weitgehend parallelfaseriger und in Spiralzügen, also schräggestellt verlaufender Muskulatur nicht in dem Maße Unterschiede erwarten, wie der Vergleich zwischen zirkulär und längs angeordneter Muskulatur des Ileums (517) oder des Magens (346, 347), obwohl auch am Uterus von Unterschieden im Verhalten zwischen Ring- und Längsmuskulatur berichtet wurde (395).

Nimmt man noch nach (153, 154) eine generelle Schrägstellung kontraktiver Elemente gegen die Zellhauptachse an, die dann auch in sogenannten parallelfaserigen Muskeln Geltung besäße, so bleibt kein gravierender Unterschied zwischen Tānie und Uterus, ohne daß dazu noch das zusätzliche Argument benötigt wird, durch die plötzliche Dehnung komme es auch im Uterushorn zu einer weitgehenden Ausrichtung der Muskelfasern in die Belastungsrichtung.

Somit ergeben sich von diesem Aspekt her für die Interpretation muskulären Verhaltens keine zusätzlichen Komplikationen am Uterus.

Die weitgehende zylindrische Form der Rattenuterushörner (108) erlaubt es, auch die Annahme eines über die Länge des Präparates weitgehend konstanten Muskelquerschnitts von Nachdehnungsuntersuchungen an Tānien zu übernehmen. Selbst das Gleichbleiben des Querschnitts über die Zeit ist beim Uterushorn recht gut und wohl sogar besser als an der Tānie gewährleistet, da die Nachdehnung, gemessen an der Präparatelänge, relativ klein ist und damit keine großen Längenänderungen auftreten, die bei gleichem Volumen eine wesentliche Querschnittsveränderung bewirken könnten.

Auf die Berücksichtigung der speziellen geometrischen Probleme, die sich daraus ergeben, daß das Uterushorn neben der Zylinderform zugleich auch ein Hohlorgan darstellt, wurde verzichtet, da vergleichbare Überlegungen für Blutgefäße von (166) zu komplizierten Ansätzen führen, die im vorliegenden Fall das ohnehin vielschichtige Bild vom Nachdehnungsgeschehen unangemessen unübersichtlich hätten werden lassen.

6.2.4.2. Nach Untersuchungen am nicht-graviden menschlichen Uterus beträgt der Anteil der glatten Muskulatur je nach Lokalisation - mit Ausnahme der Cervix - etwa 20-45% (138). Andere Bestandteile glattemuskulärer Organe, wie Elastin und Kollagen, für deren Gehalt im Rattenmyometrium 4.8% des Feuchtgewichtes in (228) zitiert werden, spielen für die Interpretation von Komponentenmodellen eine Rolle - s. Abschnitt 6.2.5. Die Anordnung von bindegewebigen und muskulären Strukturen und das Zusammenspiel mit Elastin und Kollagen aus histologischer Sicht wird in (223) diskutiert.

6.2.4.3. Die Größe von Uterusmuskelzellen wird von (112) mit bis zu 300 Mikrometern, in (93) mit bis 600 Mikrometern und in (228) mit 30 Mikrometern angegeben. Für die Muskelzellen der Taenia coli nennt (494) 450 Mikrometer für den gedehnten und 115 Mikrometer für den verkürzten Zustand und (172) 500 Mikrometer bei leichter Dehnung.

(458) beschrieb die Form glatter Muskelzellen, die oft als spindelförmig angegeben werde, im erschlafften Zustand eher als zylindrisch und führte eine Reihe von zellulären Substrukturen an. Zuvor fand bereits (374) auch an Rattenuterushörnern die glatten Muskelfasern als spindelförmige Zellen mit hervortretendem ellipsoidem Kern und zytoplasmatischen Strukturen und unterschied eine äußere Längsmuskelschicht aus zylindrischen Bündeln von Fasern und eine innere Zirkulärmuskelschicht mit einem kontinuierlichen Blatt von Fasern in loser Anordnung und viel Extrazellulärraum.

Weiterhin wurde darin die möglicherweise partiell syncytiale Natur der glatten Muskelzellen im Uterus angeführt; unter einem partiellen Syncytium war ein System gemeint, das viele kernhaltige Zellgebiete enthält, die voneinander unvollständig durch Zellmembranen getrennt sind.

In neueren Arbeiten, z.B. (93), werden die Zellen glatter Muskulatur als stets voneinander separierte Zellen dargestellt, auch wenn dann Beziehungen unterschiedlicher Art zwischen ihnen zu finden sind, wie auch (407) keine interzelluläre protoplasmatische Kontinuität beschrieb.

An Zellorganellen werden Zellmembran, mikropinozytotische Vesikel, Zellkern, Zentrosomen, endoplasmatisches Retikulum, Mitochondrien, Lysosomen und Golgi-Komplex genannt (93).

Der Anteil des Extrazellulärtraumes wird von (93) mit Verweis auf (118, 384) für den Rattenuterus mit 40-46% und für andere Tierarten nach (119, 283, 320) mit 32-63% angegeben, wobei die Werte je nach der verwendeten physikalischen Verteilungsmethode schwanken und wegen der Miterfassung anderer Gewebe, wie Bindegewebe, gegenüber der Elektronenmikroskopie zu hoch liegen. Gemäß (228) beträgt der Extrazellulärraum des Myometriums ein Drittel des Gewebevolumentums und ist somit erheblich größer als im Skelettmuskel. Der Unterschied glatter Vertebratenmuskeln zu quergestreiften Muskeln wird außerdem in der kleineren Zellgröße und dem hohen Gehalt an extrazellulären Komponenten gesehen.

6.2.5. Funktionelle Struktur als Versuch einer Verknüpfung von Struktur und Funktion

Im folgenden Abschnitt sollen Teilstrukturen des Muskels, Modelle für einzelne Muskelfunktionen und auch mehr oder weniger vollständige Muskelmodelle dargelegt werden; dabei soll die Verknüpfung zwischen Struktur und Funktion soweit wie möglich berücksichtigt werden. Besonders bei den Teilstrukturen und den einfacheren Modellen ergeben sich Bezüge vor allem zum Abschnitt 6.2.1.

6.2.5.1. Eine inhaltliche Gliederung und Abgrenzung wird durch die große Anzahl an Modellen erschwert: Die bereits vor der Aufstellung der Gleitfilamenttheorie erreichte Fülle an Modellvorstellungen über elastisches, plastisches und visköses Muskelverhalten und die Lokalisation dieser Eigenschaften in Teilstrukturen des Muskels stellte (452) einschließlich einer kritischen Wertung dar; (396) gliederte die Modelle zunächst nach dem untersuchten Muskeltyp, teilte für quergestreifte Muskulatur die Arbeiten ein in solche, die den Ansatz der Hillschen Gleichung verwenden, andere, die viskoelastische Eigenschaften mit Hookschen und Newtonschen Elementen beschreiben, weitere, die zusätzliche Annahmen zum Chemismus der Aktivierung machen, und führte für glatte Muskulatur Arbeiten über Nachwirkungserscheinungen, elastische Eigenschaften und über die Anwendbarkeit der Hillschen Gleichung an.

Im folgenden sollen zunächst Vorstellungen von Teilstrukturen sowie einfache Analogiemodelle und physiologische Komponentenmodelle erläutert werden, anschließend umfassendere Muskelmodelle und schließlich der große Bereich der Gleitfilamenttheorie.

6.2.5.1.1. Zu den frühen Ansätzen, muskuläres Verhalten zu verstehen, gehörte die Vorstellung, daß Muskelzellen sich bei der Kontraktion gegeneinander verschieben (218).

Wenngleich diese Vorstellung heute für die Betrachtung des kausalen Geschehens keine Bedeutung mehr hat, so kann sie durch das darin ausgedrückte Verschieben - auch wenn es sich um andere Dimensionen handelt - der heutigen Gleitfilamenttheorie als näherstehend betrachtet werden als Ansichten einer chemisch-potentiellen Faltenbildung (542) aufgrund von Klappungen und Streckungen in Muskeleiweißmolekülen (540, 541), obwohl sich auch hierfür Parallelen zur Gleitfilamenttheorie dadurch konstruieren ließen, daß die Entfaltung des Myosinfadens bei (541) mit dem Hinausgleiten der Aktinfilamente aus der A-Bande und die Bindungskräfte zwischen gefalteten Myosinfadenteilen mit Querbrückenbindungen zwischen Aktin- und Myosinfilamenten verglichen würden.

6.2.5.1.2. In einigen Arbeiten wird versucht, einen direkten Bezug zwischen muskulärem Verhalten und Teilstrukturen herzustellen. So gibt (274) für die drei Phasen von Relaxationskurven an, daß Kollagen die Hauptrolle in der Anfangsphase von einer Sekunde und Elastin in der letzten Phase nach 100 Sekunden spielen, während die mittlere Phase vom kontraktilen Element und seinen Proteinen beherrscht sein könnte, so wie sich der Einfluß der drei Komponenten auch in den verschiedenen Anteilen der Hystereseschleife unterscheiden lassen.

Enge Beziehungen zwischen Phänomenen im Verlaufe der Kontraktion und vermuteter Struktur finden sich bei (153, 154): die Beobachtung von Ausstülpungen oder Einziehungen, die während der kontraktilen Verkürzung der Zelle an der Zellmembran sichtbar werden, läßt schräg zur Zellhaupttrichtung angeordnete Fibrillen vermuten, wie sie auch (494) annimmt.

Andere Arbeiten scheinen auf den ersten Blick Analogiemodelle darzulegen, können dann aber darüber hinaus Zusammenhänge zwischen Modellteilen und physiologischem Substrat nachweisen: bei einem Modell aus einer parallel zu einer Elastizität angeordneten Hintereinanderschaltung einer weiteren Elastizität und einer Viskosität konnte das rein elastische Verhalten auf das Elastin und die serielle Verknüpfung aus elastischer und

visköser Komponente auf die Muskelsubstanz bezogen werden (25, 26, 27, 28).

Mit der Möglichkeit, Bezüge zur Struktur herzustellen, erlangen die Modelle den Charakter von physiologischen Komponentenmodellen, und deren Abgrenzung gegenüber Analogiemodellen wird generell schwächer, weshalb in diesem Abschnitt über funktionelle Struktur auch Modelle mit weniger stark ausgeprägtem Bezug zur Struktur aufgeführt sind.

So wie am quergestreiften Muskel ein serielles Zweikomponentenmodell aus einer aktiven kontraktilen und einer passiven elastischen Komponente aufgestellt wurde (548, 549), so unterschied (3) auch am glatten Muskel ein kontraktiles und ein serielles elastisches Element, wobei letzteres nicht in schwachen oder nicht voll aktiven Zellen lokalisiert sei. Die Erweiterung um eine parallele elastische Komponente führt zu einem einfachen Modell aus drei Elementen (246). Eine dazu vergleichbare Vorstellung aus neuerer Sicht vertritt (238), der zwei parallel zueinander angeordnete elastische Komponenten beschreibt, von denen die eine durch Querbrücken verursacht werde, also im Zusammenhang mit dem kontraktilen System stehe.

6.2.5.1.3. Analogiemodelle benutzen vor allem Elastizitäten und Viskositäten, die im einfachen Fall eines konstanten Elastizitätsmoduls oder Viskositätskoeffizienten auch als Hooksche und Newtonsche Elemente bezeichnet und durch Federn und Dämpfer dargestellt werden.

Unter Benutzung der im Abschnitt 6.2.1.2.2.1. definierten Begriffe zeigt eine Feder ein elastoelastisches und ein einzelner Dämpfer ein viskoplastisches Verhalten.

Eine parallele Verknüpfung von Elastizität und Viskosität ergibt ein Voigt-Element, das viskoelastisches Verhalten aufweist, während eine serielle Verknüpfung ein Maxwell-Element liefert, das eine Addition aus elastoelastischem und viskoplastischem Verhalten zeigt - s. Skizze 11.

Die serielle Verknüpfung von einem Voigt- und einem Maxwell-Element ergibt das Winton-Modell, das zur Beschreibung von

Nachdehnungserscheinungen verwendet wurde (550).

Mit einer seriell angeordneten zusätzlichen Elastizität kann das Voigt- und mit einer parallel angeordneten das Maxwell-Element erweitert werden.

Die Modifikation des erweiterten Voigt-Modells mit einer linear von der Nachdehnung abhängenden Viskosität liegt der im Abschnitt 2.4.1. beschriebenen Hyperbelgleichung zugrunde.

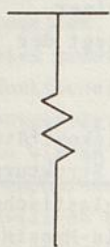
Auch nichtlineare Elastizitäten und veränderliche Viskositäten können, wie (396) zeigt, in Beziehung zu muskulären Strukturen gesetzt werden: nahezu ungedämpftes, nichtlineares elastisches Verhalten kann dem elastischen Bindegewebe oder Aktin-Myosin-Bindungen zugeordnet und eine parallel angeordnete Elastizität durch Zellmembran, lockeres Bindegewebe und Sarkolemm hervorgerufen werden, und visköses Verhalten kann durch Bindungswechsel zwischen Aktin und Myosin zustandekommen.

Andere Modelle verwenden die genannten Elemente in unterschiedlichem Zusammenspiel: (1) beschreibt die Relaxation mit zwei parallelen Maxwell-Elementen, (544) benutzt ein Modell aus zwei Maxwell-Elementen parallel zu einer Feder zur Beschreibung von Viskoelastizitätsdaten, und auch (180) setzt ein solches Modell ein. Drei Maxwell-Elemente und ein Hooksches Element zusammen mit Nichtlinearitäten verwendet (335).

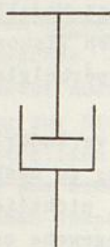
Auf die Notwendigkeit von nichtlinearen Modellteilen und auf richtungsabhängige Elemente verwies schon (446), der außerdem - wie in Abschnitt 6.2.1.2.2.2.4. bereits erwähnt - die mathematische Äquivalenz von jeweils erweiterten Maxwell- und Voigt-Modellen anführte.

Variable Parameter für alle Elemente eines Modells aus zwei Elastizitäten und einer Viskosität beschrieb (26), wie auch (82) für ein gleichgestaltetes Modell verschiedene Parameter für den kontrahierten und den erschlafften Zustand annahm.

Skizze 11:
 Elemente und einfache Modelle zur Erläuterung (Imitation)
 muskulären Verhaltens



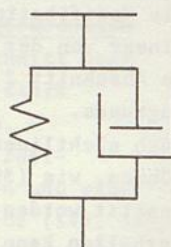
Hook
 (Feder)



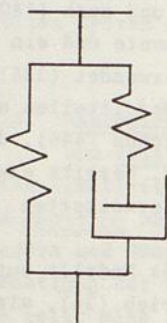
Newton
 (Dämpfer)



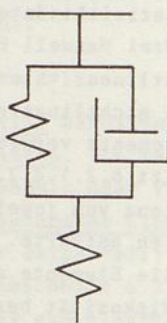
Maxwell
 (= Hook + Newton
 seriell)



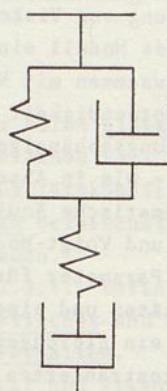
Voigt
 (= Hook + Newton
 parallel)



erweitertes
 Maxwell
 (= Maxwell + Hook
 parallel)

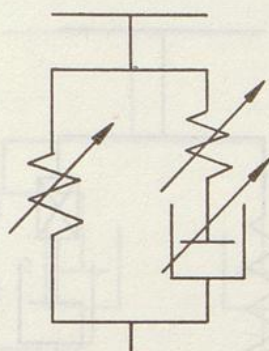


erweitertes
 Voigt
 (= Voigt + Hook
 seriell)

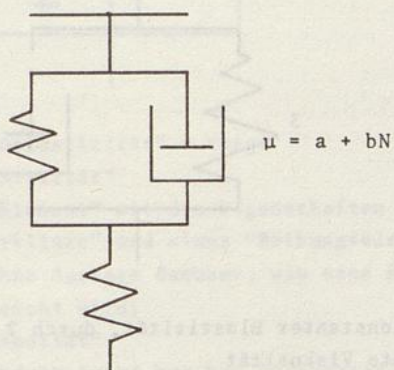


Winton
 (= Maxwell + Voigt
 seriell)

Modellmodifikationen



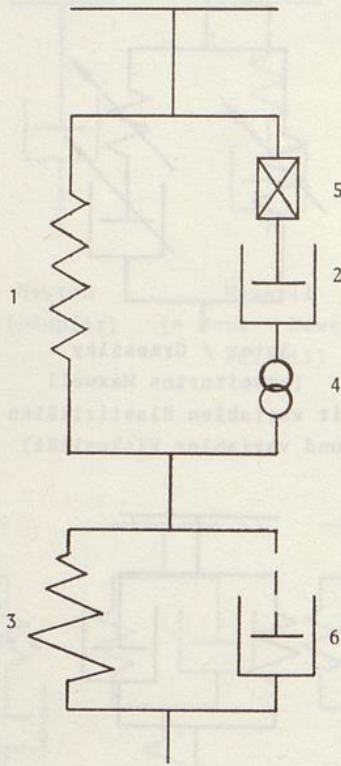
Apter / Graessley
 (erweitertes Maxwell
 mit variablen Elastizitäten
 und variabler Viskosität)



Greven
 (erweitertes Voigt
 mit variabler
 Viskosität)

Skizze 12:

Beispiel eines komplexen Muskelmodells: Müller-Ontjes

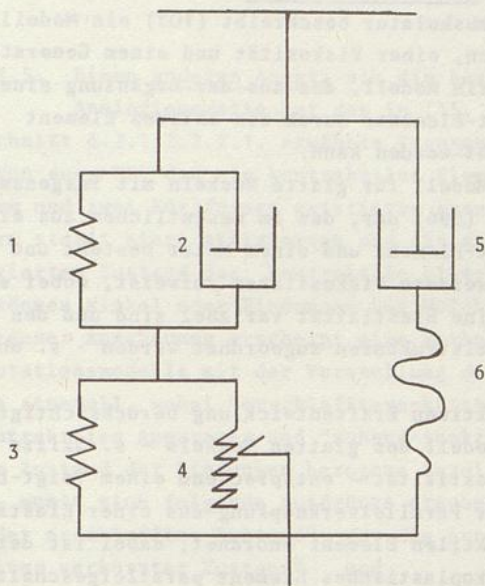


- 1 Feder konstanter Elastizität, durch 2 gedämpft
- 2 konstante Viskosität
- 3 Feder variabler Elastizität, nahezu ungedämpft
- 4 Motor konstanter Leistung
- 5 variable Viskosität, "Sicherung"
(von der Kraftänderung abhängig)
- 6 nicht erfaßbare Viskosität

Die Modellteile 1-3 entsprechen einem modifizierten erweiterten Voigt-Modell

Skizze 13:

Beispiel eines weiteren komplexen Muskelmodells: Alexander



- 1 + 2 "serielle Viscoelastizität" = Voigt
- 3 "parallele Elastizität"
- 4 "kontraktiler Element" mit den Eigenschaften einer "Ratsche, Sperrklinke" und eines "Reibungselements" (absichtlich ohne Aussage darüber, wie eine kontraktile Verkürzung erreicht wird)
- 5 "parallele Viskosität"
- 6 schlaffe Verbindung (wird nur bei irreversiblen Schädigungen gespannt)

Die Begriffe "seriell" und "parallel" bei 1, 2 und 3 gelten in bezug auf 4.

In Anführungszeichen sind Übersetzungen der vom Autor stammenden Bezeichnungen angegeben.

6.2.5.1.4. Neben den nur passives Geschehen erklärenden Analogiemodellen und physiologischen Komponentenmodellen gibt es auch solche, die die aktiven Prozesse der Kraftentwicklung mitberücksichtigen:

Für Insektenflugmuskulatur beschreibt (103) ein Modell mit vier Elastizitäten, einer Viskosität und einem Generator. (511) erläutert ein Modell, das aus der Ergänzung eines erweiterten Voigt-Elements durch ein aktives Element entstanden gedacht werden kann.

Ein umfassendes Modell für glatte Muskeln mit insgesamt sechs Komponenten legt (396) dar, das im wesentlichen aus einem erweiterten Voigt-Element und einem Motor besteht und zusätzlich zwei weitere Viskositäten aufweist, wobei eine Viskosität und eine Elastizität variabel sind und den Komponenten Muskelstrukturen zugeordnet werden - s. oben und Skizze 12.

Den Aspekt der aktiven Kraftentwicklung berücksichtigt auch (16) in seinem Modell des glatten Muskels - s. Skizze 13 -, der eine Viskoelastizität - entsprechend einem Voigt-Element - in Serie zu einer Parallelverknüpfung aus einer Elastizität und einem kontraktilen Element anordnet; dabei ist der Gesamtstruktur ein viskoplastisches Element parallelgeschaltet, das sich bei übermäßiger Dehnung irreversibel zu dehnen vermag. Das kontraktile Element hat außerdem die Besonderheit, bei hoher Belastung wie eine Ratsche oder ein Reibungselement abrutschen und plastisch nachgeben zu können - nach den im Abschnitt 6.2.1.2.2.1. gegebenen Definitionen also Plastoelelastizität aufzuweisen. Als Möglichkeiten der Lokalisation der seriellen Viskoelastizität werden Sarcolemmverbindungen zwischen Muskelzellen, Verbindungen der kontraktilen Elemente, der "dichten Körper" ("dense bodies") und des Sarcolemms und nicht am kontraktilen Geschehen beteiligte Segmente der kontraktilen Elemente genannt.

Die beiden letztgenannten Modelle (16, 396) gehören zu den komplexen Muskelmodellen, die eine Vielzahl von Erscheinungen aktiven und passiven Muskelverhaltens in Beziehung zu einer Struktur zu setzen erlauben. Dabei handelt es sich von der Darstellung her zunächst eher um Analogiemodelle, deren

Wesen im Abschnitt 6.1.4.2.1. als "funktionelles Verhalten imitierend" beschrieben wurde; durch den Versuch einer Zuordnung von Muskelstrukturen zu Modellkomponenten werden sie jedoch zu physiologischen Komponentenmodellen.

6.2.5.1.5. Einen anderen Ansatz als die beschriebenen Analogiemodelle hat das in (15, 81, 271) und im Abschnitt 6.2.1.2.2.1. erwähnte Transmutationsmodell, das davon ausgeht, daß ein kontraktiles Element in einer Langform und zwei Kurzformen existieren kann; die eine Kurzform stellt einen aktivierten und die andere einen inaktivierten Zustand dar; kontraktile Elemente in diesem Sinne können Winkel oder Bindungen von Molekülketten sein. Nach eigener Anschauung erscheint eine Verknüpfung dieses Transmutationsmodells mit der Vorstellung der Gleitfilamenttheorie sinnvoll, wobei "erschlafft-verkürzt" auf die Länge des kontraktilen Apparates und "ruhend-inaktiv-aktiviert" auf den Zustand der Bindungen bezogene Bezeichnungen sein sollen, womit sich folgende Ausdrücke ergeben:
 "ruhender erschlafter Zustand" für die Langform,
 "inaktiver verkürzter Zustand" und
 "aktiverter verkürzter Zustand" für die beiden Kurzformen.

Für Vergleichszwecke erscheinen auch Ansätze aus der Polymerchemie nutzvoll, bei denen nicht nur aus Gründen der zeitlichen Trennung bis zu drei Phasen des Dehnungsgeschehens unterschieden werden, sondern auch deshalb, weil sich drei Zustandsänderungen mit jeweils eigenständiger physikalischer Interpretation ermitteln lassen: momentane Elastizität, verzögerte Elastizität und visköses Fließen im Sinne eines irreversiblen Gleitens (168). Relaxations- und Nachdehnungsverhalten werden unter dem Gesichtspunkt von Maxwell- und Voigt-Elementen erörtert, also mit Modellen, die auch am glatten Muskel Verwendung finden. Die Schlußfolgerungen auf die zugrunde liegende Struktur, bei den Polymeren z.B. Netzwerke mit auftretenden Molekülbrüchen, sind jedoch ganz andere als diejenigen, die heute für glatte Muskulatur erörtert werden.

Entsprechend sind auch die Darstellungen von Maxwell-Wiechert- und Voigt-Kelvin-Modellen und die Ausführungen über chemische Relaxation und chemische Nachdehnung bei Polymeren in (522) zu sehen.

Auch das dritte Beispiel aus dem Bereich der Polymere und Makromoleküle, (529), in dem visköse oder plastische Eigenschaften von Gummi mit verschiedenen Vulkanisierungsstadien in Nachdehnungsuntersuchungen dargestellt werden, worunter sich auch mit muskulärem Verhalten vergleichbare Nachdehnungskurven finden, macht deutlich, daß gleichem oder ähnlichem Verhalten ganz unterschiedliche Strukturen zugrunde liegen können, während das Verhalten, die Funktion, mit ähnlichen, teilweise sogar identischen Modellen beschreibbar - im Sinne von Abschnitt 6.1.4.2.1. jedoch nur "imitierbar" - ist, wie die Abbildung eines Modells mit den drei Grundeigenschaften viskoelastischen Materials in (529) zeigt, ein Modell, das in der Muskelphysiologie als Winton-Modell (550) bekannt ist.

6.2.5.1.6. Die Konsequenz, die aus den drei genannten Beispielen für die Muskelphysiologie gezogen werden sollte, besagt, daß muskuläre Funktion zwar beobachtet und anschließend mathematisch erfaßt werden kann, daß dann aber große Zurückhaltung und Vorsicht bei der Schlußfolgerung auf die zugrunde liegende Struktur angebracht ist, auch wenn gerade die Erfassung der funktionellen Struktur ansonsten so erstrebenswert erscheint.

6.2.5.2. Nach diesen kritischen Anmerkungen soll nun das muskuläre Modell näher erläutert werden, das die aufgezeigten Schwierigkeiten weitgehend dadurch vermeidet, daß es sich vom Konzept her eng an Beobachtungen der Struktur und der Strukturänderungen während der Funktion hält, die Gleitfilamenttheorie.

6.2.5.2.1. Als grundlegende Arbeiten der Gleitfilamenttheorie zählen (287, 293), nachdem bereits in (289) das Grundprinzip dargelegt worden war: quergestreifte Muskelzellen enthalten zwei Arten von Filamenten, Aktin- und Myosinfilamente, und muskuläre Längenänderungen und Kontraktionen erfolgen nicht durch eine Verkürzung der Filamente, sondern durch ein Verschieben und Aneinandervorbeigleiten von Filamentgruppen. Die Bereiche, in denen nur die dünneren Aktinfilamente nebeneinanderliegen, erscheinen lichtmikroskopisch als isotrope I-Banden, während andere Bereiche, in denen die dicken Myosinfilamente liegen oder sich Aktin- und Myosinfilamente "überlappen", d.h. sich direkt nebeneinander befinden und fingerförmig ineinandergreifen, die anisotropen A-Banden bilden.

6.2.5.2.2. Die Gleitfilamenttheorie, ursprünglich aus Beobachtungen an quergestreiften Muskeln abgeleitet, wurde bald als anwendbar auch auf glatte Muskulatur angesehen (231), doch ließ sich ihre Gültigkeit für glatte Muskulatur viel langsamer erhärten als für quergestreifte.

Bei quergestreifter Muskulatur konnte schon (232) eine Reihe von Beobachtungen anführen, die die Gleitfilamenttheorie stützen: die Existenz von zwei Filamenttypen und von Brücken zwischen ihnen, die Diskontinuität der Filamente entlang der Fibrillen, die Konstanz der Filamentlänge bei verschiedenen Muskellängen, den Wechsel der relativen Positionen der zwei Filamenttypen, wenn sich der Muskel verkürzt, und die Ähnlichkeit von Röntgenbeugungsmustern bei verschiedenen Muskellängen. Für glatte Muskulatur galt dagegen erst ein Teil davon.

6.2.5.2.2.1. Aktomyosin wurde auch im glatten Muskel, im Uterus, nachgewiesen (413) und als in seinen physikochemischen Eigenschaften dem des Skelettmuskels vergleichbar beschrieben (414).

Die Struktur des Aktins im glatten Muskel, nämlich als Aktinfilament, konnte ebenfalls relativ schnell in allen untersuchten Muskeln - quergestreiften und glatten, Vertebraten- und Invertebratenmuskeln - übereinstimmend gefunden werden (234).

Der molekulare Aufbau des Myosins aus schwerem und leichtem Fragment (284), letzteres aus drei identischen Ketten bestehend (284, 326), wurde dargelegt. Myosinfilamente dagegen waren in glatten Muskeln lange Zeit nicht zu entdecken und wurden dann nur von einigen Autoren beobachtet und in ihrer Form unterschiedlich beschrieben.

(233) bezeichnete es daher für die Allgemeingültigkeit der Gleitfilamenttheorie als entscheidende Frage, ob im glatten Muskel Myosin in eigenständigen Filamenten vorliege.

Unterschiedliche Beobachtungen führten zu neuen Modellen oder zu Vorschlägen, für glatte Muskeln die Gleitfilamenttheorie erheblich zu modifizieren: Da (430) nur Dimere und Tetramere des Myosins fand, sollten sie die Aktinfilamente bewegen, wobei Aktinfilamente die einzige Filamentart darstellten. Später vertraten (195, 325) die Auffassung, daß Myosin erst bei der Kontraktion zu Filamenten aggregiere. (152) nahm an, daß experimentell unter niedrigen Calciumkonzentrationen Filamente disaggregieren.

Heute kann die Existenz zweier Filamentarten, dünner Aktin- und dicker Myosinfilamente, im glatten Vertebratenmuskel als gesichert angesehen werden (50, 130, 403, 418, 495, 505).

Insbesondere wurde elektronenmikroskopisch das Vorliegen von Myosinfilamenten gezeigt (177, 250), das auch für erschlaffte Muskeln (459) bzw. für Erschlaffung und Kontraktion (109, 500) gilt, wobei die Struktur der Myosinfilamente unter verschiedenen Bedingungen gleich ist (368). (499) sieht ebenfalls, gestützt auf (130, 459, 500, 501, 503, 507), die Gegenwart dicker Filamente im glatten Säugetiermuskel unter allen Bedingungen der Kontraktion, Erschlaffung und Dehnung nachgewiesen.

Die Gleitfilamenttheorie kann nach (33) auch auf Invertebratenmuskeln ausgeweitet werden, für die durch (233, 234) das Vorkommen zweier Filamenttypen, die gegeneinander gleiten, belegt wurde.

Als Grund für nichtgeglückte Nachweise von Myosinfilamenten führt (177) Artefakte an. Schwierigkeiten bei der Fixation der Myosinfilamente entstehen durch deren Hitzelabilität (486).

In der Labilität der dicken Filamente sieht (96) auch den Grund für den Streit über die Form der Myosinfilamente: Bandförmige Myosinelemente mit einem Proteinkern werden von (496, 497) beschrieben. (508) legt die Anordnung des Myosins in Filamenten als parallel zueinander verlaufende Molekülstränge dar, die die Oberfläche der Filamente bilden, wozu auch Bestimmungen des Verhältnisses von Aktin und Myosin (525) nicht im Widerspruch stehen. Dagegen sieht (507) in der Aggregation dessen, was als reguläre dicke Filamente betrachtet wird, zu bandförmigen Strukturen einen unphysiologischen Vorgang, der unter Bedingungen abläuft, die den Raum zwischen den Filamenten abnorm reduzieren. Auch (487) findet unter Bedingungen, unter denen sich der Muskel kontrahieren kann, keinen Hinweis für die Gegenwart breiter Bänder. (291) läßt die Frage über bandförmige oder filamentartige Strukturen offen, (292) sieht sie mittlerweile für normale physiologische Bedingungen als zugunsten zylindrischer Filamente entschieden.

(51) legt dar, daß die dicken Filamente weder durch unnatürliche Aggregation kleinerer Einheiten noch durch Zerfall bandartiger Strukturen entstünden, sondern wahrscheinlich als eigenständige Einheiten existierten.

Von einigen Autoren wurden sogar drei Filamentarten unterschieden: dünne, intermediäre und dicke (96, 123, 503). Die intermediären Filamente, deren Rolle noch nicht endgültig geklärt ist, stellen keine Teile der Myosin- oder Aktinfilamente dar (505).

Die Länge von Filamenten beträgt etwa 1-2 Mikrometer (32, 130), ihr Durchmesser etwa 2-20 nm (93, 130).

Die Anordnung sowohl der Aktin- (251) als auch der Myosin-filamente (459) in der Zelle wird als regelmäßig bezeichnet. Bereits das lichtmikroskopische Bild mit der am glatten Muskel fehlenden Querstreifung zeigt jedoch, daß bezüglich der Anordnung und Regelmäßigkeit zwischen den Muskeltypen Unterschiede bestehen. So betrachtet (233), der lichtmikroskopisch die drei Muskeltypen "quergestreift", "doppelt schräggestreift" sowie "ungestreift" unterscheidet, den ungestreiften - also glatten Muskel - als Extrem eines schräggestreiften Muskels, wobei die Streifung noch kleiner und irregulärer als beim schräggestreiften sei und bis zur Unsichtbarkeit reiche. Damit im Einklang steht die Auffassung, daß im glatten Muskel Filamentgruppen kleine Kontraktionseinheiten bilden, die unregelmäßig angeordnet sind (252), wie auch (153) einen nur kurzstreckigen Verlauf kontraktiler Elemente beschreibt.

Die scheinbar unregelmäßige Anordnung kann nach (153, 154) so interpretiert werden, daß die Filamente im erschlafften Zustand der Zelle etwa parallel zur Zellhauptachse liegen, unter steigender Kontraktion jedoch zunehmend schräger verlaufen, so daß durch gegenseitige Überkreuzung ein unregelmäßiges Bild entsteht. Die in (251) gefundene Anordnung von Aktinfilamenten parallel zur Muskelfaserlängsachse kann in diesem Sinne darauf zurückgeführt werden, daß erschlaffte Muskeln Gegenstand der Untersuchung waren. Nicht parallel verlaufende Filamente in glatten Muskeln wurden bereits von (374) beschrieben.

6.2.5.2.2.2. Eine unterschiedliche Anordnung von Filamenten oder Filamentteilen in verschiedenen Muskeltypen vermag auch deren unterschiedliche Eigenschaften zu erklären.

(402) hat anschaulich dargelegt, wie durch verschiedene Anordnung der gleichen Menge an Filamentmaterial ungleiche Maximalwerte der Kraftentwicklung, Verkürzungsgeschwindigkeit und der Längenänderung hervorgerufen werden können.

So vermögen lange Filamente eine hohe Kraft zu entwickeln, während mehrere hintereinandergeschaltete kurze Filamente schnelle Verkürzungen ermöglichen (508).

Wenngleich nach (177) keine substantielle Änderung der Gleitfilamenttheorie bei der Anwendung auf glatte Muskulatur erforderlich ist, so bedarf es dennoch einiger Modifikationen (469): große Unterschiede in Kraft, Geschwindigkeit und Halteökonomie werden offensichtlich durch Unterschiede in der Zahl der kontraktilen Bindungen, die parallel oder in Serie arbeiten, oder durch verschiedene Umsatzraten dieser Bindungen hervorgerufen.

So sieht (69) einen wesentlichen Unterschied zwischen den beiden Muskeltypen darin, daß bei Erschlaffung die Querbrücken zwischen den Filamenten bei quergestreiften Muskeln völlig dissoziiert sind, bei glatten Muskeln dagegen nur unvollständig, obgleich (380) schwache Interaktionen von dicken und dünnen Filamenten in Ruhe auch bei Skelettmuskeln fand.

Zum unterschiedlichen Verhalten könnte eine geringere ATPase-Aktivität im glatten Muskel (412) beitragen. Bei Anwesenheit von ATP im glatten Muskel folgt die Querbrückenelastizität dem Hookschen Gesetz, ohne ATP steigt der Elastizitätsmodul sogar an, es kommt zur Kraftentwicklung (219).

(490) legte die Beziehung zwischen Steifheit und Zahl der bestehenden Querbrücken dar.

(249) ordnet - für den Herzmuskel - eine sich linear verhaltende serielle Elastizität den Querbrücken zu; dabei sei die Steifheit ein Maß für die Zahl der gerade bestehenden Querbrücken. Auch (461) sieht in der seriellen Elastizität sowie der Viskosität eine Funktion der Zahl der Querbrücken.

(49) unterschied eine aktive Elastizität durch den kontraktilen Apparat von einer außerhalb gelegenen passiven. Zahlreiche Details sind bei der Gleitfilamenttheorie, deren Wesen es ist, Kontraktion als schrittweisen Prozeß zu verstehen (230), für quergestreifte und glatte Muskulatur gleichermaßen dazugekommen:

So gibt (290) eine Reihe von graphischen Illustrationen des Kontraktionsvorganges, auch auf der Ebene der Querbrücken. Querbrücken üben nie Druck, sondern nur Zug aus (49, 290). Zusammen mit der strukturellen Polarisierung der Filamente (124) folgt daraus eine festgelegte Bewegungsrichtung. Bei der Nachdehnung entsteht ein Widerstand durch eine Kraft, die dementsprechend nur in einer Richtung wirkt (69). Querbrücken sind elektronenmikroskopisch sichtbar (32). (248) nennt drei mechanische Zustände von Querbrücken, wovon zwei eine Bindung zwischen Aktin und Myosin aufweisen; (288) führt für die drei stabilen Positionen der Querbrücken an, daß ein Positionswechsel wegen der Elastizität in einem Teil jeder Querbrücke auch ohne Verschiebung des Filaments möglich ist.

Die Schrittweite eines Querbrückenzyklus, einem Ruderschlag vergleichbar, beträgt beim Insektenmuskel etwa 10 nm (470) und ist beim Vertebratenmuskel wahrscheinlich von ähnlicher Größe. Unter Berücksichtigung der Filamentlänge und bei Betrachtung von halben Filamentlängen, weil die Querbrückenbildung an beiden Enden der Myosinfilamente erfolgt, stimmt diese Angabe gut mit der Berechnung in (124) überein, daß etwa 36 Querbrückenzyklen für eine Längenänderung um 63% der Ruhelänge nötig seien.

Die höhere Ökonomie glatter Muskulatur wird von (431) auf eine etwa 30fach längere Querbrückenzyklusdauer und eine möglicherweise größere effektive Sarkomerlänge zurückgeführt.

Ein mathematischer Ansatz über das Wiedereingehen von aufgebrochenen Querbrückenbindungen, von (286) angegeben, wurde, teils modifiziert, auch von (49, 396, 511) verwendet. Die von (53) getroffene Unterscheidung zwischen statischem Rigor und aktivem Kontraktionszustand legt es nach eigener Auffassung nahe, im Gegensatz zum Rigor ein Gleichgewicht unter Kontraktion als dynamisches Gleichgewicht zwischen der Anzahl der aufgehenden und sich schließenden Querbrückenbindungen pro Zeiteinheit anzusehen. Bei dieser Vorstellung werden also über den in (396) beschriebenen Ansatz hinausgehend

nicht nur bei Störungen, z.B. Änderungen der äußeren Kraft-
einwirkung, sondern stets Bindungen gebrochen und geschlossen.
Im Gleichgewicht findet dann ein ständiger Bindungswechsel,
jedoch ohne Nettoänderung, statt.

6.2.5.3. Auch wenn (424) darlegt, daß das relative Gleiten
gerade von Filamenten nicht absolut notwendig für
eine mechanochemische Transformation in Aktomyosinsystemen
erscheint, kann heute die Gleitfilamenttheorie sowohl für
quergestreifte als auch glatte Muskeln als gut belegt
angesehen werden. Sie stellt ein gut fundiertes Muskelmodell
für weiteres forschendes Arbeiten dar.

Die positiv zu wertende starke Orientierung an der
beobachteten Struktur bringt der Gleitfilamenttheorie
allerdings gegenüber vielen anderen Modellen, vor allem
Analogiemodellen, den Nachteil, ohne zusätzliche Annahmen,
z.B. über Bindungswechsel, das mechanische Verhalten des
Muskels nicht direkt mathematisch erfassen und beschreiben
zu können.

Wegen dieser teilweise noch fehlenden mathematischen
Umsetzung der Gleitfilamenttheorie und andererseits der
vergleichsweise großen Unzulänglichkeiten anderer Muskel-
modelle, vor allem der Analogiemodelle, erscheint die von
(33) für die Taenia coli getroffene Feststellung auch heute
noch zumindest einen Teil Gültigkeit zu besitzen, und zwar
durchaus für den gesamten Bereich der glatten Muskulatur,
insbesondere, wenn das Ziel eines Gesamtmuskelmodells
betrachtet wird:

die Zeit sei noch nicht reif, Theorien oder Modelle der
Kontraktion zu entwickeln, und die meisten Versuche
lieferten eher eine Faktensammlung als eine Problemlösung.

In diesem Sinne sollte im Abschnitt 6. zumindest ein
Problemaufriß gezeigt werden.

7. Betrachtung der Hauptuntersuchungen als Gesamtheit

7.1. Zusammenfassende Datenauswertung

Nach dem Blick auf bisherige Veröffentlichungen sollen nun die Lösungsansätze und Lösungswege wieder aufgegriffen werden, die am Ende des Abschnitts 5.4.4. über die Problematisierung der Datenauswertung dargelegt wurden. Dabei ist über eine Auswertung von Einzeluntersuchungen, wie sie im Abschnitt 5.4. erfolgte, hinauszugehen, und die Hauptuntersuchungen sind in ihrer Gesamtheit zu betrachten.

Zu betonen ist nochmals die Auftrennung in eine modellabhängige und eine modellunabhängige Auswertung, wobei als besondere Vorteile der modellunabhängigen Auswertung die Möglichkeit des Verzichtes auf modellbedingte Annahmen und somit eine größere Allgemeingültigkeit der Aussagen zu nennen sind. Unter Modell ist hier ein physiologisches Modell der Muskelmechanik und kein statistisches zu verstehen. Trotz der strikten Aufteilung wird aus Gründen der Darstellung die modellunabhängige Auswertung und ein Teil der modellabhängigen Auswertung in einem gemeinsamen Abschnitt abgehandelt, da für beide Teile analoge statistische Verfahren und Programme angewendet wurden.

Für die folgenden Abschnitte sei auch nochmals auf Abschnitt 1.1. verwiesen, da bei der Anwendung umfangreicher statistischer Verfahren Methoden und Ergebnisse insofern eng verwoben sind, als die Methoden gemäß der vorliegenden Fragestellung auszuwählen sind und andererseits Ergebnisse im Sinne einer auf die Physiologie bezogenen Aussage nur unter gleichzeitiger Berücksichtigung von benutztem statistischem Verfahren, von Datenstruktur und physiologischem Substrat sinnvoll erhalten werden können. Aus diesem Grunde wird in der Darlegung nicht unvermittelt zwischen mathematischen Methoden, zahlenmäßigen Ergebnissen und ihrer Interpretation getrennt, sondern statt dessen ihre wechselseitige Verbindung aufgezeigt und auf Grenzen und Fehlermöglichkeiten einer unkritischen Interpretation von statistischen Prüfgrößen beispielhaft hingewiesen. Prinzipiell abtrennbar sind dagegen weiterreichende Schlußfolgerungen, die in den gewählten Formulierungen deutlich als solche gekennzeichnet werden.

7.1.1. Modellunabhängige Auswertung und erster Teil der modellabhängigen Auswertung

Die in diesem Abschnitt beschriebene Auswertung kann als synoptische Datenauswertung bezeichnet werden.

7.1.1.1. Für alle Testverfahren war gemäß Abschnitt 5.1.3.1. eine orthogonale Datenstruktur von 40 Muskeluntersuchungen mit einem vorgegebenen $\alpha = 0.05$ zu betrachten. Auf Grund der Versuchsplanung - siehe Abschnitt 5.1.3.2. - bestand der Datensatz aus einer $2 \times 2 \times 2$ -Klassifizierung nach den Faktoren "Lösung L", "Uterusseite U" und "Tageszeit T" mit einer dieser Struktur überlagerten Einteilung in 10 Versuchsblöcke B, die nach dem Prinzip der halben Wiederholung ("half replicate") angelegt waren. Als optimale Auswertung bei dieser Datenstruktur und bei der Untersuchung einer noch näher zu definierenden Muskellänge oder -verlängerung als Zielvariable wurde eine varianzanalytische Betrachtung gewählt. Da noch zusätzliche Daten, wie Ausgangslänge oder Präparatgewicht, vorlagen, wurde zur Erhöhung der Effizienz und bei gleichzeitiger Erhaltung einer möglichst geschlossenen Teststruktur das Verfahren der Kovarianzanalyse herangezogen.

7.1.1.1.1. Als Zielgröße mußte die Nachdehnung $N(t)$ im herkömmlichen Sinne, d.h. als Gesamtverlängerung $G(t)$ abzüglich der elastischen Dehnung E , wegen der im Abschnitt 5.4.4. dargelegten Bestimmungsproblematik von E entfallen.

Auch die anderen dort aufgeführten Möglichkeiten, die neue Nachdehnungsgröße $N_1(t)$, aus Nachdehnung und zwei Hyperbelparametern berechnet, sowie die auf $N(2000)$ multiplikativ standardisierte Nachdehnung, kamen nicht in Betracht.

Als neue und brauchbare Zielgröße wurde die "Nachdehnung, die nach der ersten Sekunde noch folgt" $N(1;t) - s. N_3(t)$ aus Abschnitt 5.4.4. - gewählt, d.h. die Nachdehnung zwi-

schen dem Zeitpunkt "1 Sekunde" und dem Zeitpunkt t :

$$N(1;t) = N(t) - N(1) \quad (\text{Gleichung 47}).$$

Das in der Klammer nur einfach indizierte N entspricht der alten Definition der Nachdehnung, während das doppelt indizierte N die neue Zielvariable bezeichnet. Das ursprüngliche N kann als Sonderfall der neuen Schreibweise $N(t_1;t_2)$ mit $t_1 = 0$ aufgefaßt werden:

$$N(t) = N(0;t) \quad (\text{Gleichung 48}).$$

$N(t)$ wäre somit die Verlängerung, d.h. zusätzliche Dehnung, zwischen dem Zeitpunkt 0 und dem Zeitpunkt t . Setzt man den Beginn der Belastung des Muskels mit $t = 0$ an und berücksichtigt die Ausführungen im Abschnitt 5.4.4.4.1., wonach in Anlehnung an (396) die zeitliche Erstreckung der elastischen Dehnung definitionsgemäß 0 ist, so zeigt sich, daß die neue Schreibweise auch für den Sonderfall zu keinem Widerspruch führt und als konsistent angesehen werden kann: wegen der Annahme, daß die elastische Dehnung keine Zeit erfordern soll, ist eine Länge zum Zeitpunkt $t = 0$ streng genommen nicht definiert; es soll hier darunter die Länge nach Abschluß der elastischen Dehnung verstanden werden, was der ursprünglichen Definition von $N(t)$ entspricht.

Die "Nachdehnung, die nach der ersten Sekunde folgt", ist identisch mit der Gesamtverlängerung nach t Sekunden $G(t)$ abzüglich der Gesamtverlängerung nach einer Sekunde $G(1)$ - s.a. Gleichung 40 im Abschnitt 5.4.4.6. -, so daß die Größe E nicht mehr in der Rechnung benötigt wird:

$$N(1;t) = N(t) - N(1) = G(t) - G(1) = G(1;t) \quad (\text{Gleichung 49}).$$

Der Zeitpunkt "1 Sekunde" wurde gewählt, weil er einerseits recht früh liegt und andererseits nach einer Sekunde in allen Muskeluntersuchungen die elastische Dehnungsschwingung mit Sicherheit bereits abgeschlossen ist, so daß eine wohldefinierte Länge zu diesem Zeitpunkt existiert und gemessen werden kann.

Dem Einwand, daß mit der Differenzenbildung nicht nur mehr als die elastische Dehnung, sondern bereits "Kurvenspezifisches" abgezogen wird, weil z.B. die Lösungen schon in der ersten Sekunde unterschiedlich einwirken könnten, kann mit dem Argument begegnet werden, daß es sich bei $N(1;t)$ um eine eindeutig definierte neue Zielvariable handelt - vgl. Abschnitt 5.4.4.6. Dennoch muß der Einwand im Blickfeld kritischer Betrachtung bleiben, zumal - wie im Abschnitt 5.3.4. beschrieben - zwischen der zweiten und dritten Sekunde in einer der beiden Lösungen die sogenannten "Dellen" auftraten, deren zeitliche Erstreckung prinzipiell nicht genau angebbar ist, so daß eine - wenn auch nur kleine - Beeinflussung des Meßwertes "1 Sekunde" nicht ausgeschlossen werden kann.

Die Wahl eines etwas späteren Zeitpunktes, z.B. 5 oder 10 Sekunden, als Bezugspunkt könnte das Problem nicht generell lösen und hätte zudem den Nachteil, den gerade auch wegen der Dellen interessanten Anfangsteil der Dehnungskurve aus der Betrachtung ausklammern zu müssen.

Diese Nachteile, eine mögliche Beeinflussung des Bezugspunktes durch die Dellen nicht ausschließen zu können oder den Anfangsteil der Dehnungskurve aus der Betrachtung ausklammern zu müssen, werden dagegen vermieden bei einer anderen Zielvariablen, $N(t;2000)$, der Nachdehnung, die vom Zeitpunkt t an bis zu 2000 Sekunden noch erfolgt:

$$N(t;2000) = N(2000) - N(t) \quad (\text{Gleichung } 50).$$

Der Bezugspunkt liegt damit am Ende des betrachteten Zeitintervalls. Wegen des Nachteils der physiologisch weniger anschaulichen Deutung dieser Variablen wurde $N(1;t)$ als Hauptzielvariable beibehalten. $N(t;2000)$ war nachrangig ebenfalls zu untersuchen, um mögliche Nachteile der $N(1;t)$ -Darstellung im oben genannten Sinne aufspüren zu können. Angesichts des testtheoretisch begründeten biomathematischen Verbotes, gleiche Daten mehrfach auszuwerten, wurde jedoch in der Betrachtung der $N(t;2000)$ -Werte nur eine nachrangige Kontrolle gesehen.

Welche Eigenschaften und Vorteile hat nun die Betrachtung der "Nachdehnung, die nach der ersten Sekunde folgt", $G(t) - G(1)$, als Hauptzielvariable?

Die Gesamtwirkung der Faktoren, z.B. der Lösungen, setzt sich additiv zusammen aus den Wirkungen auf drei zeitlich nacheinander ablaufende Komponenten des mechanischen Muskelverhaltens:

- 1) die momentane Komponente, d.h. die elastische Dehnung: E ,
- 2) das Dehnungsgeschehen während der ersten Sekunde:

$$G(1) - E,$$

wobei 1) und 2) als Anfangsgeschehen zusammengefaßt werden können, und

- 3) den weiteren Anstieg der Dehnungskurven:

$$G(t) - G(1) = N(1;t).$$

Gesamtverlängerung $G(t)$:

$$\begin{aligned} G(t) &= E + (G(1) - E) + (G(t) - G(1)) \\ &= E + N(0;1) + N(1;t) \end{aligned} \quad (\text{Gleichung 51}).$$

$G(t) - G(1)$ als Hauptzielvariable repräsentiert die dritte Komponente: sie stellt den Anstieg der Nachdehnung im Zeitraum nach dem Zeitpunkt "1 Sekunde" dar.

Das Geschehen von 0 bis 1 Sekunde, das möglicherweise ebenfalls von den Faktoren, z.B. den Lösungen, beeinflusst wird, ist durch die Variablen E und $G(1) - E$ erfaßt und kann somit auch untersucht werden.

Das gesamte Wirken der berücksichtigten Faktoren vermag mit Hilfe der Variablen E , $G(1) - E$ und $G(t) - G(1)$ betrachtet zu werden.

Auch die "Dellen" sind ein Ausdruck des faktoriell beeinflussten Dehnungsgeschehens - im Sinne des in den Abschnitten 2.2.1. und 5.3.4. dargelegten Nachdehnungsbegriffs - und fügen sich der dargelegten Betrachtungsweise ein.

7.1.1.1.2. Problematisch war schließlich die Auswahl der Zeitpunkte, da $N(1;t)$ -Werte einer Muskeluntersuchung zwar in hoher Zahl vorlagen, aber Werte dieser Art eine hochkorrelierte Datenmenge darstellen. Ein gutes Verfahren, um diese Tatsache zu berücksichtigen, ist die multivariate Analyse - s. Abschnitt 7.1.1.4. -, die jedoch den Nachteil besitzt, daß als Voraussetzung die Werte aus n Zeitpunkten mit der Hypothese, einer n -dimensionalen Gauß-Verteilung zu entstammen, vereinbar sein müssen, wodurch die Anwendbarkeit eingeschränkt wird. Daher wurde die multivariate Analyse nachrangig angewendet - siehe Abschnitt 7.1.1.4.

Eine praktikable Lösung des Problems stellt die Anwendung einer univariaten Mehrwegkovarianzanalyse zu einer beschränkten Anzahl von Zeitschnitten der Dehnungskurven dar.

Um die Vergleichbarkeit mit früheren Arbeiten zu fördern, wurden die in (194, 208, 209, 212, 467) verwendeten Zeitpunkte einer näherungsweise logarithmischen Reihe verwendet:

1, 2, 5, 10, 20, 50, 100, 200, 500, 1000, 2000 Sekunden - vgl. Abschnitt 4.4.3.3.1.5.

Zu berücksichtigen war bei der Anwendung separater univariater Kovarianzanalysen, daß damit eine simultane und somit geschlossene Testung des gesamten Datensatzes nicht möglich war. Wegen der durch getrennte Testung hervorgerufenen Vergrößerung des α -Fehlers (9) wurden alle statistischen Tests an Prüfgrößen mit $\alpha = 0.01$ durchgeführt, um auf dem 0.05-Niveau gültige Aussagen treffen zu können. $\alpha = 0.01$ ist dabei ein Kompromißwert zwischen 0.05 und dem sehr konservativen Wert 0.005 gemäß 10 Zeitschnitten bei 0.05.

Ziel der Anwendung einer univariaten Mehrwegkovarianzanalyse war eine möglichst effiziente Auswertung des orthogonalen Datensatzes einschließlich der Einteilung in Versuchsblöcke, wobei die Beziehungen des Nachdehnungsverhaltens zu verschiedenen möglichen Einflußgrößen untersucht werden sollten.

Dazu wurde das im Abschnitt 7.1.1.1.5. beschriebene und für nichtorthogonale Varianz- und Kovarianzanalyse konzipierte Programm NOVACOM verwendet, da es die Auswertung eines orthogonalen Datensatzes als Sonderfall mit einschließt und als einziges mir verfügbares Programm alle gewünschten Auswertungen ermöglichte.

7.1.1.1.3. Die möglichen Einflußgrößen hatten unterschiedlichen Charakter, so daß sie in Gruppen eingeteilt werden konnten:

Einige waren der Versuchsplanung unmittelbar zugänglich, nämlich "Lösung", "Uterusseite", "Tageszeit", "Blöcke"; die Beeinflussung durch die Lösung wurde bei der Versuchsplanung als der physiologisch hauptsächlich interessierende Faktor und "Uterusseite" als von untergeordneter physiologischer Bedeutung eingestuft, während "Tageszeit" und "Blöcke" für weitgehend oder ausschließlich der Genauigkeitserhöhung in der Zerlegung der Streuung in Streuungsquellen - Varianzanalyse - dienlich erachtet wurden.

Andere Einflußgrößen lagen außerhalb der durch die Versuchsplanung erfolgten Mehrwegklassifizierung, wie "Tiergewicht" und "Präparategewicht".

Eine weitere Gruppe war neben ihrem möglichen Einflußcharakter auch als Zielvariable von Interesse, nämlich die Größen, die die Ausgangssituation und das Dehnungsgeschehen vor dem normierten Punkt "1 Sekunde" kennzeichnen, also "Ausgangslänge l_0 ", "elastische Dehnung E" und "Dehnung während der ersten Sekunde $N(1) = G(1) - E$ ".

Schließlich waren einige Größen als Zielvariablen einer Betrachtung wert, von denen aus logischen Gründen - vor allem wegen ihrer zeitlich späteren Lage - keine Beeinflussung der Dehnungskurve zu erwarten war, z.B. "Endlänge l(Ende)", oder deren möglicher Zusammenhang nicht betrachtet werden sollte, wie die "Amplitude der ersten elastischen Dehnungsschwingung = Schwingungsamplitude SwA " und der aus mehreren Daten abgeleitete "Retraktionskoeffizient RtK ".

7.1.1.1.4. An dieser Stelle läßt sich deutlich die Verwobenheit von physiologischer Zielsetzung, statistischer Methode und daraus gewinnbaren Ergebnissen - siehe

Abschnitt 1.1. - aufzeigen:

Erst die Formulierung der Zielsetzung und die anwenderbezogene, d.h. hier physiologisch-medizinische Wertung, welche Größen und möglichen Beziehungen interpretatorisch von Interesse sein können, vermögen, zusammen mit der biomathematischen Beurteilung des Problems, eine geeignete Form der Auswertung zu ermöglichen, die als Ergebnis Aussagen über Punkte der Fragestellung zuläßt. So gehörte die oben aufgeführte Charakterisierung der Einflußgrößen und Zielvariablen zu den Voraussetzungen für eine sinnvolle Einteilung in Zielvariablen, Faktoren und Kovariablen. Zunächst soll die ursprüngliche Einteilung dargelegt werden:

Tabelle 15:

Ursprüngliche Einteilung für die Kovarianzanalyse:

1. Zielvariablen:

1. Gruppe: $G(j)-G(1)$
mit $j = 2, 5, 10, 20, 50, 100, 200, 500, 1000, 2000$
2. Gruppe: $G(2000)-G(j)$
mit $j = 1, 2, 5, 10, 20, 50, 100, 200, 500, 1000$
3. Gruppe: Endlänge $l(\text{Ende})$, Retraktionskoeffizient RtK ,
Schwingungsamplitude SwA
4. Gruppe: Parameter der Hyperbel $ParHyp(j)$
mit $j = 1, 2, 3, 4, 5, 6$ - s. Abschnitt 7.1.1.1.6.

2. Faktoren = Faktorielle Effekte:

Qualitative Faktoren:

1. Lösung L : Lösung A, Lösung B
2. Uterusseite U: links, rechts
3. Tageszeit T : vormittags, nachmittags.

3. Kovariablen:

1. elastische Dehnung: E
2. Dehnung während der ersten Sekunde: $G(1)-E$
3. Dehnung zwischen dem Ende der 1. und 2000. Sekunde:
 $G(2000)-G(1)$
4. Dritte Wurzel aus dem Tiergewicht: 3WTG
5. Dritte Wurzel aus dem Präparategewicht: 3WPG
6. Ausgangslänge: l_0

Noch nicht aufgeführt ist dabei die Berücksichtigung der Blöcke und die Betrachtung von Wechselwirkungen zwischen Faktoren. Dies soll zusammen mit einer begründenden Erläuterung der aufgeführten Einteilung und ihrer Modifikation nach einer kurzen Darlegung des verwendeten Programms "NOVACOM" und seiner Methode erfolgen, da für die endgültige Einteilung die besonderen Möglichkeiten des Programms ausgenutzt wurden.

7.1.1.1.5. Für eine ausführliche Beschreibung des Prinzips und der Anwendung von NOVACOM sei auf (8) und bezüglich seiner Programmierung auf (247) verwiesen.

NOVACOM ("Non-Orthogonal Variance and Covariance Analysis by Multiple Regression Techniques") stellt eine Methode zur Analyse eines linearen statistischen Modells dar, das neben faktoriellen Haupteffekten auch deren Wechselwirkungen (Interaktionen) sowie Kovariablen enthalten kann. Alle faktoriellen Haupteffekte und die betrachteten Wechselwirkungen stellen die Gesamtheit faktorieller Effekte im Ausgangsmodell dar.

Grundlage von NOVACOM ist ein Rangordnungsverfahren, beruhend auf dem abbauenden Rangordnen der unabhängigen Variablen, das Vorteile gegenüber dem aufbauenden aufweist (7). Das Rangordnungsverfahren besteht darin, daß zunächst unter den Kovariablen und dann unter den Effekten nacheinander kumulativ jeweils die Variable vom Modell ausgeschlossen wird, deren Irrtumswahrscheinlichkeit am größten ist, gemessen anhand des F-Wertes zur simultanen Prüfung einer Gruppe von Regressionskoeffizienten auf Abweichung von Null (10). Um eine Eindeutigkeit des Rangordnungsverfahrens zu erhalten, baut NOVACOM die Effekte mit beschränkter Zulässigkeit ab, d.h., bevor ein Effekt aus dem Modell ausgeschlossen werden kann, müssen alle Wechselwirkungen, die diesen Effekt enthalten, abgebaut werden (7).

Das beschriebene kumulative Rangordnungsverfahren wird als "Femo Cumulative Dropping" bezeichnet, wobei "Femo" für

"Factorial Effects Magnitude Ordering" steht, und führt zu einem signifikanten Modell, das all diejenigen Effekte enthält, die bei der ersten Unterschreitung der vorgegebenen Irrtumswahrscheinlichkeit noch nicht ausgeschlossen waren (10).

Da beim kumulativen Rangordnen die Summe der restlichen Quadrate $SQ(\text{Rest})$ mit $n-N-1$ Freiheitsgraden (FG) durch alle Schritte gleich der Summe der Fehlerquadrate des Ausgangsmodells bleibt und die Beiträge aller bis dahin abgebauten Effekte zur entsprechenden Summe der Quadrate auf der Regression kumuliert werden, kann ein eigentlich bedeutender Effekt durch den Pool der mit ihm ranggeordneten nicht signifikanten und damit ausgeschlossenen Effekte verdeckt bleiben (11).

Um auch solche Effekte entdecken zu können, definiert NOVACOM im Abschnitt "Femo Single Dropping" ein zweites signifikantes Modell, wobei, ausgehend von der gleichen Rangordnung wie zuvor, die Effekte nicht kumulativ, sondern einzelnen abgebaut werden, d.h., die Beiträge aller bis dahin ausgeschlossenen Effekte werden in der Summe der restlichen Quadrate $SQ(\text{Rest})$ mit steigender Zahl von Freiheitsgraden kumuliert; dabei werden zur Testung des Beitrags jedes einzelnen Effektes dieser Betrag als Zähler und die kumulative Summe der restlichen Quadrate $SQ(\text{Rest})$ unter Berücksichtigung von deren kumulierter Anzahl an Freiheitsgraden als Nenner eines F-Testes verwendet.

Innerhalb der NOVACOM-Berechnungen - "Femo Cumulative Dropping" und "Femo Single Dropping" - sind grundsätzlich die Ergebnisse von "Femo Single" als verbindlich anzusehen (11).

Da in der vorliegenden Arbeit das Hauptinteresse weniger dem kompletten signifikanten Modell galt, das die Daten hinreichend erklären kann, sondern mehr der Frage, ob ein bestimmter Effekt einen signifikanten Beitrag zum Ausgangsmodell, d.h. dem noch nicht abgebauten Modell, aufweist, wurde der F-Test dahingehend modifiziert, daß im Nenner die Summe der restlichen Quadrate $SQ(\text{Rest})$ des Ausgangsmodells stand, was im allgemeinen etwas höhere F-Werte ergab. F-Werte dieser

Art sind in den Tabellen "Novacom I-V" unter der Bezeichnung "Single" aufgeführt, die nach NOVACOM-Ausdrucken zusammengestellt und zum Teil nachträglich berechnet wurden.

Analog zu "Femo" erstellt NOVACOM vorher Rangordnungen für die Kovariablen in "Como". Auch hier existiert sowohl "Cumulative Dropping" als auch "Single Dropping". Als Besonderheit ist dabei zu vermerken, daß stets das signifikante Modell aus "Como Cumulative Dropping" als verbindlich für die weiteren Berechnungen des Programms herangezogen wird und damit entscheidet, welche Kovariablen im "Femo"-Teil verwendet werden.

Für "Como Cumulative" wurde ein $\alpha = 0.05$ gewählt. Damit ergaben sich in fast allen Fällen signifikante Modelle, die mit denen der eigenen F-Werte-Berechnungen aus dem "Single"-Teil und deren Testung mit $\alpha = 0.01$ übereinstimmten; das gewählte $\alpha = 0.05$ für "Como Cumulative" paßte somit gut zu der im Abschnitt 7.1.1.1.2. getroffenen Festlegung, wegen der Vergrößerung des α -Fehlers durch die Zeitschnitte an 0.01-Signifikanzschwellen zu testen.

In einem dritten Programmteil führt NOVACOM eine einfache Varianzanalyse, d.h. ohne Kovariablen, sowohl für die Zielvariable als auch alle Kovariablen des signifikanten Modells durch, weshalb dieser Programmteil als "Anva" ("Analysis of Variances") bezeichnet wird. Auch hierbei wurden F-Werte im oben beschriebenen Sinne berechnet und unter "Anva Single" in den Tabellen aufgeführt. Dieser Teil gibt entscheidende Informationen für die Interpretation der Ergebnisse des "Femo"-Teils, denn durch ihn können Überdeckungen von Effekten erkannt werden, die bei einer gleichsinnigen Beeinflussung der Zielvariablen und einer oder mehrerer Kovariablen auftreten können. "Anva" verhindert somit zuverlässig, daß durch die Benutzung von Kovariablen signifikante Effekte unentdeckt bleiben, die eine einfache Varianzanalyse gezeigt hätte. Damit entfällt ein wesentlicher Punkt einer möglichen kritischen Haltung gegenüber dem kovarianzanalytischen Verfahren im Vergleich zur einfachen Varianzanalyse.

7.1.1.1.6. Nach dem groben Abriß der NOVACOM-Methode soll nun wieder auf die Einteilung für die Kovarianzanalyse zurückgekommen werden, mit der bereits in der Tabelle 15 begonnen wurde:

Die Zielvariablen der ersten Gruppe, $G(j)-G(1)$, stellen die verbindlichen Zielgrößen dar, während die der zweiten Gruppe, $G(2000)-G(j)$, der Kontrolle dienen - s. Abschnitt 7.1.1.1.1.

Die dritte Gruppe bringt drei einzelne Zielvariablen:

Endlänge $l(\text{Ende})$, Retraktionskoeffizient R_{tK} und Schwingungsamplitude der ersten elastischen Dehnungsschwingung SwA .

Die Endlänge $l(\text{Ende})$ stellt eine Ergänzung der ersten beiden Gruppen um einen Wert dar, der zeitlich 35 Minuten später als $G(2000)$ liegt.

Der Retraktionskoeffizient R_{tK} bietet sich aus mehreren Gründen als Zielvariable an: er erlaubt eine unmittelbare Aussage über die Reversibilität der Dehnungsvorgänge und ermöglicht einen Vergleich mit der früheren Arbeit (204), in der die gleiche Größe betrachtet wurde; die Verdichtung mehrerer Versuchsdaten zu einem Koeffizienten bringt jedoch nicht nur Vorteile, sondern bedarf der kritischen Wertung, da hierin der erste Schritt einer hierarchischen, d.h. nacheinander erfolgenden Anwendung mathematischer oder statistischer Verfahren gesehen werden kann, die die Gefahr einer Vergrößerung des α -Fehlers birgt.

Die Schwingungsamplitude SwA wurde als Zielvariable vorgesehen, um einen Hinweis darauf zu erhalten, ob das Phänomen der elastischen Dehnungsschwingung hauptsächlich von der Versuchsapparatur oder auch vom physiologischen Substrat und dessen Beeinflussung durch faktorielle Effekte abhängt. Auf die zusätzliche Betrachtung der Schwingungsfrequenz, aus der prinzipiell auf die Steifheit des Muskels geschlossen werden kann (49), wurde dagegen verzichtet.

Die Zielvariablen der ersten drei Gruppen repräsentieren die modellunabhängige Auswertung.

Die vierte Gruppe gehört zur modellabhängigen Auswertung:

Die sechs Größen $ParHyp(j)$ mit $j = 1, 2, 3, 4, 5, 6$ bilden zwei Sätze zu je drei Parametern einer Hyperbel; dabei verkörpern

beide Sätze unterschiedliche Schreibweisen - Gleichungen 25 und 1 - der gleichen iterativen Hyperbelanpassung:

$$\frac{DN}{DT} = b_1 \cdot \frac{N(1;t) - b_3}{N(1;t) - b_2} \quad \text{und} \quad \frac{DN}{DT} = \frac{a_1 + a_2 N(1;t)}{a_3 + a_4 N(1;t)}$$

Die Parameter sind, mit $j=1$ beginnend, in folgender Reihenfolge in den Tabellen aufgeführt: $b_1, b_2, b_3; a_2, a_3, a_4$. Die beim Retraktionskoeffizienten aufgeführte kritische Wertung bezüglich der unkontrollierten Vergrößerung des α -Fehlers gilt in besonderem Maße für die Parameter der Hyperbel als bereits aufbereitete Daten, auf die eine statistische Auswertungsmethode angewendet wird. Das ist bei der späteren Interpretation der Ergebnisse zu berücksichtigen.

An faktoriellen Effekten wurden die qualitativen Faktoren der Versuchsplanung gewählt, also "Lösung L", "Uterusseite U", "Tageszeit T", sowie alle Wechselwirkungen erster Ordnung dieser Faktoren, nämlich "L x U", "L x T", "U x T".

Als quantitative Faktorstufen wurden die Blöcke betrachtet, nachdem deren Berücksichtigung als qualitativer Faktor oder als Kovariable ebenfalls erwogen worden war. Eine Einstufung als quantitativer Faktor war deshalb möglich und sinnvoll, weil die Muskeluntersuchungen aller Blöcke des Hauptversuchs einschließlich der Reserveblöcke in ununterbrochener Folge mit je zwei Muskeluntersuchungen pro Tag durchgeführt worden waren, wodurch die Blocknummer als quantitatives Zeitmaß aufgefaßt werden konnte. Bei den Blöcken wurden die Komponenten bis zur achten Ordnung betrachtet, wobei der Abbau aus technischen Gründen restringiert erfolgte, d.h., der Abbau einer Komponente von bestimmter Ordnung war erst nach dem aller anderen Komponenten höherer Ordnung möglich.

Größen, die das physiologische Dehnungsgeschehen vor den Bezugspunkten der Zielvariablen beschreiben, sollten als Kovariablen berücksichtigt werden.

Von den drei Variablen "E", "G(1)" und "G(1)-E", von denen wegen gegenseitiger Abhängigkeit mit zwei Freiheitsgraden

nur zwei benutzbar waren, wurden nach dem anwenderbezogenen Kriterium der leichtesten physiologischen Interpretierbarkeit die "elastische Dehnung E" als Maß für die momentan ablaufende Verlängerung und die "Dehnung während der ersten Sekunde G(1)-E" als Kenngröße für den Beginn der Nachdehnung gewählt. Analog zu "E" und "G(1)-E", die das Geschehen vor dem Bezugspunkt "1 Sekunde" der ersten Gruppe von Zielvariablen G(j)-G(1) beschreiben, wurde im Hinblick auf die zweite Gruppe G(2000)-G(j) die Kovariable "Dehnung zwischen dem Ende der 1. und der 2000. Sekunde G(2000)-G(1)" genommen. Da diese Kovariable außerdem auch als eine Materialeigenschaft beschreibend angesehen werden kann, hat sie allgemeinere Bedeutung, weshalb sie auch für die Betrachtung der anderen Zielvariablen herangezogen wurde, wodurch es möglich war, für alle Zielvariablen einen einheitlichen Satz an faktoriellen Effekten und Kovariablen zu benutzen.

Als Kovariablen wurden auch die Größen eingestuft, deren Verwendung in einer Dehnungslängenstandardisierung mit Indexbildung in früheren Arbeiten diskutiert (194, 208) und angewendet und in den Abschnitten 5.4.4. und 6.2.3.1.2. als problematisch dargelegt wurde: "Ausgangslänge l_0 " und "Präparategewicht PG", das in den zitierten Arbeiten der Berechnung des Präparatevolumens diente. Da bei Gewichten im biologischen Bereich mit nichtlinearen Abhängigkeiten der Zielvariablen von der Kovariablen zu rechnen ist, wurde nicht das Präparategewicht, sondern die dritte Wurzel daraus, "3WPG", als Kovariable verwendet. Die gleiche mathematische Transformation erfolgte auch beim "Tiergewicht TG", so daß "3WTG" als weitere Kovariable diente. Mit dem Tiergewicht sollten mögliche Unterschiede von seiten des Tieres global berücksichtigt werden, obwohl aufgrund der Versuchsplanung - s. Abschnitte 5.1.3.2. und 5.1.3.3. - und der Festlegung auf ein Wiederholungskollektiv - siehe Abschnitt 4.8.2. - die Spannweite der Tiergewichte erheblich kleiner war als bei anderen Autoren (194, 208, 209, 212 und besonders 278).

Eine vollständige Liste aller benutzten Zielvariablen, faktoriellen Effekte und Kovariablen ist in den Tabellen "Novacom I-V" enthalten.

Daraus geht insbesondere hervor, daß durch die dritte Kovariable "G(2000)-G(1)" in der ersten Laufgruppe G(j)-G(1) für j=2000 sowie in der zweiten Laufgruppe G(2000)-G(j) für j=1 keine Kovarianzanalyse, sondern nur eine Varianzanalyse möglich war, weil eine Kovariable mit der Zielvariablen übereinstimmte.

7.1.1.2. Ergebnisse der Kovarianzanalyse mit NOVACOM

7.1.1.2.1. Tabellarische Darstellung der Ergebnisse

Die mit dem NOVACOM-Programmsystem erzielten Ergebnisse wurden in den Tabellen "Celmoi I-IV" und "Novacom I-V" zusammengefaßt.

Die Celmoi-Tabellen, benannt nach einem Beiprogramm zu Novacom, beinhalten die Durchschnitte aus einzelnen Zellen der Klassifikation, während die dazu korrespondierenden Novacom-Tabellen die nach dem oben erläuterten Prinzip berechneten F-Werte als Prüfgrößen enthalten. Die römische Ziffer gibt dabei die dargestellte Zielvariablen-Gruppe an; eine Ausnahme davon bildet die zusätzliche Tabelle "Novacom V", die eine Übersicht über alle "Anva Single" der Kovariablen liefert.

Die einzelnen Celmoi-Tabellen enthalten die Durchschnitte der betrachteten Zielvariablen-Gruppe und zusätzlich diejenigen der Kovariablen, die in der zugehörigen Novacom-Tabelle zum signifikanten Modell gehören. "Celmoi III" enthält darüber hinaus eine vollständige Liste der Kovariablen, so daß es sowohl zu Novacom III als auch V zugeordnet werden kann.

Die Novacom-Tabellen gliedern sich in mehrere Abschnitte: Die linke Hälfte repräsentiert die kovarianzanalytische Betrachtung in "Femo" und "Como", die rechte im wesentlichen die varianzanalytische in "Anva". Unter "Anva-Single (Y)" ist die Varianzanalyse für die Zielvariablen, unter "Anva-Single (O)" die derjenigen Kovariablen aufgeführt, die zum signifikanten Modell gehören.

Die obere Hälfte beider Seiten zeigt die Beziehungen zu den faktoriellen Effekten, die untere die zu den Kovariablen. Zu den Kovariablen ist als ergänzende Information unter "Como-Cumul" angegeben, welche bei einem vorgegebenen $\alpha = 0.05$ zum signifikanten Modell gehören.

Alle anderen Tabellenteile beruhen dagegen auf der Testung an 0.01-Prüfgrößen, wobei nur die F-Werte eingetragen sind, die dabei signifikant waren. Wegen der Vergrößerung des α -Fehlers sind die F-Werte jedoch nur wie eine einzelne Signifikanztestung an der 0.05-Schranke zu interpretieren.

Die beiden einzigen Abweichungen zwischen "Como-Single" mit $\alpha = 0.01$ und "Como-Cumul" mit $\alpha = 0.05$ sind durch Striche hervorgehoben.

Freie Felder im Innenraum der Novacom-Tabellen bedeuten, daß der betreffende F-Wert getestet wurde und nicht signifikant war.

Als zusätzliche Information wurde das Durchschnittsquadrat $s^2 = DQ(\text{Rest})$ des Ausgangsmodells, das der Nenner von F ist, unter " s^2 " angegeben.

TABELLEN 16 - 24 :

LEGENDE ZU DEM CELMOI- UND NOVACOM-TABELLENSYSTEM

DIE CELMOI- UND NOVACOM-TABELLEN STELLEN KORRESPONDIERENDE TABELLEN ZU DEN EINZELNEN ZIELVARIABLENGRUPPEN DAR (DURCH ROEMISCHE ZIFFERN IM TITEL GEKENNZEICHNET).

DIE CELMOI-TABELLEN ENTHALTEN DURCHSCHNITTE,

DIE NOVACOM-TABELLEN BEINHALTEN F-WERTE.

DIE ZUR TESTUNG HERANGEZOGENEN KRITISCHEN F-WERTE LAGEN

FUER	FEMO-SINGLE	ZWISCHEN	F(0.99,1,22) = 7.95
		UND	F(0.99,1,25) = 7.77 ,
FUER	ANVA-SINGLE(Y) UND ANVA-SINGLE(O)	BEI	F(0.99,1,25) = 7.77 ,
FUER	COMO-SINGLE	BEI	F(0.99,1,19) = 8.18 .

VERWENDETE ABKUERZUNGEN :

L	LOESUNG	
	A	ERSCHLAFFENDE LOESUNG A
	B	KONTRAHIERENDE LOESUNG B
U	UTERUSSEITE :	LINKS / RECHTS
T	TAGESZEIT :	VORMITTAGS / NACHMITTAGS
B	BLOCK	
N	ANZAHL	
E	ELASTISCHE DEHNUNG	[IN MILLIMETERN]
G2-G1	G(2)-G(1) =	DIFFERENZ DER GESAMTDEHNUNGEN ZU DEN ZEITPUNKTEN
	T = 2 SEKUNDEN UND T = 1 SEKUNDE	[IN MILLIMETERN]
LENDE	L(ENDE) =	ENDLAENGE [IN MILLIMETERN]
LO	L(O) =	AUSGANGSLAENGE [IN MILLIMETERN]
RTK	RETRAKTIONSKOEFFIZIENT	[IN %]
SWA	SCHWINGUNGSSAMPLITUDE	[IN MILLIMETERN]
TG	TIERGEWICHT	[IN GRAMM]
PG	PRAEPARATEGEWICHT	[IN MILLIGRAMM]
3WTG	3. WURZEL AUS DEM TIERGEWICHT	
3WPG	3. WURZEL AUS DEM PRAEPARATEGEWICHT	
PARHYP(J)	PARAMETER DER HYPERBEL	

CELMOI I : DURCHSCHNITTE :

C/I/1

G(J) - G(1)

SOWIE: E, G(1)-E

		L	U	T	B	N	E	G1 -E	G2 -G1	G5 -G1	G10 -G1
A	LINKS	1	1	.	.	10	2.7895	0.5269	0.0854	0.2467	0.3854
A	RECHTS	1	2	.	.	10	2.9740	0.5204	0.0856	0.2494	0.3886
A		1	.	.	.	20	2.8817	0.5236	0.0855	0.2481	0.3870
B	LINKS	2	1	.	.	10	4.2628	0.6799	0.0963	0.3179	0.5179
B	RECHTS	2	2	.	.	10	4.3279	0.7038	0.0976	0.3295	0.5315
B		2	.	.	.	20	4.2953	0.6918	0.0969	0.3237	0.5247
LINKS	VORMITTAGS	.	1	1	.	10	3.4880	0.5906	0.0824	0.2704	0.4365
LINKS	NACHMITTAGS	.	1	2	.	10	3.5643	0.6161	0.0992	0.2942	0.4668
LINKS		.	1	.	.	20	3.5262	0.6034	0.0908	0.2823	0.4517
RECHTS	VORMITTAGS	.	2	1	.	10	3.0946	0.5775	0.0910	0.2729	0.4323
RECHTS	NACHMITTAGS	.	2	2	.	10	4.2072	0.6467	0.0921	0.3059	0.4878
RECHTS		.	2	.	.	20	3.6509	0.6121	0.0916	0.2894	0.4601
VORMITTAGS	A	1	.	1	.	10	2.8137	0.5242	0.0851	0.2477	0.3877
VORMITTAGS	B	2	.	1	.	10	3.7689	0.6438	0.0884	0.2957	0.4811
VORMITTAGS		.	.	1	.	20	3.2913	0.5840	0.0867	0.2717	0.4344
NACHMITTAGS	A	1	.	2	.	10	2.9498	0.5230	0.0859	0.2484	0.3863
NACHMITTAGS	B	2	.	2	.	10	4.8218	0.7399	0.1055	0.3517	0.5683
NACHMITTAGS		.	.	2	.	20	3.8858	0.6314	0.0957	0.3001	0.4773
GESAMT		40	3.5885	0.6077	0.0912	0.2859	0.4559

C/1/2

C/1/1

	G20 -G1	G50 -G1	G100 -G1	G200 -G1	G500 -G1	G1000 -G1	G2000 -G1	L U T B
0.3854	0.5368	0.7535	0.9292	1.1156	1.3810	1.5907	1.8134	1,1,1,1
0.3886	0.5404	0.7618	0.9449	1.1405	1.4288	1.6620	1.9055	1,2,1,1
0.3870	0.5386	0.7576	0.9371	1.1280	1.4049	1.6264	1.8594	1,1,1,1
0.5179	0.7042	0.9862	1.2095	1.4505	1.8032	2.0922	2.3960	2,1,1,1
0.5315	0.7226	1.0061	1.2269	1.4641	1.8094	2.0930	2.3973	2,2,1,1
0.5247	0.7134	0.9962	1.2182	1.4573	1.8063	2.0926	2.3966	2,1,1,1
0.4365	0.6053	0.8550	1.0583	1.2778	1.5954	1.8568	2.1382	1,1,1,1
0.4668	0.6357	0.8847	1.0804	1.2882	1.5888	1.8262	2.0711	1,1,2,1
0.4517	0.6205	0.8698	1.0693	1.2830	1.5921	1.8415	2.1047	1,1,1,1
0.4323	0.5946	0.8343	1.0276	1.2312	1.5341	1.7782	2.0272	1,2,1,1
0.4878	0.6684	0.9336	1.1442	1.3734	1.7041	1.9769	2.2756	1,2,2,1
0.4601	0.6315	0.8839	1.0859	1.3023	1.6191	1.8775	2.1514	1,2,1,1
0.3877	0.5400	0.7603	0.9414	1.1335	1.4133	1.6371	1.8691	1,1,1,1
0.4811	0.6600	0.9290	1.1445	1.3754	1.7162	1.9978	2.2963	2,1,1,1
0.4344	0.6000	0.8446	1.0430	1.2545	1.5647	1.8175	2.0827	1,1,1,1
0.3863	0.5372	0.7550	0.9327	1.1225	1.3965	1.6157	1.8497	1,1,1,2
0.5683	0.7668	1.0633	1.2918	1.5391	1.8964	2.1874	2.4970	2,1,1,2
0.4773	0.6520	0.9092	1.1123	1.3308	1.6465	1.9015	2.1734	1,1,1,2
0.4559	0.6260	0.8769	1.0776	1.2926	1.6056	1.8595	2.1280	1,1,1,1

CELMOI II : DURCHSCHNITTE :

C/II/1

G(2000) - G(J)

SOWIE: E, G(1)-E

		L	U	T	B	N	E	G1 -E	G2000 -G1	G2000 -G2	G2000 -G5
A	LINKS	1	1	...		10	2.7895	0.5269	1.8134	1.7280	1.5666
A	RECHTS	1	2	...		10	2.9740	0.5204	1.9055	1.8199	1.6561
A		1	...			20	2.8817	0.5236	1.8594	1.7740	1.6114
B	LINKS	2	1	...		10	4.2628	0.6799	2.3960	2.2997	2.0781
B	RECHTS	2	2	...		10	4.3279	0.7038	2.3973	2.2997	2.0678
B		2	...			20	4.2953	0.6918	2.3966	2.2997	2.0729
LINKS	VORMITTAGS	...	1	1	...	10	3.4880	0.5906	2.1382	2.0558	1.8678
LINKS	NACHMITTAGS	...	1	2	...	10	3.5643	0.6161	2.0711	1.9719	1.7769
LINKS		...	1	...		20	3.5262	0.6034	2.1047	2.0139	1.8223
RECHTS	VORMITTAGS	...	2	1	...	10	3.0946	0.5775	2.0272	1.9362	1.7542
RECHTS	NACHMITTAGS	...	2	2	...	10	4.2072	0.6467	2.2756	2.1834	1.9697
RECHTS		...	2	...		20	3.6509	0.6121	2.1514	2.0598	1.8620
VORMITTAGS	A	...	1	...	1	10	2.8137	0.5242	1.8691	1.7841	1.6214
VORMITTAGS	B	...	2	...	1	10	3.7689	0.6438	2.2963	2.2079	2.0006
VORMITTAGS		1	...	20	3.2913	0.5840	2.0827	1.9960	1.8110
NACHMITTAGS	A	...	1	...	2	10	2.9498	0.5230	1.8497	1.7638	1.6013
NACHMITTAGS	B	...	2	...	2	10	4.8218	0.7399	2.4970	2.3915	2.1453
NACHMITTAGS		2	...	20	3.8858	0.6314	2.1734	2.0777	1.8733
GESAMT			40	3.5885	0.6077	2.1280	2.0368	1.8422

C/II/1

C/II/2

	62000 -610	62000 -620	62000 -650	62000 -6100	62000 -6200	62000 -6500	62000 -61000	L U T B
1.5666	1.4280	1.2765	1.0599	0.8842	0.6978	0.4323	0.2226	1,1,...
1.6561	1.5169	1.3651	1.1437	0.9606	0.7650	0.4767	0.2435	1,2,...
1.6114	1.4724	1.3208	1.1018	0.9224	0.7314	0.4545	0.2331	1,...
2.0781	1.8780	1.6918	1.4098	1.1865	0.9455	0.5928	0.3038	2,1,...
2.0678	1.8658	1.6746	1.3911	1.1704	0.9332	0.5879	0.3043	2,2,...
2.0729	1.8719	1.6832	1.4005	1.1785	0.9394	0.5903	0.3040	2,...
1.8678	1.7017	1.5329	1.2832	1.0799	0.8604	0.5428	0.2815	,,1,1,,
1.7769	1.6043	1.4354	1.1864	0.9908	0.7829	0.4823	0.2450	,,1,2,,
1.8223	1.6530	1.4842	1.2348	1.0353	0.8217	0.5125	0.2632	,,1,...
1.7542	1.5948	1.4325	1.1929	0.9996	0.7960	0.4931	0.2490	,,2,1,,
1.9697	1.7878	1.6072	1.3419	1.1314	0.9022	0.5715	0.2987	,,2,2,,
1.8620	1.6913	1.5199	1.2674	1.0655	0.8491	0.5323	0.2739	,,2,...
1.6214	1.4814	1.3292	1.1089	0.9277	0.7356	0.4558	0.2320	1,,1,,
2.0006	1.8151	1.6363	1.3673	1.1518	0.9209	0.5801	0.2984	2,,1,,
1.8110	1.6483	1.4827	1.2381	1.0397	0.8282	0.5180	0.2652	,,,1,,
1.6013	1.4635	1.3125	1.0947	0.9170	0.7272	0.4532	0.2341	1,,2,,
2.1453	1.9286	1.7301	1.4337	1.2052	0.9579	0.6006	0.3096	2,,2,,
1.8733	1.6961	1.5213	1.2642	1.0611	0.8425	0.5269	0.2718	,,,2,,
1.8422	1.6722	1.5020	1.2511	1.0504	0.8354	0.5224	0.2685	,,,...

CELMOI III : DURCHSCHNITTE :

C/III/1

L(ENDE), RTK, SWA

SOWIE: L(0), 3WTG, 3WPG; E, G(1)-E, G(2000)-G(1)

		LUTB	N	LO	E	SWA	G1 -E	G2000 -G1
A	LINKS	1,1,...	10	16.290	2.7895	0.4119	0.5269	1.8134
A	RECHTS	1,2,...	10	17.015	2.9740	0.4318	0.5204	1.9055
A		1,.,.,.	20	16.654	2.8817	0.4219	0.5236	1.8594
B	LINKS	2,1,...	10	18.368	4.2628	0.5441	0.6799	2.3960
B	RECHTS	2,2,...	10	17.738	4.3279	0.5305	0.7038	2.3973
B		2,.,.,.	20	18.053	4.2953	0.5373	0.6918	2.3966
LINKS	VORMITTAGS	.,1,1,.	10	17.326	3.4880	0.4834	0.5906	2.1382
LINKS	NACHMITTAGS	.,1,2,.	10	17.335	3.5643	0.4727	0.6161	2.0711
LINKS		.,1,.,.	20	17.331	3.5262	0.4780	0.6034	2.1047
RECHTS	VORMITTAGS	.,2,1,.	10	18.079	3.0946	0.4658	0.5775	2.0272
RECHTS	NACHMITTAGS	.,2,2,.	10	16.674	4.2072	0.4964	0.6467	2.2756
RECHTS		.,2,.,.	20	17.377	3.6509	0.4811	0.6121	2.1514
VORMITTAGS	A	1,.,1,.	10	16.858	2.8137	0.4261	0.5242	1.8691
VORMITTAGS	B	2,.,1,.	10	18.547	3.7689	0.5231	0.6438	2.2963
VORMITTAGS		.,.,1,.	20	17.703	3.2913	0.4746	0.5840	2.0827
NACHMITTAGS	A	1,.,2,.	10	16.450	2.9498	0.4176	0.5230	1.8497
NACHMITTAGS	B	2,.,2,.	10	17.559	4.8218	0.5515	0.7399	2.4970
NACHMITTAGS		.,.,2,.	20	17.005	3.8858	0.4845	0.6314	2.1734
GESAMT		.,.,.,.	40	17.354	3.5885	0.4796	0.6077	2.1280

C/III/2

C/III/1

G(1)

	LENDE	RTK	3WTG	3WPG	TG	PG	L U T B
G2000 -G1							
1.8134	19.513	37.30	6.930	3.844	333.	56.8	1,1,...
1.9055	20.260	40.28	6.930	3.898	333.	59.2	1,2,...
1.8594	19.887	38.79	6.930	3.871	333.	58.0	1,....
2.3960	19.608	81.01	6.915	4.036	331.	65.7	2,1,...
2.3973	19.068	80.82	6.915	4.063	331.	67.1	2,2,...
2.3966	19.338	80.91	6.915	4.049	331.	66.4	2,....
2.1382	19.496	59.40	6.958	4.003	337.	64.1	..1,1,.
2.0711	19.625	58.91	6.888	3.877	327.	58.3	..1,2,.
2.1047	19.561	59.15	6.923	3.940	332.	61.2	..1,....
2.0272	20.174	61.77	6.888	3.984	327.	63.2	..2,1,.
2.2756	19.154	59.33	6.958	3.977	337.	62.9	..2,2,.
2.1514	19.664	60.55	6.923	3.980	332.	63.0	..2,....
1.8691	19.993	39.96	6.930	3.932	333.	60.8	1,.,1,.
2.2963	19.677	81.20	6.915	4.054	331.	66.6	2,.,1,.
2.0827	19.835	60.58	6.923	3.993	332.	63.7	.,.,1,.
1.8497	19.780	37.62	6.930	3.810	333.	55.3	1,.,2,.
2.4970	18.999	80.62	6.915	4.044	331.	66.1	2,.,2,.
2.1734	19.390	59.12	6.923	3.927	332.	60.6	.,.,2,.
2.1280	19.612	59.85	6.923	3.960	332.	62.1	.,.,.,.

CELMOI IV : DURCHSCHNITTE :

C/IV/1

PARHYP(J)

SOWIE: E, G(1)-E, G(2000)-G(1)

		L	U	T	B	N	E	G1 -E	G2000 -G1
A	LINKS	1	1	.	.	10	2.7895	0.5269	1.8134
A	RECHTS	1	2	.	.	10	2.9740	0.5204	1.9055
A		1	.	.	.	20	2.8817	0.5236	1.8594
B	LINKS	2	1	.	.	10	4.2628	0.6799	2.3960
B	RECHTS	2	2	.	.	10	4.3279	0.7038	2.3973
B		2	.	.	.	20	4.2953	0.6918	2.3966
LINKS	VORMITTAGS	.	1	.	1	10	3.4880	0.5906	2.1382
LINKS	NACHMITTAGS	.	1	.	2	10	3.5643	0.6161	2.0711
LINKS		.	1	.	.	20	3.5262	0.6034	2.1047
RECHTS	VORMITTAGS	.	2	.	1	10	3.0946	0.5775	2.0272
RECHTS	NACHMITTAGS	.	2	.	2	10	4.2072	0.6467	2.2756
RECHTS		.	2	.	.	20	3.6509	0.6161	2.1514
VORMITTAGS	A	1	.	.	1	10	2.8137	0.5242	1.8691
VORMITTAGS	B	2	.	.	1	10	3.7689	0.6438	2.2963
VORMITTAGS		.	.	.	1	20	3.2913	0.5840	2.0827
NACHMITTAGS	A	1	.	.	2	10	2.9498	0.5230	1.8497
NACHMITTAGS	B	2	.	.	2	10	4.8218	0.7399	2.4970
NACHMITTAGS		.	.	.	2	20	3.8858	0.6314	2.1734
GESAMT		40	3.5885	0.6077	2.1280

C/IV/1

C/IV/2

	PARHYP1	PARHYP2	PARHYP3	PARHYP4	PARHYP5	PARHYP6	L U T B
62000 -61							
.8134	-0.0163	-0.1861	1.2424	-7957.	564095.	95025.	1,1,.,.
.9055	-0.0169	-0.2023	1.2711	-7908.	579190.	97377.	1,2,.,.
.8594	-0.0166	-0.1942	1.2568	-7933.	571643.	96201.	1,.,.,.
.3960	-0.0241	-0.3405	1.6503	-6252.	322540.	95574.	2,1,.,.
.3973	-0.0258	-0.3526	1.6589	-6340.	373334.	89054.	2,2,.,.
.3966	-0.0249	-0.3465	1.6546	-6296.	347937.	92314.	2,.,.,.
.1382	-0.0190	-0.2711	1.4625	-7027.	480821.	98597.	.,1,1,.
.0711	-0.0214	-0.2555	1.4301	-7181.	405815.	92002.	.,1,2,.
.1047	-0.0202	-0.2633	1.4463	-7104.	443318.	95300.	.,1,.,.
.0272	-0.0190	-0.2309	1.3821	-7420.	505800.	94457.	.,2,1,.
.2756	-0.0237	-0.3240	1.5480	-6828.	446725.	91975.	.,2,2,.
.1514	-0.0214	-0.2774	1.4650	-7124.	476262.	93216.	.,2,.,.
.8691	-0.0167	-0.1967	1.2675	-7868.	574165.	95257.	1,.,1,.
.2963	-0.0213	-0.3053	1.5771	-6579.	412455.	97797.	2,.,1,.
.0827	-0.0190	-0.2510	1.4223	-7224.	493310.	96527.	.,.,1,.
.8497	-0.0166	-0.1916	1.2460	-7997.	569120.	97145.	1,.,2,.
.4970	-0.0285	-0.3878	1.7321	-6012.	283419.	86831.	2,.,2,.
.1734	-0.0226	-0.2897	1.4891	-7005.	426270.	91988.	.,.,2,.
.1280	-0.0208	-0.2704	1.4557	-7114.	459790.	94258.	.,.,.,.

NOVACOM II :

F - WERTE :

N/II/1

G(2000) - G(J)

		FEMO - SINGLE									
		2	5	10	20	50	100	200	500	1000	
LOESUNG	L	9.9						8.6	10.8	9.6	
UTERUSSEITE	U										
TAGESZEIT	T										
WECHSELWIRKUNG	L * U										
WECHSELWIRKUNG	L * T										
WECHSELWIRKUNG	U * T								8.0	8.8	
BLOECKE, 1. ORDNUNG											
BLOECKE, 2. ORDNUNG											
BLOECKE, 3. ORDNUNG											
BLOECKE, 4. ORDNUNG				9.5	11.8	13.2	15.7				
BLOECKE, 5. ORDNUNG											
BLOECKE, 6. ORDNUNG											
BLOECKE, 7. ORDNUNG								11.6	12.6	9.0	
BLOECKE, 8. ORDNUNG											
2	5										
S * 10		34.	79.	124.	194.	266.	282.	371.	187.	63.	

		COMO - SINGLE									
		2	5	10	20	50	100	200	500	1000	
ELAST. DEHNUNG	E = 0 1		20.4	21.7	17.2	13.8	11.3				
G(1) - E	= 0 2	13.4	17.6	19.9	20.6	18.6	18.5	15.8	16.3	14.1	
G(2000) - G(1)	= 0 3	9075.	2239.	1081.	519.5	244.1	147.3	84.8	54.8	39.4	
3. W. TIERGEWICHT	= 0 4										
3. W. PRAEP.GEW.	= 0 5										
AUSGANGSLAENGE	LO = 0 6										
2	5										
S * 10		29.	89.	141.	218.	291.	308.	305.	172.	62.	

N/II/1

N/II/2

	I	ANVA - SINGLE (Y)										I	ANVA-S. (D)					
	I	1	2	5	10	20	50	100	200	500	1000	I	0	1	0	2	0	3
1000	I											I						
9.6	L	24.4	26.2	26.0	24.8	26.1	25.8	27.0	27.6	28.0	26.4	I	53.6	25.0	24.4			
	U											I						
	T											I	9.5					
	L * U											I						
	L * T											I						
8.8	U * T											I						
	BL., 1.ORD.											I						
	BL., 2.ORD.											I						
	BL., 3.ORD.											I						
	BL., 4.ORD.							8.3	9.4	10.4	10.8	I						
	BL., 5.ORD.											I						
	BL., 6.ORD.											I						
9.0	BL., 7.ORD.											I	8.6					
	BL., 8.ORD.	9.4	9.8	9.6	9.7	9.4	8.9	8.4				I			9.4			

	2	3	I											I				
63.	S	*	10	I	119.	105.	82.	64.	50.	35.	24.	16.	7.	2.	I	373.	11.	119.

	I	I	COMO - CUMUL										I
	I	I	2	5	10	20	50	100	200	500	1000	I	
1000	I	I										I	
0 1	I	I		JA	JA	JA	JA	JA				I	
14.1	0 2	I	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	I	
39.4	0 3	I	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	JA	I	
	0 4	I										I	
	0 5	I										I	
	0 6	I										I	

62.

NOVACOM III :

F - W E R T E :

N/III/1

L(ENDE), RTK, SWA

		I	F E M D - S I N G L E		
		I	LENDE	RTK	SWA
		I	-----		
LOESUNG	L	I	67.2	106.4	
UTERUSSEITE	U	I			
TAGESZEIT	T	I			
WECHSELWIRKUNG	L * U	I			
WECHSELWIRKUNG	L * T	I			
WECHSELWIRKUNG	U * T	I		9.9	
BLOECKE, 1. ORDNUNG		I			
BLOECKE, 2. ORDNUNG		I			
BLOECKE, 3. ORDNUNG		I	8.5	8.9	
BLOECKE, 4. ORDNUNG		I			
BLOECKE, 5. ORDNUNG		I			
BLOECKE, 6. ORDNUNG		I			
BLOECKE, 7. ORDNUNG		I		7.9	12.5
BLOECKE, 8. ORDNUNG		I	16.1		
		I	-----		
²	⁵	I			
S * 10		I	72750.	1795.	286.
		I	=====		
		I	C O M O - S I N G L E		
		I	L(ENDE)	RTK	SWA
		I	-----		
ELAST. DEHNUNG	E = 0 1	I			65.8
G(1) - E	= 0 2	I			
G(2000) - G(1)	= 0 3	I			
3. W. TIERGEWICHT	= 0 4	I			
3. W. PRAEP.GEW.	= 0 5	I			
AUSGANGSLAENGE	L0 = 0 6	I	254.2	-	37.7
		I	-----		
²	⁵	I			
S * 10		I	80810.	1563.	253.
		I	=====		

/III/1

N/III/2

ANVA - SINGLE (Y)				ANVA-S. (O)		
SWA	I	LENDE	RTK	SWA	I 0 1	I 0 6
	I		79.7	10.2	I	53.6
L	I				I	
U	I				I	
T	I				I	9.5
L * U	I				I	
L * T	I				I	
U * T	I				I	
BL., 1.ORD.	I				I	
BL., 2.ORD.	I				I	
BL., 3.ORD.	I				I	
BL., 4.ORD.	I				I	
BL., 5.ORD.	I				I	
BL., 6.ORD.	I				I	
BL., 7.ORD.	I				I	8.6
BL., 8.ORD.	I				I	

286.	2	3	8914.	22.	13.	373.	4749.
	S	* 10					

COMO - CUMUL						
SWA	I	LENDE	RTK	SWA	I	I
65.8	I			JA	I	
	I				I	
	I				I	
	I				I	
	I				I	
	I				I	
37.7	I	JA	JA	JA	I	
	I				I	

253.

NOVACOM IV :

F - WERTE :

N/IV/1

PARHYP(J)

		I	FEMO - SINGLE					
		I	1	2	3	4	5	6
		I	-----					
LOESUNG	L	I		30.0		12.7		16.9
UTERUSSEITE	U	I						
TAGESZEIT	T	I	8.0					
WECHSELWIRKUNG	L * U	I						
WECHSELWIRKUNG	L * T	I						
WECHSELWIRKUNG	U * T	I						
BLOECKE, 1. ORDNUNG		I						
BLOECKE, 2. ORDNUNG		I						
BLOECKE, 3. ORDNUNG		I						
BLOECKE, 4. ORDNUNG		I			10.8			
BLOECKE, 5. ORDNUNG		I			10.7			
BLOECKE, 6. ORDNUNG		I						
BLOECKE, 7. ORDNUNG		I					8.1	
BLOECKE, 8. ORDNUNG		I						
		I	-----					
2		I	-7	-5	-5	3	8	6
S		I	104*10	773*10	103*10	245*10	307*10	559*10
		I	-----					
		I	COMO - SINGLE					
		I	1	2	3	4	5	6
		I	-----					
ELAST. DEHNUNG	E = 0 1	I	17.9					
G(1) - E	= 0 2	I	60.2		12.7			43.6
G(2000) - G(1)	= 0 3	I	14.5	11.3	1692.	269.4	63.8	
3. W. TIERGEWICHT	= 0 4	I						
3. W. FRAEP.GEW.	= 0 5	I						
AUSGANGSLAENGE L0	= 0 6	I						
		I	-----					
2		I	-7	-5	-6	3	8	6
S		I	115*10	583*10	973*10	223*10	272*10	435*10
		I	-----					

N/IV/2

	I I I	ANVA - SINGLE (Y)					I I I	ANVA-S. (0)		
		1	2	3	4	5		6	0 1	0 2
L	I	13.3	30.0	23.5	10.1		I	53.6	25.0	24.4
U	I						I			
T	I						I	9.5		
L * U	I						I			
L * T	I						I			
U * T	I						I			
BL., 1.ORD.	I						I			
BL., 2.ORD.	I						I			
BL., 3.ORD.	I						I			
BL., 4.ORD.	I						I			
BL., 5.ORD.	I						I			
BL., 6.ORD.	I						I			
BL., 7.ORD.	I						I	8.6		
BL., 8.ORD.	I			8.5			I			9.4

	I I I	-6	-4	-3	5	9	8	I I I
S	I	52*10	77*10	67*10	26*10	99*10	15*10	I
	I							I
	I							I

	I I I	COMO - CUMUL						I I I
		1	2	3	4	5	6	
0 1	I	JA						I
0 2	I	JA		JA			JA	I
0 3	I	JA	-	JA	JA	JA		I
0 4	I							I
0 5	I							I
0 6	I							I

NOVACOM U :

F - W E R T E :

N/V/1

ALLE KOVARIABLEN (0 1 - 0 6)

		I	ANVA - SINGLE (0)					
		I	0 1	0 2	0 3	0 4	0 5	0 6
		I	-----					
LOESUNG	L	I	53.6	25.0	24.4		8.5	
UTERUSSEITE	U	I						
TAGESZEIT	T	I	9.5					
WECHSELWIRKUNG	L * U	I						
WECHSELWIRKUNG	L * T	I						
WECHSELWIRKUNG	U * T	I				19.8	7.8	
BLOECKE, 1. ORDNUNG		I				35.0		
BLOECKE, 2. ORDNUNG		I						
BLOECKE, 3. ORDNUNG		I						
BLOECKE, 4. ORDNUNG		I						
BLOECKE, 5. ORDNUNG		I				23.4		
BLOECKE, 6. ORDNUNG		I				17.8		
BLOECKE, 7. ORDNUNG		I	8.6					10.3
BLOECKE, 8. ORDNUNG		I			9.4	53.1		
		I	-----					
2	3	I						
S * 10		I	373.	11.	119.	7.	37.	4749.
		I	=====					

7.1.1.2.2. Einzelarstellung der Ergebnisse

Für die beiden ersten Gruppen an Zielvariablen zeigten die Kovariablen "E", "G(1)-E" und "G(2000)-G(1)" als einzige Kovariablen einen signifikanten Beitrag zum Modell - s. "Como-Cumul" und "Como-Single" in den Novacom-Tabellen I und II.

Mit Ausnahme des Zeitpunktes "2 Sekunden", für den wegen der Dellen ein besonderes Verhalten nicht unerwartet war, nahm der Vorhersagewert der elastischen Dehnung E für das Dehnungsgeschehen im wesentlichen von Zeitschnitt zu Zeitschnitt ab und reichte bis 100 Sekunden, wobei die elastische Dehnung E nach dem im Abschnitt 5.4.4.4.1. beschriebenen Verfahren bestimmt wurde.

Stabiler war dagegen der Vorhersagewert des Dehnungsgeschehens während der ersten Sekunde G(1)-E auf den späteren Verlauf. Die Verlängerung während der ersten Sekunde, die in den meisten Arbeiten nicht näher betrachtet wird, vermag bis zum Ende der Zeitschnitte einen signifikanten Beitrag zum Modell zu leisten, so daß dieser Kovariablen eine größere Bedeutung als erwartet zukommt. Das Geschehen während der ersten Sekunde charakterisiert somit bereits zu einem Teil die gesamte Nachdehnungskurve.

Damit erhält zwar das Argument Unterstützung, daß mit der Normierung auf den Zeitpunkt "1 Sekunde" Kurvenspezifisches abgezogen wird, andererseits bleibt gerade dies durch die Betrachtung als Kovariable nicht unberücksichtigt, so daß keine Information verlorengeht.

Weiterhin zeigt sich in den unterschiedlichen Ergebnissen von E und G(1)-E, daß trotz der Bestimmungsschwierigkeiten von E eine brauchbare Aufteilung zwischen E und G(1)-E erreicht wurde.

Die dritte Kovariable "G(2000)-G(1)" zeigt mit zunehmender Größe des durch die Zielvariable überdeckten Intervalls einen steigenden und sehr großen Anteil am Modell.

Die dabei durchweg hohen bis sehr hohen F-Werte bedeuten, daß diese Kovariable G(2000)-G(1) für das Dehnungsgeschehen

an den einzelnen Zeitschnitten einen hohen Vorhersagewert hat, d.h., daß Unterschiede in der Größe der Werte der Kovariablen wesentlich zur Vorhersage von Unterschieden in der Dehnung an den Zeitschnitten beitragen.

Diese Vorhersagemöglichkeit gibt einen Hinweis auf die hohe Datenerfassungsgenauigkeit - s. a. Abschnitt 5.4.3.3. -, da ohne genaue Daten keine guten Vorhersagen möglich sind.

Wegen der hohen Datenerfassungsgenauigkeit ist für die physiologische Interpretation die Schlußfolgerung möglich, daß Funktionstypen, die in der Kurvenanpassung kleine charakteristische Abweichungen von den experimentellen Daten aufweisen, bereits als nicht voll mit den Daten in Übereinstimmung befindlich eingestuft werden müssen und somit nur eine erste Näherung darstellen. Diese Schlußfolgerung ist für die modellabhängige Auswertung einschließlich der Anpassung einer Hyperbel mit deren im Abschnitt 5.4.4. aufgezeigten Eigenschaften von Bedeutung.

Die Sonderrolle des Dehnungsgeschehens in der 2. bzw. 2.-5. Sekunde - $G(2)-G(1)$ bzw. $G(5)-G(1)$ - zeigt sich auch im nicht vorhandenen bzw. kleinen signifikanten Anteil der dritten Kovariablen $G(2000)-G(1)$ für die genannten Zeitpunkte.

Für die beiden ersten Gruppen von Zielvariablen ist aus "Femo-Single" nur zu den Zeitpunkten 2, 200, 500 und 1000 Sekunden ein signifikanter Einfluß der Badlösungen zu ersehen. Die einfache Varianzanalyse für die Zielvariablen, dargestellt in "Anva-Single (Y)", deckt jedoch für alle Zeitpunkte - mit Ausnahme von $G(2)-G(1)$ - signifikante Unterschiede zwischen den beiden Lösungen auf.

Die Varianzanalyse für die Kovariablen, "Anva-Single (0)", gibt die Erklärung für diesen Unterschied: die drei Kovariablen E, $G(1)-E$ und $G(2000)-G(1)$ werden selbst von den Lösungen signifikant unterschiedlich beeinflusst. Durch die drei genannten Kovariablen, die von ihrem Charakter her keine unabhängigen Zufallsgrößen sind, sondern von den faktoriellen Effekten prinzipiell abhängig sein und somit selbst auch als Zielvariablen betrachtet werden können,

liegt hier der oben aufgeführte Fall der Überdeckung von Effekten bei gleichsinniger Beeinflussung der Zielvariablen und einer oder mehrerer Kovariablen vor, der durch "Anva" als solcher erkannt wird.

In der kontrahierenden Lösung B fallen alle Verlängerungen größer als in der erschlaffenden Lösung A aus - s. Tabelle "Celmoi I":

Die elastische Dehnung E beträgt 4.296 mm gegenüber 2.882 mm, die Verlängerung während der 1. Sekunde 0.692 mm gegenüber 0.524 mm und die Verlängerung zwischen dem Ende der 1. und 2000. Sekunde 2.397 mm gegenüber 1.859 mm. Entsprechendes gilt für die Zielvariablen an den Zeitschnitten dazwischen, z.B. $G(5)-G(1)$ mit 0.324 mm gegenüber 0.248 mm.

Gemäß der oben dargelegten prinzipiellen Möglichkeit, die Gesamtwirkung einzelner Faktoren, z.B. der Lösung L, als Summe der Wirkung auf mehrere zeitlich nacheinander ablaufende Komponenten des mechanischen Muskelverhaltens zu betrachten, zeigen sich durch die Lösung L bedingte gleichsinnige signifikante Unterschiede sowohl in den beiden Komponenten des Anfangsgeschehens - E und $G(1)-E$ - als auch im späteren Anstieg der Kurven $G(t)-G(1)$.

Diese Beobachtung läßt sich anschaulich so deuten, daß bei einem kontrahierten Muskel mehr Strukturen pro Längeneinheit vorliegen, die dann bei Belastung mit einer relativ hohen Kraft auseinandergezogen werden können, als bei einem bereits erschlafften Muskel. Die Vorstellung steht mit physiologischen Modellen im Einklang, die auf der Gleitfilamenttheorie (287, 293) beruhen und im kontrahierten Muskel ineinandergezogene Filamentgruppen annehmen.

Varianzanalytisch zeigt sich bei Betrachtung der ersten Gruppe von Zielvariablen, daß signifikante Unterschiede zwischen den Lösungen sowohl vor dem Ende der ersten Sekunde, nämlich in E und $G(1)-E$, als auch ab dem Zeitschnitt "5 Sekunden" in $G(j)-G(1)$ vorliegen, während sich für das Dehnungsgeschehen in der zweiten Sekunde $G(2)-G(1)$ kein Unterschied zeigen läßt. Obwohl dies durch die Nähe zum Normierungspunkt "1 Sekunde" mitbedingt sein mag -

G(1)-E wird aber bei gleicher Nähe durchaus signifikant -, kann darin eine weitere Manifestation der "Dellen" gesehen werden: Mit 0.097 mm gegenüber 0.086 mm liegt der "G(2)-G(1)"-Wert in der kontrahierenden Lösung nicht signifikant über dem der erschlaffenden Lösung.

Physiologisch läßt sich dies so deuten, daß der glatte Muskel des Uterushorns in einer kontrahierenden Lösung in der Lage ist, auf den sehr großen Dehnungsreiz bei Belastung nach einer Latenzzeit von etwa einer Sekunde, die mit Beobachtungen in (95) übereinstimmt - s. Abschnitt 6.2.3.1.3. - mit einer zusätzlichen relativen Kontraktion zu antworten. Als relativ ist die Kontraktion deshalb zu bezeichnen, weil sie nur als eine Verlangsamung der Verlängerung in Erscheinung tritt, wobei ein eigenes Auswerteprogramm zeigte, daß in kontrahierender Lösung etwa im Zeitraum von 1 bis 3 Sekunden die erste Ableitung von $N(0;t)$ der experimentellen Daten kleiner als zuvor und danach, wenn auch noch stets positiv ausfällt, während die sonst stets negative zweite Ableitung positive Werte annimmt - s. Tabelle 25.

Zu betonen ist, daß die Vorstellung einer zusätzlichen Kontraktion nicht im Widerspruch zu den Versuchsbedingungen steht, in der Badlösung B den Muskel stark und dauerhaft - "maximal" - zu kontrahieren. Die "maximale" Kontraktion bezieht sich als Extremzustand auf die Versuchsbedingungen, also vor allem auf den Reiz durch die kontrahierende Badlösung B. Ein zusätzlicher starker Reiz vermag eine weitere Erhöhung des Kontraktionszustandes zu bewirken, wie vor allem für chemische Reize oder Substanzen bereits gezeigt wurde (144).

Der Vorteil der kovarianzanalytischen Darstellung der Daten zeigt sich für "G(2)-G(1)" darin, daß mit ihr eine deutliche Trennung der Datenmengen aus den beiden Badlösungen möglich ist, während dies mit der Varianzanalyse nicht gelingt: Wird die Zielvariable "G(2)-G(1)" als Ordinate und die Kovariable "G(1)-E" als Abszisse aufgetragen, so resultiert eine nahezu völlige Trennung - s. Abbildung 5. Wäre die Kovariable von den faktoriellen Wirkungen nicht

TABELLE 25 :

ABLEITUNGEN NACH DER ZEIT ZU EINER MUSKELUNTERSUCHUNG (NR. 47)
DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN

ELASTISCHE DEHNUNG : 3.6739 MM

EINZELWERTE DER ERSTEN ELASTISCHEN SCHWINGUNG : 3.8856 MM

3.4623 MM

MIKROEGLEAETTETE DATEN :

ZEITPUNKTE IN SEC -

GESAMTDEHNUNG IN MM - 1., 2., 3. ABLEITUNG IN MIKROMETERN

ZEITPUNKT	DEHNUNG	1. ABLEITUNG	2. ABLEITUNG	3. ABLEITUNG
1.00	: 4.2119 *	87.6222	-32.8446	24.1664
1.21	: 4.2303 *	54.7776	-8.6782	21.3161
1.47	: 4.2445 *	46.0994	12.6379	-12.9647
1.78	: 4.2588 *	58.7373	-0.3268	15.5937
2.15	: 4.2806 *	58.4105	15.2669	-4.5796
2.61	: 4.3074 *	73.6774	10.6872	-23.1236
3.16	: 4.3479 *	84.3646	-12.4364	4.0155
3.83	: 4.4045 *	71.9282	-8.4208	-4.2814
4.64	: 4.4627 *	63.5074	-12.7022	1.5020
5.62	: 4.5250 *	50.8052	-11.2002	1.2425
6.81	: 4.5854 *	39.6050	-9.9577	3.3212
8.25	: 4.6425 *	29.6473	-6.6365	2.4708
10.00	: 4.6943 *	23.0108	-4.1656	1.9697
12.10	: 4.7427 *	18.8452	-2.1960	0.1084
14.70	: 4.7917 *	16.6492	-2.0876	0.8547
17.80	: 4.8433 *	14.5616	-1.2329	-2.4219
21.50	: 4.8972 *	13.3286	-3.6548	3.1776
26.10	: 4.9585 *	9.6738	-0.4773	-1.2125
31.60	: 5.0117 *	9.1966	-1.6897	0.6801
38.30	: 5.0733 *	7.5068	-1.0096	-0.2999
46.40	: 5.1341 *	6.4972	-1.3096	0.8855
56.20	: 5.1978 *	5.1876	-0.4241	-0.4427
68.10	: 5.2595 *	4.7636	-0.8668	0.2364
82.50	: 5.3281 *	3.8968	-0.6303	0.1629
100.00	: 5.3963 *	3.2665	-0.4674	0.2171
121.00	: 5.4649 *	2.7991	-0.2503	-0.0987
147.00	: 5.5377 *	2.5488	-0.3490	-0.1467
178.00	: 5.6167 *	2.1998	-0.4956	0.2243
215.00	: 5.6981 *	1.7042	-0.2713	0.2080
261.00	: 5.7765 *	1.4329	-0.0634	-0.2986
316.00	: 5.8553 *	1.3695	-0.3619	0.2461
383.00	: 5.9470 *	1.0076	-0.1158	-0.0138
464.00	: 6.0286 *	0.8918	-0.1296	0.0112
562.00	: 6.1160 *	0.7623	-0.1184	0.0360
681.00	: 6.2067 *	0.6439	-0.0824	-0.0466
825.00	: 6.2995 *	0.5615	-0.1290	0.1150
1000.00	: 6.3977 *	0.4325	-0.0141	-0.0365
1210.00	: 6.4885 *	0.4184	-0.0505	
1470.00	: 6.5973 *	0.3679		
1780.00	: 6.7114 *			

ABBILDUNG 5 : ORDINATE: Y = G(2) - G(1) / MM
 ARSZISSE: X = G(1) - E / MM

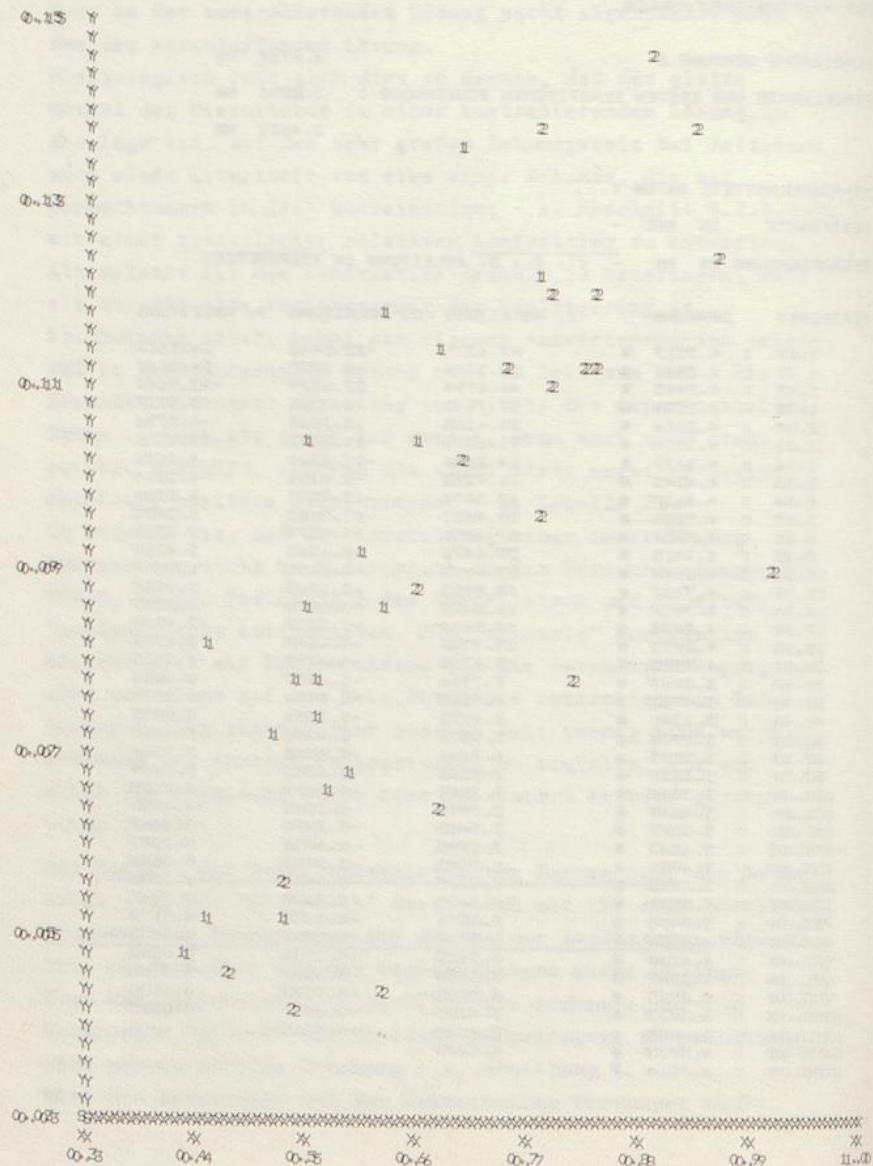


ABBILDUNG 6 : ORDINATE: $Y = G(5) - G(1) / MM$
 ABSZISSE: $X = G(1) - E / MM$

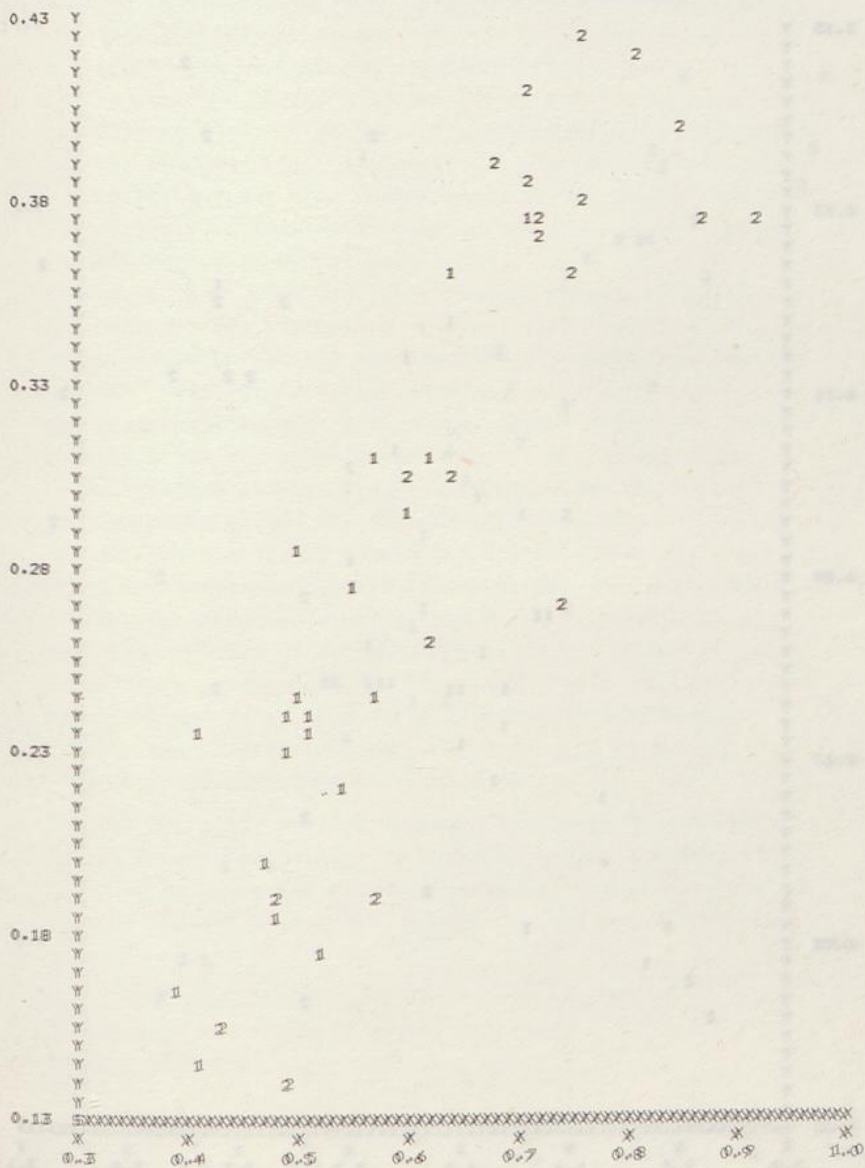


ABBILDUNG 7 : ORDINATE: $Y = G(2) - G(1) / \text{MM}$
 ABSZISSE: $X = G(2000) - G(1) / \text{MM}$

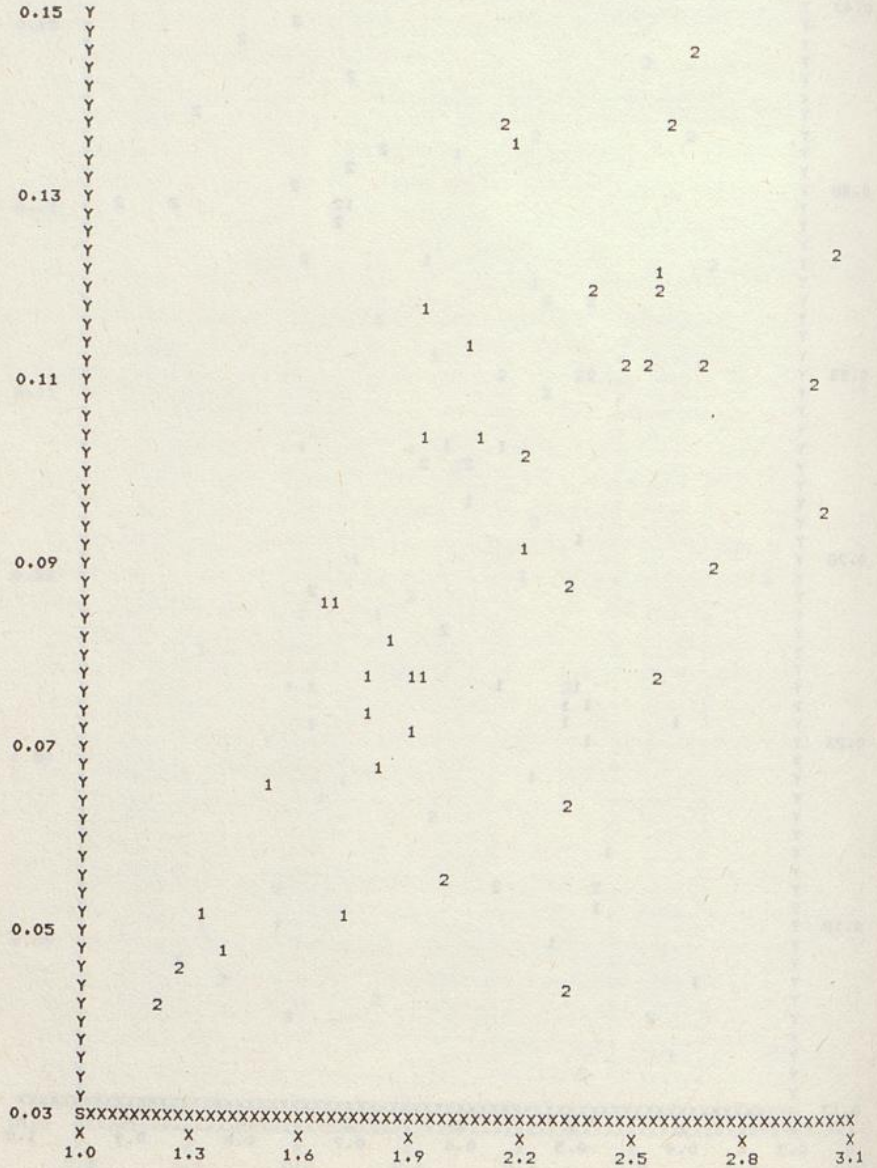


ABBILDUNG 8 : ORDINATE: Y = G(100) - G(1) / MM
 ABSZISSE: X = G(2000) - G(1) / MM

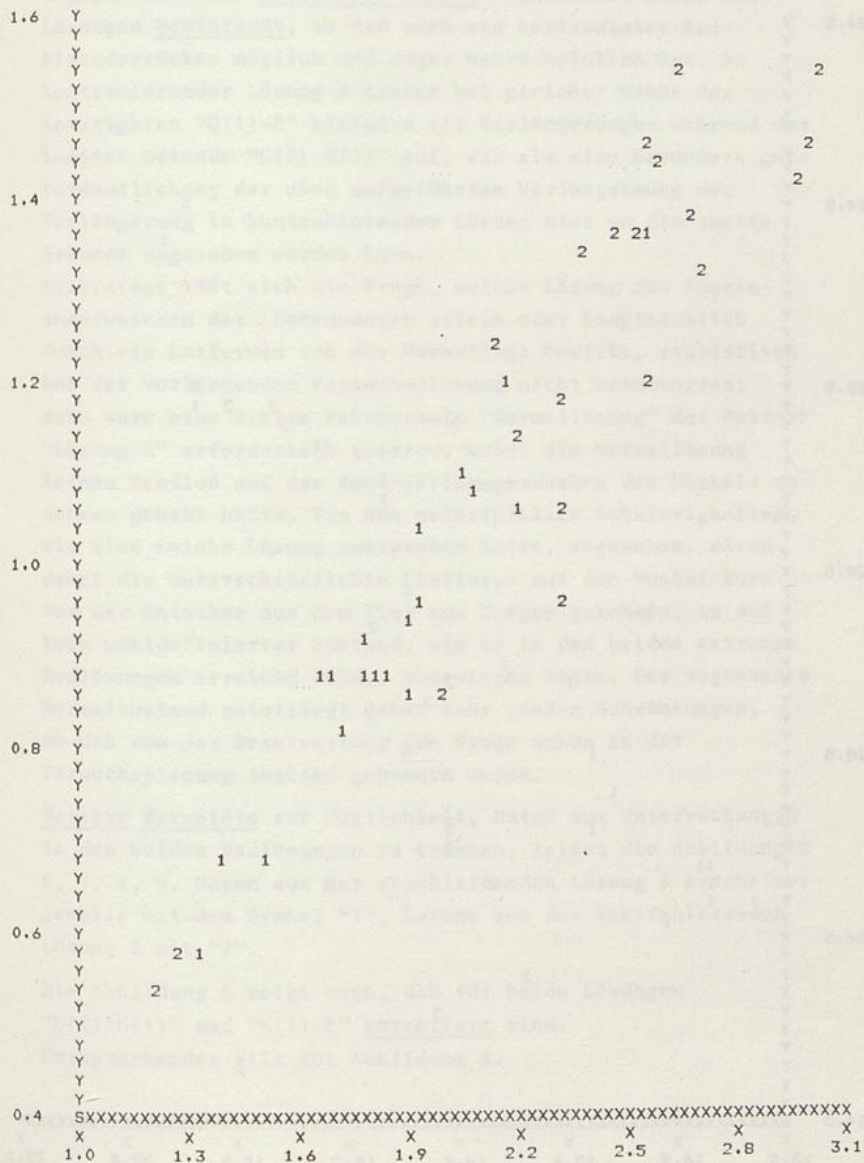
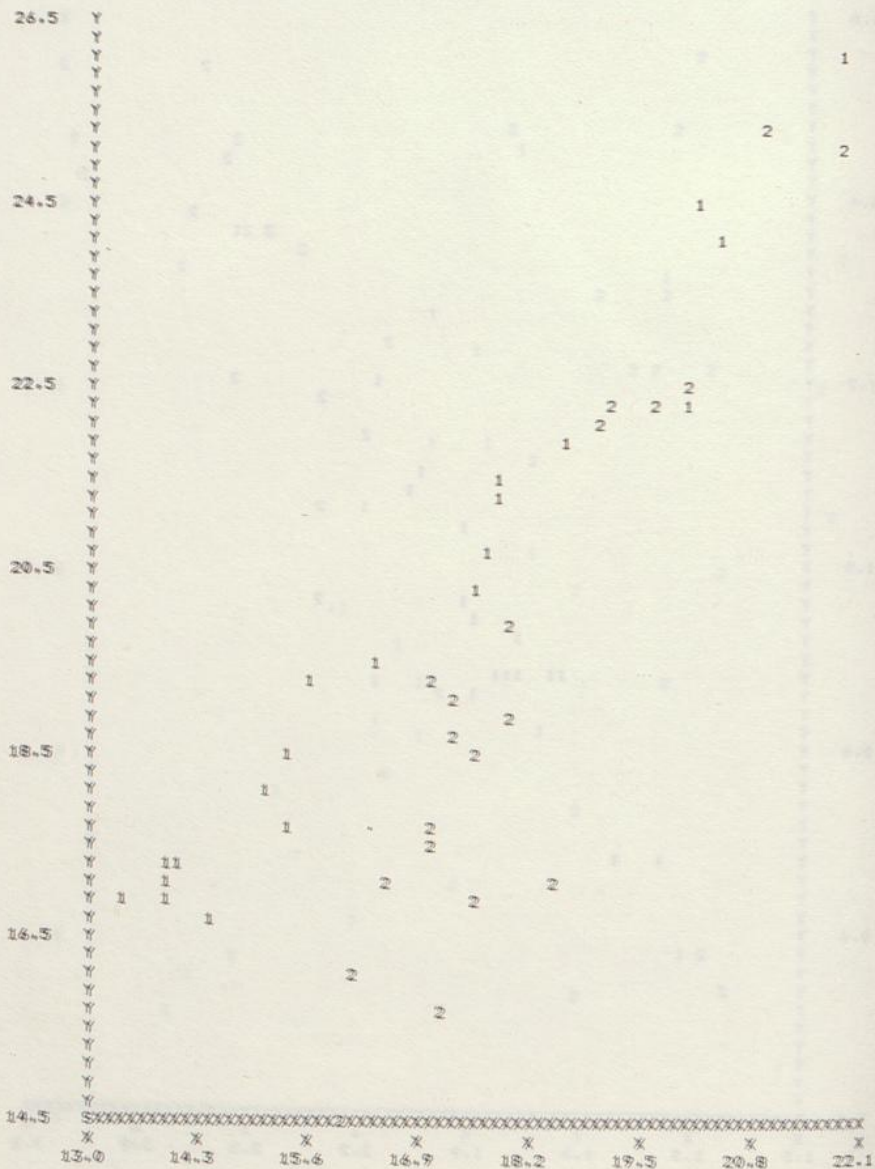


ABBILDUNG 9 : ORDINATE: Y = L(ENDE) / MM
 ABSZISSE: X = L(0) / MM



beeinflußbar, so könnte die Trennung nur auf einem vertikalen Auseinanderweichen der beiden Datenmengen beruhen; hier dagegen wird die Kovariable selbst signifikant durch die Lösungen beeinflußt, so daß auch ein horizontales Auseinanderrücken möglich und sogar wahrscheinlich ist. In kontrahierender Lösung B treten bei gleicher Größe der Kovariablen "G(1)-E" kleinere (!) Verlängerungen während der zweiten Sekunde "G(2)-G(1)" auf, was als eine besonders gute Verdeutlichung der oben aufgeführten Verlangsamung der Verlängerung in kontrahierender Lösung etwa um die zweite Sekunde angesehen werden kann.

Allerdings läßt sich die Frage, welche Lösung das Auseinanderweichen der Datenmengen allein oder hauptsächlich durch ein Entfernen von der Normallage bewirkt, statistisch bei der vorliegenden Versuchsplanung nicht beantworten; dazu wäre eine dritte Faktorstufe "Normallösung" des Faktors "Lösung L" erforderlich gewesen, wobei die Normallösung keinen Einfluß auf das Kontraktionsgeschehen des Muskels zu nehmen gehabt hätte. Von den prinzipiellen Schwierigkeiten, wie eine solche Lösung auszusehen hätte, abgesehen, wären dabei die unterschiedlichen Einflüsse auf den Muskel kurz vor der Entnahme aus dem Tier zum Tragen gekommen, so daß kein wohldefinierter Zustand, wie er in den beiden extremen Badlösungen erreicht wurde, vorgelegen hätte. Der sogenannte Normalzustand unterliegt dabei sehr großen Schwankungen, so daß von der Beantwortung der Frage schon in der Versuchsplanung Abstand genommen wurde.

Weitere Beispiele zur Möglichkeit, Daten aus Untersuchungen in den beiden Badlösungen zu trennen, zeigen die Abbildungen 6, 7, 8, 9. Daten aus der erschlaffenden Lösung A erscheinen jeweils mit dem Symbol "1", solche aus der kontrahierenden Lösung B mit "2".

Die Abbildung 5 zeigt auch, daß für beide Lösungen "G(2)-G(1)" und "G(1)-E" korreliert sind. Entsprechendes gilt für Abbildung 8.

Die Kovarianzanalyse bringt gegenüber der Varianzanalyse für Zielvariablen und Kovariablen außer im dargelegten Fall des Zeitintervalls G(2)-G(1) weitere zusätzliche Informationen: für die beiden letzten Zeitschnitte 500 und 1000 Sekunden zeigt sich eine Wechselwirkung zwischen Uterusseite und Tageszeit "U x T", während beide Faktoren einzeln keine signifikanten Effekte aufweisen. Statistisch ist dies als ein gegenläufiges Verhalten des Einflusses von "Uterusseite U" und "Tageszeit T" zu erklären:

Die Unterschiede zwischen "links" und "rechts" -

1.842 mm und 1.878 mm -

und "vormittags" und "nachmittags" -

1.818 mm und 1.902 mm -

sind nicht signifikant, wohl aber die Wechselwirkung aus beiden:

"links vormittags": 1.857 mm - "rechts vormittags": 1.778 mm,

"links nachmittags": 1.826 mm - "rechts nachmittags": 1.977 mm. -

Diese Werte sind der Tabelle "Celmoi I" für "G(1000)-G(1)" entnommen. - Für die linken Uterushörner liegen die höheren Verlängerungswerte am Vormittag, für die rechten dagegen am Nachmittag.

Die deutende physiologische Formulierung dieses Ergebnisses lautet:

Während sich im Dehnungsverhalten Unterschiede weder zwischen den Uterusseiten noch zwischen den Versuchsbedingungen am Vormittag bzw. am Nachmittag zeigen, ergibt sich eine unterschiedliche Reaktion der beiden Uterusseiten auf die verschiedenen Versuchsbedingungen, die für eine Einzeluntersuchung am Vormittag eine fast sofortige Verwendung des Muskels bedeuteten, während der Muskel für eine Einzeluntersuchung am Nachmittag über zwei Stunden in der durchgasten Präparierlösung C aufgehoben werden mußte. Die unterschiedliche Reagibilität der beiden Uterusseiten könnte auf anatomischen Unterschieden beruhen, zumal beim Präparieren der Tiere zuweilen deutliche Asymmetrien der Uteri aufgefallen waren. Von weiterreichenderen Schlußfolgerungen soll jedoch Abstand genommen werden, da bei den nur knapp signifikanten F-Werten und dem begrenzten Stichprobenumfang von n=40 die

Frage der Reproduzierbarkeit der aufgezeigten Wechselwirkung zunächst in weiteren Arbeiten durch Einbeziehung der Faktoren "Tageszeit T" und "Uterusseite U" in die Versuchsplanung zu verifizieren wäre.

Die am Nachmittag mit 3.886 mm signifikant größere elastische Dehnung E gegenüber dem Vormittag mit 3.291 mm kann ebenfalls als Auswirkung der längeren Lagerung der Muskeln für die Untersuchungen an Nachmittagen gedeutet werden.

Die signifikanten F-Werte für Blockkomponenten sind global als Bestätigung für die Zweckhaftigkeit der Blockbildung in der Versuchsplanung anzusehen, weil damit die restliche Streuung $s^2 = DQ(\text{Rest})$ signifikant reduziert wurde. Im einzelnen ist die Interpretation einer signifikanten Blockkomponente n-ter Ordnung wegen möglicher "Compound"-Effekte (7) schwierig.

Die Blöcke repräsentieren kleine zeitliche Abschnitte des Hauptversuchs: jeweils zwei Tage mit insgesamt vier Einzeluntersuchungen bilden einen "Zeitblock", s. Abschnitt 5.1.3.2.

Im Laufe des Hauptversuchs sich ändernde Umgebungseinflüsse einschließlich unkontrollierbarer Einflüsse bedingen Unterschiede zwischen den Blöcken.

Die Bedeutung der Blockbildung ist auch anhand der Abbildungen 10-12 zu erkennen, in denen für die erste Zielvariablen-gruppe G(j)-G(1) die Abhängigkeit der Nachdehnungswerte vom Versuchsblock unter Berücksichtigung des zeitlichen Abstandes der Blöcke untereinander aufgetragen ist:

Die Unterschiede zwischen den Blöcken liegen oft in der Größenordnung der Unterschiede zwischen den beiden Lösungen, z.B. beträgt der Unterschied für N(1;2000)

zwischen Block 1 und Block 5

$$|2.3762 \text{ mm} - 2.0246 \text{ mm}| = 0.3516 \text{ mm},$$

während der Unterschied zwischen Lösung A und Lösung B im Block 1

$$|2.5083 \text{ mm} - 2.2441 \text{ mm}| = 0.2642 \text{ mm}$$

und im Block 5

$$|1.8759 \text{ mm} - 2.1733 \text{ mm}| = 0.2974 \text{ mm}$$

beträgt.

Abbildung 10:

Nachdehnungswerte $N(1;j)$ zu 10 Zeitpunkten
in Abhängigkeit vom Versuchsblock - erschlaffende Lösung A

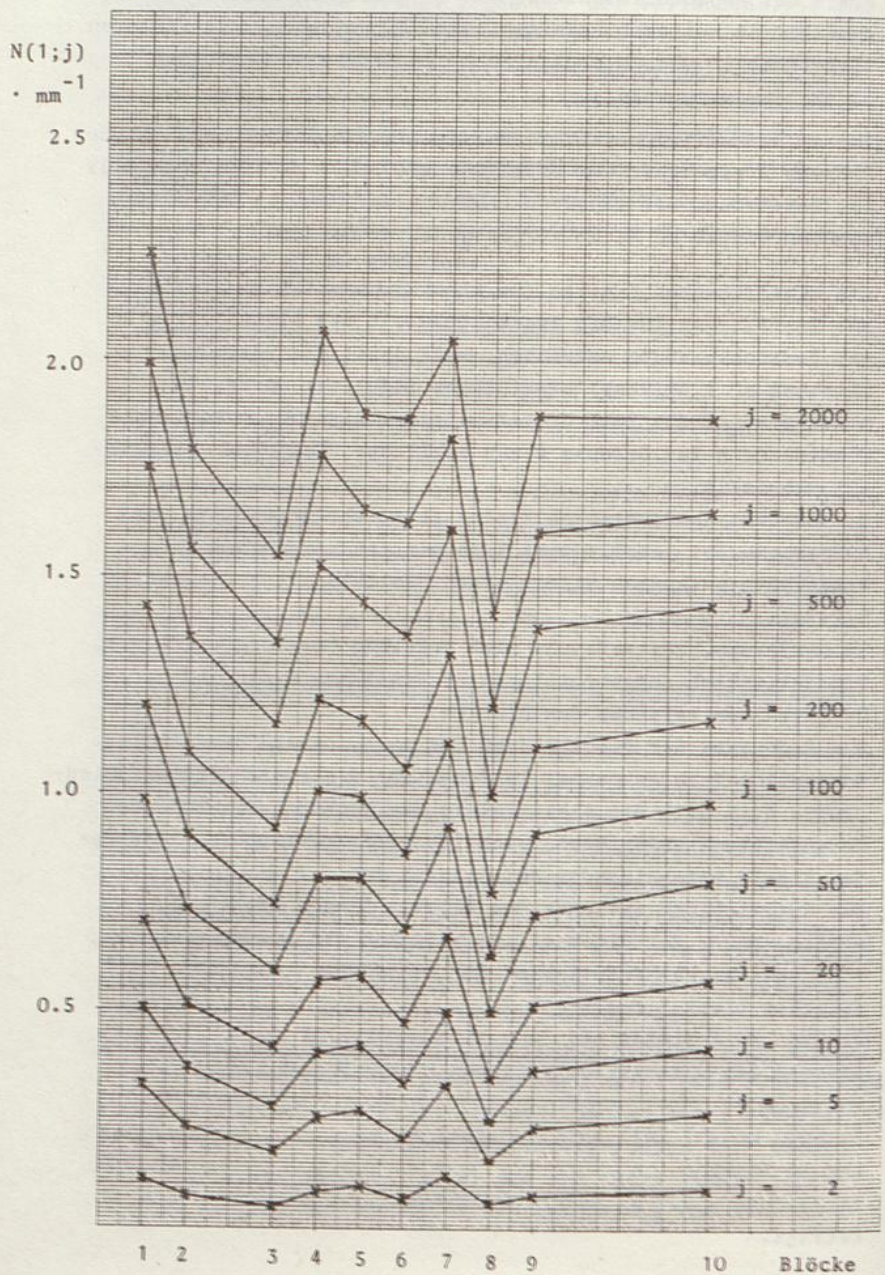


Abbildung 11:

Nachdehnungswerte $N(1;j)$ zu 10 Zeitpunkten
in Abhängigkeit vom Versuchsblock - kontrahierende Lösung B

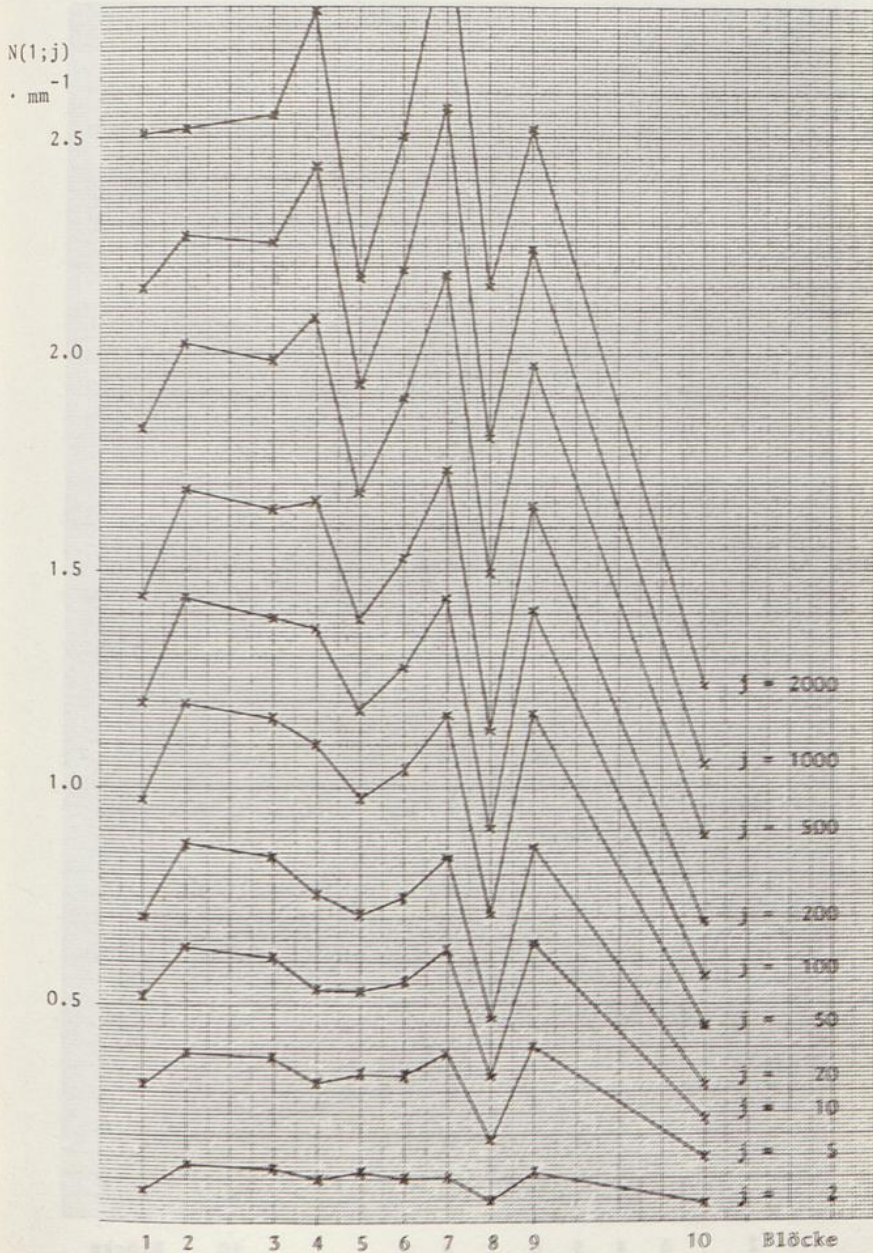
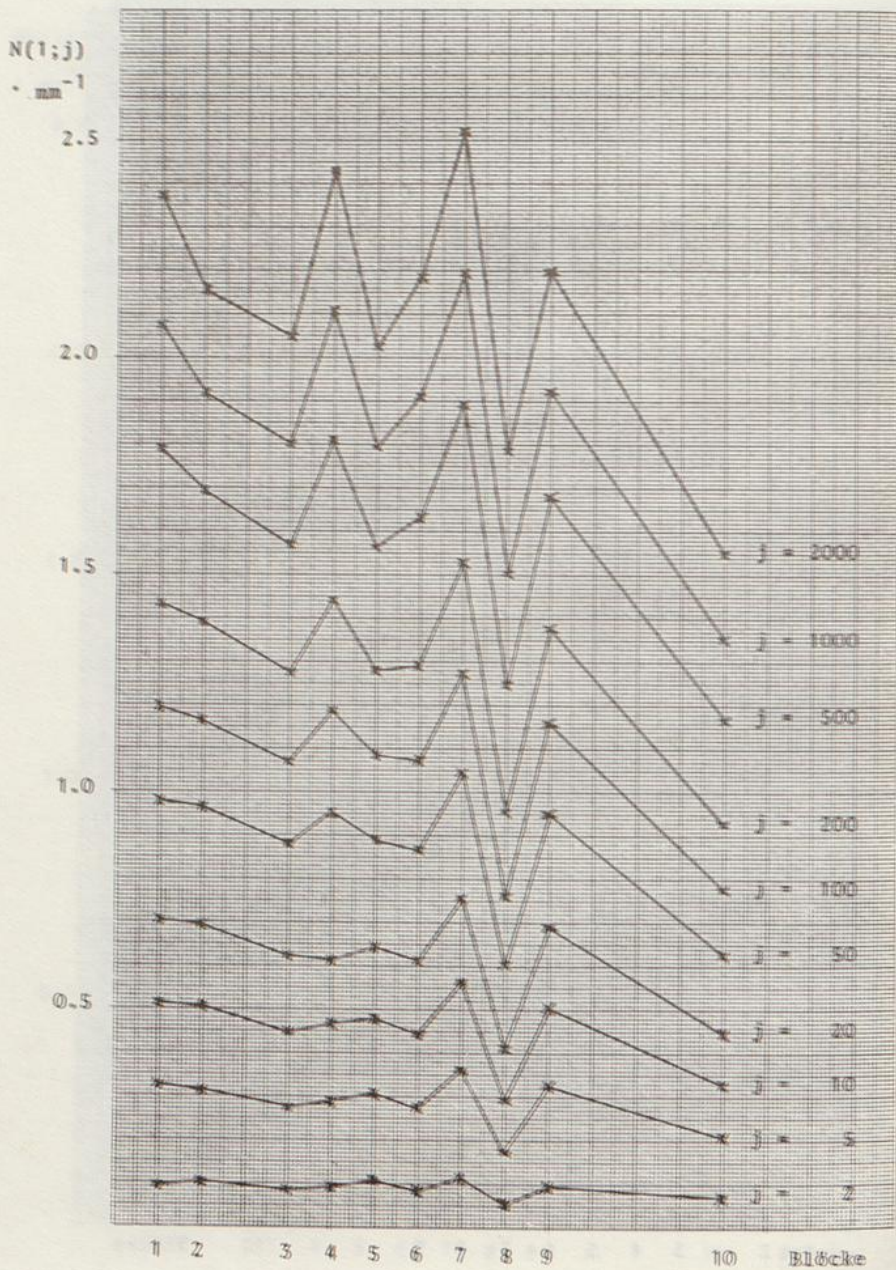


Abbildung 12:

Nachdehnungswerte $N(1;j)$ zu 10 Zeitpunkten
in Abhängigkeit vom Versuchsblock - beide Lösungen



Legende zu den Abbildungen 10-12:

Dargestellt sind die Nachdehnungswerte $N(1;j) = G(j) - G(1)$ in Abhängigkeit vom Versuchsblock.

Die unterste Kurve entspricht jeweils $j=2$, nach oben folgen die für $j=5, 10, 20, 50, 100, 200, 500, 1000, 2000$ (Sekunden).

Die Versuchsblöcke sind unter Berücksichtigung ihres zeitlichen Abstandes auf der Abszisse aufgetragen.

Ihre regelmäßige Abfolge wird deutlich, wenn beachtet wird, daß der letzte der durchgeführten Reserveblöcke - jetzt mit der Zahl 10 bezeichnet - den ursprünglich an dritter Stelle durchgeführten Block - unbezeichnete Lücke zwischen 2 und 3 - in der Versuchsstruktur ersetzt.

Abbildung 10 enthält die Durchschnitte aus jeweils den beiden Untersuchungen in erschlaffender Lösung A und Abbildung 11 die in kontrahierender Lösung B, während Abbildung 12 die Durchschnitte aus jeweils allen vier Untersuchungen eines Blocks enthält.

Eine vergleichende Betrachtung der Zielvariablen der ersten beiden Gruppen weist weitgehende Obereinstimmung korrespondierender Teste auf. Lediglich die Varianzanalyse für die Zielvariablen zeigt in der zweiten Gruppe durchweg stabilere und höhere F-Werte. Daraus kann geschlossen werden, daß der Bezugspunkt "2000 Sekunden" im Vergleich zu "1 Sekunde" eine statistisch solidere Grundlage bildet, während Gründe der physiologischen Interpretation zugunsten des anderen sprachen - s. Abschnitt 7.1.1.1.1.

Die identischen F-Werte in "Femo Single" sowie der ersten beiden Kovariablen in "Como Single" jeweils für den dritten bis neunten Zeitpunkt im Vergleich der ersten beiden Zielvariablengruppen - "Novacom I und II" - lassen sich mit Hilfe der dritten Kovariablen erklären.

Wenn bei analogen Testungen der F-Werte in Novacom I und II jeweils stets die dritte Kovariable, $G(2000)-G(1)$, zum Modell gehört, dann läßt es sich zeigen, daß sich die mathematischen Modelle beider Zielvariablengruppen numerisch nur in einem Koeffizienten sowie in den Vorzeichen der anderen Koeffizienten unterscheiden:

$$\text{Zielvariablengruppe I:} \quad N(1;j) = G(j)-G(1)$$

$$\text{Zielvariablengruppe II:} \quad N(j;2000) = G(2000)-G(j)$$

$$\text{3.Kovariable:} \quad x_3 = N(1;2000) = G(2000)-G(1)$$

$$\begin{aligned} \text{Zielvariablengruppe II: } G(2000)-G(j) &= (G(2000)-G(1)) - (G(j)-G(1)) \\ G(2000)-G(j) &= x_3 - (G(j)-G(1)) \\ N(j;2000) &= x_3 - N(1;j) \end{aligned}$$

Entsprechend:

$$\begin{aligned} \text{Zielvariablengruppe I: } N(1;j) &= x_3 - N(j;2000) \\ & \quad \text{(Gleichung 52)} \end{aligned}$$

Modell der Zielvariablen­gruppe I:

$$N(1;j) = a_0 + a_1x_1 + a_2x_2 + a_3x_3 + a_4x_4 + \dots + \epsilon_I$$

(Gleichung 53)

Modell der Zielvariablen­gruppe II:

$$N(j;2000) = b_0 + b_1x_1 + b_2x_2 + b_3x_3 + b_4x_4 + \dots + \epsilon_{II}$$

(Gleichung 54)

Aus den Gleichungen 52 und 54 folgt:

$$N(1;j) - N(j;2000) = -b_0 - b_1x_1 - b_2x_2 + (1 - b_3)x_3 - b_4x_4 - \dots - \epsilon_{II}$$

(Gleichung 55)

Die Gegenüberstellung der Gleichungen 54 und 55 erklärt die beschriebene Übereinstimmung.

Die oben angeführte Voraussetzung, daß die dritte Kovariable jeweils stets zum Modell gehören müsse, ist genau dann erfüllt, wenn sie signifikant zum Modell beiträgt - aus "Como Cumul" ersichtlich - und beim Modellabbau als letzte Kovariable abgebaut wird, d.h. unter den Kovariablen den höchsten Beitrag zum Modell leistet. Damit wird verständlich, daß Identitäten analoger F-Werte bei Novacom I und II nicht auftreten

in "Anva Single (Y)" - hier sind keine Kovariablen beteiligt -,

in "Como Single" für die dritte Kovariable - hier wird jeweils ein Modell mit der dritten Kovariablen gegen ein Modell ohne diese getestet -,

in "Femo Single" für den Zeitpunkt "2 Sekunden" - hier ist die dritte Kovariable in Novacom I nicht im signifikanten Modell -

und schließlich nur teilweise auftreten

in "Femo Single" für den Zeitpunkt "5 Sekunden" - hier wird die dritte Kovariable in Novacom I zwar signifikant, aber bereits als vorletzte Kovariable abgebaut.

Nach den dargelegten Grundzügen können nun auch die weiteren Zielvariablen - Novacom III und IV - betrachtet werden:

Die Endlänge $l(\text{Ende})$ läßt in der Varianzanalyse keine Beeinflussung durch die faktoriellen Effekte erkennen, während bei Berücksichtigung der sechsten Kovariablen "Ausgangslänge l_0 " statistisch signifikante Einwirkungen der Lösungen festzustellen sind - s. Tabelle 22, N/III/1.

Die gleiche Kovariable verdeutlicht auch den Effekt der Lösungen auf den Retraktionskoeffizienten RtK und zeigt dabei zusätzlich die Wechselwirkung "U x T" auf.

Mit 80.9% ist der Retraktionskoeffizient in der kontrahierenden Lösung B deutlich höher als in der erschlaffenden mit 38.8%.

Wenn RtK als Maß für die Reversibilität der durch die Dehnung erfolgten Muskelverlängerung und der entsprechenden Veränderungen im kontraktilen Apparat interpretiert wird, so ist die Reversibilität in Übereinstimmung mit einer Arbeit an der Taenia coli (204) in der kontrahierenden Lösung höher.

Neben der Deutung, darin einen Hinweis auf den zumindest teilweise plastischen Charakter des Dehnungsgeschehens zu sehen, das nur aktiv durch Kontraktion rückgängig gemacht werden kann, bleibt auch die Möglichkeit, unterschiedliche Rückbildungsgeschwindigkeiten für viskoelastische Dehnungsverformungen anzunehmen.

Die Schwingungsamplitude SwA zeigt signifikante Unterschiede zwischen den Lösungen. Damit besteht Grund zur Annahme, daß die elastische Dehnungsschwingung zumindest nicht ausschließlich durch den Versuchsaufbau bedingt ist, sondern durch die physiologischen Versuchsbedingungen einschließlich der Badlösungen modifiziert wird. Da elastische Dehnung E und Ausgangslänge l_0 einen hohen Vorhersagewert für SwA besitzen, wird der Einfluß der Lösungen in "Femo" überdeckt.

7.1.1.2.3. Am Ende der Betrachtung soll noch auf die Gefahren unkritischer Anwendung statistischer Verfahren in einem Beispiel hingewiesen werden: aus der Tabelle "Novacom V" könnte ein faktorieller Effekt "U x T" auf die vierte Kovariable "dritte Wurzel aus dem Tiergewicht" abgeleitet werden, wenn nicht die Logik der zeitlichen Abfolge eine derartige Fragestellung von vornherein verböte: die Verwendung einer bestimmten Uterusseite zu einer bestimmten Tageszeit vermag kausal keinen Einfluß auf das vor Beginn der Muskeluntersuchungen noch am lebenden Tier gemessene Tiergewicht zu haben.

Das Auftreten eines signifikanten F-Wertes kann nicht nur damit erklärt werden, daß mit der Wahrscheinlichkeit $\alpha = 5\%$ - vgl. Abschnitt 5.1.3.1. - irrtümlich auch beim Vorliegen einer Gleichheit ein Unterschied angenommen wird; vielmehr ist an dieser Stelle die Voraussetzung der Testung, voneinander unabhängige Werte der Berechnung zugrunde zu legen, nicht gegeben: wegen der zwei Uterushörner, die aus einem Tier entnommen wurden, liegen bei 40 Untersuchungen nur 20 voneinander unabhängige Tiergewichte vor, die innerhalb der 40 jeweils doppelt auftreten.

Dieser Sachverhalt ist auch der Grund dafür, weshalb in der Tabelle Novacom V in den Zeilen U und T der Spalte O4 - Beeinflussung der dritten Wurzel aus dem Tiergewicht 3WTG durch die Uterusseite U bzw. durch die Tageszeit T - niemals eine Signifikanz auftreten kann:

Jeder Muskeluntersuchung an einem linken Uterushorn entspricht genau eine an einem rechten Uterushorn, und zwar vom gleichen Tier und damit mit dem gleichen Tiergewicht; entsprechend läßt sich jeder Vormittagsuntersuchung genau eine Nachmittagsuntersuchung zuordnen.

Die Wechselwirkung "U x T" konnte jedoch signifikant werden, da bei einem Versuchstier nur eine der beiden Kombinationen "links vormittags, rechts nachmittags" bzw. "rechts vormittags, links nachmittags" möglich ist, während die andere Kombination erst bei einem weiteren Versuchstier - mit dessen Tiergewicht - auftreten kann.

Schließlich soll noch darauf eingegangen werden, daß in den Celmoi-Tabellen nur Durchschnitte angegeben sind, also Punktschätzungen, während die Angabe von Konfidenzintervallen als Intervallschätzungen zusätzliche Informationen liefern würde.

Die Berechnung von Konfidenzintervallen für den kovarianzanalytischen Fall mit einer Kovariablen kann aus (6) abgeleitet werden. Da in der vorliegenden Arbeit jedoch meist zwei oder drei Kovariablen auftraten und außerdem durch die kombinierte Darstellung von Durchschnitten in Celmoi-Tabellen und von signifikanten F-Werten in Novacom-Tabellen eine gleichwertige Darlegung der Ergebnisse erreicht werden konnte, wurde auf die Berechnung von Konfidenzintervallen verzichtet.

7.1.1.3. Erster Teil der modellabhängigen Auswertung

Im ersten Teil der modellabhängigen Auswertung wurde das NOVACOM-Programmsystem auf Parameter iterativer Hyperbelanpassungen angewendet - s. Tabelle 23 (Novacom IV).

Der Betrag von ParHyp 1 = b_1 als Verschiebung der horizontalen Hyperbelasymptote auf der Ordinate ist in kontrahierender Lösung B signifikant größer als in erschlaffender - 0.0249 gegenüber 0.0166. Außerdem zeigt sich ein tageszeitlicher Unterschied. Einen Vorhersagewert für ParHyp 1 haben die Kovariablen "E", "G(1)-E" und "G(2000)-G(1)".

Der Betrag von ParHyp 2 = b_2 als Verschiebung der vertikalen Hyperbelasymptote auf der Abszisse nach rechts ist in kontrahierender Lösung B mit 0.347 mm gegenüber 0.194 mm ebenfalls signifikant größer als in erschlaffender, ebenso ParHyp 3 = b_3 als Schnittpunkt der Hyperbel mit der Abszisse mit 1.655 mm gegenüber 1.257 mm. Auf ParHyp 3 hat die Kovariable "G(2000)-G(1)" einen sehr hohen Vorhersagewert.

Der Betrag von ParHyp 4 = a_2 ist in kontrahierender Lösung B mit 6296 signifikant kleiner als in erschlaffender mit 7933.

Auf ParHyp 5 = a_3 läßt sich kein Einfluß eines Effektes - mit Ausnahme eines Blockeffektes - nachweisen.

ParHyp 6 = a_4 ist in kontrahierender Lösung B mit 92314 gegenüber 96201 signifikant kleiner als in erschlaffender.

Somit kann der unterschiedliche Einfluß der Lösungen auf das Dehnungsgeschehen auch an den Parametern der Hyperbel nachgewiesen werden, wobei die erste Darstellung mit b_1 , b_2 und b_3 einen Einfluß der Lösung auf alle drei Parameter zeigt, während in der zweiten nur die beiden Parameter a_2 und a_4 einen signifikanten Unterschied aufweisen.

7.1.1.4. Multivariate Analyse

Für die Zielvariablen der beiden ersten Gruppen wurde nachrangig auch eine multivariate Analyse mit dem Programm MUVA (12) durchgeführt, um die im Abschnitt 7.1.1.1.2. genannten Vorteile dieses Auswerteverfahrens ebenfalls auszunutzen.

Wegen der relativ schwer erfüllbaren Voraussetzung, daß die Daten mit der Hypothese, einer n-dimensionalen Gauß-Verteilung zu entstammen, vereinbar sein müssen, wurde die Anzahl der gleichzeitig betrachteten Zeitpunkte auf drei beschränkt und aufgrund der tendenziell schiefen Verteilungen mit logarithmierten Daten gerechnet.

Sowohl bei Verteilung der drei Zeitpunkte über den Gesamtbereich - Testungen 1 und 4 - als auch bei Häufung der Zeitpunkte am Anfang - Testungen 2 und 5 - oder am Ende der Zeitskala - Testungen 3 und 6 - konnte in einer Einwegklassifizierung der Unterschied zwischen den Badlösungen mit hoher Signifikanz bestätigt werden. Die Testungen 2 und 6 sind anzweifelbar, da hier die Voraussetzung der Homogenität nicht ganz erfüllt ist. Sie fügen sich jedoch in ihrem Trend den anderen Ergebnissen ein.

Einen Überblick gibt Tabelle 26.

TABELLE 26 :

MULTIVARIATE TESTUNG

AUFGEFUEHRT SIND:

HOMOGENITAET DER KOVARIANZMATRIZEN :

CHI-QUADRAT MIT 6 FREIHEITSGRADEN
SOWIE IRRTUMSWAHRSCHEINLICHKEIT PPRUEFGROESSE FUER DIE GLOBALE NULLHYPOTHESE $H_0 (A = B)$:HOTELLINGS T-QUADRAT MIT 3 UND 36 FREIHEITSGRADEN
SOWIE IRRTUMSWAHRSCHEINLICHKEIT P

	ZEITPUNKTE		HOMOGENITAET		PRUEFGROESSE	
	CHI-QU.	P	HOTELLINGS	T-QU.	P	
1.	2, 20, 2000	10.57	0.103	9.30	0.0001	
2.	2, 5, 20	18.70	0.005	9.84	0.0001	
3.	20, 200, 2000	9.59	0.143	7.42	0.0005	
4.	1, 10, 1000	9.26	0.160	6.76	0.0010	
5.	1, 2, 10	10.25	0.115	13.79	0.0000	
6.	10, 100, 1000	15.70	0.016	4.85	0.0062	

1., 2. UND 3. SIND DARSTELLUNGEN VON ZIELVARIABLEN DER ERSTEN GRUPPE
"G(J)-G(1)", WAEREND
4., 5. UND 6. SOLCHE DER ZWEITEN GRUPPE
"G(2000)-G(J)" REPRaesENTIEREN.

FUER DIE ERSTE TESTUNG SOLLTEN DIE ENTSPRECHENDEN DURCHSCHNITTE DER
NACHDEHNUNGSWERTE AUS DER TABELLE "CELMOI I" ALS BEISPIEL AUFGEFUEHRT WERDEN:

	ANZAHL N	G(2)-G(1)	G(20)-G(1)	G(2000)-G(1)
LOESUNG A	20	0.0855	0.5386	1.8594
LOESUNG B	20	0.0969	0.7134	2.3966

7.1.2. Zweiter Teil der modellabhängigen Auswertung

7.1.2.1. Zu Beginn dieses Abschnitts sollen zwei Abbildungen eingefügt werden. Einerseits ermöglichen sie zwar einen Vergleich mit früheren Arbeiten, indem sie u.a. verdeutlichen, daß die Hyperbelfunktion am Rattenuterus vergleichbar gut wie an früheren Untersuchungsobjekten - s. Abschnitt 2.4. - eingesetzt werden kann, und zeigen außerdem die iterative Hyperbelanpassung, die in beiden Fällen eine Verbesserung gegenüber dem Verfahren mit Linearisierung nach Bronstein (78) liefert. Andererseits vereinen diese Abbildungen in sich aber auch einen Großteil der bereits im Abschnitt 5.4.4. dargelegten Probleme. Deshalb wird auf sie nicht näher eingegangen.

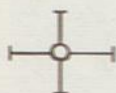
Es soll nur darauf hingewiesen werden, daß in der Abbildung 14 die Summe der Abweichungsquadrate SQ_2 bei der iterativen Kurvenanpassung mit 0.000040 gegenüber dem Verfahren nach Bronstein mit 0.033794 etwa um den Faktor 840 niedriger liegt und damit eine als wesentlich besser zu bezeichnende Kurvenanpassung liefert, was aus der graphischen Darstellung nicht sofort ersichtlich ist.

Die Bronsteinsche Anpassung läßt im genannten Beispiel, bei dem die 4.Serie, also die Anpassung mit dem 4.Wertepaar als festem Wertepaar - vgl. Abschnitt 4.6.1. -, den höchsten Korrelationskoeffizienten in der linearisierten Form lieferte, den ersten experimentellen Wert in einem so hohen Maße unberücksichtigt, daß er jenseits der vertikalen Hyperbelasymptote liegt und somit bei diesem Verfahren völlig uninterpretierbar ist, während er sich bei der iterativen Anpassung durchaus in die Daten einreihen läßt. Eine weitere Verbesserung der iterativen Anpassung vor allem für den Bereich kleiner dN/dt -Werte wäre mit einer Wichtung der Kurvenpunkte denkbar, worauf jedoch verzichtet wurde - s. Abschnitt 5.4.4.3.

Legende zu den Abbildungen 13 und 14:

Abbildung 13 beruht auf 28 Muskeluntersuchungen in erschlaffender Lösung A und Abbildung 14 auf 29 Untersuchungen in kontrahierender Lösung B.

Alle Nachdehnungswerte $N(t)$ wurden aus der Subtraktion der elastischen Dehnung E von der Gesamtdehnung $G(t)$ gewonnen und dann mittels Division durch $N(2000)$ standardisiert.



Meßwerte (\pm SD; $n = 28$ bzw. 29)

- x mit dem Iterationsverfahren angepaßte Kurvenpunkte
- Mit dem Verfahren nach Bronstein (78) angepaßte Kurvenpunkte
- Linearisierte Werte nach Bronstein

Abbildung 13: Erschlaffende Lösung A

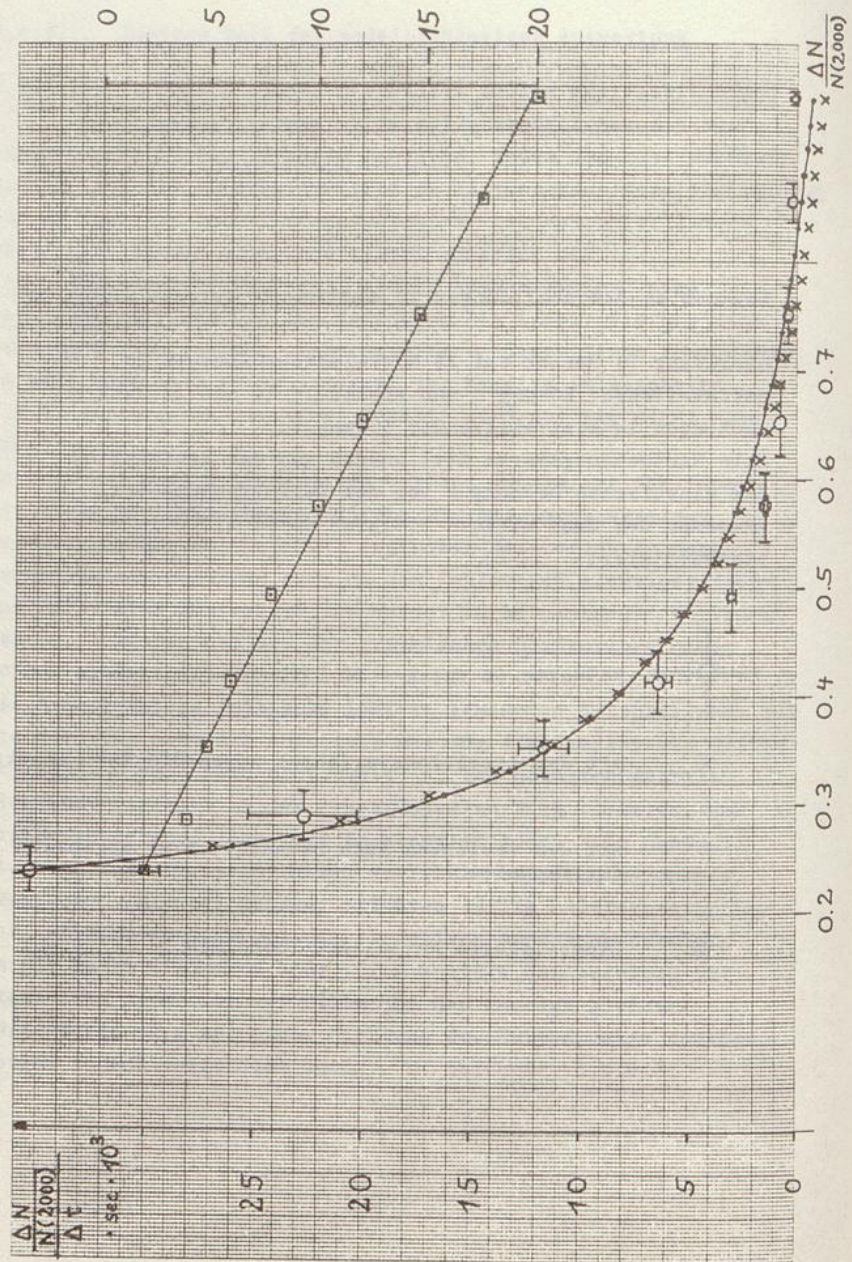
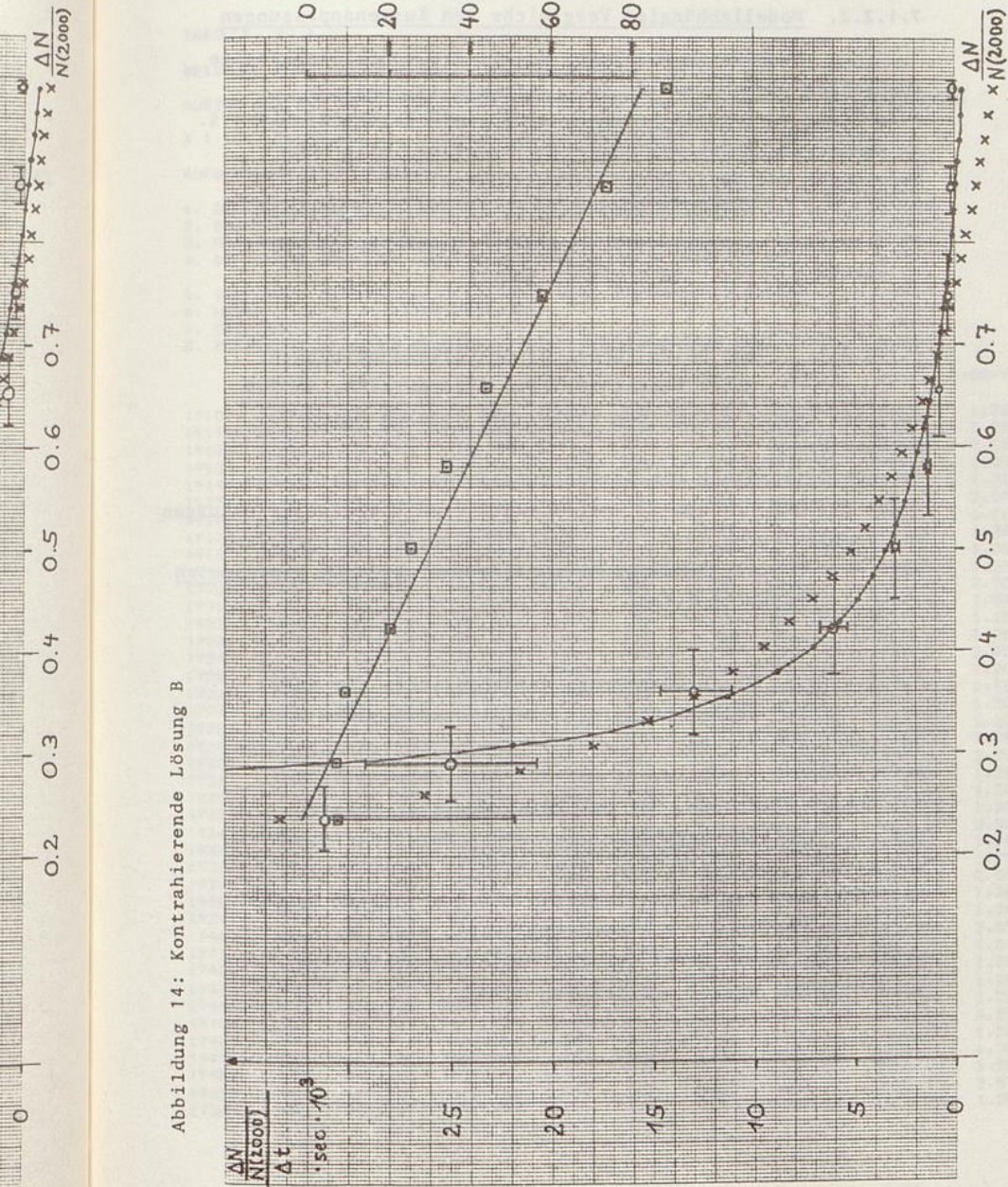


Abbildung 14: Kontrahierende Lösung B



7.1.2.2. Modellabhängige Vergleiche von Kurvenanpassungen

Nachdem im Abschnitt 7.1.1. die modellunabhängige Auswertung und ein erster Teil der modellabhängigen Auswertung dargestellt wurden, sind gemäß Abschnitt 5.4.4.8. im Rahmen der modellabhängigen Betrachtung jetzt noch Vergleiche auf zwei Ebenen durchzuführen:

- 1) Vergleiche verschiedener Modelle am gleichen Muskel
- 2) Vergleiche verschiedener Muskeln - Taenia coli, Vena portae, Uterus - im gleichen Modell.

7.1.2.2.1. Für beide Ebenen waren Kurvenanpassungen, meist iterativer Art, erforderlich, so daß zunächst festgelegt werden mußte, mit welchen Daten zu rechnen war.

Für die Betrachtung des Nachdehnungsgeschehens am Uterus lagen aus den eigenen 57 voll auswertbaren Muskeluntersuchungen des Hauptversuchs durch das zweite Datenerfassungsprogramm über 160 000 Zeit-Dehnungs-Wertepaare oder 320 000 Einzeldaten vor - s. Abschnitt 5.4.2.

7.1.2.2.1.1. Diese Datenmenge war angesichts der sehr rechenintensiven Iterationsprogramme und der hohen Zahl an damit durchzuführenden Kurvenanpassungen auf ein Maß zu reduzieren, das der Rechenkapazität der EDV-Anlage entsprach. Mit der Datenreduktion sollte gleichzeitig eine Genauigkeitserhöhung der Einzeldaten in dem Sinne verbunden werden, daß kleinste Abweichungen beim Abfahren der Registrierkurve mit dem zweiten Datenerfassungsprogramm - s. Abschnitt 5.4.2. - in der Größenordnung von meist Bruchteilen eines Mikrometers Muskeldehnung weiter verkleinert werden.

TABELLE 27 :

BEISPIEL FUER DAS MIKROGLAETTUNGSVERFAHREN :

AUSZUG AUS DEN DATEN DER MUSKELUNTERSUCHUNG NR. 24 DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN

X : ZEIT [IN SEC] ; Y : GESAMTVERLAENGERUNG [IN MIKROMETERN]

AUFGEFUEHRT SIND JEWEILS:

1. DIFFERENZ ZWISCHEN ORIGINAL-X-WERT UND VORHERIGEM WERT : D-OR-X
 2. ORIGINAL-X-WERT : OR-X
 3. UEBER 5 WERTE GEMITTELTER X-WERT : GM-X
 4. DIFFERENZ ZWISCHEN GEMITTELTEM X-WERT UND VORHERIGEM WERT : D-GM-X
 5. DIFFERENZ ZWISCHEN GEMITTELTEM Y-WERT UND VORHERIGEM WERT : D-GM-Y
 6. UEBER 5 WERTE GEMITTELTER Y-WERT : GM-Y
 7. ORIGINAL-Y-WERT : OR-Y
 8. DIFFERENZ ZWISCHEN ORIGINAL-Y-WERT UND VORHERIGEM WERT : D-OR-Y

	D-OR-X	OR-X	GM-X	D-GM-X		D-GM-Y	GM-Y	OR-Y	D-OR-Y
1910)	1.996	371.856	371.856	1.996	X/Y	1.79	4964.84	4964.84	1.28
1911)	1.996	373.852	373.852	1.996	X/Y	1.79	4966.63	4966.12	1.28
1912)	1.996	375.848	375.848	1.996	X/Y	1.54	4968.17	4968.67	2.55
1913)	1.996	377.844	377.844	1.996	X/Y	1.79	4969.96	4969.96	1.28
1914)	1.996	379.840	379.840	1.996	X/Y	1.79	4971.75	4971.24	1.28
1915)	1.996	381.836	381.836	1.996	X/Y	1.54	4973.28	4973.79	2.55
1916)	1.996	383.832	383.832	1.996	X/Y	1.54	4974.82	4975.07	1.28
1917)	1.996	385.828	385.828	1.996	X/Y	1.54	4976.36	4976.36	1.28
1918)	1.996	387.824	387.824	1.996	X/Y	1.54	4977.89	4977.64	1.28
1919)	1.996	389.820	389.820	1.996	X/Y	1.54	4979.43	4978.92	1.28
1920)	1.996	391.816	391.816	1.996	X/Y	1.54	4980.97	4981.48	2.55
1921)	1.996	393.812	393.812	1.996	X/Y	1.54	4982.50	4982.76	1.28
1922)	1.996	395.808	395.808	1.996	X/Y	1.79	4984.30	4984.04	1.28
1923)	1.996	397.804	397.804	1.996	X/Y	1.54	4985.83	4985.32	1.28
1924)	1.996	399.800	399.800	1.996	X/Y	1.79	4987.62	4987.88	2.55
1925)	1.996	401.796	401.796	1.996	X/Y	1.79	4989.41	4989.16	1.28
1926)	1.996	403.792	403.792	1.996	X/Y	1.79	4991.20	4991.71	2.55
1927)	1.996	405.788	405.788	1.996	X/Y	1.54	4992.74	4993.00	1.28
1928)	1.996	407.784	407.784	1.996	X/Y	1.79	4994.53	4994.28	1.28
1929)	1.996	409.780	409.780	1.996	X/Y	1.54	4996.07	4995.56	1.28
1930)	1.996	411.776	411.776	1.996	X/Y	1.54	4997.61	4998.11	2.55
1931)	1.996	413.772	413.772	1.996	X/Y	1.54	4999.14	4999.40	1.28
1932)	1.996	415.768	415.768	1.996	X/Y	1.79	5000.93	5000.68	1.28
1933)	1.996	417.764	417.764	1.996	X/Y	1.54	5002.47	5001.96	1.28
1934)	1.996	419.760	419.760	1.996	X/Y	1.54	5004.00	5004.51	2.55
1935)	1.996	421.757	421.757	1.996	X/Y	1.79	5005.79	5005.79	1.28
1936)	1.996	423.753	423.753	1.996	X/Y	1.79	5007.58	5007.08	1.28
1937)	1.996	425.749	425.749	1.996	X/Y	1.54	5009.12	5009.63	2.55
1938)	1.996	427.745	427.745	1.996	X/Y	1.79	5010.91	5010.91	1.28
1939)	1.996	429.741	429.741	1.996	X/Y	1.54	5012.45	5012.19	1.28
1940)	1.996	431.737	431.737	1.996	X/Y	1.28	5013.73	5014.74	2.55
1941)	1.996	433.733	433.733	1.996	X/Y	1.28	5015.01	5014.76	0.01
1942)	1.996	435.729	435.729	1.996	X/Y	1.28	5016.29	5016.04	1.28
1943)	1.996	437.725	437.725	1.996	X/Y	1.28	5017.57	5017.32	1.28
1944)	1.996	439.721	439.721	1.996	X/Y	1.54	5019.11	5018.60	1.28
1945)	1.996	441.717	441.717	1.996	X/Y	1.54	5020.64	5021.15	2.55
1946)	1.996	443.713	443.713	1.996	X/Y	1.54	5022.18	5022.43	1.28
1947)	1.996	445.709	445.709	1.996	X/Y	1.79	5023.97	5023.72	1.28
1948)	1.996	447.705	447.705	1.996	X/Y	1.54	5025.51	5025.00	1.28
1949)	1.996	449.701	449.701	1.996	X/Y	1.54	5027.04	5027.55	2.55
1950)	1.996	451.697	451.697	1.996	X/Y	1.54	5028.58	5028.83	1.28

7.1.2.2.1.1.1. Da die erhobenen Zeit-Dehnungs-Wertepaare sehr dicht nebeneinander lagen und zu streng monotonen Registrierkurven gehörten, erschien das folgende, als "Mikroglättung" bezeichnete Verfahren geeignet, die gewünschte Stabilisierung der Datenerfassungsgenauigkeit zu liefern, ohne auch nur geringgradig bedeutsame Änderungen im Kurvenverlauf zu bewirken: jeder Kurvenpunkt wurde durch einen mikrogeglätteten Punkt ersetzt, dessen beide Koordinaten die zwei Durchschnitte der Koordinaten von insgesamt 5 benachbarten Kurvenpunkten waren.

Da benachbarte Kurvenpunkte, bezogen auf ihren Abszissenanteil, fast stets äquidistant lagen, war in diesen Fällen der Abszissenwert des mikrogeglätteten Punktes mit dem eines Originalkurvenpunktes identisch, während der Ordinatenwert noch je zwei Kurvenpunkte links und rechts vom zu ersetzenden Punkt berücksichtigte.

Ein Beispiel für das Mikroglättungsverfahren gibt Tabelle 27.

7.1.2.2.1.1.2. Wegen der angenähert mit dem Logarithmus der Zeit zunehmenden Nachdehnung waren für die Datenreduktion solche Zeitpunkte auszuwählen, die im logarithmischen Maßstab etwa gleich weit voneinander entfernt lagen, d.h. im linearen Maßstab ungefähr eine geometrische Reihe bildeten. Diesem Grundprinzip der Wahl der Zeitpunkte entsprach näherungsweise auch die Zahlenreihe früherer Arbeiten, die aus nur 11 Punkten bestand - vgl. Abschnitt 7.1.1.1.2.

Für die Auswahl einer weitaus größeren Anzahl von Zeitpunkten erschien das WL-Zahlensystem (221, 222) besonders geeignet: Mit der W48-Grundfolge wurden 160 Zeitpunkte zwischen 1 und 2050 Sekunden festgelegt und zu diesen Zeitpunkten für jede der 57 Muskeluntersuchungen 160 Zeit-Nachdehnungs-Wertepaare aus den mikrogeglätteten Daten ausgewählt. Da im allgemeinen keine mikrogeglätteten Daten exakt zu den gewünschten Zeitpunkten vorlagen, wurden die benötigten Werte durch lineare Interpolation zwischen zwei benachbarten Punkten aus den etwa 2800 mikrogeglätteten Daten pro Kurve

TABELLE 28 :

BEISPIEL FUER ORIGINALDATEN EINER MUSKELUNTERSUCHUNG (NR. 24)
DES HAUPTVERSUCHS

ELASTISCHE DEHNUNG : 2.8513 MM

EINZELWERTE DER ERSTEN ELASTISCHEN SCHWINGUNG : 3.0789 MM
2.6237 MM

MIKROEGLAETTETE DATEN :

ZEITPUNKTE IN SEC - GESAMTLAENGE IN MM :

1.00	: 3.4684	#	10.0	: 3.9423	#	100.	: 4.5683	#	1000.	: 5.2914
1.05	: 3.4751	#	10.5	: 3.9537	#	105.	: 4.5790	#	1050.	: 5.3063
1.10	: 3.4820	#	11.0	: 3.9657	#	110.	: 4.5928	#	1100.	: 5.3192
1.15	: 3.4887	#	11.5	: 3.9766	#	115.	: 4.6072	#	1150.	: 5.3316
1.21	: 3.4960	#	12.1	: 3.9905	#	121.	: 4.6232	#	1210.	: 5.3546
1.27	: 3.5030	#	12.7	: 4.0021	#	127.	: 4.6361	#	1270.	: 5.3685
1.33	: 3.5097	#	13.3	: 4.0100	#	133.	: 4.6522	#	1330.	: 5.3849
1.40	: 3.5171	#	14.0	: 4.0247	#	140.	: 4.6663	#	1400.	: 5.3985
1.47	: 3.5255	#	14.7	: 4.0368	#	147.	: 4.6808	#	1470.	: 5.4138
1.54	: 3.5345	#	15.4	: 4.0514	#	154.	: 4.6921	#	1540.	: 5.4313
1.62	: 3.5439	#	16.2	: 4.0663	#	162.	: 4.7053	#	1620.	: 5.4453
1.69	: 3.5510	#	16.9	: 4.0776	#	169.	: 4.7193	#	1690.	: 5.4587
1.78	: 3.5601	#	17.8	: 4.0903	#	178.	: 4.7340	#	1780.	: 5.4762
1.87	: 3.5689	#	18.7	: 4.1027	#	187.	: 4.7501	#	1870.	: 5.4952
1.96	: 3.5777	#	19.6	: 4.1156	#	196.	: 4.7618	#	1960.	: 5.5139
2.05	: 3.5869	#	20.5	: 4.1253	#	205.	: 4.7762	#	2050.	: 5.5306
2.15	: 3.5961	#	21.5	: 4.1404	#	215.	: 4.7935			
2.26	: 3.6051	#	22.6	: 4.1560	#	226.	: 4.8093			
2.37	: 3.6147	#	23.7	: 4.1678	#	237.	: 4.8238			
2.49	: 3.6235	#	24.9	: 4.1839	#	249.	: 4.8413			
2.61	: 3.6325	#	26.1	: 4.1935	#	261.	: 4.8562			
2.74	: 3.6422	#	27.4	: 4.2062	#	274.	: 4.8704			
2.87	: 3.6518	#	28.7	: 4.2166	#	287.	: 4.8871			
3.01	: 3.6625	#	30.1	: 4.2298	#	301.	: 4.8999			
3.16	: 3.6725	#	31.6	: 4.2460	#	316.	: 4.9135			
3.32	: 3.6833	#	33.2	: 4.2599	#	332.	: 4.9286			
3.48	: 3.6951	#	34.8	: 4.2712	#	348.	: 4.9430			
3.65	: 3.7059	#	36.5	: 4.2845	#	365.	: 4.9589			
3.83	: 3.7155	#	38.3	: 4.2970	#	383.	: 4.9742			
4.02	: 3.7265	#	40.2	: 4.3105	#	402.	: 4.9896			
4.22	: 3.7368	#	42.2	: 4.3224	#	422.	: 5.0060			
4.42	: 3.7465	#	44.2	: 4.3320	#	442.	: 5.0209			
4.64	: 3.7579	#	46.4	: 4.3457	#	464.	: 5.0381			
4.87	: 3.7704	#	48.7	: 4.3588	#	487.	: 5.0556			
5.11	: 3.7832	#	51.1	: 4.3720	#	511.	: 5.0705			
5.36	: 3.7934	#	53.6	: 4.3870	#	536.	: 5.0866			
5.62	: 3.8033	#	56.2	: 4.4008	#	562.	: 5.1024			
5.90	: 3.8152	#	59.0	: 4.4150	#	590.	: 5.1196			
6.19	: 3.8269	#	61.9	: 4.4292	#	619.	: 5.1346			
6.49	: 3.8376	#	64.9	: 4.4399	#	649.	: 5.1486			
6.81	: 3.8485	#	68.1	: 4.4524	#	681.	: 5.1634			
7.15	: 3.8597	#	71.5	: 4.4684	#	715.	: 5.1792			
7.50	: 3.8728	#	75.0	: 4.4824	#	750.	: 5.1951			
7.87	: 3.8831	#	78.7	: 4.4967	#	787.	: 5.2095			
8.25	: 3.8932	#	82.5	: 4.5100	#	825.	: 5.2246			
8.66	: 3.9053	#	86.6	: 4.5247	#	866.	: 5.2414			
9.09	: 3.9193	#	90.9	: 4.5375	#	909.	: 5.2565			
9.53	: 3.9299	#	95.3	: 4.5531	#	953.	: 5.2736			

gewonnen. Wegen der Mikroglättung lagen somit über 800 Originalkurvenpunkte pro Muskeluntersuchung - also etwa 50 000 Wertepaare insgesamt - indirekt den weiteren Berechnungen zugrunde.

Ein Beispiel für 160 Zeit-Dehnungs-Wertepaare einer Muskeluntersuchung und für die nach der W48-Grundfolge gewählten Zeitpunkte gibt Tabelle 28.

7.1.2.2.1.2. Für den Vergleich mit anderen Muskeln konnten Originaldaten von 36 Muskeluntersuchungen an der Taenia coli des Meerschweinchens - je 18 in erschaffender und in kontrahierender Lösung - zu einer früher veröffentlichten Arbeit (209) und von 10 an der Vena portae des Meerschweinchens einer unveröffentlichten Arbeit (206) herangezogen werden. Dabei lagen jeweils 11 Zeit-Dehnungs-Wertepaare vor.

Die Benutzung von Daten anderer Arbeiten weist eine besondere Problematik auf, da diese Daten nicht unter den gleichen Versuchsbedingungen - einschließlich der eigenen Randomisierungsstruktur - wie die eigenen gewonnen wurden. Daher wird in diesem Abschnitt völlig auf die Anwendung statistischer Testverfahren verzichtet. Um einen Vergleich mit Daten anderer Arbeiten gemäß den im Abschnitt 3. formulierten Zielen dennoch - wenn auch unter Vorbehalt - zu ermöglichen, erfolgte statt dessen eine deskriptive Betrachtung.

7.1.2.2.1.3. Für alle berechneten Kurvenanpassungen wurden Zeit-Nachdehnungs-Wertepaare mit der im Abschnitt 7.1.1.1.1. definierten Nachdehnung $N(1;t)$ als "Dehnung, die nach der ersten Sekunde folgt" zugrunde gelegt; bei den eigenen 57 Untersuchungen standen je 160 und bei den 46 fremden Untersuchungen je 11 experimentell ermittelte Wertepaare zur Verfügung.

7.1.2.2.2. Ziel der mit diesem Datenmaterial durchzuführenden Kurvenanpassungen sollte es sein, zum einen verschiedene Modelle untereinander zu vergleichen - wozu im Sinne von Abschnitt 6.1.4.2. sowohl mathematische als auch Komponentenmodelle gehörten - und dabei vor allem auch das bereits im Abschnitt 2.4.1. dargelegte Hyperbelmodell in Beziehung zu anderen Modellen zu setzen, um Aussagen über dessen Möglichkeit der Datenbeschreibung treffen zu können; zum anderen sollte ein Vergleich zur Beschreibbarkeit des Nachdehnungsgeschehens an anderen glatten Muskeln - Taenia coli und Vena portae - vorgenommen werden, wobei wegen der im Abschnitt 5.4.4.7. dargelegten Schwierigkeiten eines Bestimmtheitsmaßes keine direkten Vergleiche zwischen Untersuchungen an verschiedenen Muskeln durchgeführt, sondern stets nur Kurvenanpassungen verschiedener Funktionen an dieselben Daten jeweils einer Muskeluntersuchung - oder der gleichen Funktion in verschiedenen Darstellungen - miteinander verglichen wurden, wodurch die Summe der Quadrate um die Regression SQ_2 als Maß für den Vergleich der Güte einer Anpassung benutzt werden konnte. Daraus ergibt sich das Vorgehen im folgenden Abschnitt, Vergleiche zwischen Funktionen zunächst am Uterusmuskel durchzuführen und dann zu untersuchen, ob die Vergleiche an anderen Muskeln ähnlich ausfallen.

7.1.2.2.3. Da die meisten betrachteten Funktionen in den Koeffizienten nichtlinear sind, wurde der überwiegende Teil der etwa 600 Kurvenanpassungen für eigene Daten und der über 500 für fremde Daten mit Iterationsverfahren berechnet. Dazu dienten Programme, die nach dem im Abschnitt 5.4.4.3. beschriebenen Iterationsverfahren mit additiver Parameterveränderung arbeiteten und die durch Einfügen von Abfragen, welche das Verharren bei der Anpassung eines einzigen Parameters verhinderten, verbessert worden waren. Als Kriterien für das Beenden einer iterativen Anpassung galten zwei Bedingungen: die Iteration wurde dann beendet, wenn die nächsten möglichen Änderungen aller

Parameter kleiner als ein Millionstel der betreffenden vorliegenden Parametergrößen gewesen wären oder wenn für eine Kurvenanpassung die Kernspeicherrechenzeit 2 Stunden überschritt. Im letzten Falle wurde dann jedoch die Iterationszeit, soweit sinnvoll, bis auf 6 Stunden pro Kurve erhöht.

Alle Iterationen und sonstigen Kurvenanpassungen erfolgten nach dem Verfahren der Minimalisierung der Summe der Abweichungsquadrate SQ_2 . Dabei wurde keine Wichtung von Kurvenpunkten vorgenommen. Dieser Verzicht auf Wichtung hat zur Folge, daß prozentual gleich große Abweichungen von sehr kleinen Ordinatenwerten weniger als solche von großen auf den Verlauf einer optimalen Anpassung einwirken. Das ist in Darstellungen mit der zeitlichen Änderung der Nachdehnung dN/dt als Ordinate von Nachteil. Der Nachteil wurde jedoch in Kauf genommen - vgl. Abschnitte 5.4.4.3. und 7.1.2.1.

7.1.2.2.4. Als Vergleichsfunktionen für das Hyperbelmodell wurden einfache mathematische Modelle gewählt, auch wenn diese zunächst nicht den Charakter von Komponentenmodellen hatten, zumal das Konzept des erweiterten Voigt-Modells in seiner Modifizierung als Hyperbelmodell durch die zusätzliche Annahme einer linearen Abhängigkeit der Viskosität von der Nachdehnung den Vorteil, ein unmittelbar aus mechanischen Bewegungsgleichungen - z.B. in (194) - abgeleitetes einfaches Analogiemodell darzustellen, auch nur bedingt besitzt - obgleich sich für die nachdehnungsabhängige Viskosität eine einfache technische Realisation angeben läßt: s. Skizze 14. Zudem sollte es möglich sein, ein sehr einfaches mathematisches Modell durch Aufzeigen möglicher Bezüge zur Struktur zu einem Komponentenmodell zu erheben.

Auf die Diskrepanz dieses Vorgehens zu dem im Abschnitt 6.1.4.1. dargelegten besten Weg einer Modellbildung im biologischen Bereich sei ausdrücklich hingewiesen.

Das beschriebene Vorgehen kann aber dann als gerechtfertigt angesehen werden, wenn es unter dem Aspekt betrachtet wird, daß das Aufstellen anderer Modelle und ihr Vergleich mit dem Hyperbelmodell der Verifizierung des letzteren dienen soll: erwartet werden müßte dabei, falls die besondere Rolle der Hyperbelfunktion zutreffend ist, daß sich das Hyperbelmodell gegenüber anderen gleich einfachen oder erst recht gegenüber noch einfacheren Modellen, also Modellen mit ebenfalls nur drei oder sogar nur zwei Parametern, als in der Regel gleichwertig oder überlegen zeigen sollte. Das Vorgehen des Vergleichens mit anderen Modellen erfüllt zudem die Voraussetzung eines Verifizierungsversuches, klar abgegrenzte Möglichkeiten einer Alternative, also die der Falsifikation, zu beinhalten.

Skizze 14:

Technische Realisierung einer linearen Abhängigkeit des Reibungskoeffizienten μ ("Viskosität") von der Nachdehnung
(als Ergänzung zum Modell Greven der Skizze 11)



$$\mu = a + bN$$

Bei Dehnung vergrößert sich der so definierte Faktor μ linear durch lineare Vergrößerung der Reibungsflächen.

Zunächst wurden folgende Funktionen betrachtet - k_1, k_2, k_3, k_4, k_5 seien Parameter der jeweiligen Funktionen:

$$Y = k_1 \cdot \frac{X - k_3}{X - k_2} \quad (\text{Hyperbelgleichung}) \quad \text{Funktion 11}$$

$$Y = k_1 + k_2 \cdot k_3^X \quad \text{Funktion 12}$$

$$Y = k_1 + k_2 \cdot k_3^{\ln X} \quad \text{Funktion 13}$$

$$Y = k_1 \cdot e^{k_2 X} \quad \text{Funktion 14}$$

$$Y = k_1 \cdot e^{k_2 \ln X} \quad \text{Funktion 15}$$

$$Y = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 X} \quad \text{Funktion 16}$$

$$Y = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 \ln X} \quad \text{Funktion 17}$$

$$Y = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 X} + k_4 \cdot e^{k_5 X} \quad \text{Funktion 18}$$

Funktion 11 entstammt dem Hyperbelmodell.

Funktion 12 geht auf eine kompliziertere Funktion in einer Arbeit (193) über Adaptationsvorgänge glatter Muskulatur zurück.

Funktion 13 ist eine Modifikation von Funktion 12.

Die Funktionen 15-18 stellen einfache Modifikationen und Erweiterungen der Exponentialfunktion 14 dar.

Die Funktionen 12 und 16 sind verschiedene Schreibweisen der gleichen Funktion.

Entsprechendes gilt für die Funktionen 13 und 17.

Dennoch wurden neben den Funktionen 12 und 13 auch die Funktionen 16 und 17 aufgeführt, da sie zur Überprüfung der Programme mit verschiedenen Schreibweisen einer Funktion verwendet wurden.

Für die X,Y-Wertepaare kamen drei unterschiedliche Darstellungen der experimentellen Daten in Betracht:
 t,N-Wertepaare als Originaldaten "Zeit,Nachdehnung"

= Darstellung 1

t,(dN/dt)-Wertepaare als 1.Ableitung nach der Zeit

= Darstellung 2

N,(dN/dt)-Wertepaare als häufige Darstellung früherer
 Arbeiten, die das Hyperbelmodell benutzten

= Darstellung 3

Zu zwei Muskeluntersuchungen am Uterus wurden für alle
 24 Kombinationen aus den 8 Funktionen und den 3 Darstellungen
 Kurvenanpassungen berechnet und anschließend zu den besten
 Kombinationen Kurvenanpassungen sowohl für jede der
 57 eigenen als auch der 46 fremden Muskeluntersuchungen
 durchgeführt.

7.1.2.2.5. Ergebnisse der Kurvenanpassungen

7.1.2.2.5.1. Obwohl gemäß den Ausführungen im Abschnitt 5.4.4.5. die Anpassung an Originaldaten, also t, N -Werte, anzustreben ist, soll zunächst die dritte Darstellung, $N, (dN/dt)$ -Werte, abgehandelt werden, da sie den unmittelbaren Vergleich mit dem Hyperbelmodell ermöglicht.

7.1.2.2.5.1.1. In der Darstellung " $N, (dN/dt)$ " ist sowohl die Funktion 12 mit ebenfalls drei Parametern als auch sogar die Funktion 14 mit nur zwei Parametern jeweils bei 56 von 57 Muskeluntersuchungen am Uterus, gemessen an SQ_2 , besser als die Hyperbelfunktion 11, und zwar um einen Faktor, der bis etwa 3.7 reicht, d.h. die Summe der Abweichungsquadrate beträgt bei der Hyperbel bis zum 3.7 fachen gegenüber den beiden anderen Funktionen - s. Tabelle 29 und 30.

Die Funktion 12 liefert zwar in fast allen Fällen bessere Anpassungen als Funktion 14, jedoch liegt letztere durchweg nur um wenige Prozent schlechter als erstere - s. Tabelle 31.

Somit ist die sehr einfache Exponentialfunktion

$$dN/dt = k_1 \cdot e^{k_2 \cdot N} \quad (\text{Gleichung 56}),$$

die sogar nur zwei Parameter hat, bei Betrachtung der durchgeführten Untersuchungen am Uterus der Hyperbelfunktion mit ihren drei Parametern erstaunlicherweise durchweg überlegen.

Die angegebene Exponentialfunktion hat zudem den Vorteil, die Abszisse weder im Bereich untersuchter Nachdehnungswerte noch bei höheren Werten zu schneiden, und vermeidet somit die interpretatorischen Schwierigkeiten, die beim Hyperbelmodell durch die negativen dN/dt -Werte im Bereich experimentell erreichter N -Werte auftreten - vgl. Abschnitt 5.4.4.4. - und nur durch die Annahme von Gültigkeitseinschränkungen für das Modell zu bewältigen sind. - Ein Schneiden der Abszisse bei höheren als den untersuchten Nachdehnungswerten kann jedoch auch von Vorteil sein, da es ein Modell ermöglicht, bei dem die Nachdehnung begrenzt ist. -

7.1.2.2.5.1.2. Welche Ergebnisse zeigen die entsprechenden Vergleiche bei der Taenia coli und der

Vena portae?

Die Funktion 16, die der Funktion 12 entspricht, liefert bei der TÄnie in 27 von 36 Fällen und bei der Portalvene in 9 von 10 Fällen bessere Anpassungen als die Hyperbelfunktion 11, und zwar um teilweise erhebliche Faktoren - s. Tabelle 39.

Die Funktion 14 ergibt bei der TÄnie in erschlaffender Lösung in 11 von 18, in kontrahierender Lösung in 4 von 18 und bei der Portalvene in 9 von 10 Fällen eine bessere Anpassung als die Hyperbelfunktion 11 - s. Tabelle 40.

Die Anpassungen mit der Funktion 16 sind stets, und zwar oft deutlich, besser als die mit der Funktion 14 - s. Tabelle 41.

Die Überlegenheit der Funktion 16 bzw. 12 gegenüber dem Hyperbelmodell läßt sich somit bei den beiden Muskeln "TÄnie" und "Portalvene" ebenfalls zeigen, allerdings nicht mit der großen Konstanz wie beim Uterusmuskel. Entsprechendes gilt - mit Ausnahme der Untersuchungen in kontrahierender Lösung - bei der TÄnie auch für die Funktion 14 im Vergleich mit dem Hyperbelmodell.

7.1.2.2.5.1.3. Die Frage, ob somit trotz des bei allen drei Muskeln gemeinsamen Trends in der Beschreibbarkeit des Nachdehnungsgeschehens durch verschiedene Funktionen dennoch gewisse Unterschiede zwischen den Muskeln, vielleicht sogar in Abhängigkeit von der Badlösung, bestehen, läßt sich nicht entscheiden. Die stärkere Konstanz der Ergebnisse am Uterus könnte dadurch bedingt sein, daß bei den eigenen Muskeluntersuchungen 159 experimentelle $N, (dN/dt)$ -Werte bei hoher Datenerfassungsgenauigkeit gegenüber nur 10 bei den Untersuchungen an TÄnie und Portalvene für jede Kurvenanpassung benutzt werden konnten.

7.1.2.2.5.2. Um welche Beziehung handelt es sich bei der Exponentialfunktion 14 mit $N, (dN/dt)$ -Werten (=Darstellung 3), also bei der Gleichung 56

$$dN/dt = k_1 \cdot e^{k_2 \cdot N} \quad ?$$

Diese Beziehung entspricht der schon im Abschnitt 4.5. als Gleichung 3 erwähnten logarithmischen Anpassung

$$N = d_1 + d_2 \cdot \ln t \quad (\text{Darstellung 1, Funktion 22}).$$

Auch in dieser Form sind gute Kurvenanpassungen beim Uterus und auch bei den beiden anderen Muskeln möglich - s. Abschnitt 7.1.2.2.5.5. -, während der Versuch von t, N -Kurvenanpassungen beim Hyperbelmodell keine hinreichend guten Anpassungen geliefert hatte - vgl. Abschnitt 5.4.4.5.3.

Die logarithmische Anpassung entspricht schließlich in einer weiteren Darstellung der Beziehung

$$\frac{dN}{dt} = \frac{d_2}{t} \quad (\text{Darstellung 2, Funktion 25}) \quad (= \text{Gleichung 57}).$$

Auch mit dieser Darstellung sind Kurvenanpassungen beim Uterus und den beiden anderen Muskeln zu erreichen - s. Abschnitt 7.1.2.2.5.4.

7.1.2.2.5.3. Der Vergleich der Darstellungen " $N, (dN/dt)$ " und " $t, (dN/dt)$ " mit einem einzelnen Exponentialterm, also der Funktion 14, zeigt beim Uterus in 41 von 57 - s. Tabelle 32 -, bei der Tanie in 28 von 36 und bei der Portalvene in 8 von 10 Fällen - s. Tabelle 42 -, eine kleinere Summe der Abweichungsquadrate bei der Gleichung 56

$$dN/dt = k_1 \cdot e^{k_2 \cdot N}$$

gegenüber

$$dN/dt = k_1 \cdot e^{k_2 \cdot t}$$

(Gleichung 58),

d.h., die aus der logarithmischen Anpassung - Gleichung 3 -

$$N = d_1 + d_2 \cdot \ln t$$

abgeleitete erstgenannte Gleichung für dN/dt ergibt bessere Kurvenanpassungen als die zweite Gleichung, die der exponentiellen Beziehung

$$N = k_3 + k_4 \cdot e^{k_2 \cdot t} \quad (\text{Gleichung 59})$$

entspricht.

Die logarithmische Anpassung liefert damit auch in dieser Gegenüberstellung die bessere Anpassung.

Daß dabei überhaupt Werte aus zwei unterschiedlichen Darstellungsformen, nämlich zum einen mit der Nachdehnung und zum anderen mit der Zeit als Abszisse, verglichen werden, ist deshalb möglich, weil in beiden Fällen die Ordinatenwerte der experimentellen Daten identisch sind - wenn dieselbe Muskeluntersuchung betrachtet wird - und bei identischen Ordinatenwerten die Summe der Abweichungsquadrate zur vergleichenden Beurteilung von Kurvenanpassungen ausreicht, also kein Bestimmtheitsmaß erforderlich ist, während bei einer Gegenüberstellung mit unterschiedlichen Ordinatenwerten, z.B. t, N und $t, (dN/dt)$ -Werten, dies nicht zuträfe.

7.1.2.2.5.4. In der Darstellung 2 - $t, (dN/dt)$ -Werte - sind die Funktionen 14 und 18 der Funktion 25 am Uterus fast ausnahmslos überlegen - s. Tabellen 33 und 34. An der Tānie und der Portalvene gilt dies für die Funktion 18 uneingeschränkt - s. Tabelle 44 - für die Funktion 14 dagegen nur in 31 von 46 Fällen, darunter an der Portalvene sogar in nur 3 von 10 Fällen - s. Tabelle 43. Wird die unterschiedliche Parameteranzahl berücksichtigt - sie erklärt z.B., warum Funktion 18 mit ihren 5 Parametern gegenüber nur 2 bei Funktion 14 stets besser ausfällt, s. Tabellen 35 und 45 -, so liefert Funktion 25, die der logarithmischen Anpassung entspricht - s. Abschnitt 7.1.2.2.5.2. -, mit nur einem einzigen Parameter bei allen drei Muskeln relativ gute Anpassungen.

Bezüglich der auch bei diesen Betrachtungen gefundenen höheren Konstanz der Ergebnisse am Uterus gelten die gleichen Überlegungen wie im Abschnitt 7.1.2.2.5.1.3.

7.1.2.2.5.5. Bei der Anpassung an Originaldaten, also t, N -Werte (= Darstellung 1), bringt Funktion 18 teilweise erhebliche Verkleinerungen der Abweichungsquadrate gegenüber Funktion 16, was jedoch angesichts der Erhöhung der Parameterzahl von 3 auf 5 und der Verwendung von zwei Exponentialtermen anstelle eines einzigen nicht verwundert - s. Tabelle 38.

(493) beschrieb eine Methode, mit der nicht nur Kurven mit einer oder mehreren Exponentialfunktionen angepaßt werden können, sondern die auch zu entscheiden erlaubt, wieviele Exponentialterme einen signifikanten Beitrag zur Erklärung der Daten leisten, ob also z.B. zwei Exponentialterme gegenüber einem einzigen entscheidend mehr vom Kurvenverlauf zu erfassen vermögen. Auf die Anwendung dieses Verfahrens wurde verzichtet, da es experimentelle Daten voraussetzt, die in Abszissenrichtung, hier also in Zeitrichtung, Equidistant liegen, während in der vorliegenden Arbeit die als sinnvoll ausgewählten Zeitpunkte erst nach logarithmischer Transformation gleiche Abstände voneinander aufweisen würden.

Die Anpassung einer Kurve mit der Funktion 18 an t, N -Werte ist, wie die Abbildungen 25-28 zeigen, zwar möglich - s. Tabellen 36 und 46 -, doch muß bei kritischer Betrachtung davon Abstand genommen werden, da trotz der hohen Zahl an Parametern systematische Abweichungen gegenüber den experimentellen Daten bestehen.

Dagegenüber sind die Abweichungen von den experimentellen Daten bei der logarithmischen Anpassung - Funktion 22 - im Hinblick darauf, daß die Funktion nur zwei Parameter verwendet, relativ kleiner - s. Tabelle 36 -, verglichen mit der Funktion 16 gilt dies sogar absolut - s. Tabelle 37.

Neben Datensätzen, die ausgezeichnet mit der logarithmischen Anpassung zu beschreiben sind - s. Abbildungen 29 und 30 -, zeigen andere bei logarithmierter Abszisse eine schwache -

s. Abbildung 31 - oder im Extremfall auch eine deutliche zur Abszisse gerichtete Konvexität - s. Abbildung 32. Wird eine logarithmische Regression für alle Daten einer Muskeluntersuchung - oder für den Anfangsteil der Daten - berechnet, so weist die Regressionsgerade bei den Datensätzen mit Konvexität eine - meist recht kleine - systematische Abweichung von den gemessenen Daten auf, eine Abweichung, die so gedeutet werden kann, daß die Nachdehnung mit zunehmender Zeit schneller läuft, als dies aus der logarithmischen Regression zu erwarten wäre.

Das stimmt mit den Beobachtungen von (554) überein, der bei Nachdehnungsuntersuchungen, vor allem bei Langzeitbetrachtungen bis 1000 Minuten, nach einem Anfangsteil mit einer etwa linearen Beziehung zwischen dem Logarithmus der Zeit und der Nachdehnung im weiteren Verlauf eine steilere Nachdehnungskurve fand. Unter dem Aspekt der Elastizität in hochmolekularen Analogiestrukturen entspricht dies dem Verhalten, das (529) für unvulkanisierte, hochmolekulare Gummiarten graphisch dargestellt hat, während mehr S-förmige Kurven, wie sie (529) für höhere Vulkanisierungsstufen anführte, auch schon an glatten Muskeln beobachtet wurden - (205, 209, 212, 278) sowie Abbildung 44.

Neben der angegebenen Deutung des schnelleren Nachdehnungsgeschehens im weiteren Verlauf gibt es aber bei gleichem Sachverhalt auch die Deutungsmöglichkeit - insbesondere, wenn die logarithmische Regression an den Endteil der experimentellen Daten angepaßt wird -, die Nachdehnungszunahme für zunächst langsamer als berechnet und dann etwa gemäß der Regression ablaufend anzusehen.

Da die systematischen Abweichungen von der logarithmischen Regression bei den eigenen Daten meist klein sind, kann nicht sicher zwischen beiden Deutungsmöglichkeiten unterschieden werden, aus denen das Postulat einer Einflußgröße abgeleitet werden kann, die entweder das Nachdehnungsgeschehen im weiteren Verlauf über das berechnete Maß zu steigern oder im Anfangsteil unter das berechnete Maß zu mindern vermag. Die Mehrzahl der

eigenen Untersuchungen scheint jedoch eher für die zweite Deutung - einer anfangs hinter den Berechnungen zurückbleibenden Nachdehnungszunahme - zu sprechen; dies steht in prinzipieller Übereinstimmung mit (197), der die logarithmische Anpassung erst ab der 5. Sekunde als gültig beschrieb; der Anfangsteil mit geringen Abweichungen von der logarithmischen Regression kann auch bei den eigenen Untersuchungen mit wenigen Sekunden - s. Abbildung 30 - innerhalb der betrachteten Zeitspanne von über 2000 Sekunden angesetzt werden.

Daß die logarithmische Funktion in der $N, (dN/dt)$ -Darstellung gute und sehr gute Anpassungen lieferte und daß erst in der t, N -Darstellung auch bei dieser Funktion in einigen Fällen systematische Abweichungen erkannt wurden, bestätigt auf eindruckliche Weise den biomathematischen Grundsatz, möglichst mit Originaldaten und nicht mit abgeleiteten Größen zu arbeiten, hier also mit t, N - anstelle von $t, (dN/dt)$ - oder $N, (dN/dt)$ -Werten, weshalb auch der in Abschnitt 5.4.4.5. beschriebene Versuch, für das Hyperbelmodell eine t, N -Kurvenanpassung zu erhalten, so intensiv betrieben worden war.

LEGENDE ZU DEN TABELLEN 29 - 46 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWEILS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

IN JEDER ZEILE, DIE MIT DER NUMMER EINER MUSKELUNTERSUCHUNG BEGINNT,
WERDEN ZWEI KURVENANPASSUNGEN AN DATEN DERSELBEN MUSKELUNTERSUCHUNG
HINSICHTLICH IHRER "SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2"
(= SUMMEN DER ABWEICHUNGEN UM DIE REGRESSION) EINANDER GEGENUEBERGESTELLT.

SQ2(1) IST DER SQ2-WERT DER 1. KURVENANPASSUNG,
SQ2(2) IST DER SQ2-WERT DER 2. KURVENANPASSUNG.

SQ2(1)/SQ2(2) UND SQ2(2)/SQ2(1) SIND DARAUS GEBILDETE QUOTIENTEN.

HAT SQ2(1)/SQ2(2) EINEN WERT, DER UNTER 1.0 LIEGT, D.H., IST DER WERT
DER 1. KURVENANPASSUNG KLEINER ALS DER DER 2. ANPASSUNG, SO STELLT DIE
1. ANPASSUNG NACH DEM KRITERIUM DER SUMME DER ABWEICHUNGSQUADRATE DIE
BESSERE ANPASSUNG DAR, UND DIE ZEILE WIRD IN DER LETZTEN SPALTE MIT DEM
VERMERK "1. BESSER" GEKENNZEICHNET.
ENTSPRECHENDES GILT FUER DEN UMGEKEHRTEN FALL.

JEDE KURVENANPASSUNG IST - NEBEN DER ANGABE DER ZUGRUNDELIEGENDEN
MUSKELUNTERSUCHUNG - DURCH DIE KOMBINATION AUS "DARSTELLUNG"
(1 : T,N-WERTE; 2 : T,(DN/DT)-WERTE; 3 : N,(DN/DT)-WERTE)
UND "FUNKTION" (SIEHE ABSCHNITT 7.1.2.2.4.) GEKENNZEICHNET.

DIE KOMBINATION AUS "DARSTELLUNG" UND "FUNKTION" FUER DIE "1. KURVENANPASSUNG"
IST INNERHALB EINER TABELLENSEITE FUER ALLE ZEILEN GLEICH.
ENTSPRECHENDES GILT BEZUEGLICH DER ANDEREN KOMBINATION FUER DIE
"2. KURVENANPASSUNG".

DIE BEIDEN AUF EINER TABELLENSEITE VERWENDETEN KOMBINATIONEN AUS
"DARSTELLUNG" UND "FUNKTION" SIND JEWEILS OBEN AUF DER SEITE IN FORM
DER KENNZAHLEN SOWIE UNTEN ALS GLEICHUNGEN ANGEGBEN.

IN DEN TABELLEN 29 - 38 WERDEN DATEN AUS EIGENEN UNTERSUCHUNGEN AN RATTEN-
UTERUSHOERNERN VERWENDET (DIE SQ2-WERTE SIND AUS 160 BZW. 159 ABWEICHUNGEN
BERECHNET), IN DEN TABELLEN 39 - 46 DATEN AUS (209) UND (206) VON
UNTERSUCHUNGEN AN TAENIA COLI UND VENA PORTAE DES MEERSCHWEINCHENS
(DIE SQ2-WERTE SIND AUS 11 BZW. 10 ABWEICHUNGEN BERECHNET).

29 - 38 : RATTENUTERUSHOERNER (EIGENE DATEN)

29 :	DARSTELLUNGEN	3/3	;	FUNKTIONEN	11/12
30 :	DARSTELLUNGEN	3/3	;	FUNKTIONEN	11/14
31 :	DARSTELLUNGEN	3/3	;	FUNKTIONEN	12/14
32 :	DARSTELLUNGEN	3/2	;	FUNKTIONEN	14/14
33 :	DARSTELLUNGEN	2/2	;	FUNKTIONEN	14/25
34 :	DARSTELLUNGEN	2/2	;	FUNKTIONEN	18/25
35 :	DARSTELLUNGEN	2/2	;	FUNKTIONEN	14/18
36 :	DARSTELLUNGEN	1/1	;	FUNKTIONEN	18/22
37 :	DARSTELLUNGEN	1/1	;	FUNKTIONEN	16/22
38 :	DARSTELLUNGEN	1/1	;	FUNKTIONEN	16/18

39 - 46 : TAENIA COLI UND VENA PORTAE, MEERSCHWEINCHEN
(DATEN ZU (209) UND (206))

39 :	DARSTELLUNGEN	3/3	;	FUNKTIONEN	11/16
40 :	DARSTELLUNGEN	3/3	;	FUNKTIONEN	11/14
41 :	DARSTELLUNGEN	3/3	;	FUNKTIONEN	16/14
42 :	DARSTELLUNGEN	3/2	;	FUNKTIONEN	14/14
43 :	DARSTELLUNGEN	2/2	;	FUNKTIONEN	14/25
44 :	DARSTELLUNGEN	2/2	;	FUNKTIONEN	18/25
45 :	DARSTELLUNGEN	2/2	;	FUNKTIONEN	14/18
46 :	DARSTELLUNGEN	1/1	;	FUNKTIONEN	18/22

TABELLE 29 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWEILS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

NR. 1-58 : RATTENUTERUSHOERNER

EIGENE UNTERSUCHUNGEN

DARSTELLUNG DER 1. ANPASSUNG :		3	DARSTELLUNG DER 2. ANPASSUNG :		3
FUNKTION DER 1. ANPASSUNG :		11	FUNKTION DER 2. ANPASSUNG :		12
	SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)	
1 :	0.015789	0.009622	1.640914	0.609417	2. BESSER
2 :	0.006014	0.003384	1.776862	0.562790	2. BESSER
3 :	0.013347	0.010938	1.220249	0.819505	2. BESSER
4 :	0.027353	0.022002	1.243187	0.804384	2. BESSER
5 :	0.004862	0.003330	1.460132	0.684869	2. BESSER
6 :	0.003652	0.001638	2.230008	0.448429	2. BESSER
7 :	0.007832	0.004929	1.588939	0.629351	2. BESSER
8 :	0.006627	0.003736	1.773547	0.563842	2. BESSER
9 :	0.011026	0.005521	1.997083	0.500730	2. BESSER
11 :	0.004800	0.002292	2.094253	0.477497	2. BESSER
12 :	0.006635	0.002335	2.841011	0.351987	2. BESSER
13 :	0.008907	0.008051	1.106450	0.903791	2. BESSER
14 :	0.003699	0.002649	1.396100	0.716281	2. BESSER
15 :	0.007928	0.005498	1.441862	0.693548	2. BESSER
16 :	0.006030	0.003022	1.995364	0.501162	2. BESSER
17 :	0.005213	0.003498	1.490232	0.671036	2. BESSER
18 :	0.009002	0.007806	1.153266	0.867103	2. BESSER
19 :	0.003414	0.001580	2.160043	0.462954	2. BESSER
20 :	0.005116	0.002190	2.336249	0.428036	2. BESSER
21 :	0.004218	0.002945	1.432116	0.698267	2. BESSER
22 :	0.007492	0.003784	1.980032	0.505042	2. BESSER
23 :	0.013124	0.010568	1.241914	0.805209	2. BESSER
24 :	0.004287	0.001537	2.789791	0.358450	2. BESSER
25 :	0.007098	0.006299	1.126891	0.887398	2. BESSER
26 :	0.002858	0.001352	2.113970	0.473044	2. BESSER
27 :	0.007339	0.004973	1.475690	0.677649	2. BESSER
28 :	0.013083	0.009136	1.432144	0.698254	2. BESSER
29 :	0.005877	0.001978	2.971243	0.336559	2. BESSER
30 :	0.006545	0.001902	3.441561	0.290566	2. BESSER
31 :	0.012506	0.008734	1.431888	0.698379	2. BESSER
32 :	0.033513	0.027507	1.218342	0.820788	2. BESSER
33 :	0.002805	0.001839	1.525377	0.655575	2. BESSER
34 :	0.007630	0.006381	1.195875	0.836208	2. BESSER
35 :	0.001802	0.002050	0.878953	1.137718	1. BESSER
36 :	0.001801	0.001180	1.527018	0.654871	2. BESSER
37 :	0.017033	0.012609	1.350833	0.740284	2. BESSER
38 :	0.015559	0.010659	1.459764	0.685042	2. BESSER
39 :	0.002436	0.001130	2.156812	0.463647	2. BESSER
40 :	0.002507	0.001173	2.138271	0.467668	2. BESSER
41 :	0.017030	0.010794	1.577724	0.633824	2. BESSER
42 :	0.044750	0.035027	1.277562	0.782741	2. BESSER
43 :	0.001862	0.001181	1.576005	0.634516	2. BESSER
44 :	0.005530	0.002733	2.023534	0.494185	2. BESSER
45 :	0.003671	0.001444	2.541624	0.393449	2. BESSER
46 :	0.004431	0.003736	1.186226	0.843009	2. BESSER
47 :	0.017900	0.015436	1.159608	0.862360	2. BESSER
48 :	0.012907	0.009680	1.333416	0.749953	2. BESSER
49 :	0.001670	0.000935	1.786433	0.559775	2. BESSER
50 :	0.003226	0.001840	1.753350	0.570337	2. BESSER
51 :	0.004467	0.003278	1.362724	0.733824	2. BESSER
52 :	0.010455	0.009090	1.150140	0.869460	2. BESSER
53 :	0.002108	0.001455	1.448616	0.690314	2. BESSER
54 :	0.002764	0.001823	1.516454	0.659433	2. BESSER
55 :	0.003537	0.000957	3.697005	0.270489	2. BESSER
56 :	0.002367	0.000774	3.056558	0.327165	2. BESSER
57 :	0.013385	0.008861	1.510594	0.661991	2. BESSER
58 :	0.040714	0.032014	1.271757	0.786314	2. BESSER

$$(1) \frac{dN}{dt} = k_1 \cdot \frac{N - k_3}{N - k_2}$$

$$(2) \frac{dN}{dt} = k_1 + k_2 \cdot k_3^N$$

TABELLE 30 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWEILS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

NR. 1-58 : RATTENUTERUSHOERNER		EIGENE UNTERSUCHUNGEN				
DARSTELLUNG DER 1. ANPASSUNG : 3		DARSTELLUNG DER 2. ANPASSUNG : 3		3		
FUNKTION DER 1. ANPASSUNG : 11		FUNKTION DER 2. ANPASSUNG : 14		14		
	SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)		
BESSER	1 :	0.015789	0.009936	1.588969	0.629339	2. BESSER
BESSER	2 :	0.006014	0.003387	1.775740	0.563146	2. BESSER
BESSER	3 :	0.013347	0.011263	1.185062	0.843838	2. BESSER
BESSER	4 :	0.027353	0.023378	1.170049	0.854665	2. BESSER
BESSER	5 :	0.004862	0.003333	1.458428	0.685670	2. BESSER
BESSER	6 :	0.003652	0.001660	2.199493	0.454650	2. BESSER
BESSER	7 :	0.007832	0.005219	1.500556	0.666420	2. BESSER
BESSER	8 :	0.006627	0.003836	1.727444	0.578890	2. BESSER
BESSER	9 :	0.011026	0.005858	1.882114	0.531318	2. BESSER
BESSER	11 :	0.004800	0.002384	2.013375	0.496679	2. BESSER
BESSER	12 :	0.006635	0.002358	2.813311	0.355453	2. BESSER
BESSER	13 :	0.008907	0.008070	1.103829	0.905937	2. BESSER
BESSER	14 :	0.003699	0.002669	1.385815	0.721597	2. BESSER
BESSER	15 :	0.007928	0.005679	1.396121	0.716270	2. BESSER
BESSER	16 :	0.006030	0.003129	1.927426	0.518827	2. BESSER
BESSER	17 :	0.005213	0.003516	1.482531	0.674522	2. BESSER
BESSER	18 :	0.009002	0.007807	1.153072	0.867248	2. BESSER
BESSER	19 :	0.003414	0.001588	2.149252	0.465278	2. BESSER
BESSER	20 :	0.005116	0.002202	2.323828	0.430324	2. BESSER
BESSER	21 :	0.004218	0.002947	1.431459	0.698588	2. BESSER
BESSER	22 :	0.007492	0.003891	1.925508	0.519344	2. BESSER
BESSER	23 :	0.013124	0.010584	1.240028	0.806433	2. BESSER
BESSER	24 :	0.004287	0.001537	2.789778	0.358451	2. BESSER
BESSER	25 :	0.007098	0.006354	1.117171	0.895118	2. BESSER
BESSER	26 :	0.002858	0.001361	2.100419	0.476095	2. BESSER
BESSER	27 :	0.007339	0.005103	1.438151	0.695337	2. BESSER
BESSER	28 :	0.013083	0.009546	1.370598	0.729609	2. BESSER
BESSER	29 :	0.005877	0.001981	2.966701	0.337075	2. BESSER
BESSER	30 :	0.006545	0.001907	3.431942	0.291380	2. BESSER
BESSER	31 :	0.012506	0.008876	1.408885	0.709781	2. BESSER
BESSER	32 :	0.033513	0.028859	1.161262	0.861132	2. BESSER
BESSER	33 :	0.002805	0.001845	1.520643	0.657616	2. BESSER
BESSER	34 :	0.007630	0.006484	1.176726	0.849815	2. BESSER
BESSER	35 :	0.001802	0.002181	0.826422	1.210036	1. BESSER
BESSER	36 :	0.001801	0.001195	1.506747	0.663681	2. BESSER
BESSER	37 :	0.017033	0.013245	1.286022	0.777591	2. BESSER
BESSER	38 :	0.015559	0.011695	1.330336	0.751690	2. BESSER
BESSER	39 :	0.002436	0.001131	2.154907	0.464057	2. BESSER
BESSER	40 :	0.002507	0.001199	2.090437	0.478369	2. BESSER
BESSER	41 :	0.017030	0.012073	1.410528	0.708954	2. BESSER
BESSER	42 :	0.044750	0.037722	1.186294	0.842961	2. BESSER
BESSER	43 :	0.001862	0.001182	1.575529	0.634707	2. BESSER
BESSER	44 :	0.005530	0.002733	2.023534	0.494185	2. BESSER
BESSER	45 :	0.003671	0.001447	2.537561	0.394079	2. BESSER
BESSER	46 :	0.004431	0.003742	1.184069	0.844545	2. BESSER
BESSER	47 :	0.017900	0.015952	1.122134	0.891159	2. BESSER
BESSER	48 :	0.012907	0.010052	1.284082	0.778766	2. BESSER
BESSER	49 :	0.001670	0.000935	1.786250	0.559832	2. BESSER
BESSER	50 :	0.003226	0.001841	1.752298	0.570679	2. BESSER
BESSER	51 :	0.004467	0.003325	1.343397	0.744382	2. BESSER
BESSER	52 :	0.010455	0.009388	1.113674	0.897929	2. BESSER
BESSER	53 :	0.002108	0.001459	1.444529	0.692267	2. BESSER
BESSER	54 :	0.002764	0.001852	1.492445	0.670942	2. BESSER
BESSER	55 :	0.003537	0.000957	3.695278	0.270616	2. BESSER
BESSER	56 :	0.002367	0.000783	3.022729	0.330827	2. BESSER
BESSER	57 :	0.013385	0.009136	1.465006	0.682591	2. BESSER
BESSER	58 :	0.040714	0.033239	1.224891	0.816399	2. BESSER

$$(1) \frac{dN}{dt} = k_1 \cdot \frac{N - k_3}{N - k_2} ;$$

$$(2) \frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{-k_2 N}$$

TABELLE 31 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWEILS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

NR. 1-58 : RATTENUTERUSHOERNER

EIGENE UNTERSUCHUNGEN

DARSTELLUNG FUNKTION	DER 1. ANPASSUNG :	3	DARSTELLUNG FUNKTION	DER 2. ANPASSUNG :	3
	DER 1. ANPASSUNG :	12		DER 2. ANPASSUNG :	14
	SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)	
1 :	0.009622	0.009936	0.968344	1.032691	1. BESSER
2 :	0.003384	0.003387	0.999368	1.000632	1. BESSER
3 :	0.010938	0.011263	0.971164	1.029692	1. BESSER
4 :	0.022002	0.023378	0.941169	1.062508	1. BESSER
5 :	0.003330	0.003333	0.998833	1.001168	1. BESSER
6 :	0.001638	0.001660	0.986316	1.013874	1. BESSER
7 :	0.004929	0.005219	0.944376	1.058900	1. BESSER
8 :	0.003736	0.003836	0.974005	1.026689	1. BESSER
9 :	0.005521	0.005858	0.942431	1.061085	1. BESSER
11 :	0.002292	0.002384	0.961381	1.040170	1. BESSER
12 :	0.002335	0.002358	0.990250	1.009846	1. BESSER
13 :	0.008051	0.008070	0.997631	1.002374	1. BESSER
14 :	0.002649	0.002669	0.992633	1.007421	1. BESSER
15 :	0.005498	0.005679	0.968276	1.032763	1. BESSER
16 :	0.003022	0.003129	0.965952	1.035248	1. BESSER
17 :	0.003498	0.003516	0.994833	1.005194	1. BESSER
18 :	0.007806	0.007807	0.999832	1.000168	1. BESSER
19 :	0.001580	0.001588	0.995004	1.005021	1. BESSER
20 :	0.002190	0.002202	0.994683	1.005345	1. BESSER
21 :	0.002945	0.002947	0.999541	1.000459	1. BESSER
22 :	0.003784	0.003891	0.972463	1.028317	1. BESSER
23 :	0.010568	0.010584	0.998482	1.001521	1. BESSER
24 :	0.001537	0.001537	0.999995	1.000005	1. BESSER
25 :	0.006299	0.006354	0.991375	1.008700	1. BESSER
26 :	0.001352	0.001361	0.993590	1.006451	1. BESSER
27 :	0.004973	0.005103	0.974562	1.026102	1. BESSER
28 :	0.009136	0.009546	0.957025	1.044905	1. BESSER
29 :	0.001978	0.001981	0.998471	1.001531	1. BESSER
30 :	0.001902	0.001907	0.997205	1.002803	1. BESSER
31 :	0.008734	0.008876	0.983935	1.016327	1. BESSER
32 :	0.027507	0.028859	0.953150	1.049153	1. BESSER
33 :	0.001839	0.001845	0.996896	1.003113	1. BESSER
34 :	0.006381	0.006484	0.983988	1.016273	1. BESSER
35 :	0.002050	0.002181	0.940235	1.063564	1. BESSER
36 :	0.001180	0.001195	0.986726	1.013453	1. BESSER
37 :	0.012609	0.013245	0.952022	1.050396	1. BESSER
38 :	0.010659	0.011695	0.911336	1.097290	1. BESSER
39 :	0.001130	0.001131	0.999117	1.000884	1. BESSER
40 :	0.001173	0.001199	0.977630	1.022882	1. BESSER
41 :	0.010794	0.012073	0.894027	1.118534	1. BESSER
42 :	0.035027	0.037722	0.928561	1.076936	1. BESSER
43 :	0.001181	0.001182	0.999698	1.000302	1. BESSER
44 :	0.002733	0.002733	1.000000	1.000000	1. BESSER
45 :	0.001444	0.001447	0.998402	1.001601	1. BESSER
46 :	0.003736	0.003742	0.998181	1.001822	1. BESSER
47 :	0.015436	0.015952	0.967684	1.033396	1. BESSER
48 :	0.009680	0.010052	0.963002	1.038419	1. BESSER
49 :	0.000935	0.000935	0.999898	1.000102	1. BESSER
50 :	0.001840	0.001841	0.999400	1.000600	1. BESSER
51 :	0.003278	0.003325	0.985817	1.014387	1. BESSER
52 :	0.009090	0.009388	0.968294	1.032744	1. BESSER
53 :	0.001455	0.001459	0.997179	1.002829	1. BESSER
54 :	0.001823	0.001852	0.984167	1.016087	1. BESSER
55 :	0.000957	0.000957	0.999533	1.000467	1. BESSER
56 :	0.000774	0.000783	0.988932	1.011192	1. BESSER
57 :	0.008861	0.009136	0.969821	1.031118	1. BESSER
58 :	0.032014	0.033239	0.963149	1.038261	1. BESSER

$$(1) \frac{dN}{dt} = k_1 + k_2 \cdot k_3^N ;$$

$$(2) \frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{k_2 N}$$

TABELLE 32 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWEILS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

NR. 1-58 : RATTENUTERUSHOERNER

EIGENE UNTERSUCHUNGEN

	DARSTELLUNG DER 1. ANPASSUNG :	3	DARSTELLUNG DER 2. ANPASSUNG :	2	
	FUNKTION DER 1. ANPASSUNG :	14	FUNKTION DER 2. ANPASSUNG :	14	
	SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)	
1 :	0.009936	0.009182	1.082143	0.924092	2. BESSER
2 :	0.003387	0.006955	0.486900	2.053809	1. BESSER
3 :	0.011263	0.008556	1.316375	0.759662	2. BESSER
4 :	0.023378	0.014079	1.660506	0.602226	2. BESSER
5 :	0.003333	0.005288	0.630435	1.586207	1. BESSER
6 :	0.001660	0.002541	0.653413	1.530425	1. BESSER
7 :	0.005219	0.007028	0.742664	1.346504	1. BESSER
8 :	0.003836	0.011596	0.330821	3.022784	1. BESSER
9 :	0.005858	0.008886	0.659245	1.516887	1. BESSER
11 :	0.002384	0.005231	0.455758	2.194148	1. BESSER
12 :	0.002358	0.009697	0.243210	4.111681	1. BESSER
13 :	0.008070	0.008327	0.969133	1.031850	1. BESSER
14 :	0.002669	0.002994	0.891382	1.121854	1. BESSER
15 :	0.005679	0.007663	0.741045	1.349446	1. BESSER
16 :	0.003129	0.009392	0.333120	3.001918	1. BESSER
17 :	0.003516	0.004591	0.765884	1.305680	1. BESSER
18 :	0.007807	0.014756	0.529115	1.889947	1. BESSER
19 :	0.001588	0.003107	0.511271	1.955910	1. BESSER
20 :	0.002202	0.003985	0.552470	1.810052	1. BESSER
21 :	0.002947	0.007072	0.416666	2.400004	1. BESSER
22 :	0.003891	0.010021	0.388247	2.575678	1. BESSER
23 :	0.010584	0.012147	0.871322	1.147681	1. BESSER
24 :	0.001537	0.006750	0.227660	4.392515	1. BESSER
25 :	0.006354	0.009117	0.696896	1.434935	1. BESSER
26 :	0.001361	0.002327	0.584880	1.709752	1. BESSER
27 :	0.005103	0.005344	0.954911	1.047218	1. BESSER
28 :	0.009546	0.008056	1.184985	0.843892	2. BESSER
29 :	0.001981	0.006799	0.291372	3.432035	1. BESSER
30 :	0.001907	0.008654	0.220382	4.537581	1. BESSER
31 :	0.008876	0.008983	0.988119	1.012024	1. BESSER
32 :	0.028859	0.018675	1.545320	0.647115	2. BESSER
33 :	0.001845	0.002235	0.825592	1.211252	1. BESSER
34 :	0.006484	0.005270	1.230352	0.812776	2. BESSER
35 :	0.002181	0.005522	0.394901	2.532278	1. BESSER
36 :	0.001195	0.002385	0.501170	1.995333	1. BESSER
37 :	0.013245	0.011176	1.185155	0.843771	2. BESSER
38 :	0.011695	0.008691	1.345730	0.743091	2. BESSER
39 :	0.001131	0.003207	0.352556	2.836427	1. BESSER
40 :	0.001199	0.004519	0.265459	3.767059	1. BESSER
41 :	0.012073	0.014477	0.833939	1.199128	1. BESSER
42 :	0.037722	0.037230	1.013228	0.986945	2. BESSER
43 :	0.001182	0.003445	0.343021	2.915271	1. BESSER
44 :	0.002733	0.004632	0.589976	1.694985	1. BESSER
45 :	0.001447	0.004465	0.323956	3.086843	1. BESSER
46 :	0.003742	0.007271	0.514713	1.942831	1. BESSER
47 :	0.015952	0.011954	1.334409	0.749395	2. BESSER
48 :	0.010052	0.007459	1.347566	0.742079	2. BESSER
49 :	0.000935	0.001771	0.527925	1.894208	1. BESSER
50 :	0.001841	0.002374	0.775421	1.289622	1. BESSER
51 :	0.003325	0.003073	1.081938	0.924268	2. BESSER
52 :	0.009388	0.007064	1.328865	0.752522	2. BESSER
53 :	0.001459	0.001630	0.895155	1.117125	1. BESSER
54 :	0.001852	0.001578	1.173497	0.852154	2. BESSER
55 :	0.000957	0.004838	0.197850	5.054324	1. BESSER
56 :	0.000783	0.003244	0.241389	4.142693	1. BESSER
57 :	0.009136	0.006994	1.306297	0.765523	2. BESSER
58 :	0.033239	0.022323	1.489042	0.671573	2. BESSER

$$(1) \frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{k_2 N};$$

$$(2) \frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{k_2 t}$$

TABELLE 33 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWEILS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

NR. 1-58 : RATTENUTERUSHOERNER

EIGENE UNTERSUCHUNGEN

NR.	DARSTELLUNG DER 1. ANPASSUNG :		DARSTELLUNG DER 2. ANPASSUNG :		
	FUNKTION	DER 1. ANPASSUNG :	FUNKTION	DER 2. ANPASSUNG :	
		2		2	
		14		25	
	SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)	
1 :	0.009182	0.058513	0.156923	6.372546	1. BESSER
2 :	0.006955	0.018282	0.380452	2.628451	1. BESSER
3 :	0.008556	0.055462	0.154267	6.482256	1. BESSER
4 :	0.014079	0.100399	0.140227	7.131309	1. BESSER
5 :	0.005288	0.019568	0.270219	3.700704	1. BESSER
6 :	0.002541	0.018967	0.133964	7.464690	1. BESSER
7 :	0.007028	0.045418	0.154733	6.462740	1. BESSER
8 :	0.011596	0.043551	0.266263	3.755691	1. BESSER
9 :	0.008886	0.057234	0.155264	6.440644	1. BESSER
11 :	0.005231	0.041398	0.126368	7.913414	1. BESSER
12 :	0.009697	0.033396	0.290372	3.443860	1. BESSER
13 :	0.008327	0.020378	0.408618	2.447275	1. BESSER
14 :	0.002994	0.023726	0.126203	7.923713	1. BESSER
15 :	0.007663	0.046148	0.166051	6.022231	1. BESSER
16 :	0.009392	0.036655	0.256220	3.902890	1. BESSER
17 :	0.004591	0.041854	0.109698	9.115954	1. BESSER
18 :	0.014756	0.049797	0.296315	3.374784	1. BESSER
19 :	0.003107	0.021141	0.146951	6.804981	1. BESSER
20 :	0.003985	0.026313	0.151444	6.603099	1. BESSER
21 :	0.007072	0.021567	0.327915	3.049573	1. BESSER
22 :	0.010021	0.018866	0.531188	1.882574	1. BESSER
23 :	0.012147	0.022545	0.538781	1.856041	1. BESSER
24 :	0.006750	0.015293	0.441386	2.265591	1. BESSER
25 :	0.009117	0.017340	0.525799	1.901868	1. BESSER
26 :	0.002327	0.019773	0.117662	8.498920	1. BESSER
27 :	0.005344	0.039597	0.134959	7.409668	1. BESSER
28 :	0.008056	0.058600	0.137468	7.274415	1. BESSER
29 :	0.006799	0.011697	0.581277	1.720349	1. BESSER
30 :	0.008654	0.014841	0.583130	1.714883	1. BESSER
31 :	0.008983	0.056025	0.160342	6.236673	1. BESSER
32 :	0.018675	0.112124	0.166559	6.003861	1. BESSER
33 :	0.002235	0.021851	0.102269	9.778115	1. BESSER
34 :	0.005270	0.045010	0.117093	8.540188	1. BESSER
35 :	0.005522	0.004667	1.183032	0.845286	2. BESSER
36 :	0.002385	0.005495	0.434067	2.303792	1. BESSER
37 :	0.011176	0.058995	0.189436	5.278826	1. BESSER
38 :	0.008691	0.068844	0.126239	7.921458	1. BESSER
39 :	0.003207	0.018848	0.170156	5.876955	1. BESSER
40 :	0.004519	0.009726	0.464564	2.152555	1. BESSER
41 :	0.014477	0.061800	0.234263	4.268715	1. BESSER
42 :	0.037230	0.097847	0.380490	2.628192	1. BESSER
43 :	0.003445	0.006984	0.493246	2.027386	1. BESSER
44 :	0.004632	0.031228	0.148321	6.742133	1. BESSER
45 :	0.004465	0.018744	0.238219	4.197826	1. BESSER
46 :	0.007271	0.010909	0.666489	1.500399	1. BESSER
47 :	0.011954	0.074975	0.159443	6.271835	1. BESSER
48 :	0.007459	0.062609	0.119138	8.393649	1. BESSER
49 :	0.001771	0.008516	0.207921	4.809509	1. BESSER
50 :	0.002374	0.012784	0.185735	5.384029	1. BESSER
51 :	0.003073	0.017295	0.177706	5.627283	1. BESSER
52 :	0.007064	0.044757	0.157840	6.335539	1. BESSER
53 :	0.001630	0.007785	0.209389	4.775811	1. BESSER
54 :	0.001578	0.011079	0.142435	7.020771	1. BESSER
55 :	0.004838	0.017863	0.270840	3.692221	1. BESSER
56 :	0.003244	0.012257	0.264698	3.777886	1. BESSER
57 :	0.006994	0.063808	0.109613	9.123009	1. BESSER
58 :	0.022323	0.138163	0.161567	6.189372	1. BESSER

$$(1) \frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{k_2 t} ;$$

$$(2) \frac{dN}{dt} = \frac{k_1}{t}$$

TABELLE 34 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWEILS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

NR. 1-58 : RATTENUTERUSHOERNER

EIGENE UNTERSUCHUNGEN

UNG
UNGEN

2
25

DARSTELLUNG DER 1. ANPASSUNG : 2 DARSTELLUNG DER 2. ANPASSUNG : 2
FUNKTION DER 1. ANPASSUNG : 18 FUNKTION DER 2. ANPASSUNG : 25

		SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)	
ESSER	1 :	0.007409	0.058513	0.126622	7.897495	1. BESSER
ESSER	2 :	0.004755	0.018282	0.260072	3.845084	1. BESSER
ESSER	3 :	0.007482	0.055462	0.134906	7.412543	1. BESSER
ESSER	4 :	0.009267	0.100399	0.092299	10.834305	1. BESSER
ESSER	5 :	0.003838	0.019568	0.196115	5.099036	1. BESSER
ESSER	6 :	0.001626	0.018967	0.085739	11.663268	1. BESSER
ESSER	7 :	0.003975	0.045418	0.087510	11.427225	1. BESSER
ESSER	8 :	0.004262	0.043551	0.097856	10.219084	1. BESSER
ESSER	9 :	0.004219	0.057234	0.073722	13.564409	1. BESSER
ESSER	11 :	0.002966	0.041398	0.071635	13.959733	1. BESSER
ESSER	12 :	0.004186	0.033396	0.125347	7.977869	1. BESSER
ESSER	13 :	0.007960	0.020378	0.390610	2.560098	1. BESSER
ESSER	14 :	0.002551	0.023726	0.107537	9.299090	1. BESSER
ESSER	15 :	0.003376	0.046148	0.073156	13.669405	1. BESSER
ESSER	16 :	0.003334	0.036655	0.090953	10.994731	1. BESSER
ESSER	17 :	0.003096	0.041854	0.073971	13.518784	1. BESSER
ESSER	18 :	0.006652	0.049797	0.133588	7.485685	1. BESSER
ESSER	19 :	0.001930	0.021141	0.091305	10.952280	1. BESSER
ESSER	20 :	0.002187	0.026313	0.083099	12.033804	1. BESSER
ESSER	21 :	0.002077	0.021567	0.096320	10.382025	1. BESSER
ESSER	22 :	0.003619	0.018866	0.191856	5.212232	1. BESSER
ESSER	23 :	0.010742	0.022545	0.476451	2.098854	1. BESSER
ESSER	24 :	0.003070	0.015293	0.200765	4.980944	1. BESSER
ESSER	25 :	0.006548	0.017340	0.377619	2.648175	1. BESSER
ESSER	26 :	0.001641	0.019773	0.083012	12.046388	1. BESSER
ESSER	27 :	0.003097	0.039597	0.078202	12.787345	1. BESSER
ESSER	28 :	0.005067	0.058600	0.086471	11.564539	1. BESSER
ESSER	29 :	0.002931	0.011697	0.250531	3.991523	1. BESSER
ESSER	30 :	0.004001	0.014841	0.269625	3.708850	1. BESSER
ESSER	31 :	0.004898	0.056025	0.087417	11.439397	1. BESSER
ESSER	32 :	0.017353	0.112124	0.154764	6.461431	1. BESSER
ESSER	33 :	0.001558	0.021851	0.071301	14.024977	1. BESSER
ESSER	34 :	0.003850	0.045010	0.085541	11.690296	1. BESSER
ESSER	35 :	0.001933	0.004667	0.414238	2.414071	1. BESSER
ESSER	36 :	0.001498	0.005495	0.272542	3.669158	1. BESSER
ESSER	37 :	0.007431	0.058995	0.125969	7.938449	1. BESSER
ESSER	38 :	0.005871	0.068844	0.085273	11.726993	1. BESSER
ESSER	39 :	0.001632	0.018848	0.086609	11.546081	1. BESSER
ESSER	40 :	0.001926	0.009726	0.198049	5.049259	1. BESSER
ESSER	41 :	0.004841	0.061800	0.078334	12.765778	1. BESSER
ESSER	42 :	0.024041	0.097847	0.245699	4.070022	1. BESSER
ESSER	43 :	0.001524	0.006984	0.218192	4.583129	1. BESSER
ESSER	44 :	0.003115	0.031228	0.099742	10.025849	1. BESSER
ESSER	45 :	0.001924	0.018744	0.102640	9.742746	1. BESSER
ESSER	46 :	0.003905	0.010909	0.357978	2.793467	1. BESSER
ESSER	47 :	0.011067	0.074975	0.147606	6.774773	1. BESSER
ESSER	48 :	0.005948	0.062609	0.095006	10.525603	1. BESSER
ESSER	49 :	0.001136	0.008516	0.133425	7.494842	1. BESSER
ESSER	50 :	0.001678	0.012784	0.131250	7.619074	1. BESSER
ESSER	51 :	0.002666	0.017295	0.154172	6.486278	1. BESSER
ESSER	52 :	0.002930	0.044757	0.065467	15.274929	1. BESSER
ESSER	53 :	0.001203	0.007785	0.154467	6.473863	1. BESSER
ESSER	54 :	0.001339	0.011079	0.120857	8.274213	1. BESSER
ESSER	55 :	0.002082	0.017863	0.116580	8.577812	1. BESSER
ESSER	56 :	0.001381	0.012257	0.112668	8.875633	1. BESSER
ESSER	57 :	0.005463	0.063808	0.085614	11.680342	1. BESSER
ESSER	58 :	0.012834	0.138163	0.092889	10.765546	1. BESSER

$$(1) \frac{dN}{dt} = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} + k_4 \cdot e^{k_5 t} ; \quad (2) \frac{dN}{dt} = \frac{k_1}{t}$$

TABELLE 35 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWEILS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

NR. 1-58 : RATTENUTERUSHOERNER		EIGENE UNTERSUCHUNGEN			
DARSTELLUNG DER 1. ANPASSUNG : 2		DARSTELLUNG DER 2. ANPASSUNG : 2			
FUNKTION	DER 1. ANPASSUNG : 14	FUNKTION	DER 2. ANPASSUNG : 18		
	SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)	
1 :	0.009182	0.007409	1.239300	0.806907	2. BESSER
2 :	0.006955	0.004755	1.462871	0.683587	2. BESSER
3 :	0.008556	0.007482	1.143513	0.874498	2. BESSER
4 :	0.014079	0.009267	1.519259	0.658216	2. BESSER
5 :	0.005288	0.003838	1.377856	0.725765	2. BESSER
6 :	0.002541	0.001626	1.562458	0.640017	2. BESSER
7 :	0.007028	0.003975	1.768170	0.565556	2. BESSER
8 :	0.011594	0.004262	2.720960	0.367517	2. BESSER
9 :	0.008886	0.004219	2.106064	0.474819	2. BESSER
11 :	0.005231	0.002966	1.764059	0.566874	2. BESSER
12 :	0.009697	0.004186	2.316549	0.431677	2. BESSER
13 :	0.008327	0.007960	1.046101	0.955930	2. BESSER
14 :	0.002994	0.002551	1.173577	0.852096	2. BESSER
15 :	0.007663	0.003376	2.269824	0.440563	2. BESSER
16 :	0.009392	0.003334	2.817074	0.354978	2. BESSER
17 :	0.004591	0.003096	1.482981	0.674318	2. BESSER
18 :	0.014756	0.006652	2.218123	0.450832	2. BESSER
19 :	0.003107	0.001930	1.609450	0.621330	2. BESSER
20 :	0.003985	0.002187	1.822448	0.548713	2. BESSER
21 :	0.007072	0.002077	3.404419	0.293736	2. BESSER
22 :	0.010021	0.003619	2.768673	0.361184	2. BESSER
23 :	0.012147	0.010742	1.130823	0.884312	2. BESSER
24 :	0.006750	0.003070	2.198518	0.454852	2. BESSER
25 :	0.009117	0.006548	1.392407	0.718181	2. BESSER
26 :	0.002327	0.001641	1.417402	0.705516	2. BESSER
27 :	0.005344	0.003097	1.725765	0.579453	2. BESSER
28 :	0.008056	0.005067	1.589755	0.629028	2. BESSER
29 :	0.006799	0.002931	2.320182	0.431001	2. BESSER
30 :	0.008654	0.004001	2.162742	0.462376	2. BESSER
31 :	0.008983	0.004898	1.834215	0.545193	2. BESSER
32 :	0.018675	0.017353	1.076213	0.929184	2. BESSER
33 :	0.002235	0.001558	1.434323	0.697193	2. BESSER
34 :	0.005270	0.003850	1.368857	0.730537	2. BESSER
35 :	0.005522	0.001933	2.855923	0.350150	2. BESSER
36 :	0.002385	0.001498	1.592661	0.627880	2. BESSER
37 :	0.011176	0.007431	1.503829	0.664969	2. BESSER
38 :	0.008691	0.005871	1.480408	0.675489	2. BESSER
39 :	0.003207	0.001632	1.964637	0.509000	2. BESSER
40 :	0.004519	0.001926	2.345705	0.426311	2. BESSER
41 :	0.014477	0.004841	2.990544	0.334387	2. BESSER
42 :	0.037230	0.024041	1.548602	0.645744	2. BESSER
43 :	0.003445	0.001524	2.260610	0.442358	2. BESSER
44 :	0.004632	0.003115	1.487044	0.672475	2. BESSER
45 :	0.004465	0.001924	2.320903	0.430867	2. BESSER
46 :	0.007271	0.003905	1.861816	0.537110	2. BESSER
47 :	0.011954	0.011067	1.080190	0.925763	2. BESSER
48 :	0.007459	0.005948	1.253996	0.797451	2. BESSER
49 :	0.001771	0.001136	1.558339	0.641709	2. BESSER
50 :	0.002374	0.001678	1.415125	0.706651	2. BESSER
51 :	0.003073	0.002666	1.152648	0.867567	2. BESSER
52 :	0.007064	0.002930	2.410991	0.414767	2. BESSER
53 :	0.001630	0.001203	1.355553	0.737707	2. BESSER
54 :	0.001578	0.001339	1.178533	0.848512	2. BESSER
55 :	0.004838	0.002082	2.323212	0.430439	2. BESSER
56 :	0.003244	0.001381	2.349365	0.425647	2. BESSER
57 :	0.006994	0.005463	1.280317	0.781057	2. BESSER
58 :	0.022323	0.012834	1.739360	0.574924	2. BESSER

$$(1) \frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{k_2 t} ; \quad (2) \frac{dN}{dt} = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} + k_4 \cdot e^{k_5 t}$$

TABELLE 36 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWEILS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

NR. 1-58 : RATTENUTERUSHOERNER

EIGENE UNTERSUCHUNGEN

UNG

CHUNGEN

2
18

DARSTELLUNG DER 1. ANPASSUNG : 1 DARSTELLUNG DER 2. ANPASSUNG : 1
FUNKTION DER 1. ANPASSUNG : 18 FUNKTION DER 2. ANPASSUNG : 22

		SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)	
BESSER	1 :	0.418483	0.553415	0.756183	1.322432	1. BESSER
BESSER	2 :	0.237417	0.293303	0.809462	1.235389	1. BESSER
BESSER	3 :	0.372828	1.558207	0.239267	4.179426	1. BESSER
BESSER	4 :	0.731459	1.109640	0.659186	1.517023	1. BESSER
BESSER	5 :	0.309597	0.416885	0.742645	1.346539	1. BESSER
BESSER	6 :	0.299459	0.601972	0.497464	2.010194	1. BESSER
BESSER	7 :	0.319311	0.171154	1.865635	0.536011	2. BESSER
BESSER	8 :	0.620677	0.166418	3.729637	0.268123	2. BESSER
BESSER	9 :	0.567169	0.339315	1.671511	0.598261	2. BESSER
BESSER	11 :	0.340027	0.319931	1.062814	0.940899	2. BESSER
BESSER	12 :	0.523172	0.283824	1.843298	0.542506	2. BESSER
BESSER	13 :	0.321570	0.392445	0.819402	1.220403	1. BESSER
BESSER	14 :	0.277525	0.779532	0.356015	2.808873	1. BESSER
BESSER	15 :	0.382150	0.427943	0.892994	1.119829	1. BESSER
BESSER	16 :	0.407390	0.212912	1.913419	0.522625	2. BESSER
BESSER	17 :	0.640368	1.981141	0.323232	3.093752	1. BESSER
BESSER	18 :	0.345973	1.397769	0.247518	4.040111	1. BESSER
BESSER	19 :	0.221322	0.707003	0.313042	3.194456	1. BESSER
BESSER	20 :	0.271347	1.071961	0.253132	3.950514	1. BESSER
BESSER	21 :	0.251434	0.608980	0.412877	2.422029	1. BESSER
BESSER	22 :	0.307595	0.074171	4.147097	0.241133	2. BESSER
BESSER	23 :	0.320923	0.377193	0.850817	1.175340	1. BESSER
BESSER	24 :	0.214677	0.345970	0.620507	1.611585	1. BESSER
BESSER	25 :	0.185321	1.615505	0.114714	8.717338	1. BESSER
BESSER	26 :	0.294173	0.748380	0.393079	2.544015	1. BESSER
BESSER	27 :	0.764048	0.805869	0.948105	1.054736	1. BESSER
BESSER	28 :	0.990563	0.759436	1.304341	0.766671	2. BESSER
BESSER	29 :	0.317743	0.227114	1.399050	0.714771	2. BESSER
BESSER	30 :	0.384946	0.213355	1.804249	0.554247	2. BESSER
BESSER	31 :	0.595620	2.077007	0.286768	3.487137	1. BESSER
BESSER	32 :	0.506690	1.589846	0.318704	3.137712	1. BESSER
BESSER	33 :	0.228403	1.732154	0.131861	7.583757	1. BESSER
BESSER	34 :	0.575218	2.883008	0.199520	5.012024	1. BESSER
BESSER	35 :	0.317114	0.782029	0.405501	2.466083	1. BESSER
BESSER	36 :	0.579860	0.778036	0.745287	1.341765	1. BESSER
BESSER	37 :	0.730403	0.281168	2.597748	0.384949	2. BESSER
BESSER	38 :	1.006836	0.114831	8.767980	0.114051	2. BESSER
BESSER	39 :	0.234027	0.653478	0.358125	2.792322	1. BESSER
BESSER	40 :	0.275405	0.810656	0.339732	2.943499	1. BESSER
BESSER	41 :	0.481754	0.081889	5.882979	0.169982	2. BESSER
BESSER	42 :	0.606755	0.244942	2.477138	0.403692	2. BESSER
BESSER	43 :	0.305085	0.096373	3.165669	0.315889	2. BESSER
BESSER	44 :	0.797139	2.016756	0.395258	2.529992	1. BESSER
BESSER	45 :	0.219568	0.537548	0.408462	2.448211	1. BESSER
BESSER	46 :	0.340234	0.240796	1.412953	0.707738	2. BESSER
BESSER	47 :	0.802904	1.795631	0.447143	2.236422	1. BESSER
BESSER	48 :	0.810652	1.315940	0.616025	1.623310	1. BESSER
BESSER	49 :	0.474159	0.540359	0.877489	1.139616	1. BESSER
BESSER	50 :	0.348303	0.785491	0.443421	2.255192	1. BESSER
BESSER	51 :	0.341775	0.538260	0.634963	1.574895	1. BESSER
BESSER	52 :	0.246765	0.936286	0.263558	3.794235	1. BESSER
BESSER	53 :	0.852339	0.510399	1.669947	0.598821	2. BESSER
BESSER	54 :	0.928352	0.473395	1.961049	0.509931	2. BESSER
BESSER	55 :	0.232050	0.539534	0.430093	2.325080	1. BESSER
BESSER	56 :	0.390858	0.210156	1.859843	0.537680	2. BESSER
BESSER	57 :	0.815261	1.464515	0.556677	1.796375	1. BESSER
BESSER	58 :	0.602696	2.094943	0.287691	3.475953	1. BESSER

$$(1) N = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} + k_4 \cdot e^{k_5 t}; \quad (2) N = k_1 + k_2 \cdot \ln t$$

TABELLE 37 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWEILS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

NR. 1-58 : RATTENUTERUSHOERNER

EIGENE UNTERSUCHUNGEN

DARSTELLUNG FUNKTION	DER 1. ANPASSUNG : DER 1. ANPASSUNG :	1 16	DARSTELLUNG FUNKTION	DER 2. ANPASSUNG : DER 2. ANPASSUNG :	1 22
	SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)	
1 :	5.126896	0.553415	9.264111	0.107943	2. BESSER
2 :	13.172249	0.293303	44.910085	0.022267	2. BESSER
3 :	4.193746	1.558207	2.691393	0.371555	2. BESSER
4 :	6.621425	1.109640	5.967185	0.167583	2. BESSER
5 :	10.778489	0.416885	25.854851	0.038677	2. BESSER
6 :	9.781261	0.601972	16.248708	0.061543	2. BESSER
7 :	4.869528	0.171154	28.451125	0.035148	2. BESSER
8 :	5.977970	0.166418	35.921510	0.027838	2. BESSER
9 :	7.319565	0.339315	21.571562	0.046357	2. BESSER
11 :	4.106945	0.319931	12.836979	0.077900	2. BESSER
12 :	5.385900	0.283824	18.976225	0.052698	2. BESSER
13 :	6.422554	0.392445	16.365506	0.061104	2. BESSER
14 :	8.523227	0.779532	10.933777	0.091460	2. BESSER
15 :	5.417598	0.427943	12.659639	0.078991	2. BESSER
16 :	5.865821	0.212912	27.550475	0.036297	2. BESSER
17 :	4.576900	1.981141	2.310234	0.432857	2. BESSER
18 :	6.997356	1.397769	5.006089	0.199757	2. BESSER
19 :	11.255112	0.707003	15.919471	0.062816	2. BESSER
20 :	10.667725	1.071961	9.951601	0.100486	2. BESSER
21 :	11.697241	0.608980	19.207915	0.052062	2. BESSER
22 :	15.255337	0.074171	205.677615	0.004862	2. BESSER
23 :	9.289904	0.377193	24.629028	0.040602	2. BESSER
24 :	13.718223	0.345970	39.651477	0.025220	2. BESSER
25 :	8.792317	1.615505	5.442459	0.183740	2. BESSER
26 :	9.991010	0.748380	13.350183	0.074905	2. BESSER
27 :	4.340224	0.805869	5.385771	0.185674	2. BESSER
28 :	6.135642	0.759436	8.079209	0.123774	2. BESSER
29 :	12.777498	0.227114	56.260358	0.017775	2. BESSER
30 :	12.807167	0.213355	60.027397	0.016659	2. BESSER
31 :	7.070177	2.077007	3.404022	0.293770	2. BESSER
32 :	8.115089	1.589846	5.104324	0.195912	2. BESSER
33 :	9.788026	1.732154	5.650783	0.176967	2. BESSER
34 :	7.119939	2.883008	2.469622	0.404920	2. BESSER
35 :	6.076430	0.782029	7.770083	0.128699	2. BESSER
36 :	4.100709	0.778036	5.270593	0.189732	2. BESSER
37 :	5.556107	0.281168	19.760813	0.050605	2. BESSER
38 :	6.044599	0.114831	52.639060	0.018997	2. BESSER
39 :	11.010337	0.653478	16.848836	0.059351	2. BESSER
40 :	9.588782	0.810656	11.828429	0.084542	2. BESSER
41 :	8.138705	0.081889	99.386570	0.010062	2. BESSER
42 :	10.195198	0.244942	41.622936	0.024025	2. BESSER
43 :	6.357079	0.096373	65.963321	0.015160	2. BESSER
44 :	4.033339	2.016756	1.999915	0.500021	2. BESSER
45 :	12.195246	0.537548	22.686788	0.044079	2. BESSER
46 :	8.183894	0.240796	33.986796	0.029423	2. BESSER
47 :	5.094239	1.795631	2.837018	0.352483	2. BESSER
48 :	5.520031	1.315940	4.194744	0.238394	2. BESSER
49 :	5.283988	0.540359	9.778657	0.102264	2. BESSER
50 :	6.357589	0.785491	8.093781	0.123552	2. BESSER
51 :	6.811131	0.538260	12.653972	0.079027	2. BESSER
52 :	9.337599	0.936286	9.973021	0.100271	2. BESSER
53 :	3.737115	0.510399	7.321949	0.136576	2. BESSER
54 :	4.534919	0.473395	9.579557	0.104389	2. BESSER
55 :	12.941096	0.539534	23.985697	0.041692	2. BESSER
56 :	9.766658	0.210156	46.473280	0.021518	2. BESSER
57 :	5.710762	1.464515	3.899423	0.256448	2. BESSER
58 :	8.818535	2.094943	4.209440	0.237561	2. BESSER

$$(1) N = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} ;$$

$$(2) N = k_1 + k_2 \cdot \ln t$$

TABELLE 38 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWEILS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

NR. 1-58 : RATTENUTERUSHOERNER

EIGENE UNTERSUCHUNGEN

DARSTELLUNG FUNKTION	DER 1. ANPASSUNG : DER 1. ANPASSUNG : 16	1	DARSTELLUNG FUNKTION	DER 2. ANPASSUNG : DER 2. ANPASSUNG : 18	1
	SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)	
ESSER					
ESSER	1 :	5.126896	0.418483	12.251155	0.081625 2. BESSER
ESSER	2 :	13.172249	0.237417	55.481403	0.018024 2. BESSER
ESSER	3 :	4.193746	0.372828	11.248478	0.088901 2. BESSER
ESSER	4 :	6.621425	0.731459	9.052358	0.110468 2. BESSER
ESSER	5 :	10.778489	0.309597	34.814563	0.028724 2. BESSER
ESSER	6 :	9.781261	0.299459	32.663052	0.030616 2. BESSER
ESSER	7 :	4.869528	0.319311	15.250107	0.065573 2. BESSER
ESSER	8 :	5.977970	0.620677	9.631370	0.103827 2. BESSER
ESSER	9 :	7.319565	0.567169	12.905429	0.077487 2. BESSER
ESSER	11 :	4.106945	0.340027	12.078295	0.082793 2. BESSER
ESSER	12 :	5.385900	0.523172	10.294712	0.097137 2. BESSER
ESSER	13 :	6.422554	0.321570	19.972507	0.050069 2. BESSER
ESSER	14 :	8.523227	0.277525	30.711587	0.032561 2. BESSER
ESSER	15 :	5.417598	0.382150	14.176630	0.070539 2. BESSER
ESSER	16 :	5.865821	0.407390	14.398556	0.069451 2. BESSER
ESSER	17 :	4.576900	0.640368	7.147292	0.139913 2. BESSER
ESSER	18 :	6.997356	0.345973	20.225155	0.049443 2. BESSER
ESSER	19 :	11.255112	0.221322	50.854043	0.019664 2. BESSER
ESSER	20 :	10.667725	0.271347	39.313937	0.025436 2. BESSER
ESSER	21 :	11.697241	0.251434	46.522121	0.021495 2. BESSER
ESSER	22 :	15.255337	0.307595	49.595561	0.020163 2. BESSER
ESSER	23 :	9.289904	0.320923	28.947490	0.034545 2. BESSER
ESSER	24 :	13.718223	0.214677	63.901706	0.015649 2. BESSER
ESSER	25 :	8.792317	0.185321	47.443750	0.021078 2. BESSER
ESSER	26 :	9.991010	0.294173	33.963064	0.029444 2. BESSER
ESSER	27 :	4.340224	0.764048	5.680566	0.176039 2. BESSER
ESSER	28 :	6.135642	0.990563	6.194094	0.161444 2. BESSER
ESSER	29 :	12.777498	0.317743	40.213268	0.024867 2. BESSER
ESSER	30 :	12.807167	0.384946	33.270021	0.030057 2. BESSER
ESSER	31 :	7.070177	0.595620	11.870290	0.084244 2. BESSER
ESSER	32 :	8.115089	0.506690	16.015899	0.062438 2. BESSER
ESSER	33 :	9.788026	0.228403	42.854161	0.023335 2. BESSER
ESSER	34 :	7.119939	0.575218	12.377805	0.080790 2. BESSER
ESSER	35 :	6.076430	0.317114	19.161668	0.052188 2. BESSER
ESSER	36 :	4.100709	0.579860	7.071897	0.141405 2. BESSER
ESSER	37 :	5.556107	0.730403	7.606903	0.131460 2. BESSER
ESSER	38 :	6.044599	1.006836	6.003556	0.166568 2. BESSER
ESSER	39 :	11.010337	0.234027	47.047377	0.021255 2. BESSER
ESSER	40 :	9.588782	0.275405	34.816969	0.028722 2. BESSER
ESSER	41 :	8.138705	0.481754	16.893920	0.059193 2. BESSER
ESSER	42 :	10.195198	0.606755	16.802831	0.059514 2. BESSER
ESSER	43 :	6.357079	0.305085	20.837088	0.047991 2. BESSER
ESSER	44 :	4.033339	0.797139	5.059767	0.197638 2. BESSER
ESSER	45 :	12.195246	0.219568	55.542034	0.018004 2. BESSER
ESSER	46 :	8.183894	0.340234	24.053734	0.041574 2. BESSER
ESSER	47 :	5.094239	0.802904	6.344770	0.157610 2. BESSER
ESSER	48 :	5.520031	0.810652	6.809370	0.146856 2. BESSER
ESSER	49 :	5.283988	0.474159	11.143915	0.089735 2. BESSER
ESSER	50 :	6.357589	0.348303	18.253029	0.054785 2. BESSER
ESSER	51 :	6.811131	0.341775	19.928682	0.050179 2. BESSER
ESSER	52 :	9.337599	0.246765	37.839986	0.026427 2. BESSER
ESSER	53 :	3.737115	0.852339	4.384540	0.228074 2. BESSER
ESSER	54 :	4.534919	0.928352	4.884915	0.204712 2. BESSER
ESSER	55 :	12.941096	0.232050	55.768664	0.017931 2. BESSER
ESSER	56 :	9.766658	0.390858	24.987749	0.040020 2. BESSER
ESSER	57 :	5.710762	0.815261	7.004824	0.142759 2. BESSER
ESSER	58 :	8.818535	0.602696	14.631813	0.068344 2. BESSER

$$(1) N = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} ; \quad (2) N = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} + k_4 \cdot e^{k_5 t}$$

TABELLE 39 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWELNS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

NR. 1-18 : TAENIA COLI, MEERSCHWEINCHEN, ERSCHLAFFENDE LOESUNG; DATEN ZU (209)
NR. 21-38 : TAENIA COLI, MEERSCHWEINCHEN, KONTRAHIERENDE LOESUNG; DATEN ZU (209)
NR. 41-50 : VENA PORTAE, MEERSCHWEINCHEN, KONTRAHIERENDE LOESUNG; DATEN ZU (206)

DARSTELLUNG FUNKTION	DER 1. ANPASSUNG :	3	DARSTELLUNG FUNKTION	DER 2. ANPASSUNG :	3
	DER 1. ANPASSUNG :	11		DER 2. ANPASSUNG :	16
	SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)	
1 :	0.000062	0.000038	1.652577	0.605116	2. BESSER
2 :	0.000025	0.000129	0.196608	5.086275	1. BESSER
3 :	0.000219	0.000214	1.025620	0.975020	2. BESSER
4 :	0.000010	0.000004	2.245049	0.445425	2. BESSER
5 :	0.000279	0.000235	1.187340	0.842218	2. BESSER
6 :	0.000034	0.000018	1.895576	0.527544	2. BESSER
7 :	0.000011	0.000013	0.785813	1.272568	1. BESSER
8 :	0.000047	0.000023	2.002747	0.499314	2. BESSER
9 :	0.000107	0.000031	3.453010	0.289602	2. BESSER
10 :	0.000040	0.000007	5.517173	0.181252	2. BESSER
11 :	0.000062	0.000054	1.160282	0.861859	2. BESSER
12 :	0.000022	0.000028	0.792848	1.261275	1. BESSER
13 :	0.000027	0.000000	54.639111	0.018302	2. BESSER
14 :	0.000104	0.000027	3.793188	0.263630	2. BESSER
15 :	0.000059	0.000024	2.439660	0.409893	2. BESSER
16 :	0.000014	0.000024	0.592812	1.686875	1. BESSER
17 :	0.000005	0.000012	0.412716	2.422972	1. BESSER
18 :	0.000048	0.000006	8.216358	0.121708	2. BESSER
21 :	0.001713	0.000603	2.840786	0.352015	2. BESSER
22 :	0.001839	0.001157	1.589162	0.629263	2. BESSER
23 :	0.003504	0.001599	2.191330	0.456344	2. BESSER
24 :	0.001087	0.001343	0.809741	1.234964	1. BESSER
25 :	0.000680	0.000175	3.886683	0.257289	2. BESSER
26 :	0.002302	0.001122	2.050675	0.487644	2. BESSER
27 :	0.006282	0.004727	1.328983	0.752455	2. BESSER
28 :	0.000556	0.000194	2.860086	0.349640	2. BESSER
29 :	0.000062	0.000011	5.478360	0.182536	2. BESSER
30 :	0.002277	0.000966	2.356250	0.424403	2. BESSER
31 :	0.000735	0.000442	1.663444	0.601162	2. BESSER
32 :	0.006821	0.009778	0.697594	1.433499	1. BESSER
33 :	0.000060	0.000104	0.578266	1.729308	1. BESSER
34 :	0.001272	0.000406	3.136131	0.318864	2. BESSER
35 :	0.003334	0.006728	0.495551	2.017956	1. BESSER
36 :	0.004295	0.000663	6.480605	0.154307	2. BESSER
37 :	0.001093	0.000830	1.316479	0.759602	2. BESSER
38 :	0.000087	0.000056	1.551083	0.644711	2. BESSER
41 :	0.000335	0.000161	2.076719	0.481529	2. BESSER
42 :	0.000518	0.000077	6.686649	0.149552	2. BESSER
43 :	0.000998	0.000375	2.659918	0.375951	2. BESSER
44 :	0.000147	0.000036	4.081103	0.245032	2. BESSER
45 :	0.000064	0.000060	1.063911	0.939928	2. BESSER
46 :	0.000288	0.000069	4.169094	0.239860	2. BESSER
47 :	0.001057	0.000251	4.219656	0.236986	2. BESSER
48 :	0.000888	0.000235	3.779420	0.264591	2. BESSER
49 :	0.000829	0.000885	0.937257	1.066943	1. BESSER
50 :	0.000270	0.000075	3.590783	0.278491	2. BESSER

$$(1) \frac{dN}{dt} = k_1 \cdot \frac{N - k_3}{N - k_2} ;$$

$$(2) \frac{dN}{dt} = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 N}$$

TABELLE 40 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWELNS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

		NR. 1-18 : TAENIA COLI, MEERSCHWEINCHEN, ERSCHLAFFENDE LOESUNG; DATEN ZU (209)		NR. 21-38 : TAENIA COLI, MEERSCHWEINCHEN, KONTRAHIERENDE LOESUNG; DATEN ZU (209)		NR. 41-50 : VENA PORTAE, MEERSCHWEINCHEN, KONTRAHIERENDE LOESUNG; DATEN ZU (206)	
DARSTELLUNG DER 1. ANPASSUNG : 3		DARSTELLUNG DER 2. ANPASSUNG : 3		DARSTELLUNG DER 2. ANPASSUNG : 3		DARSTELLUNG DER 2. ANPASSUNG : 3	
FUNKTION DER 1. ANPASSUNG : 11		FUNKTION DER 2. ANPASSUNG : 14		FUNKTION DER 2. ANPASSUNG : 14		FUNKTION DER 2. ANPASSUNG : 14	
		SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)		
ESSER	1 :	0.000062	0.000056	1.101063	0.908213	2. BESSER	
ESSER	2 :	0.000025	0.000155	0.163727	6.107718	1. BESSER	
ESSER	3 :	0.000219	0.000239	0.918384	1.088869	1. BESSER	
ESSER	4 :	0.000010	0.000005	2.157484	0.463503	2. BESSER	
ESSER	5 :	0.000279	0.000386	0.723239	1.382669	1. BESSER	
ESSER	6 :	0.000034	0.000021	1.628314	0.614132	2. BESSER	
ESSER	7 :	0.000011	0.000014	0.773117	1.293465	1. BESSER	
ESSER	8 :	0.000047	0.000032	1.447852	0.690678	2. BESSER	
ESSER	9 :	0.000107	0.000047	2.284314	0.437768	2. BESSER	
ESSER	10 :	0.000040	0.000019	2.110079	0.473916	2. BESSER	
ESSER	11 :	0.000062	0.000060	1.042572	0.959166	2. BESSER	
ESSER	12 :	0.000022	0.000028	0.788390	1.268408	1. BESSER	
ESSER	13 :	0.000027	0.000002	11.779002	0.084897	2. BESSER	
ESSER	14 :	0.000104	0.000040	2.618929	0.381835	2. BESSER	
ESSER	15 :	0.000059	0.000034	1.767159	0.565880	2. BESSER	
ESSER	16 :	0.000014	0.000031	0.465891	2.146427	1. BESSER	
ESSER	17 :	0.000005	0.000012	0.409373	2.442758	1. BESSER	
ESSER	18 :	0.000048	0.000009	5.373809	0.186088	2. BESSER	
ESSER	21 :	0.001713	0.004559	0.375706	2.661658	1. BESSER	
ESSER	22 :	0.001839	0.003040	0.605035	1.652796	1. BESSER	
ESSER	23 :	0.003504	0.005188	0.675339	1.480737	1. BESSER	
ESSER	24 :	0.001087	0.001870	0.581495	1.719706	1. BESSER	
ESSER	25 :	0.000680	0.002346	0.289738	3.451400	1. BESSER	
ESSER	26 :	0.002302	0.004911	0.468693	2.133592	1. BESSER	
ESSER	27 :	0.006282	0.015444	0.406786	2.458292	1. BESSER	
ESSER	28 :	0.000556	0.000494	1.125407	0.888568	2. BESSER	
ESSER	29 :	0.000062	0.000016	3.758637	0.266054	2. BESSER	
ESSER	30 :	0.002277	0.010037	0.226877	4.407681	1. BESSER	
ESSER	31 :	0.000735	0.002126	0.345644	2.893151	1. BESSER	
ESSER	32 :	0.006821	0.012649	0.539298	1.854264	1. BESSER	
ESSER	33 :	0.000060	0.000104	0.576982	1.733156	1. BESSER	
ESSER	34 :	0.001272	0.000876	1.452797	0.688327	2. BESSER	
ESSER	35 :	0.003334	0.007249	0.459953	2.174136	1. BESSER	
ESSER	36 :	0.004295	0.000920	4.667798	0.214234	2. BESSER	
ESSER	37 :	0.001093	0.008833	0.123683	8.085185	1. BESSER	
ESSER	38 :	0.000087	0.000143	0.610802	1.637192	1. BESSER	
ESSER	41 :	0.000335	0.000196	1.709057	0.585118	2. BESSER	
ESSER	42 :	0.000518	0.000218	2.378857	0.420370	2. BESSER	
ESSER	43 :	0.000998	0.000645	1.546018	0.646823	2. BESSER	
ESSER	44 :	0.000147	0.000057	2.567121	0.389541	2. BESSER	
ESSER	45 :	0.000064	0.000061	1.054681	0.948154	2. BESSER	
ESSER	46 :	0.000288	0.000131	2.200602	0.454421	2. BESSER	
ESSER	47 :	0.001057	0.000534	1.977719	0.505633	2. BESSER	
ESSER	48 :	0.000888	0.000362	2.451048	0.407989	2. BESSER	
ESSER	49 :	0.000829	0.000914	0.907443	1.101998	1. BESSER	
ESSER	50 :	0.000270	0.000162	1.667172	0.599818	2. BESSER	

$$(1) \frac{dN}{dt} = k_1 \cdot \frac{N - k_3}{N - k_2} ;$$

$$(2) \frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{k_2 N}$$

TABELLE 41 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWEILS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

NR. 1-18 : TAENIA COLI, MEERSCHWEINCHEN, ERSCHLAFENDE LOESUNG; DATEN ZU (209)

NR. 21-38 : TAENIA COLI, MEERSCHWEINCHEN, KONTRAHIERENDE LOESUNG; DATEN ZU (209)

NR. 41-50 : VENA PORTAE, MEERSCHWEINCHEN, KONTRAHIERENDE LOESUNG; DATEN ZU (206)

DARSTELLUNG DER 1. ANPASSUNG : 3 DARSTELLUNG DER 2. ANPASSUNG : 3
FUNKTION DER 1. ANPASSUNG : 16 FUNKTION DER 2. ANPASSUNG : 14

	SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)	
1 :	0.000038	0.000056	0.666270	1.500892	1. BESSER
2 :	0.000129	0.000155	0.832762	1.200824	1. BESSER
3 :	0.000214	0.000239	0.895443	1.116766	1. BESSER
4 :	0.000004	0.000005	0.960996	1.040587	1. BESSER
5 :	0.000235	0.000386	0.609125	1.641698	1. BESSER
6 :	0.000018	0.000021	0.859008	1.164134	1. BESSER
7 :	0.000013	0.000014	0.983844	1.016421	1. BESSER
8 :	0.000023	0.000032	0.722933	1.383254	1. BESSER
9 :	0.000031	0.000047	0.661543	1.511618	1. BESSER
10 :	0.000007	0.000019	0.382457	2.614676	1. BESSER
11 :	0.000054	0.000060	0.898551	1.112903	1. BESSER
12 :	0.000028	0.000028	0.994377	1.005655	1. BESSER
13 :	0.000000	0.000002	0.215578	4.638688	1. BESSER
14 :	0.000027	0.000040	0.690430	1.448374	1. BESSER
15 :	0.000024	0.000034	0.724346	1.380555	1. BESSER
16 :	0.000024	0.000031	0.785899	1.272428	1. BESSER
17 :	0.000012	0.000012	0.991900	1.008166	1. BESSER
18 :	0.000006	0.000009	0.654038	1.528963	1. BESSER
21 :	0.000603	0.004559	0.132254	7.561203	1. BESSER
22 :	0.001157	0.003040	0.380726	2.626561	1. BESSER
23 :	0.001599	0.005188	0.308187	3.244783	1. BESSER
24 :	0.001343	0.001870	0.718125	1.392515	1. BESSER
25 :	0.000175	0.002346	0.074546	13.414496	1. BESSER
26 :	0.001122	0.004911	0.228556	4.375304	1. BESSER
27 :	0.004727	0.015444	0.306089	3.267027	1. BESSER
28 :	0.000194	0.000494	0.393487	2.541381	1. BESSER
29 :	0.000011	0.000016	0.686088	1.457539	1. BESSER
30 :	0.000966	0.010037	0.096287	10.385599	1. BESSER
31 :	0.000442	0.002126	0.207788	4.812594	1. BESSER
32 :	0.009778	0.012649	0.773083	1.293523	1. BESSER
33 :	0.000104	0.000104	0.997780	1.002225	1. BESSER
34 :	0.000406	0.000876	0.463245	2.158685	1. BESSER
35 :	0.006728	0.007249	0.928165	1.077395	1. BESSER
36 :	0.000663	0.000920	0.720272	1.388364	1. BESSER
37 :	0.000830	0.008833	0.093950	10.643979	1. BESSER
38 :	0.000056	0.000143	0.393791	2.539421	1. BESSER
41 :	0.000161	0.000196	0.822960	1.215126	1. BESSER
42 :	0.000077	0.000218	0.355762	2.810866	1. BESSER
43 :	0.000375	0.000645	0.581228	1.720496	1. BESSER
44 :	0.000036	0.000057	0.629026	1.589759	1. BESSER
45 :	0.000060	0.000061	0.991324	1.008752	1. BESSER
46 :	0.000069	0.000131	0.527837	1.894524	1. BESSER
47 :	0.000251	0.000534	0.468692	2.133597	1. BESSER
48 :	0.000235	0.000362	0.648525	1.541961	1. BESSER
49 :	0.000885	0.000914	0.968190	1.032855	1. BESSER
50 :	0.000075	0.000162	0.464292	2.153817	1. BESSER

$$(1) \frac{dN}{dt} = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 N} ;$$

$$(2) \frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{k_2 N}$$

TABELLE 42 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWEILS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

NR. 1-18 : TAENIA COLI, MEERSCHWEINCHEN, ERSCHLAFFENDE LOESUNG; DATEN ZU (209)

NR. 21-38 : TAENIA COLI, MEERSCHWEINCHEN, KONTRAHIERENDE LOESUNG; DATEN ZU (209)

NR. 41-50 : VENA PORTAE, MEERSCHWEINCHEN, KONTRAHIERENDE LOESUNG; DATEN ZU (206)

DARSTELLUNG DER 1. ANPASSUNG : 3 DARSTELLUNG DER 2. ANPASSUNG : 2
FUNKTION DER 1. ANPASSUNG : 14 FUNKTION DER 2. ANPASSUNG : 14

	SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)	
1 :	0.000056	0.000351	0.160642	6.225011	1. BESSER
2 :	0.000155	0.000590	0.262159	3.814473	1. BESSER
3 :	0.000239	0.000175	1.368225	0.730874	2. BESSER
4 :	0.000005	0.000039	0.118969	8.405536	1. BESSER
5 :	0.000386	0.000066	5.828311	0.171576	2. BESSER
6 :	0.000021	0.000239	0.087544	11.422826	1. BESSER
7 :	0.000014	0.000155	0.088195	11.338528	1. BESSER
8 :	0.000032	0.000016	2.010624	0.497358	2. BESSER
9 :	0.000047	0.000069	0.680072	1.470433	1. BESSER
10 :	0.000019	0.000073	0.257595	3.882056	1. BESSER
11 :	0.000060	0.000346	0.172366	5.801608	1. BESSER
12 :	0.000028	0.000126	0.221959	4.505344	1. BESSER
13 :	0.000002	0.000093	0.024645	40.576004	1. BESSER
14 :	0.000040	0.000045	0.874597	1.143384	1. BESSER
15 :	0.000034	0.000054	0.625874	1.597766	1. BESSER
16 :	0.000031	0.000265	0.116633	8.573907	1. BESSER
17 :	0.000012	0.000087	0.139807	7.152707	1. BESSER
18 :	0.000009	0.000080	0.112580	8.882563	1. BESSER
21 :	0.004559	0.009882	0.461357	2.167518	1. BESSER
22 :	0.003040	0.013092	0.232185	4.306912	1. BESSER
23 :	0.005188	0.007457	0.695734	1.437332	1. BESSER
24 :	0.001870	0.011499	0.162602	6.149984	1. BESSER
25 :	0.002346	0.012155	0.193031	5.180507	1. BESSER
26 :	0.004911	0.002020	2.431355	0.411293	2. BESSER
27 :	0.015444	0.003684	4.192061	0.238546	2. BESSER
28 :	0.000494	0.001430	0.345478	2.894544	1. BESSER
29 :	0.000016	0.000403	0.040662	24.592967	1. BESSER
30 :	0.010037	0.003734	2.687960	0.372029	2. BESSER
31 :	0.002126	0.002448	0.868514	1.151392	1. BESSER
32 :	0.012649	0.023123	0.547010	1.828119	1. BESSER
33 :	0.000104	0.000394	0.264334	3.783096	1. BESSER
34 :	0.000876	0.000742	1.180773	0.846903	2. BESSER
35 :	0.007249	0.023982	0.302277	3.308223	1. BESSER
36 :	0.000920	0.003604	0.255262	3.917544	1. BESSER
37 :	0.008833	0.003018	2.926532	0.341701	2. BESSER
38 :	0.000143	0.000456	0.314069	3.184018	1. BESSER
41 :	0.000196	0.000066	2.979772	0.335596	2. BESSER
42 :	0.000218	0.000892	0.243896	4.100108	1. BESSER
43 :	0.000645	0.000308	2.092203	0.477965	2. BESSER
44 :	0.000057	0.000217	0.265031	3.773150	1. BESSER
45 :	0.000061	0.000578	0.105312	9.495553	1. BESSER
46 :	0.000131	0.000221	0.591508	1.690595	1. BESSER
47 :	0.000534	0.001730	0.308991	3.236337	1. BESSER
48 :	0.000362	0.003132	0.115642	8.647398	1. BESSER
49 :	0.000914	0.001561	0.585455	1.708072	1. BESSER
50 :	0.000162	0.001219	0.132764	7.532164	1. BESSER

$$(1) \frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{k_2 N} ;$$

$$(2) \frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{k_2 t}$$

TABELLE 43 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWEILS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

NR. 1-18 : TAENIA COLI, MEERSCHWEINCHEN, ERSCHLAFENDE LOESUNG; DATEN ZU (209)

NR. 21-38 : TAENIA COLI, MEERSCHWEINCHEN, KONTRAHIERENDE LOESUNG; DATEN ZU (209)

NR. 41-50 : VENA PORTAE, MEERSCHWEINCHEN, KONTRAHIERENDE LOESUNG; DATEN ZU (206)

DARSTELLUNG DER 1. ANPASSUNG : 2 DARSTELLUNG DER 2. ANPASSUNG : 2
FUNKTION DER 1. ANPASSUNG : 14 FUNKTION DER 2. ANPASSUNG : 25

	SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)	
1 :	0.000351	0.000404	0.869823	1.149659	1. BESSER
2 :	0.000590	0.000709	0.831893	1.202078	1. BESSER
3 :	0.000175	0.000533	0.327773	3.050892	1. BESSER
4 :	0.000039	0.000114	0.340595	2.936034	1. BESSER
5 :	0.000066	0.001512	0.043790	22.836208	1. BESSER
6 :	0.000239	0.000147	1.620967	0.616916	2. BESSER
7 :	0.000155	0.000375	0.412533	2.424047	1. BESSER
8 :	0.000016	0.000238	0.067983	14.709579	1. BESSER
9 :	0.000069	0.000310	0.221337	4.517991	1. BESSER
10 :	0.000073	0.000131	0.559473	1.787397	1. BESSER
11 :	0.000346	0.000032	10.683331	0.093604	2. BESSER
12 :	0.000126	0.000128	0.979412	1.021021	1. BESSER
13 :	0.000093	0.000075	1.243812	0.803980	2. BESSER
14 :	0.000045	0.000458	0.099109	10.089924	1. BESSER
15 :	0.000054	0.000136	0.394846	2.532631	1. BESSER
16 :	0.000265	0.000451	0.587379	1.702480	1. BESSER
17 :	0.000087	0.000036	2.453782	0.407534	2. BESSER
18 :	0.000080	0.000142	0.560069	1.785493	1. BESSER
21 :	0.009882	0.144594	0.068343	14.632057	1. BESSER
22 :	0.013092	0.175416	0.074634	13.398770	1. BESSER
23 :	0.007457	0.218950	0.034058	29.361732	1. BESSER
24 :	0.011499	0.142539	0.080670	12.396198	1. BESSER
25 :	0.012155	0.047175	0.257451	3.881220	1. BESSER
26 :	0.002020	0.095267	0.021202	47.165804	1. BESSER
27 :	0.003684	0.167012	0.022059	45.332628	1. BESSER
28 :	0.001430	0.000977	1.463404	0.683338	2. BESSER
29 :	0.000403	0.000145	2.784371	0.359148	2. BESSER
30 :	0.003734	0.048024	0.077753	12.861278	1. BESSER
31 :	0.002448	0.014768	0.165778	6.032175	1. BESSER
32 :	0.023123	0.331322	0.069791	14.328532	1. BESSER
33 :	0.000394	0.000237	1.666673	0.599998	2. BESSER
34 :	0.000742	0.004117	0.180142	5.551188	1. BESSER
35 :	0.023982	0.197044	0.121709	8.216307	1. BESSER
36 :	0.003604	0.007125	0.505891	1.976712	1. BESSER
37 :	0.003018	0.074354	0.040594	24.634284	1. BESSER
38 :	0.000456	0.000216	2.115171	0.472775	2. BESSER
41 :	0.000066	0.000199	0.330422	3.026431	1. BESSER
42 :	0.000892	0.000848	1.052317	0.950284	2. BESSER
43 :	0.000308	0.001229	0.251002	3.984030	1. BESSER
44 :	0.000217	0.000070	3.104459	0.322117	2. BESSER
45 :	0.000578	0.000205	2.811970	0.355623	2. BESSER
46 :	0.000221	0.000167	1.325848	0.754234	2. BESSER
47 :	0.001730	0.002389	0.724097	1.381030	1. BESSER
48 :	0.003132	0.000186	16.805924	0.059503	2. BESSER
49 :	0.001561	0.000977	1.597780	0.625868	2. BESSER
50 :	0.001219	0.001108	1.100163	0.908956	2. BESSER

$$(1) \frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{\frac{k_2}{2}t} ;$$

$$(2) \frac{dN}{dt} = \frac{k_1}{t}$$

TABELLE 44 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWEILS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

NR. 1-18 : TAENIA COLI, MEERSCHWEINCHEN, ERSCHLAFENDE LOESUNG; DATEN ZU (209)

NR. 21-38 : TAENIA COLI, MEERSCHWEINCHEN, KONTRAHIERENDE LOESUNG; DATEN ZU (209)

NR. 41-50 : VENA PORTAE, MEERSCHWEINCHEN, KONTRAHIERENDE LOESUNG; DATEN ZU (206)

DARSTELLUNG DER 1. ANPASSUNG : 2 DARSTELLUNG DER 2. ANPASSUNG : 2
FUNKTION DER 1. ANPASSUNG : 18 FUNKTION DER 2. ANPASSUNG : 25

	SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)	
SER 1 :	0.000129	0.000404	0.320158	3.123455	1. BESSER
SER 2 :	0.000131	0.000709	0.185218	5.399031	1. BESSER
SER 3 :	0.000105	0.000533	0.196312	5.093927	1. BESSER
SER 4 :	0.000009	0.000114	0.081566	12.260029	1. BESSER
SER 5 :	0.000064	0.001512	0.042246	23.670765	1. BESSER
SER 6 :	0.000023	0.000147	0.153354	6.520869	1. BESSER
BESSER 7 :	0.000021	0.000375	0.054722	18.274350	1. BESSER
SER 8 :	0.000011	0.000238	0.047331	21.127719	1. BESSER
SER 9 :	0.000035	0.000310	0.111996	8.928898	1. BESSER
SER 10 :	0.000026	0.000131	0.198448	5.039107	1. BESSER
SER 11 :	0.000007	0.000032	0.223353	4.477211	1. BESSER
BESSER 12 :	0.000005	0.000128	0.039778	25.139835	1. BESSER
SER 13 :	0.000017	0.000075	0.221706	4.510488	1. BESSER
BESSER 14 :	0.000018	0.000458	0.038352	26.074449	1. BESSER
SER 15 :	0.000036	0.000136	0.261926	3.817869	1. BESSER
SER 16 :	0.000018	0.000451	0.040384	24.762468	1. BESSER
SER 17 :	0.000005	0.000036	0.143387	6.974135	1. BESSER
BESSER 18 :	0.000028	0.000142	0.199970	5.000758	1. BESSER
SER 21 :	0.000142	0.144594	0.000981	1019.499877	1. BESSER
SER 22 :	0.000064	0.175416	0.000364	2747.488976	1. BESSER
SER 23 :	0.000387	0.218950	0.001770	565.047689	1. BESSER
SER 24 :	0.001321	0.142539	0.009270	107.875764	1. BESSER
SER 25 :	0.000249	0.047175	0.005271	189.733738	1. BESSER
SER 26 :	0.000195	0.095267	0.002043	489.448613	1. BESSER
SER 27 :	0.000750	0.167012	0.004491	222.677294	1. BESSER
SER 28 :	0.000071	0.000977	0.072918	13.714103	1. BESSER
BESSER 29 :	0.000027	0.000145	0.187630	5.329645	1. BESSER
BESSER 30 :	0.000322	0.048024	0.006696	149.341396	1. BESSER
SER 31 :	0.000239	0.014768	0.016197	61.741583	1. BESSER
SER 32 :	0.000022	0.331322	0.000065	15314.291989	1. BESSER
SER 33 :	0.000012	0.000237	0.050357	19.858370	1. BESSER
BESSER 34 :	0.000252	0.004117	0.061111	16.363729	1. BESSER
SER 35 :	0.001634	0.197044	0.008294	120.575671	1. BESSER
SER 36 :	0.000360	0.007125	0.050562	19.777742	1. BESSER
SER 37 :	0.000511	0.074354	0.006879	145.367542	1. BESSER
SER 38 :	0.000124	0.000216	0.573189	1.744627	1. BESSER
BESSER 41 :	0.000044	0.000199	0.221241	4.519967	1. BESSER
SER 42 :	0.000073	0.000848	0.085603	11.681777	1. BESSER
BESSER 43 :	0.000064	0.001229	0.052087	19.198684	1. BESSER
SER 44 :	0.000011	0.000070	0.154658	6.465861	1. BESSER
BESSER 45 :	0.000016	0.000205	0.075773	13.197232	1. BESSER
BESSER 46 :	0.000050	0.000167	0.300295	3.330057	1. BESSER
BESSER 47 :	0.000044	0.002389	0.018332	54.550604	1. BESSER
SER 48 :	0.000110	0.000186	0.591291	1.691216	1. BESSER
BESSER 49 :	0.000230	0.000977	0.235291	4.250048	1. BESSER
BESSER 50 :	0.000118	0.001108	0.106134	9.422011	1. BESSER

$$(1) \frac{dN}{dt} = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} + k_4 \cdot e^{k_5 t} ; \quad (2) \frac{dN}{dt} = \frac{k_1}{t}$$

TABELLE 45 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWELNS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

NR. 1-18 : TAENIA COLI, MEERSCHWEINCHEN, ERSCHLAFFENDE LOESUNG; DATEN ZU (209)

NR. 21-38 : TAENIA COLI, MEERSCHWEINCHEN, KONTRAHIERENDE LOESUNG; DATEN ZU (209)

NR. 41-50 : VENA PORTAE, MEERSCHWEINCHEN, KONTRAHIERENDE LOESUNG; DATEN ZU (206)

DARSTELLUNG DER 1. ANPASSUNG : 2 DARSTELLUNG DER 2. ANPASSUNG : 2
FUNKTION DER 1. ANPASSUNG : 14 FUNKTION DER 2. ANPASSUNG : 18

	SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)	
1 :	0.000351	0.000129	2.716853	0.368073	2. BESSER
2 :	0.000590	0.000131	4.491414	0.222647	2. BESSER
3 :	0.000175	0.000105	1.669652	0.598927	2. BESSER
4 :	0.000039	0.000009	4.175711	0.239480	2. BESSER
5 :	0.000066	0.000064	1.036545	0.964743	2. BESSER
6 :	0.000239	0.000023	10.570111	0.094606	2. BESSER
7 :	0.000155	0.000021	7.538779	0.132647	2. BESSER
8 :	0.000016	0.000011	1.436324	0.696222	2. BESSER
9 :	0.000069	0.000035	1.976298	0.505997	2. BESSER
10 :	0.000073	0.000026	2.819242	0.354705	2. BESSER
11 :	0.000346	0.000007	47.831522	0.020907	2. BESSER
12 :	0.000126	0.000005	24.622254	0.040614	2. BESSER
13 :	0.000093	0.000017	5.610200	0.178247	2. BESSER
14 :	0.000045	0.000018	2.584207	0.386966	2. BESSER
15 :	0.000054	0.000036	1.507471	0.663362	2. BESSER
16 :	0.000265	0.000018	14.544942	0.068752	2. BESSER
17 :	0.000087	0.000005	17.113005	0.058435	2. BESSER
18 :	0.000080	0.000028	2.800772	0.357044	2. BESSER
21 :	0.009882	0.000142	69.675774	0.014352	2. BESSER
22 :	0.013092	0.000064	205.055319	0.004877	2. BESSER
23 :	0.007457	0.000387	19.244358	0.051963	2. BESSER
24 :	0.011499	0.001321	8.702327	0.114912	2. BESSER
25 :	0.012155	0.000249	48.885078	0.020456	2. BESSER
26 :	0.002020	0.000195	10.377192	0.096365	2. BESSER
27 :	0.003684	0.000750	4.912076	0.203580	2. BESSER
28 :	0.001430	0.000071	20.069272	0.049827	2. BESSER
29 :	0.000403	0.000027	14.839710	0.067387	2. BESSER
30 :	0.003734	0.000322	11.611707	0.086120	2. BESSER
31 :	0.002448	0.000239	10.235376	0.097700	2. BESSER
32 :	0.023123	0.000022	1068.796983	0.000936	2. BESSER
33 :	0.000394	0.000012	33.097415	0.030214	2. BESSER
34 :	0.000742	0.000252	2.947789	0.339237	2. BESSER
35 :	0.023982	0.001634	14.675165	0.068142	2. BESSER
36 :	0.003604	0.000360	10.005374	0.099946	2. BESSER
37 :	0.003018	0.000511	5.901026	0.169462	2. BESSER
38 :	0.000456	0.000124	3.690183	0.270989	2. BESSER
41 :	0.000066	0.000044	1.493497	0.669569	2. BESSER
42 :	0.000892	0.000073	12.292929	0.081348	2. BESSER
43 :	0.000308	0.000064	4.818911	0.207516	2. BESSER
44 :	0.000217	0.000011	20.073001	0.049818	2. BESSER
45 :	0.000578	0.000016	37.110224	0.026947	2. BESSER
46 :	0.000221	0.000050	4.415150	0.226493	2. BESSER
47 :	0.001730	0.000044	39.499939	0.025316	2. BESSER
48 :	0.003132	0.000110	28.422448	0.035183	2. BESSER
49 :	0.001561	0.000230	6.790644	0.147261	2. BESSER
50 :	0.001219	0.000118	10.365747	0.096472	2. BESSER

$$(1) \frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{k_2 t} ;$$

$$(2) \frac{dN}{dt} = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} + k_4 \cdot e^{k_5 t}$$

TABELLE 46 :

VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2 BEI ANPASSUNG
VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN DIESELBEN DATEN JEWEILS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG

(209) NR. 1-18 : TAENIA COLI, MEERSCHWEINCHEN, ERSCHLAFFENDE LOESUNG; DATEN ZU (209)
(209) NR. 21-38 : TAENIA COLI, MEERSCHWEINCHEN, KONTRAHIERENDE LOESUNG; DATEN ZU (209)
(206) NR. 41-50 : VENA PORTAE, MEERSCHWEINCHEN, KONTRAHIERENDE LOESUNG; DATEN ZU (206)

DARSTELLUNG DER 1. ANPASSUNG :		1	DARSTELLUNG DER 2. ANPASSUNG :		1	
FUNKTION DER 1. ANPASSUNG :		18	FUNKTION DER 2. ANPASSUNG :		22	
	SQ2(1)	SQ2(2)	SQ2(1)/SQ2(2)	SQ2(2)/SQ2(1)		
ESSER	1 :	0.731903	0.102173	7.163382	0.139599	2. BESSER
ESSER	2 :	0.024931	0.106616	0.233837	4.276463	1. BESSER
ESSER	3 :	0.202471	0.010879	18.610375	0.053733	2. BESSER
ESSER	4 :	0.129327	0.003305	39.134676	0.025553	2. BESSER
ESSER	5 :	0.422023	0.033539	12.583211	0.079471	2. BESSER
ESSER	6 :	0.484109	0.034878	13.879935	0.072046	2. BESSER
ESSER	7 :	0.430027	0.014385	29.894579	0.033451	2. BESSER
ESSER	8 :	0.138666	0.004560	30.409052	0.032885	2. BESSER
ESSER	9 :	0.352109	0.009096	38.708979	0.025834	2. BESSER
ESSER	10 :	0.226913	0.015167	14.960962	0.066841	2. BESSER
ESSER	11 :	0.294294	0.102900	2.860006	0.349650	2. BESSER
ESSER	12 :	0.208644	0.003679	56.716667	0.017632	2. BESSER
ESSER	13 :	0.230037	0.006406	35.909912	0.027847	2. BESSER
ESSER	14 :	0.319595	0.005569	57.387083	0.017426	2. BESSER
ESSER	15 :	0.179581	0.009601	18.703584	0.053466	2. BESSER
ESSER	16 :	0.232148	0.004250	54.622954	0.018307	2. BESSER
ESSER	17 :	0.129118	0.004385	29.447876	0.033958	2. BESSER
ESSER	18 :	0.256923	0.004673	54.984840	0.018187	2. BESSER
ESSER	21 :	1.267652	14.914062	0.084997	11.765109	1. BESSER
ESSER	22 :	1.287023	18.634086	0.069068	14.478440	1. BESSER
ESSER	23 :	2.527797	16.514259	0.153068	6.533065	1. BESSER
ESSER	24 :	2.586992	7.985897	0.323945	3.086944	1. BESSER
ESSER	25 :	1.055265	8.094664	0.130366	7.670739	1. BESSER
ESSER	26 :	1.241110	4.045230	0.306808	3.259364	1. BESSER
ESSER	27 :	2.088931	8.331702	0.250721	3.988501	1. BESSER
ESSER	28 :	0.085919	0.351947	0.244126	4.096244	1. BESSER
ESSER	29 :	0.446529	0.041741	10.697672	0.093478	2. BESSER
ESSER	30 :	0.470611	6.797765	0.069230	14.444540	1. BESSER
ESSER	31 :	0.035700	2.010145	0.017760	56.305970	1. BESSER
ESSER	32 :	0.733294	35.755853	0.020508	48.760581	1. BESSER
ESSER	33 :	0.510174	0.029573	17.251275	0.057967	2. BESSER
ESSER	34 :	0.041573	0.169556	0.245187	4.078523	1. BESSER
ESSER	35 :	1.340585	20.567671	0.065179	15.342315	1. BESSER
ESSER	36 :	0.203726	0.968132	0.210432	4.752119	1. BESSER
ESSER	37 :	0.333867	7.659382	0.043589	22.941401	1. BESSER
ESSER	38 :	0.766311	0.140491	5.454521	0.183334	2. BESSER
ESSER	41 :	0.325921	0.012524	26.024657	0.038425	2. BESSER
ESSER	42 :	0.101196	0.199552	0.507119	1.971924	1. BESSER
ESSER	43 :	0.937392	0.124307	7.540936	0.132610	2. BESSER
ESSER	44 :	0.425114	0.015201	27.966589	0.035757	2. BESSER
ESSER	45 :	0.471687	0.011654	40.472674	0.024708	2. BESSER
ESSER	46 :	0.687475	0.053881	12.759164	0.078375	2. BESSER
ESSER	47 :	0.180593	0.315209	0.572931	1.745411	1. BESSER
ESSER	48 :	0.087311	0.232029	0.376293	2.657503	1. BESSER
ESSER	49 :	0.090709	0.048622	1.865572	0.536029	2. BESSER
ESSER	50 :	0.084124	0.198885	0.422979	2.364185	1. BESSER

$$(1) N = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} + k_4 \cdot e^{k_5 t} ; (2) N = k_1 + k_2 \cdot \ln t$$

7.1.2.2.6. Aus den Betrachtungen des letzten Abschnitts einschließlich der Verweise auf Abbildungen wird bereits deutlich, daß die Beurteilung von Kurvenanpassungen sich keineswegs allein nach der Summe der Abweichungsquadrate richten kann, sondern den Kurvenverlauf und die Verteilung der Abweichungen von den experimentellen Daten mitberücksichtigen muß, vor allem, um systematische Abweichungen in einzelnen Kurvenabschnitten erkennen zu können. Daher kommt der Einbeziehung graphischer Darstellungen von Kurvenanpassungen in die Auswertung besondere Bedeutung zu.

Angesichts möglicher Fehlerquellen bei Kurven aus Mittelwerten experimenteller Daten - z.B. Mittelung nicht äquivalenter Werte oder Überdeckung gegenläufiger Effekte von Einflußgrößen - stellt die Anpassung von Kurven an Daten jeweils einer einzelnen Muskeluntersuchung ein brauchbares Vorgehen dar.

Die im folgenden zu besprechenden Abbildungen 15-48 repräsentieren einen exemplarischen Ausschnitt aus den über 1000 Kurvenanpassungen.

7.1.2.2.6.1. Zunächst sollen die eigenen Daten vom Rattenuterushorn betrachtet werden:
Abbildungen 15-32.

7.1.2.2.6.1.1. Die Abbildungen 15-20 betreffen $N, (dN/dt)$ -Werte (= Darstellung 3).

Abbildungen 15 und 17 zeigen gute Anpassungsmöglichkeiten der Hyperbelfunktion 11 an Daten je einer Untersuchung in erschlaffender - Nr.15 - und in kontrahierender Lösung - Nr.17.

Darunter - Abbildungen 16 und 18 - sind zu denselben Daten jeweils Anpassungen mit der einfachen Exponentialfunktion 14 dargestellt, die noch besser ausfallen als die mit der Hyperbelfunktion.

Abbildung 19 zeigt Daten einer Untersuchung in kontrahierender Lösung B, bei denen sich deutlich eine sogenannte "Delle" -

vgl. Abschnitt 5.3.4. - als kurzfristige Erniedrigung der Nachdehnungsgeschwindigkeit erkennen läßt. Auf die Darstellung der Hyperbelanpassung, die starke Abweichungen aufwies, wurde wegen der Erscheinung der "Delle" verzichtet. Abbildung 20 zeigt jedoch am Beispiel einer Untersuchung in erschlaffender Lösung A deutlich, daß systematische Abweichungen bei der Hyperbelgleichung 11 auch ohne "Dellen" auftreten.

7.1.2.2.6.1.2. In den Abbildungen 21-24 sind $t, (dN/dt)$ -Werte (= Darstellung 2) wiedergegeben.

Abbildung 21 enthält eine - bis auf den Anfangsteil - relativ gute Anpassung mit der Funktion 25, die nur einen Parameter besitzt und auf die logarithmische Gleichung zurückgeht.

Zu denselben Daten zeigen die Abbildungen 22 und 23 je eine Anpassung mit den Funktionen 14 und 18.

Abbildung 24 zeigt eine weitere Anpassung mit der Funktion 18.

7.1.2.2.6.1.3. Original- t, N -Daten (= Darstellung 1) sind in den Abbildungen 25-32 dargestellt.

Die Abbildungen 25-30 enthalten 3 Datensätze, die jeweils sowohl mit linearer als auch logarithmierter Abszisse (Zeitachse) gezeichnet sind.

Die ersten beiden Datensätze betreffen je eine Untersuchung in erschlaffender Lösung A - Abbildung 25 und 26 - und in kontrahierender Lösung B - Abbildung 27 und 28 -; die in beiden Fällen angepaßte Funktion 18 läßt in den linearen Darstellungen eine gute Beschreibung der Daten vermuten, während bei logarithmierter Abszisse systematische Abweichungen deutlich werden: die angepaßten Kurven "schlängeln" sich um die experimentellen Daten.

Die logarithmische Funktion 22 mit nur zwei Parametern paßt oft die Daten vergleichbar gut an - s. Abschnitt

7.1.2.2.5.5. und Tabelle 36 - und wirkt in der Darstellung überzeugender: sie vermag den Datensatz der Abbildungen 29 und 30 sehr gut und auch bei logarithmierter Abszisse - mit Ausnahme eines sehr kleinen Anfangsteils - fast exakt zu beschreiben.

Abbildung 31 zeigt die Anwendbarkeit dieser Funktion auch auf Daten in erschlaffender Lösung A.

Ein anschauliches - wenngleich extremes - Beispiel dafür, daß die genannte Funktion jedoch nicht für alle durchgeführten Muskeluntersuchungen gültig ist, gibt Abbildung 32. Wegen der deutlichen Abweichung der Originaldaten von einer Geraden bei logarithmierter Abszisse wurde keine Kurvenanpassung eingezeichnet.

Die Diskrepanz zwischen teils sehr guten Anpassungen und teils erkennbaren systematischen Abweichungen bei Verwendung der logarithmischen Anpassung mag erklären, weshalb die Funktion einerseits schon früh beschrieben (197) und andererseits kritisch beurteilt wurde. (17).

7.1.2.2.6.2. Zu Vergleichszwecken verwendete Daten von der Tānie und der Portalvene des Meerschweinchens sind in den Abbildungen 33-48 wiedergegeben.

7.1.2.2.6.2.1. Die Abbildungen 33-38 zeigen $N, (dN/dt)$ -Werte (= Darstellung 3).

Dabei sind zu Daten je einer Untersuchung an der Tānie in erschlaffender - Abbildungen 33 und 34 - und in kontrahierender Lösung - Abbildungen 35 und 36 - und an der Portalvene - Abbildungen 37 und 38 - Anpassungen der Hyperbelfunktion 11 - Abbildungen 33, 35, 37 - und der einfachen Exponentialfunktion 14 - Abbildungen 34, 36, 38 - aufgeführt.

Die Exponentialfunktion ist wiederum in zwei Fällen günstiger und vermeidet insbesondere die systematischen Abweichungen am Ende der Kurve, wie sie in der Abbildung 37 bei der Hyperbelfunktion auftreten.

7.1.2.2.6.2.2. Die Abbildungen 39-42 geben $t, (dN/dt)$ -Werte
(= Darstellung 2) wieder.

Diese entstammen zwei Untersuchungen an der Tănie in kontrahierender Lösung B.

Funktion 25 mit nur einem Parameter - Abbildung 39 - erweist sich der Funktion 16 mit drei Parametern - Abbildung 40 - überlegen.

Funktion 18 - Abbildung 42 - übertrifft Funktion 14 - Abbildung 41.

Abbildung 42, die einerseits eine gute Anpassung aufweist, macht andererseits die Problematik von Kurvenanpassungen bei nur wenigen experimentellen Daten deutlich: der obere Kurvenabschnitt wird nur von einem einzigen Wertepaar datenmäßig gestützt.

7.1.2.2.6.2.3. Original-t,N-Daten (= Darstellung 1) sind in den Abbildungen 43-48 dargestellt.

Sie geben drei Datensätze wieder, je einen von Untersuchungen an der Tănie in kontrahierender Lösung - Abbildungen 43 und 44 - und in erschlaffender Lösung - Abbildungen 45 und 46 - sowie an der Portalvene - Abbildungen 47 und 48.

Die Funktion 18 vermag in den Abbildungen 43 und 44 die Daten gut zu beschreiben. Auffallend ist der relativ komplexe Kurvenverlauf, wie er in den eigenen Untersuchungen nicht beobachtet wurde.

Die Abbildungen 45-48 zeigen, daß die einfache logarithmische Funktion 22 auch bei der Tănie und der Portalvene sowohl mit linearer als auch mit logarithmierter Abszisse zu guten Anpassungen führt.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß die Gemeinsamkeiten zwischen den verschiedenen Muskeln - Uterushorn der Ratte sowie Taenia coli und Vena portae des Meerschweinchens - bei der Anwendbarkeit verschiedener Funktionen zur Beschreibung muskulären Nachdehnungsgeschehens überwiegen.

Legende zu den Abbildungen 15-48:

Die Abbildungen 15-48 zeigen Daten von eigenen Untersuchungen am Rattenuterushorn und fremde Daten (206, 209) von Untersuchungen an der TÄnie und der Portalvene des Meerschweinchens sowie eigene Kurvenanpassungen verschiedener Funktionen an beide Datengruppen.

Bei den eigenen Untersuchungen am Rattenuterushorn - Abbildungen 15-32 - sind aus Gründen der Übersichtlichkeit jeweils nur 40 bzw. 39 der experimentell ermittelten Werte dargestellt, während sämtlichen Berechnungen zur Kurvenanpassung 160 bzw. 159 Wertepaare zugrunde lagen.

Bei den Untersuchungen an der TÄnie und der Portalvene - Abbildungen 33-48 - wurden jeweils alle 11 bzw. 10 Werte dargestellt und der Rechnung zugrunde gelegt.

Die Nachdehnung N ist jeweils in Millimetern und die Zeit t in Sekunden angegeben.

Darstellung 1: Ordinate: $y = \frac{N}{\text{mm}}$

Abszisse: $x = \frac{t}{\text{sec}}$

Darstellung 2: Ordinate: $y = \frac{dN/dt}{\text{mm/sec}}$

Abszisse: $x = \frac{t}{\text{sec}}$

Darstellung 3: Ordinate: $y = \frac{dN/dt}{\text{mm/sec}}$

Abszisse: $x = \frac{N}{\text{mm}}$

Abbildung 15: $\frac{dN}{dt} = k_1 \cdot \frac{N - k_3}{N - k_2}$

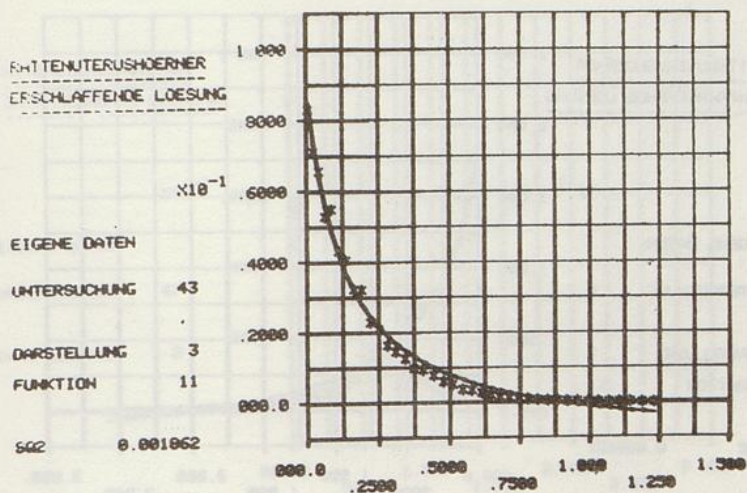


Abbildung 16: $\frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{k_2 N}$

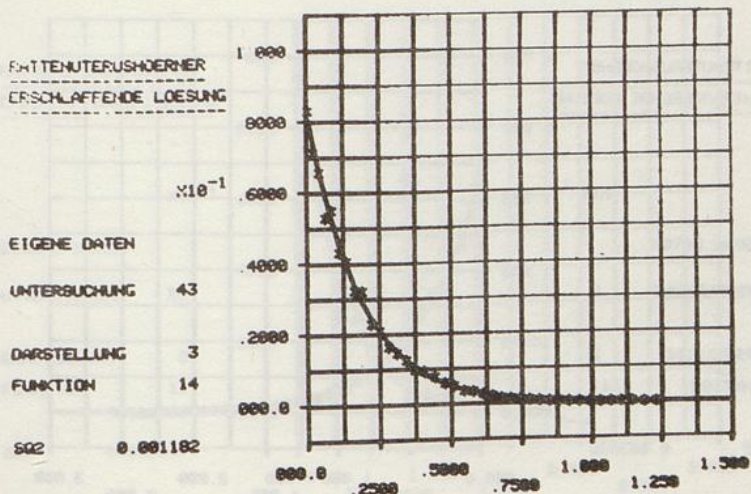


Abbildung 17: $\frac{dN}{dt} = k_1 \cdot \frac{N - k_3}{N - k_2}$

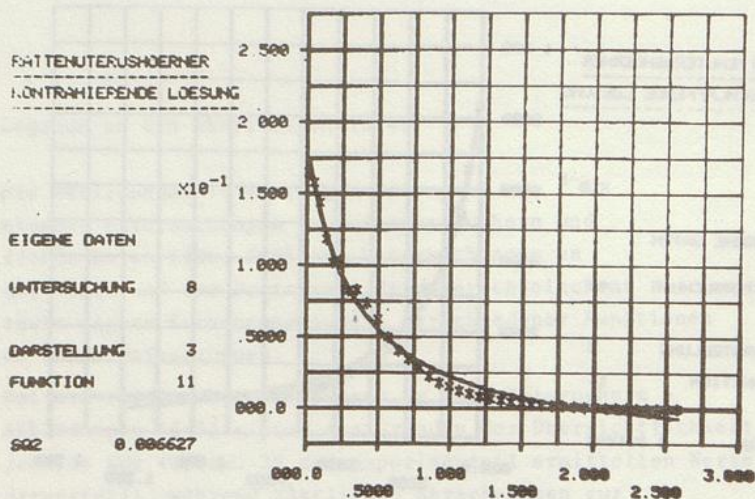


Abbildung 18: $\frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{k_2 N}$

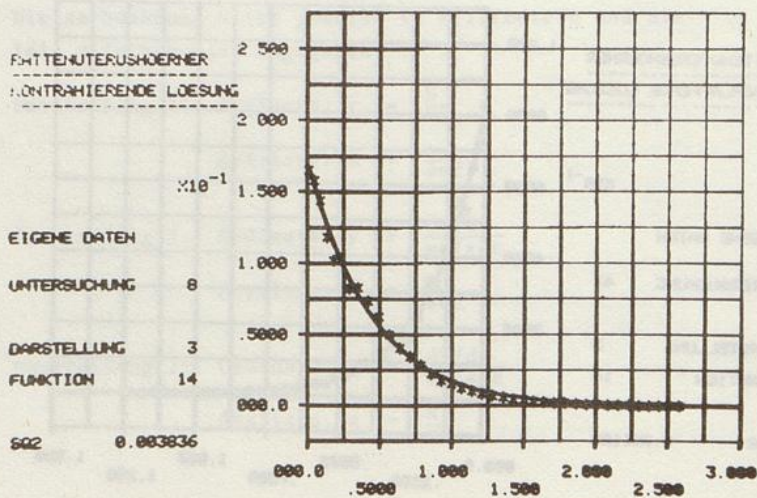


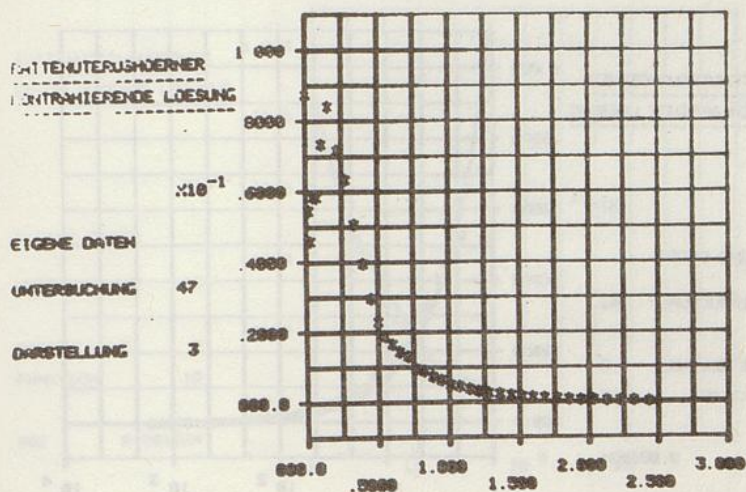
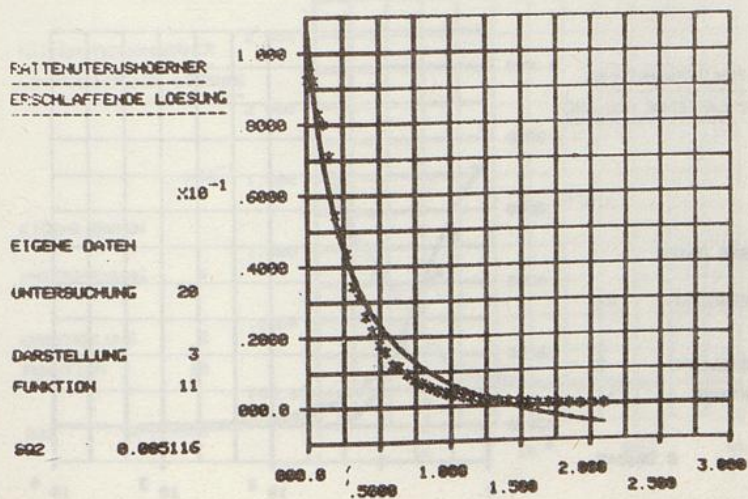
Abbildung 19: $\frac{dN}{dt} = f(N)$ Abbildung 20: $\frac{dN}{dt} = k_1 \cdot \frac{N - k_3}{N - k_2}$ 

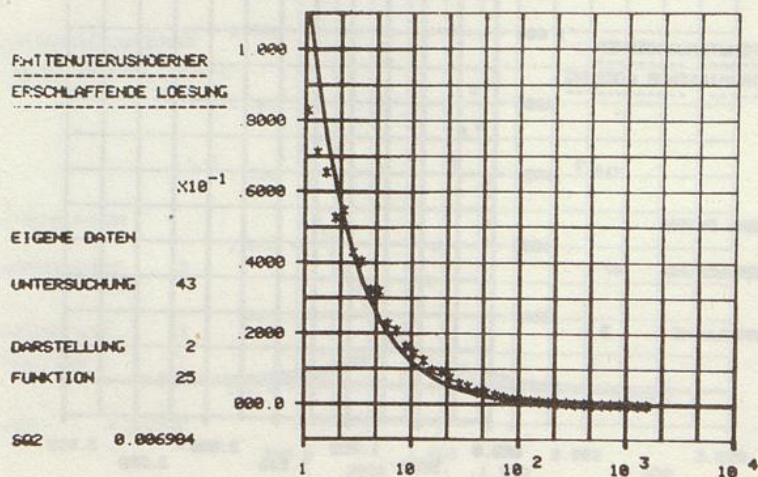
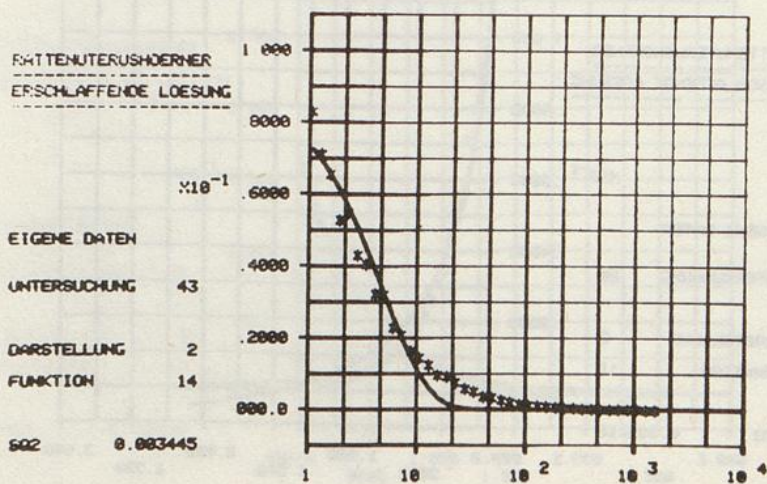
Abbildung 21: $\frac{dN}{dt} = \frac{k_1}{t}$ Abbildung 22: $\frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{-k_2 t}$ 

Abbildung 23: $\frac{dN}{dt} = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} + k_4 \cdot e^{k_5 t}$

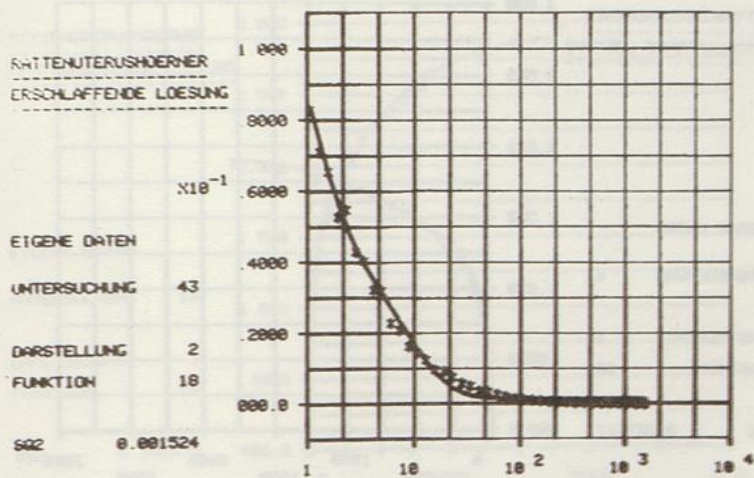


Abbildung 24: $\frac{dN}{dt} = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} + k_4 \cdot e^{k_5 t}$

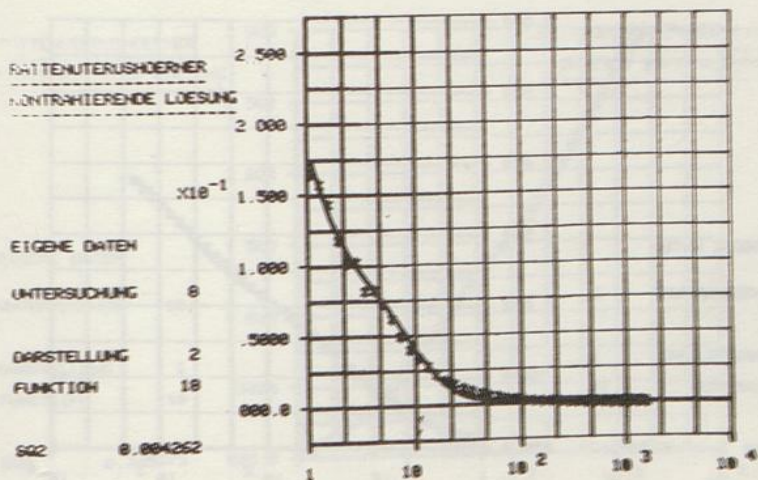


Abbildung 25: $N = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} + k_4 \cdot e^{k_5 t}$

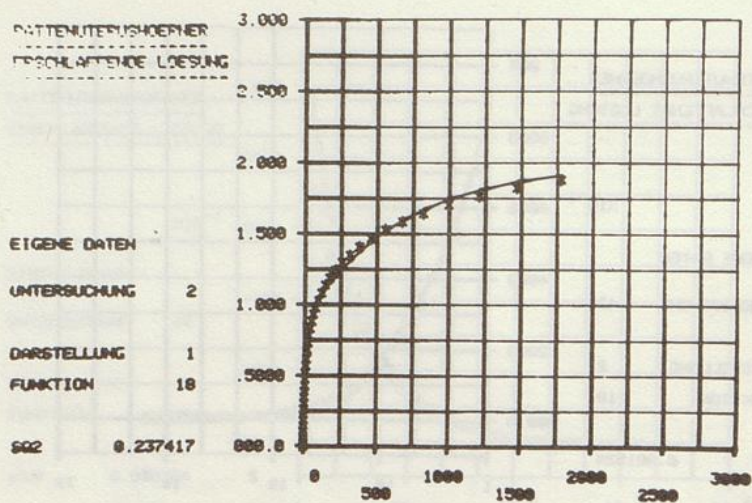


Abbildung 26: $N = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} + k_4 \cdot e^{k_5 t}$

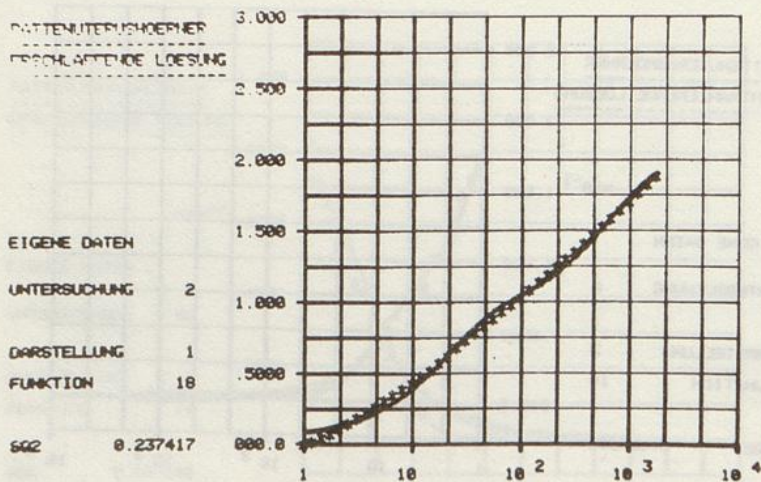


Abbildung 27: $N = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} + k_4 \cdot e^{k_5 t}$

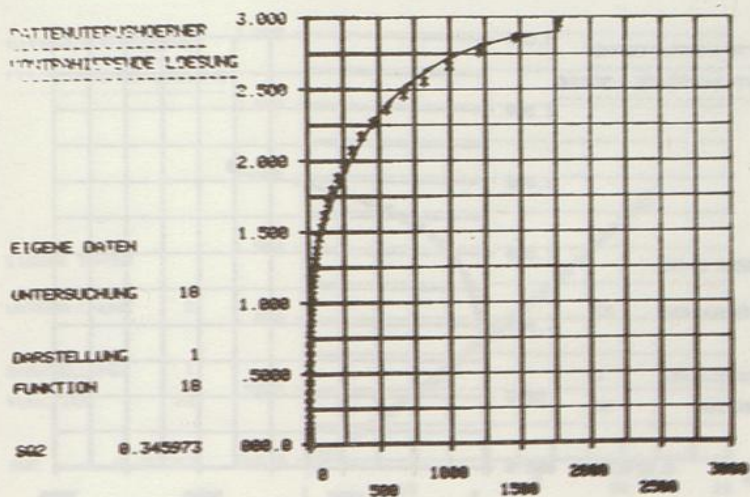


Abbildung 28: $N = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} + k_4 \cdot e^{k_5 t}$

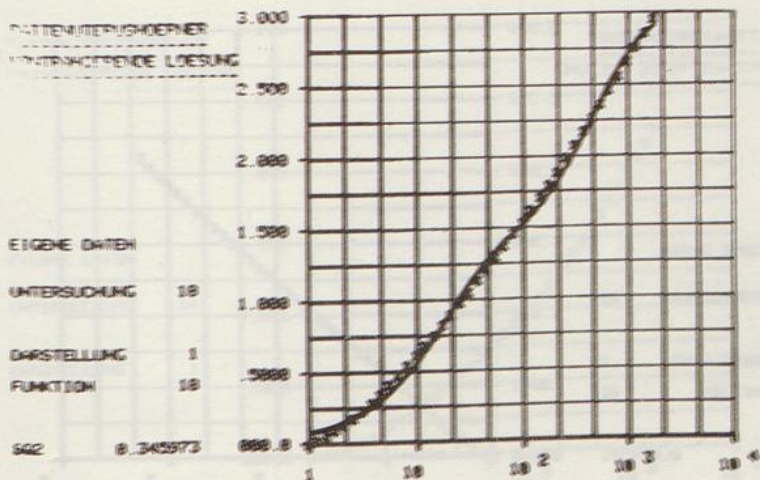


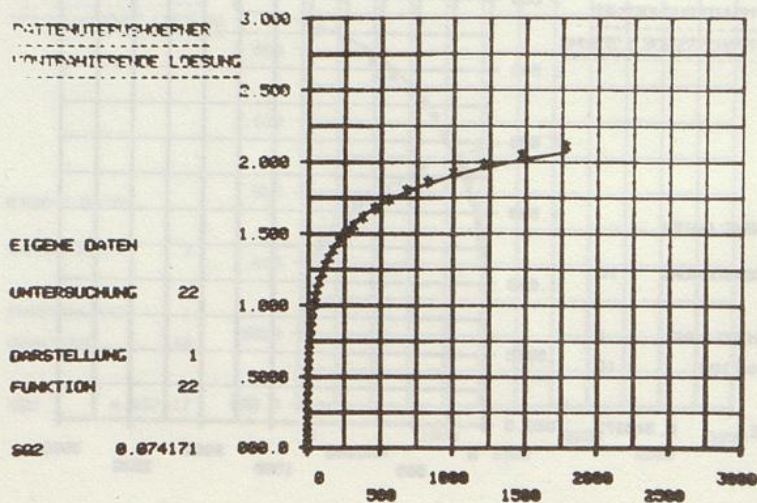
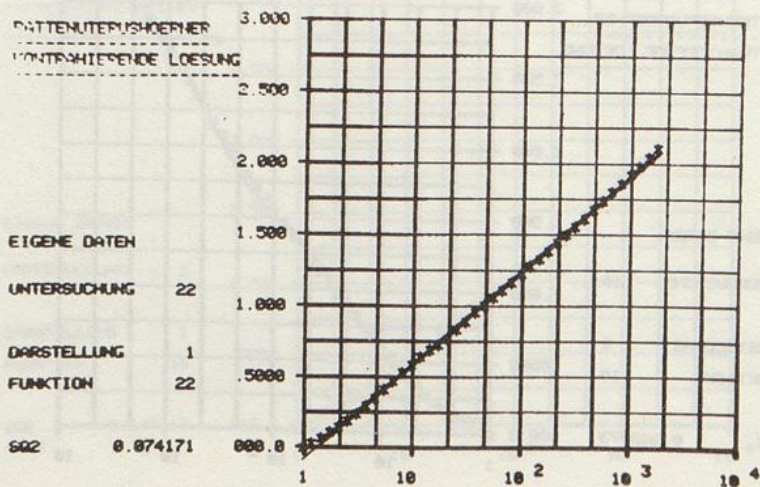
Abbildung 29: $N = k_1 + k_2 \cdot \ln t$ Abbildung 30: $N = k_1 + k_2 \cdot \ln t$ 

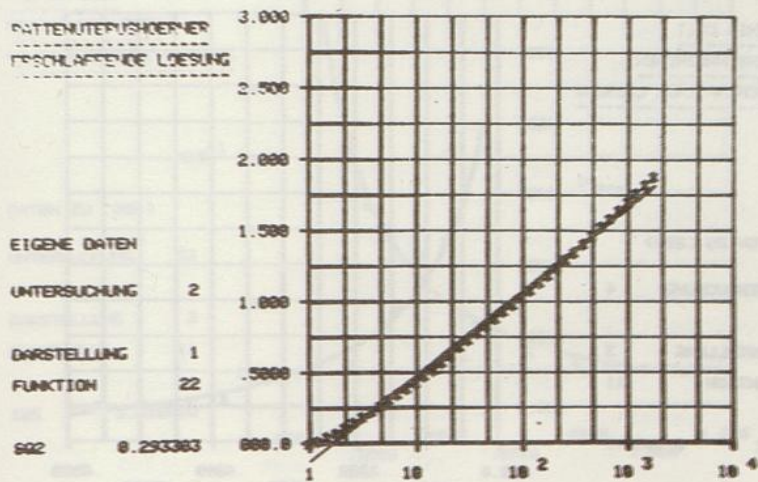
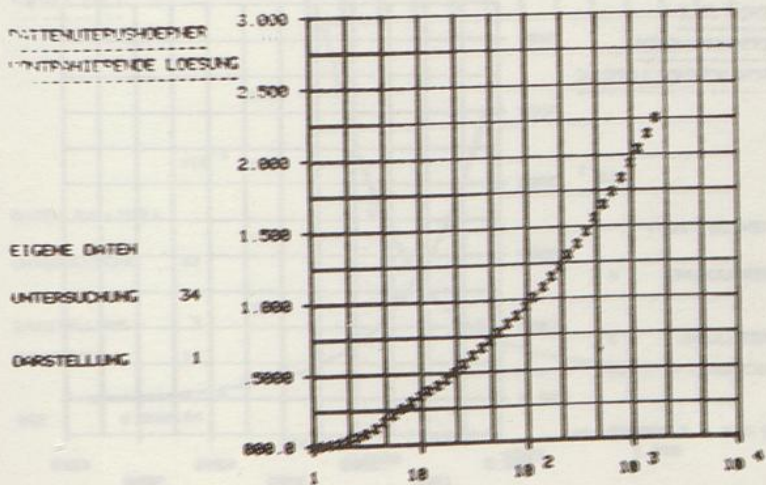
Abbildung 31: $N = k_1 + k_2 \cdot \ln t$ Abbildung 32: $N = f(t)$ 

Abbildung 33: $\frac{dN}{dt} = k_1 \cdot \frac{N - k_3}{N - k_2}$

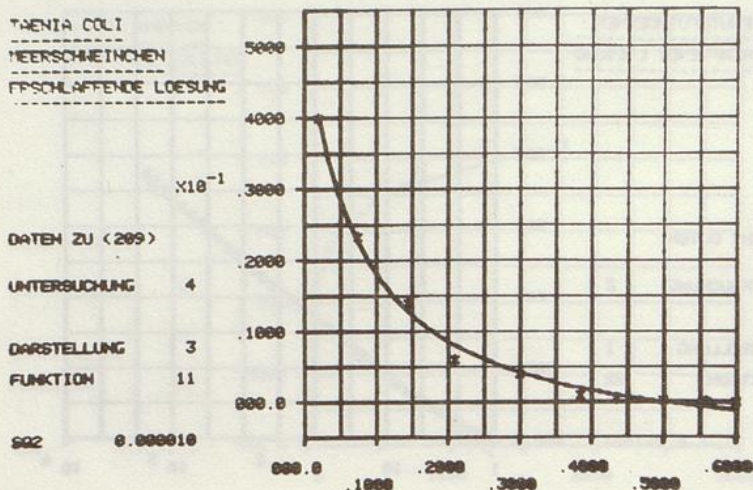


Abbildung 34: $\frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{k_2 N}$

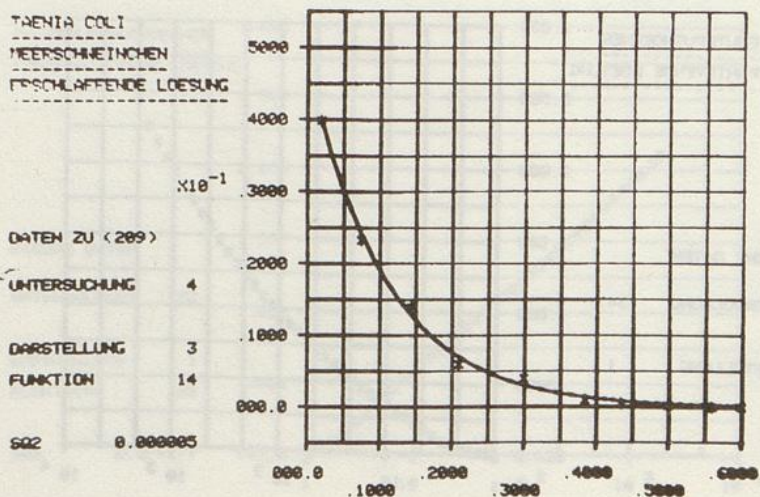


Abbildung 35: $\frac{dN}{dt} = k_1 \cdot \frac{N - k_3}{N - k_2}$

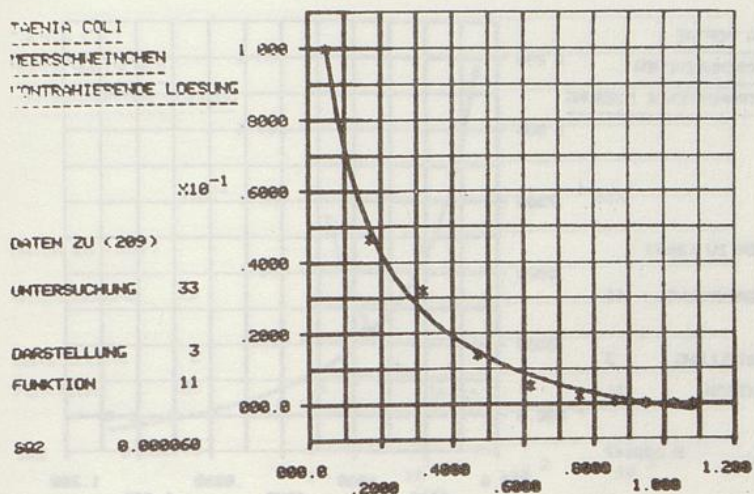


Abbildung 36: $\frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{k_2 N}$

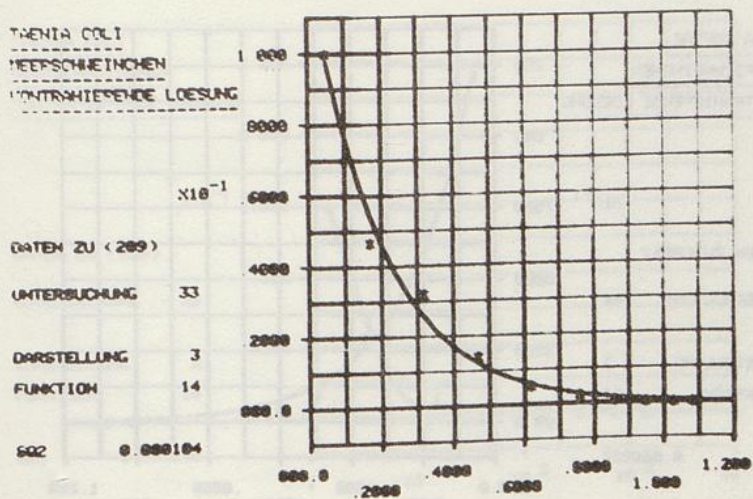


Abbildung 37: $\frac{dN}{dt} = k_1 \cdot \frac{N - k_3}{N - k_2}$

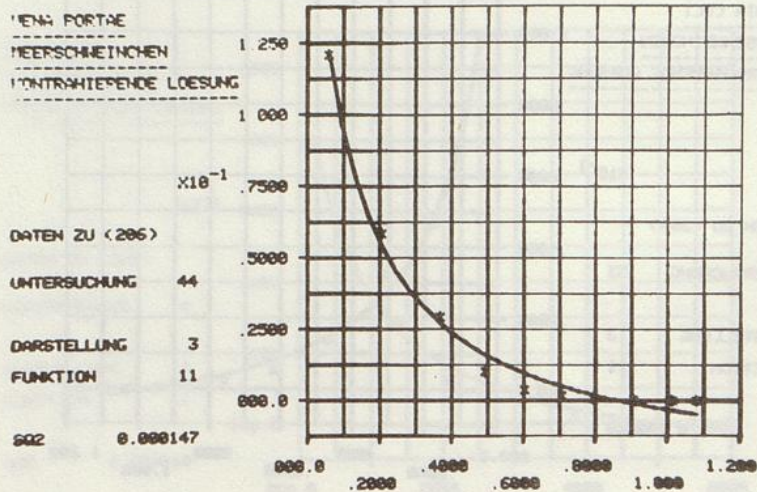


Abbildung 38: $\frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{k_2 N}$

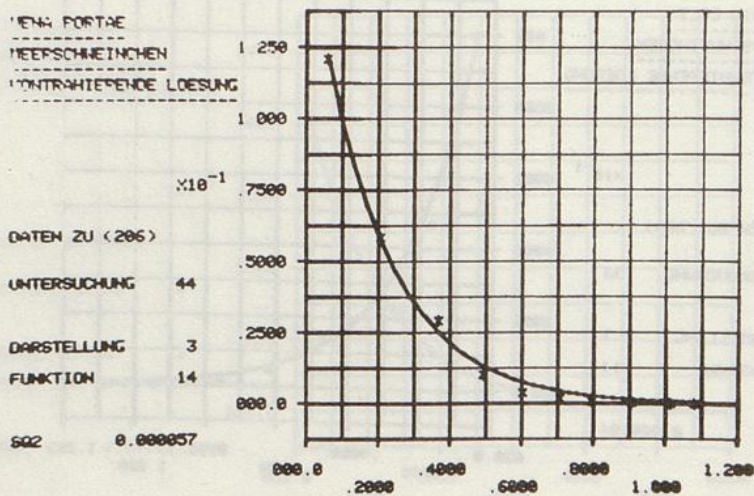


Abbildung 39: $\frac{dN}{dt} = \frac{k_1}{t}$

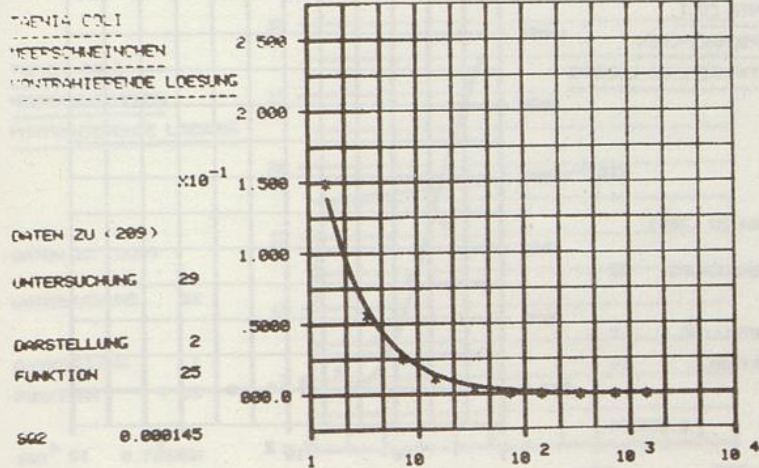


Abbildung 40: $\frac{dN}{dt} = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t}$

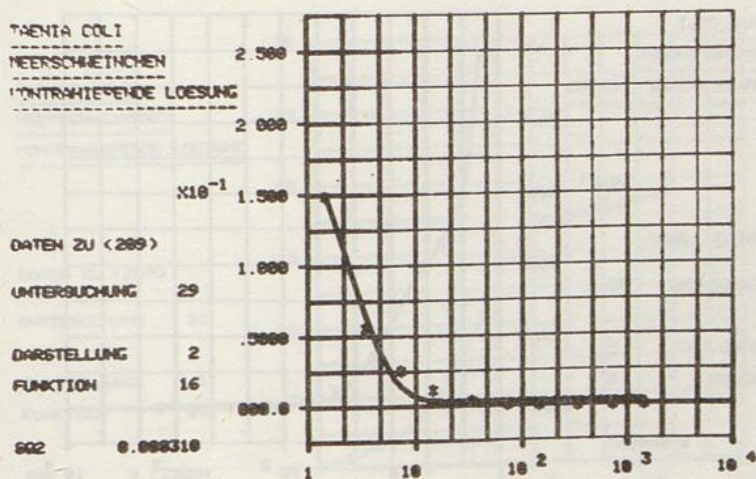


Abbildung 41: $\frac{dN}{dt} = k_1 \cdot e^{k_2 t}$

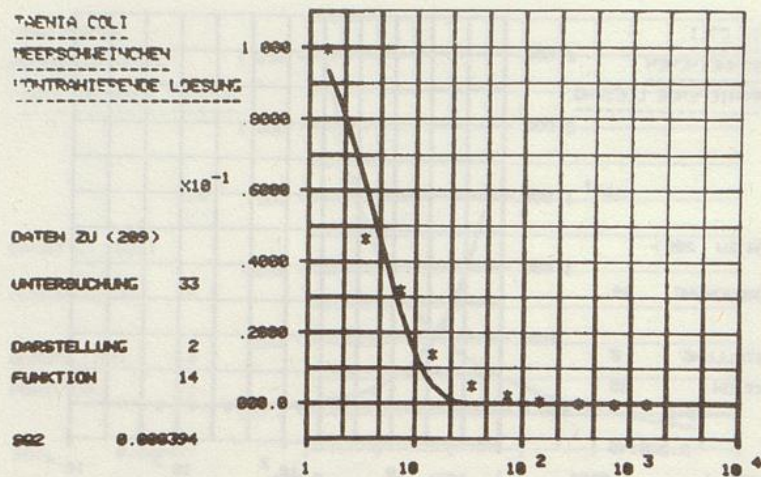


Abbildung 42: $\frac{dN}{dt} = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} + k_4 \cdot e^{k_5 t}$

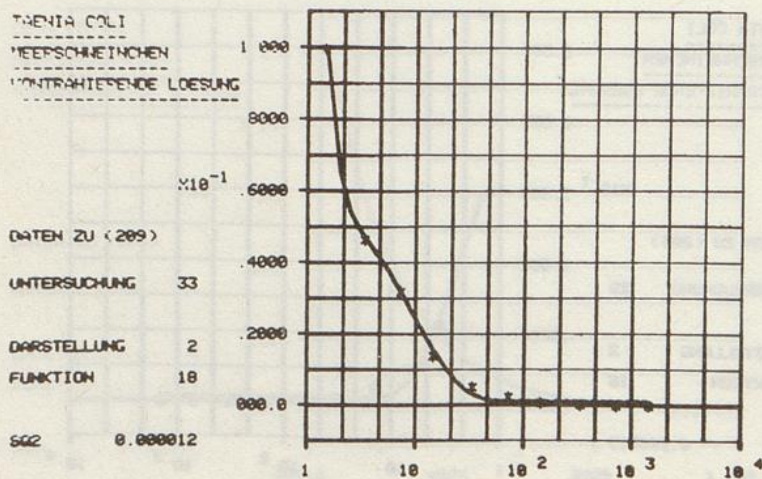


Abbildung 43: $N = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} + k_4 \cdot e^{k_5 t}$

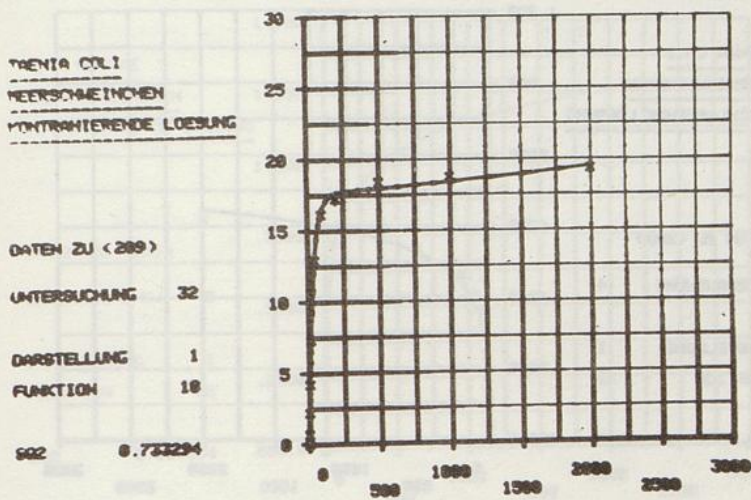


Abbildung 44: $N = k_1 + k_2 \cdot e^{k_3 t} + k_4 \cdot e^{k_5 t}$

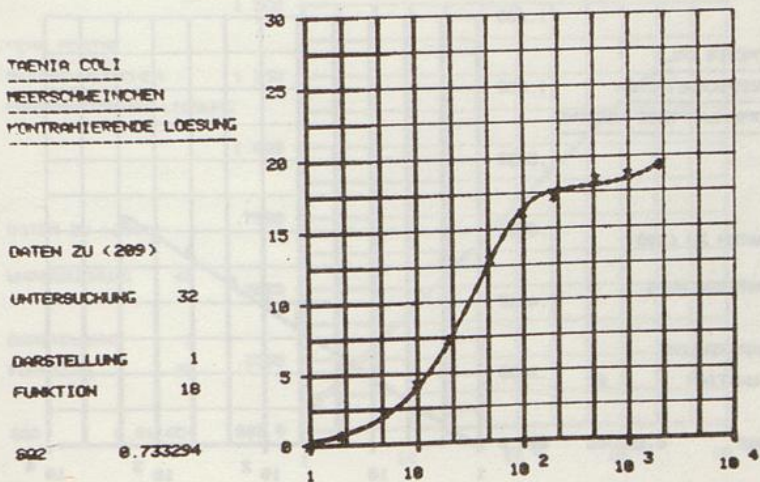


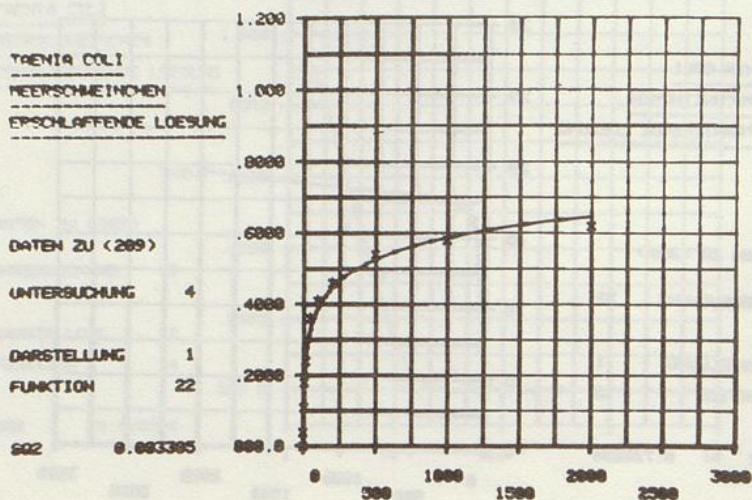
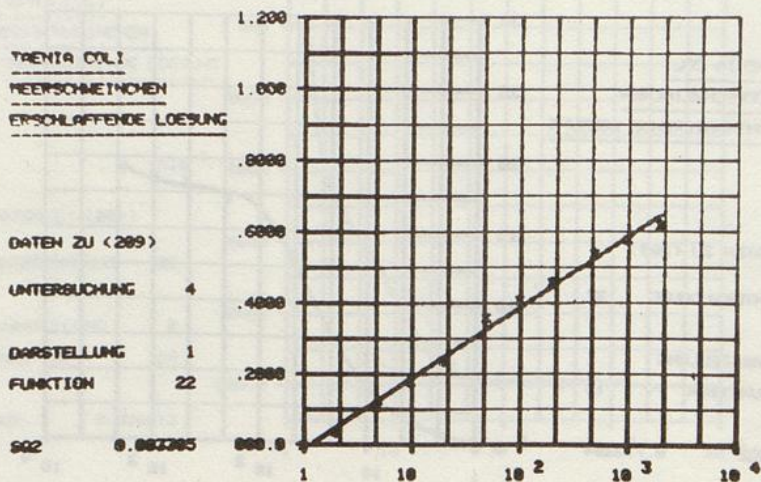
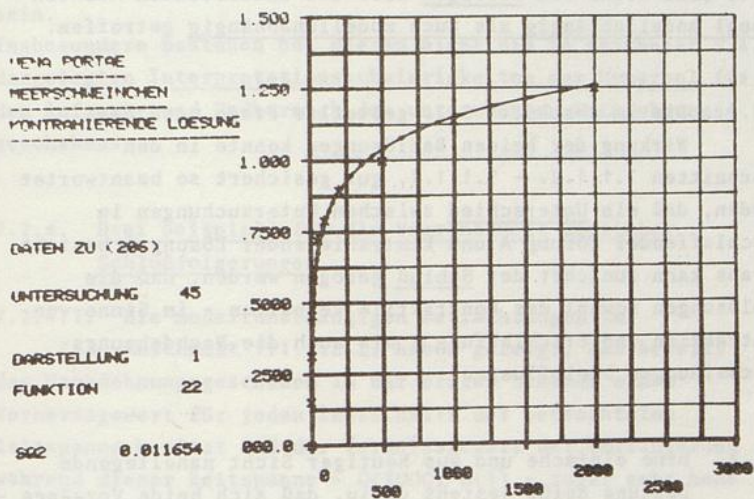
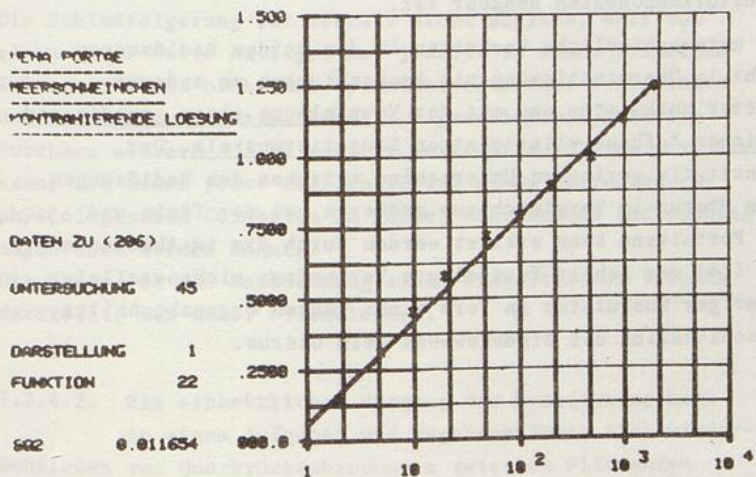
Abbildung 45: $N = k_1 + k_2 \cdot \ln t$ Abbildung 46: $N = k_1 + k_2 \cdot \ln t$ 

Abbildung 47: $N = k_1 + k_2 \cdot \ln t$ Abbildung 48: $N = k_1 + k_2 \cdot \ln t$ 

7.2. Schlußfolgerungen

In den Abschnitten 7.1.1.2.-7.1.1.4. und 7.1.2.2.5. wurde eine Reihe von Aussagen über die untersuchten Muskeln sowohl modellabhängig als auch modellunabhängig getroffen.

7.2.1. Die im Abschnitt 3.2. gestellte Frage nach der Wirkung der beiden Badlösungen konnte in den Abschnitten 7.1.1.2. - 7.1.1.4. gut gesichert so beantwortet werden, daß ein Unterschied zwischen Untersuchungen in erschlaffender Lösung A und kontrahierender Lösung B besteht. Daraus kann zunächst der Schluß gezogen werden, daß die Badlösungen sowohl das kontraktile Verhalten - im Sinne von Kontraktion und Erschlaffung - als auch die Nachdehnungserscheinungen beeinflussen.

7.2.2. Eine einfache und aus heutiger Sicht naheliegende Deutung dafür besteht darin, daß sich beide Vorgänge - kontraktilen Verhalten und Nachdehnung - an der gleichen Struktur vollziehen, dem kontraktilen Apparat, wenngleich betont werden soll, daß dies nicht die einzig mögliche Deutung darstellt, da auch ein Einwirken der Badlösungen auf mehrere Strukturkomponenten denkbar ist.

Das unterschiedliche Verhalten in den beiden Badlösungen steht in Übereinstimmung mit Beobachtungen an anderer glatter Muskulatur und mit der Vorstellung eines grundlegend gleichen Aufbaus aller glatten Säugetiermuskeln. Der quantitativ geringere Unterschied zwischen den Badlösungen beim Uterus im Vergleich zum größeren bei der Tānie und der Portalvene kann erklärt werden durch die im Abschnitt 3.1. als Ziel der Arbeit festgelegte Verwendung nichtparallel-faseriger Muskulatur in Form eines ganzen Organabschnitts einschließlich des Bindegewebes beim Uterus.

7.2.3. Für die Beschreibung des Nachdehnungsverlaufs scheinen die logarithmische Anpassung und einfache Exponentialfunktionen noch eher als die Hyperbelfunktion anwendbar zu sein.

Insbesondere bestehen bei diesen nicht die im Abschnitt 5.4.4. dargelegten Interpretationsschwierigkeiten der Hyperbel für den Anfangs- und Endbereich des untersuchten Nachdehnungsgeschehens.

7.2.4. Drei Beispiele für die Begrenztheit möglicher Schlußfolgerungen

7.2.4.1. Die modellunabhängigen Betrachtungen im Abschnitt 7.1.1.2.2. haben gezeigt, daß bereits das Nachdehnungsgeschehen in der ersten Sekunde einen Vorhersagewert für jeden Zeitschnitt der betrachteten Zeitspanne besitzt und der Vorhersagewert der Verlängerung während dieser Zeitspanne - $G(2000) - G(1)$ - sogar sehr hohe Werte annimmt.

Obwohl der Gedanke naheliegt, sind die hohen F-Werte zu den einzelnen Zeitschnitten nicht hinreichend für den Schluß, daß den experimentellen Daten ein einheitlicher Vorgang zugrunde liegt.

Die Schlußfolgerung ist deshalb nicht möglich, weil zum einen die F-Werte Aussagen nur jeweils zu einem einzelnen Zeitschnitt und nicht zum Gesamtkurvenverlauf ermöglichen und zum anderen eine mathematisch geschlossene Funktion durchaus mehrere - z.B. additiv verknüpfte - Terme enthalten kann, von denen jeder möglicherweise einem abgrenzbaren physiologischen Geschehen im Muskel während der Nachdehnung zugeordnet werden könnte.

Die Frage, ob die Nachdehnung einen einheitlichen Vorgang darstellt, muß daher offenbleiben.

7.2.4.2. Ein einheitlicher Vorgang der Nachdehnung kann in einem Aufgehen und gegebenenfalls Sich-wieder-Schließen von Querbrückenbindungen zwischen Filamenten bestehen, also einem Bindungswechsel.

Mathematische Ansätze dafür sind für das Hyperbelmodell bei (204) beschrieben.

Für die logarithmische Anpassung und für einfache Exponentialfunktionen sind im Sinne der Gleitfilamenttheorie Ansätze denkbar, bei denen die Zeitdauer, die eine Bindung hält, exponentiell verteilt ist und somit am Anfang mehr und dann immer weniger Bindungen aufgehen und dadurch einen exponentiellen Verlauf der Nachdehnungsgeschwindigkeit bedingen, oder bei denen - was jedoch aus heutiger Sicht unwahrscheinlicher erscheint - alle Bindungen bezüglich der maximalen Kraft, die sie zu tragen vermögen, einer biologischen Variabilität unterliegen, so daß starke Bindungen erst später brechen. Je nachdem, ob die Zahl der nach langer Dehnung noch bestehenden Bindungen als konstant oder verringert angesetzt werden soll, ist dann ein Sich-wieder-Schließen von Querbrückenbindungen im vollen oder eingeschränkten Umfang oder gar nicht zu postulieren. Es können sogar pro Zeiteinheit mehr Bindungen sich schließen als aufbrechen; die Zahl der bestehenden Bindungen würde dabei zunehmen, und die kleiner werdende Nachdehnungsgeschwindigkeit wäre als zunehmende Festigkeit des Muskels durch eine steigende Zahl bestehender Querbrückenbindungen zu erklären.

Ohne Zusatzannahmen, die nicht aus den Untersuchungsergebnissen ableitbar sind, können somit keine eindeutigen Schlußfolgerungen auf die Bindungswechsel gezogen werden. Die Aussagen über das Querbrückenverhalten blieben spekulativ und wären mit den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit in dem Sinne nicht zu verifizieren, als für jede der in Frage stehenden einfachen logarithmischen oder exponentiellen Funktionen ein zugehöriges Querbrückenverhalten durch geeignete Zusatzannahmen beschrieben werden könnte und damit das wichtige Kriterium der Verifizierung, die klar definierte Alternative einer Falsifikation, fehlen würde. Da zudem auch die betrachteten logarithmischen und exponentiellen Kurvenanpassungen aus kritischer Sicht als nicht in allen untersuchten Fällen optimal angesehen werden müssen, soll auf Rückschlüsse weiterführender Art verzichtet werden.

7.2.4.3. Auch die Frage nach der Plastizität im Verhalten glatter Muskeln kann, streng genommen, nicht eindeutig beantwortet werden, obwohl die Untersuchungen in dieser Hinsicht klare und gut belegbare Ergebnisse lieferten: so war der Retraktionskoeffizient in kontrahierender Lösung B signifikant höher als in der erschlaffenden Lösung A, was als Ausdruck für die teilweise Reversibilität der Muskelverlängerung angesehen wurde - vgl. Abschnitt 7.1.1.2.2. Ein Teil der Verlängerung bestand aber noch nach jeweils einer halben Stunde Entlastung.

Die Deutung, daß dabei die Muskeln plastisches Verhalten zeigten, liegt zwar nahe und kann hier in Obereinstimmung mit anderen Arbeiten vertreten werden, ist jedoch nicht zwingend, da auch Rückbildungsvorgänge mit wesentlich langsameren Zeitkonstanten als bei der Nachdehnung ablaufen könnten, so daß sie nicht oder nicht vollständig erfaßt würden. In diesem Falle läge dann ein sehr langsames viskoelastisches Verhalten vor. - Überlegungen, in welchem Maße Rückbildungsvorgänge, die möglicherweise gegenüber der Nachdehnung verlangsamt ablaufen, durch eine Parameteränderung innerhalb desselben Modells beschrieben werden können, sind in (207) dargelegt. -

Einer direkten Klärung dieser Frage steht die technische Schwierigkeit entgegen, daß die Rückbildungsvorgänge in ihrem zeitlichen Verlauf nicht direkt registriert werden können, da völlige Entlastung zur Erholung des Muskels und ausreichende Straffung zur exakten Längenmessung nicht miteinander vereinbare Forderungen darstellen. Auch die von (15) beschriebene Methode der indirekten Messung des zeitlichen Verlaufs der Erholung vermag dieses Problem nicht schlüssig zu klären, da das gesamte Verfahren voraussetzt, daß sich die Reagibilität auf einen Dehnungsreiz nach der ersten Dehnung nicht verändert, eine Annahme, deren Richtigkeit nicht bewiesen werden kann.

Die drei Beispiele - F-Werte, Querbrückenbindungswechsel und Plastizität - zeigen, daß die vorliegende Arbeit unter dem Aspekt wissenschaftlich beleg- und nachvollziehbaren Arbeitens einige Fragen offenlassen muß und an diesen Stellen einen Problemaufriß liefert - vgl. Abschnitt 1.1.

7.2.5. Wie lassen sich nun abschließend - auch im Hinblick auf weitere Forschungsarbeiten - die beiden in den Abschnitten 3.1. und 3.3. dargelegten Ziele der Arbeit bewerten, die Hyperbelfunktion auf einen anderen glatten Muskel anzuwenden und Rückschlüsse aus der Funktion auf die Struktur zu ziehen?

Zunächst konnte der ursprüngliche Ansatz, die Hyperbelgleichung, insbesondere nach Ersetzen der Bronsteinschen Methode durch ein Iterationsverfahren, insofern bestätigt werden, als damit eine Beschreibung muskulären Nachdehnungsverhaltens nicht nur an Tännien, sondern auch an Uterusmuskulatur möglich ist.

Andererseits wurde gezeigt, daß auch andere Funktionen angegeben werden können, die nicht minder einfach sind und das Nachdehnungsgeschehen teilweise noch besser erfassen, was angesichts der Fülle der vorhandenen Muskelmodelle - wie sie im Abschnitt 6. dargestellt wurde - nicht verwundern darf.

Von daher konnte es nicht das Ziel sein, eine einzig richtige mathematische Funktion zur Beschreibung muskulären Verhaltens in allen Situationen einschließlich des dazugehörigen Komponentenmodells finden zu wollen, zumal sich Modelle oft hart gegenüberstehen und z.B. die grundlegende Frage des Verhaltens nach großen Zeiträumen - Grenzverhalten für $t \rightarrow \infty$ - unterschiedlich beantworten, wie viskoelastisches und viskoplastisches Modell, und andererseits die gleichen Modelle als miteinander verwandt dargestellt werden, im genannten Beispiel dadurch, daß für hohe Viskositäten das viskoelastische Verhalten nicht mehr unterscheidbar in viskoplastisches Verhalten übergeht.

Die steigende Zahl an Modellen rückt modellunabhängige Aussagen mit Recht mehr in den Blickpunkt, die - wie im Abschnitt 7.1.1. dargestellt - durch gezielte Untersuchung einzelner Einflußfaktoren gewonnen werden können.

Neben einer derartigen Erfassung einzelner Komponenten scheint aus heutiger Sicht die von vornherein strikt an Strukturbeobachtungen geknüpfte Gleitfilamenttheorie der beste Ansatzpunkt weiterer Forschung zu sein, deren Vorteil darin bestehen mag, daß im mechanischen Bereich eine exakte

Erfassung der Struktur eher einen möglichst eindeutigen Schluß auf die Funktion zuläßt als umgekehrt die Erfassung der Funktion auf die Struktur - da einer einzigen Funktion verschiedene Strukturen zugrunde liegen können -, was die Bedeutung der Strukturforschung im Ringen um die Erfassung der funktionellen Struktur betont.

Mögliche Wege, die Gleitfilamenttheorie zu vertiefen, könnten darin liegen, auf Fortbestehen, Brechen und Wiedereingehen von Querbrückenbindungen, für die schon Versuche einer mathematischen Erfassung vorliegen (49, 204, 396, 511), wahrscheinlichkeitstheoretische Ansätze anzuwenden, z.B. die logistische Funktion des Logit-Modells oder das ähnliche Probit-Modell.

8. Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Erfassung und Beschreibung des Nachdehnungsverhaltens der glatten Muskulatur von Uterushörnern bei Ratten und Meerschweinchen unter kontrahierenden und erschlaffenden Badlösungsbedingungen.

8.1. Im Vorwort werden einige Anmerkungen zu Absichten und Aufbau der Arbeit und zum Quellennachweis gegeben - s. Abschnitt 1.

8.2. Anknüpfend an Untersuchungen von Nachwirkungserscheinungen vor allem an der Taenia coli des Meerschweinchens, bei denen Nachdehnung und Relaxation mit einer Hyperbelfunktion beschrieben wurden - s. Abschnitt 2. -,

8.3. gehörte es zu den Zielen dieser Arbeit, Gesetzmäßigkeiten im zeitlichen Verlauf der Nachdehnung bei dem anders strukturierten Uterushorn in verschiedenen Badlösungen zu untersuchen und insbesondere zu prüfen, ob die Hyperbelfunktion auch darauf angewendet werden kann und welche Rückschlüsse auf die funktionelle Struktur möglich sind - s. Abschnitt 3. Ein weiteres Ziel bestand in einer wesentlichen Verbesserung der Datenerfassung.

8.4. Im Abschnitt 4. wird das experimentelle Vorgehen einschließlich der am Uterushorn erforderlichen Besonderheiten anhand der insgesamt 30 Voruntersuchungen ausführlich erläutert und ein neuer Weg der Datenerfassung beschrieben, der die Genauigkeit durch Einsatz eines Kurvenfolgers in Verbindung mit einer EDV-Anlage wesentlich erhöhte.

Nach Festlegung der Zielgrößen ergab die Datenauswertung der Voruntersuchungen, daß die Hyperbelfunktion am Uterushorn in einem Maße angewendet werden kann, die dem

früherer Betrachtungen an der Tānie vergleichbar ist, und daß auch eine logarithmische Anpassung, die gleichfalls auf frühere Arbeiten zurückgeht, den Nachdehnungsverlauf zu beschreiben vermag.

In den Voruntersuchungen wurden auch die Fragen der Tierwahl und der Standardisierung des Hormoneinflusses untersucht und als Eingrenzung der Ziele der Arbeit für die Hauptuntersuchungen Ratten unter hormoneller Standardisierung durch Progesteroninjektionen gewählt.

8.5. Vor Beginn der insgesamt 58 Hauptuntersuchungen erfolgte unter Berücksichtigung der bereits gewonnenen Erkenntnisse eine ausführliche biomathematische Planung, in der die Zielgrößen, die Beobachtungseinheit, der Stichprobenumfang und die Irrtumswahrscheinlichkeit für die durchzuführenden statistischen Testverfahren sowie die Daten- und Versuchsstruktur festgelegt wurden, wozu die Randomisierung und Blockbildung sowohl für die Muskeluntersuchungen als auch für die Tierunterbringung gehörten. Zu einigen Punkten der im Hauptversuch verwendeten Methoden wird kritisch Stellung genommen.

Auf der Grundlage des Einsatzes des Kurvenfolgers wurde ein weiteres Datenerfassungsprogramm entwickelt und angewendet, mit dem bei nochmals gesteigerter Genauigkeit weitaus mehr Daten als bisher - insgesamt etwa 320 000 Einzeldaten - erfaßt werden konnten. Besonderer Wert wurde darauf gelegt, die Reproduzierbarkeit der Datenerfassung näher zu untersuchen, um die erzielte Genauigkeit, die höher als bei allen vergleichsweise zitierten Arbeiten liegt, nachprüfbar angeben zu können.

Die erweiterten Möglichkeiten der Datenerfassung lieferten den Anstoß zum Erkennen von Problemen in der Form der Datenauswertung, der Wertstandardisierung und der Nachdehnungsdefinition, der Form, wie sie in früheren Veröffentlichungen und auch in den eigenen Voruntersuchungen verwendet wurde.

Um das über einen Linearisierungsschritt erfolgende - und angreifbare - Verfahren der Hyperbelanpassung durch ein

günstigeres ersetzen zu können, wurde ein EDV-Programm zur iterativen Ermittlung der Hyperbelparameter entwickelt, das stets bessere Kurvenanpassungen liefert.

Auch für die Probleme der Wertestandardisierung und der Abgrenzung zwischen elastischer Dehnung zu Beginn und anschließender Nachdehnung konnten verschiedene Lösungsansätze, darunter drei neue Nachdehnungsgrößen, erörtert und praktikable Lösungswege aufgezeigt werden.

Ein Ergebnis dieser kritischen Auseinandersetzung war auch die Aufgliederung der Auswertung in eine modellunabhängige und eine modellabhängige Auswertung.

8.6. Als zusätzliche Erweiterung des ursprünglich sehr speziellen Ansatzes der vorliegenden Arbeit und als Möglichkeit, die eigenen Untersuchungen in einen größeren Zusammenhang zu stellen, wird ein ausführlicher Überblick über die Physiologie glatter Muskulatur gegeben - s. Abschnitt 6.

Am Anfang dieser Betrachtung steht eine Auseinandersetzung mit dem Begriff des Modells, seinen Zielen und den Wegen, auf denen es aufgestellt werden sollte und tatsächlich aufgestellt wird, mit den Gefahren der Modellbildung und den notwendigen Konsequenzen.

Vor diesem Hintergrund werden Aspekte des Verhaltens glatter Muskeln erörtert.

Dazu gehört die Funktion mit den besonderen Eigenschaften des Tonus und der Nachwirkungserscheinungen und den zur Beschreibung muskulärer Eigenschaften verwendeten Begriffen Elastizität, Plastizität, Viskosität, Viskoelastizität, Viskoplastizität und Plastoelastizität, für die ein eigenes Definitionsschema angegeben wird.

Die Bedingungen, unter denen muskuläre Funktion erfolgt, wozu Badlösungen mit ihren Ionen sowie Stoffwechselgrößen, Mediatorstoffe und am Uterus auch besonders die Geschlechtshormone gehören, sind zum einen wegen der Möglichkeit zur experimentellen Beeinflussung von Interesse; zum anderen kann an ihnen die große Bedeutung biomathematischer Planung aufgezeigt werden.

Zur Methode der Erfassung und Beschreibung muskulärer Funktion werden einige Probleme kritisch erörtert.

Der Betrachtung der Struktur auf verschiedenen Ebenen folgt unter dem Begriff der funktionellen Struktur der Versuch einer Verknüpfung von Struktur und Funktion, wobei neben Analogiemodellen und physiologischen Komponentenmodellen auch die Gleitfilamenttheorie aufgeführt wird.

8.7. Für die zusammenfassende Datenauswertung wurden die im Abschnitt 5. dargelegten Lösungsansätze aufgegriffen.

Die modellunabhängige Auswertung und ein erster Teil der modellabhängigen Auswertung erfolgten mit dem statistischen Verfahren der univariaten Mehrwegkovarianzanalyse. Besonderer Wert wurde auf die Darstellung der Verknüpfung von physiologischer Zielsetzung und Gestaltung der Kovarianzanalysen-anwendung gelegt.

Der Einfluß der Badlösungen auf das Nachdehnungsgeschehen konnte mit diesem Verfahren deutlichgemacht und statistisch gesichert werden.

Außerdem wurden die Seite des verwendeten Uterushornes, die Tageszeit der Muskeluntersuchung und der Versuchsblock als weitere mögliche Einflußfaktoren untersucht, wovon sich insbesondere die Blockbildung als bedeutend erwies.

Weiterhin war es möglich, den hohen Vorhersagewert mehrerer Kovariablen zu erkennen. Dabei überraschte vor allem, daß bereits das Nachdehnungsgeschehen während der ersten Sekunde nach Belastung einen Vorhersagewert für die Nachdehnung zu allen Zeitpunkten innerhalb des betrachteten Zeitintervalls von 2000 Sekunden besitzt.

Schließlich traten auch Wechselwirkungen zwischen Faktoren auf, die zusammen mit ihrer physiologischen Deutung eine Anregung für weitere Arbeiten geben können.

Als Ergänzung diente eine multivariate Varianzanalyse.

In der modellabhängigen Auswertung wurden Kurvenanpassungen mit verschiedenen Funktionen an unterschiedliche Darstellungen der experimentellen Werte zumeist mit Iterationsprogrammen berechnet.

Zur Verifizierung des Hyperbelmodells erfolgten unter dem Kriterium der Güte der Kurvenanpassung Vergleiche mit einfachen logarithmischen und exponentiellen Funktionen, wovon sich mehrere als der Hyperbelfunktion überlegen erwiesen, wenngleich sie in der angestrebten Darstellung mit Originaldaten anstelle der mit abgeleiteten Daten in einigen Fällen ebenfalls systematische Abweichungen zeigten.

Außerdem wurden entsprechende Betrachtungen auch für zwei andere glatte Muskeln, Taenia coli und Vena portae des Meerschweinchens, durchgeführt, um auch Vergleiche zwischen verschiedenen strukturierten Muskeln und zwei Tierarten zu ermöglichen, wobei sich zum größten Teil zumindest qualitative Übereinstimmungen ergaben. Da diese Berechnungen auch Originaldaten anderer Arbeiten einbezogen - Daten, die somit nicht der eigenen Randomisierungsstruktur entstammen -, wurde für diesen Teil der modellabhängigen Auswertung auf eine statistische Testung verzichtet.

Aus den gewonnenen Ergebnissen werden einige Schlußfolgerungen gezogen und Deutungen für die funktionelle Struktur des glatten Muskels gegeben; dabei weisen drei Beispiele darauf hin, wie schnell die Grenze zum Spekulativen zu überschreiten ist, weil Alternativvorstellungen nicht ausgeschlossen werden können.

Als Ausblick auf zukünftige Forschungen wird für die Gleitfilamenttheorie eine Möglichkeit der Vertiefung angedeutet.

L I T E R A T U R D O K U M E N T A T I O N
 =====

DIE LITERATURDOKUMENTATION ERFOLGTE MIT HILFE EINES EDV-PROGRAMMS.

DAS VORLIEGENDE LITERATURVERZEICHNIS STELLT EINEN AUSDRUCK DER FUER BIBLIOGRAPHISCH VOLLSTAENDIGE ZITATE NOTWENDIGEN ANGABEN DAR UND UMFASST NICHT DIE WEITEREN GESPEICHERTEN DATEN, Z.B. QUELLENACHWEISE MIT BIBLIOTHEKSSIGNATUREN ODER ERSTFUNDORTE DER ZITATE.

UNTER BERUECKSICHTIGUNG DER AUSFUEHRUNGEN IN (253), (296) UND (405) WURDEN FOLGENDE FORMALE KRITERIEN FUER DIE LITERATURDOKUMENTATION AUFGESTELLT :

ALLGEMEINE ZITIERREGELN:

1. ZITAT EINES ZEITSCHRIFTENAUFSATZES:

NAME, VORNAME; NAME, VORNAME;
 TITEL DES ZEITSCHRIFTENAUFSATZES,
 GEKUERZTER TITEL DER ZEITSCHRIFT BAND (JAHR), SEITE-SEITE.

2. ZITAT EINER MONOGRAPHIE:

NAME, VORNAME; NAME, VORNAME [EVTL. ZUSATZ: (ED.) (HRSG.)]:
 TITEL DER MONOGRAPHIE.
 ORT: VERLAGSNAME [OHNE ZUSAETZE] JAHR.

3. ZITAT EINES REIHENWERKES:

NAME, VORNAME; NAME, VORNAME [EVTL. ZUSATZ: (ED.) (HRSG.)]:
 TITEL DES BANDES.
 ORT: VERLAGSNAME [OHNE ZUSAETZE] JAHR.
 (= REIHENTITEL, BD. BANDNUMMER .)

4. ZITAT EINES BEITRAGS AUS EINER MONOGRAPHIE:

NAME, VORNAME; NAME, VORNAME;
 TITEL DES BEITRAGS.
 IN: NAME, VORNAME; NAME, VORNAME [EVTL. ZUSATZ: (ED.) (HRSG.)]:
 TITEL DER MONOGRAPHIE.
 ORT: VERLAGSNAME [OHNE ZUSAETZE] JAHR, PP. [BZW. S.] SEITE-SEITE.

5. ZITAT EINES BEITRAGS AUS EINEM REIHENWERK:

NAME, VORNAME; NAME, VORNAME;
 TITEL DES BEITRAGS.
 IN: NAME, VORNAME; NAME, VORNAME [EVTL. ZUSATZ: (ED.) (HRSG.)]:
 TITEL DES BANDES.
 ORT: VERLAGSNAME [OHNE ZUSAETZE] JAHR, PP. [BZW. S.] SEITE-SEITE.
 (= REIHENTITEL, BD. BANDNUMMER .)

DIE ALLGEMEINEN ZITIERREGELN SIND SO KONZIPIERT, DASS FAST AUSNAHMSLOS UNTER DEM NAMEN EINER PERSON EINGEORDNET WERDEN KANN UND DADUCH EINE ZWEITEILUNG VERMIEDEN IST IN ZITATE, DIE MIT EINEM AUTOREN- ODER HERAUSGEBERNAMEN, UND SOLCHE, DIE MIT EINEM SACHTITEL BEGINNEN.

VERWENDUNG VON KLAMMERN:

BIBLIOGRAPHISCHE ERGAENZUNGEN, DIE NICHT DEN TITELANGABEN DES ZITIERTEN WERKES ENTSTAMMEN, SOWIE EIGENE BIBLIOGRAPHISCHE ERLAEUTERUNGEN WURDEN - JEWEILS UNABHAENGIG VON IHREM URSPRUNG - IN ECKIGE KLAMMERN GESETZT.

AUF DIE BIBLIOGRAPHISCH UEBLICHE UMWANDLUNG RUNDER KLAMMERN AUS TITELN IN SPITZE WURDE VERZICHTET.

IN RUNDEN KLAMMERN ERSCHEINEN ;
ZUSAETZE AUS DEN TITELANGABEN, Z.B. (ED.) ODER (HRSG.) ;
ERSCHEINUNGSJAHRE VON ZEITSCHRIFTENBAENDEN ;
ERSCHEINUNGSORTE BEI ZEITSCHRIFTENTITELN, SOFERN DER ERSCHEINUNGSORT IN DAS ZITAT AUFGENOMMEN WURDE (S. UNTEN) ;
LAENDERBEZEICHNUNGEN BEI ERSCHEINUNGSORTEN ANDERER WERKE,
SOWEIT ERFORDERLICH ;
UEBERSETZUNGEN VON TITELN ;
ZUSAMMEN MIT EINEM GLEICHHEITSZEICHEN : REIHENTITEL UND REIHENBANDNUMMER.

ZEITSCHRIFTENTITEL:

FUER DIE VEREINHEITLICHUNG DER ZEITSCHRIFTENTITEL KAMEN NEBEN WEITEREN, IN (489) AUFGEFUEHRTEN ABKUERZUNGSVERZEICHNISSEN MEDIZINISCHER ZEITSCHRIFTEN VOR ALLEM DIE FOLGENDEN WERKE IN BETRACHT :

1. WORLD MEDICAL PERIODICALS (163, 164) ,
2. PERIODICA MEDICA (31) ,
3. INDEX MEDICUS (295) .

UNTER DEM GESICHTSPUNKT, EIN INSBESONDERE FUEER EINHEITLICHES ABKUERZEN KONZIPIERTES WERK HERANZUZIEHEN, DESSEN ERSCHEINEN AUSSERDEM NICHT ZU LANGE ZURUECKLIEGT UND DAS DIE VERWENDETEN ABKUERZUNGSPRINZIPIEN DARLEGT, SO DASS ABKUERZUNGEN NICHT ENTHALTENER ZEITSCHRIFTEN PASSEND ZU DEN ANDEREN GEBILDET WERDEN KOENNEN, FIEL DIE ENTSCHEIDUNG ZUGUNSTEN DER "WORLD MEDICAL PERIODICALS" (163, 164).

NACH DEN DARIN GEFUNDENEN ABKUERZUNGEN RICHTETE ES SICH AUCH, OB DER ERSCHEINUNGSORT DER ZEITSCHRIFT IN DAS ZITAT AUFGENOMMEN WURDE.

DIE BEZEICHNUNG VON UNTERTITELN INNERHALB EINER ZEITSCHRIFT FOLGT, ABGETRENNT DURCH EIN KOMMA, DEM ZEITSCHRIFTENTITEL.
UNTERTITEL WERDEN JEDOCH NUR DORT AUFGEFUEHRT, WO SIE ZUR UNTERSCHIEDUNG ERFORDERLICH SIND.

ZEITSCHRIFTEN - REIHENWERKE:

ARBEITEN AUS ZEITSCHRIFTEN-SUPPLEMENTBAENDEN WURDEN ALS BEITRAEGE AUS EINEM BAND EINES REIHENWERKES ZITIERT, SOFERN DER BAND EINEN STUECKTITEL TRUG. DIESER REIHENWERKZITIERWEISE FOLGEN AUCH ARBEITEN AUS ANHAENGEN VON ZEITSCHRIFTEN MIT EIGENER SEITENZAELHUNG UND EINEM TITEL FUEER DEN ANHANG, SOFERN DIESER TITEL ALS STUECKTITEL EINER REIHE AUFGEFASST WERDEN KANN.

AUFNAHME EINES ZITATES IN DIE LITERATURDOKUMENTATION:

VON DEN BIBLIOGRAPHISCHEN HILFSMITTELN WURDEN NUR DIEJENIGEN AUFGENOMMEN, AUF DIE IM TEXT ODER IN DEN HIER VORLIEGENDEN ERLAEUTERUNGEN AUSDRUECKLICH BEZUG GENOMMEN WURDE.
DAGEGEN SIND VON DEN THEMENBEZOGENEN ARBEITEN IM SINNE EINER SUBJEKTIVEN VOLLSTAENDIGKEIT - S. ABSCHNITT 1.2. - AUCH DIEJENIGEN IN DER LITERATURDOKUMENTATION VERZEICHNET, AUF DIE IN DER ARBEIT NICHT IM EINZELNEN EINGEGANGEN WERDEN KONNTE.

UEBERSICHTSARBEITEN UND WEITERE LITERATUR:

ALS UEBERSICHTSARBEITEN, DIE ZUMEIST AUCH ALS QUELLEN FUER WEITERE LITERATUR DIENEN KOENNEN, SIND FUER GLATTE MUSKULATUR INSGESAMT (87, 90) ZU NENNEN, FUER GLATTE MUSKULATUR DER ARTERIEN (551), FUER DIE ELEKTROMECHANISCHE KOPPLUNG (100) UND FUER DIE DISKUSSION VON FORSCHUNGSERGEBNISSEN (89).

- 1 ABBOTT, B.C.; LOWY, J.:
STRESS RELAXATION IN MUSCLE.
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 146 (1957), 281-288.
- 2 ABE, Y.:
THE HORMONAL CONTROL AND THE EFFECTS OF DRUGS AND IONS ON THE
ELECTRICAL AND MECHANICAL ACTIVITY OF THE UTERUS.
IN: BUELBRING, E.; BRADING, A.F.; JONES, A.W.; TOMITA, T. (ED.) :
SMOOTH MUSCLE.
LONDON: ARNOLD 1970, PP. 396-417.
- 3 ABERG, A.K.G.:
THE SERIES ELASTICITY OF ACTIVE TAENIA COLI IN VITRO.
ACTA PHYSIOL. SCAND. 69 (1967), 348-354.
- 4 ABERG, A.K.G.; AXELSSON, J.:
SOME MECHANICAL ASPECTS OF AN INTESTINAL SMOOTH MUSCLE.
ACTA PHYSIOL. SCAND. 64 (1965), 15-27.
- 5 ABERG, A.K.G.; MOHME-LUNDHOLM, E.; VAMOS, N.:
THE EFFECT OF H⁺ AND LACTATE IONS ON THE ELECTRICAL ACTIVITY AND CONTENT
OF HIGH ENERGY PHOSPHATE COMPOUNDS OF THE TAENIA COLI FROM THE
GUINEA-PIG.
ACTA PHYSIOL. SCAND. 69 (1967), 129-133.
- 6 ABT, K.:
ANALYSE DE COVARIANCE ET ANALYSE PAR DIFFERENCES.
METRIKA (WUERZBURG) 3 (1960), 26-45, 95-116, 177-211.
(VORHER: THE'SE GENE'VE 1959 .)
- 7 ABT, K.:
ON THE IDENTIFICATION OF THE SIGNIFICANT INDEPENDENT VARIABLES
IN LINEAR MODELS.
METRIKA (WIEN) 12 (1967/1968), 1-15, 81-96.
- 8 ABT, K.:
THE METHOD AND USE OF NOVACOM, A PROGRAM FOR "NON-ORTHOGONAL" ANALYSIS
OF VARIANCE AND COVARIANCE.
DAHLGREN (VA.) : U.S. NAVAL WEAPONS LABORATORY 1968.
(= U.S. NAVAL WEAPONS LABORATORY TECHNICAL REPORT, NO. TR-2108 .)
- 9 ABT, K.:
BEISPIELE ZUR ANWENDUNG DER MULTIVARIATEN VARIANZANALYSE IN DER
MEDIKAMENTENPRUEFUNG.
BIOMETRISCHES SEMINAR DER ROES [= REGION OESTERREICH-SCHWEIZ
DER INTERNATIONALEN BIOMETRISCHEN GESELLSCHAFT] .
LINZ, 29.9.-3.10.1969 .
[PHOTOMECHAN. VERVIELFAELTIGT .]
- 10 ABT, K.:
EIN BEISPIEL EINES GEPLANT UNAUSGEWOGENEN UND NICHT-ORTHOGONALEN
VERSUCHES AUS DER VETERINAERMEDIZIN.
17. BIOMETRISCHES COLLOQUIUM DER DEUTSCHEN REGION DER
INTERNATIONALEN BIOMETRISCHEN GESELLSCHAFT.
FREIBURG/BR., 1.-3. APRIL 1971.
[PHOTOMECHAN. VERVIELFAELTIGT .]
- 11 ABT, K.:
FEHLENDE WERTE IN FAKTORIELLEN DATENSTRUKTUREN.
SEMINAR "BIOMETRISCHE METHODEN IN DER MEDIZINISCHEN FORSCHUNG"
DER REGION OESTERREICH-SCHWEIZ DER INTERNATIONALEN BIOMETRISCHEN
GESELLSCHAFT.
WIEN, 17.-21. SEPTEMBER 1973.
[PHOTOMECHAN. VERVIELFAELTIGT .]

- 12 ACKERMANN, H.:
MULTIVARIATE VARIANZANALYSE MUVA. PROGRAMMBESCHREIBUNG.
[FRANKFURT A.M.] 1975.
[PHOTOMECHAN. VERVIELFAELTIGT .]
- 13 ALEXANDER, R.S.:
ELASTICITY OF MUSCULAR ORGANS.
IN: REMINGTON, J.W. (ED.) : TISSUE ELASTICITY.
WASHINGTON: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1957, PP. 111-122.
- 14 ALEXANDER, R.S.:
ROLE OF CALCIUM IN THE PLASTICITY OF VENOUS SMOOTH MUSCLE.
AMER. J. PHYSIOL. 213 (1967), 287-294.
- 15 ALEXANDER, R.S.:
CONTRIBUTION OF PLASTOELASTICITY TO THE TONE OF THE CAT PORTAL VEIN.
CIRCULAT. RES. 28 (1971), 461-469.
- 16 ALEXANDER, R.S.:
MECHANICAL PROPERTIES OF URINARY BLADDER.
AMER. J. PHYSIOL. 220 (1971), 1413-1421.
- 17 ALEXANDER, R.S.:
VISCOPLASTICITY OF SMOOTH MUSCLE OF URINARY BLADDER.
AMER. J. PHYSIOL. 224 (1973), 618-622.
- 18 ALTURA, B.M.; ALTURA, B.T.:
MAGNESIUM AND CONTRACTION OF ARTERIAL SMOOTH MUSCLE.
MICROVASC. RES. 7 (1974), 145-155.
- 19 ANDERSON, N.C.; RAMON, F.:
INTERACTION BETWEEN PACEMAKER ELECTRICAL BEHAVIOR AND ACTION POTENTIAL
MECHANISM IN UTERINE SMOOTH MUSCLE.
IN: BUELBRING, E.; SHUBA, M.F. (ED.) : PHYSIOLOGY OF SMOOTH MUSCLE.
NEW YORK: RAVEN PRESS 1976, PP. 53-63.
- 20 ANDERSON, N.C.; RAMON, F.; SNYDER, A.:
STUDIES ON CALCIUM AND SODIUM IN UTERINE SMOOTH MUSCLE EXCITATION
UNDER CURRENT-CLAMP AND VOLTAGE-CLAMP CONDITIONS.
J. GEN. PHYSIOL. 58 (1971), 322-339.
- 21 ANDERSSON, C.; HELLSTRAND, P.; JOHANSSON, B.; RINGBERG, A.:
CONTRACTION IN VENOUS SMOOTH MUSCLE INDUCED BY HYPERTONICITY.
CALCIUM DEPENDENCE AND MECHANICAL CHARACTERISTICS.
ACTA PHYSIOL. SCAND. 90 (1974), 451-461.
- 22 ANDERSSON, R.:
ROLE OF CYCLIC AMP AND Ca^{++} IN THE METABOLIC AND RELEASING EFFECTS
OF CATECHOLAMINES IN INTESTINAL SMOOTH MUSCLE.
ACTA PHYSIOL. SCAND. 85 (1972), 312-322.
- 23 ANDERSSON, R.G.G.:
CYCLIC AMP AND CALCIUM IONS IN MECHANICAL AND METABOLIC RESPONSES OF
SMOOTH MUSCLES; INFLUENCE OF SOME HORMONES AND DRUGS.
STOCKHOLM: [KAROLINSKA INSTITUTET] 1972.
(= ACTA PHYSIOLOGICA SCANDINAVICA, SUPPL. 382 .)
- 24 ANDERSSON, R.; LUNDHOLM, L.; MOHME-LUNDHOLM, E.:
ROLE OF CYCLIC AMP AND Ca^{++} IN MECHANICAL AND METABOLIC EVENTS OF
SMOOTH MUSCLE.
IN: BETZ, E. (ED.) : VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1972, PP. 14-16.

- 25 APTER, J.T.:
MATHEMATICAL DEVELOPMENT OF A PHYSICAL MODEL OF SOME VISCO-ELASTIC PROPERTIES OF THE AORTA.
BULL. MATH. BIOPHYSICS 26 (1964), 367-388.
- 26 APTER, J.T.; GRAESSLEY, W.W.:
A PHYSICAL MODEL FOR MUSCULAR BEHAVIOR.
BIOPHYS. J. 10 (1970), 539-555.
- 27 APTER, J.T.; MARQUEZ, E.:
A RELATION BETWEEN HYSTERESIS AND OTHER VISCO-ELASTIC PROPERTIES OF SOME BIOMATERIALS.
BIORHEOLOGY 5 (1968), 285-301.
- 28 APTER, J.T.; MASON, P.:
DYNAMIC MECHANICAL PROPERTIES OF MAMMALIAN URETERAL MUSCLE.
AMER. J. PHYSIOL. 221 (1971), 266-272.
- 29 ARAKI, H.; NISHIHATA, J.; MATSUMOTO, H.:
THE MECHANISM OF THE CONTRACTING ACTIONS OF K, NORADRENALINE AND BA ON THE RABBIT'S PULMONARY ARTERY STRIP IN RELATION TO CA.
KOBE J. MED. SCI. 20 (1974), 83-95.
- 30 ARAKI, H.; NISHIHATA, J.; TANIYAMA, K.; CHENG, J.-T.; MATSUMOTO, H.:
EFFECT OF EXTERNAL NA AND K ON TONUS AND DRUG-INDUCED CONTRACTIONS OF PULMONARY ARTERY STRIP FROM RABBITS, PARTICULARLY IN RELATION TO CA.
KOBE J. MED. SCI. 21 (1975), 77-88.
- 31 ARTELT, W.; HEISCHKEL, E.; WEHMER, C.:
PERIODICA MEDICA, TITELABKUEZUNGEN MEDIZINISCHER ZEITSCHRIFTEN.
4. AUFL.
STUTTGART: THIEME 1952.
- 32 ASHTON, F.T.; SOMLYO, A.V.; SOMLYO, A.P.:
THE CONTRACTILE APPARATUS OF VASCULAR SMOOTH MUSCLE:
INTERMEDIATE HIGH VOLTAGE STEREO ELECTRON MICROSCOPY.
J. MOLEC. BIOL. 98 (1975), 17-29.
- 33 AXELSSON, J.:
MECHANICAL PROPERTIES OF SMOOTH MUSCLE AND THE RELATIONSHIP BETWEEN MECHANICAL AND ELECTRICAL ACTIVITY.
IN: BUELBRING, E. (ED.): SMOOTH MUSCLE.
LONDON: ARNOLD 1970, PP.289-315.
- 34 AXELSSON, J.; HOEGBERG, S.G.R.; TIMMS, A.R.:
THE EFFECT OF REMOVING AND READMITTING GLUCOSE ON THE ELECTRICAL AND MECHANICAL ACTIVITY AND GLUCOSE AND GLYCOGEN CONTENT OF THE INTESTINAL SMOOTH MUSCLE FROM THE TAENIA COLI OF THE GUINEA-PIG.
ACTA PHYSIOL. SCAND. 64 (1965), 28-42.
- 35 AXELSSON, J.; HOLMBERG, B.; HOEGBERG, G.:
SOME EFFECTS OF ATP AND ADRENALINE ON INTESTINAL SMOOTH MUSCLE.
LIFE SCI. 4 (1965), 817-821.
- 36 BAEZ, S.; GORDON, H.A.:
TONE AND REACTIVITY OF VASCULAR SMOOTH MUSCLE IN GERMFREE RAT MESENTERY.
J. EXP. MED. 134 (1971), 846-856.
- 37 BAGBY, R.M.:
TIME COURSE OF ISOTONIC CONTRACTION IN SINGLE CELLS AND MUSCLE STRIPS FROM BUFO MARINUS STOMACH.
AMER. J. PHYSIOL. 227 (1974), 789-793.

- 38 BANERJEE, A.K.:
THE INFLUENCE OF DRUGS UPON 42 K+ FLUXES IN GUINEA-PIG ILEUM
IN VITRO.
ARCH. INT. PHARMACODYN. 198 (1972), 173-186.
- 39 BANERJEE, A.K.:
EFFECTS OF DRUGS ON 47 CA 2+ MOVEMENTS IN DEPOLARIZED LONGITUDINAL
SMOOTH MUSCLE.
ARCH. INT. PHARMACODYN. 207 (1974), 148-161.
- 40 BARNAFI, L.; LARRAGUIBEL, R.:
THE IN VITRO EFFECT OF PROGESTERONE AND OESTROGENS ON THE SPONTANEOUS
AND OXYTOCIN-INDUCED ACTIVITY OF THE HUMAN MYOMETRIUM.
ACTA ENDOCR. (KBH.) 76 (1974), 172-177.
- 41 BAYER, B.L.; SPERLING, J.; FOERSTER, W.:
UEBER EINE VERSUCHSANORDNUNG ZUR MESSUNG PHARMAKONINDUZIERTER REAKTIONEN
ISOLIERTER GLATTMUSKULAERER ORGANE, DARGESTELLT AM BEISPIEL ISOLIERTER
KORONARGEFAESSSTREIFEN.
ACTA BIOL. MED. GERM. 30 (1973), 527-533.
- 42 BAYLISS, W.M.:
PRINCIPLES OF GENERAL PHYSIOLOGY.
LONDON: LONGMANS, GREEN, AND CO. 1920.
[PP. 533-547: TONUS.]
- 43 BECKER, C.G.:
DEMONSTRATION OF ACTOMYOSIN IN MESANGIAL CELLS OF THE RENAL GLOMERULUS.
AMER. J. PATH. 66 (1972), 97-110.
- 44 BERG, S.:
VESICAL CONTRACTILITY.
I. THE FORCE-VELOCITY RELATIONSHIP AS AN INDEX OF CONTRACTILITY.
INVEST. UROL. 9 (1972), 431-437.
- 45 BERTI, F.; BERNAREGGI, V.; MANDELLI, V.:
CONTRACTION AND RELAXATION OF IN VITRO PERFUSED RAT CAUDAL ARTERY:
A POSSIBLE ROLE FOR CYCLIC 3'-5'-AMP.
ARCH. INT. PHARMACODYN. 192 (1971), 247-254.
- 46 BETHE, A.:
ALLGEMEINE PHYSIOLOGIE.
BERLIN, GOETTINGEN, HEIDELBERG: SPRINGER 1952.
[S. 238-267 : MUSKELN.]
- 47 BETZ, E. (ED.) :
VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
PROCEEDINGS OF THE SATELLITE-SYMPIOSIUM OF THE XXV. INTERNATIONAL
CONGRESS OF PHYSIOLOGICAL SCIENCES AND ANNUAL MEETING OF THE GERMAN
ANGIOLOGICAL SOCIETY JULY 20-24, 1971 IN TUEBINGEN.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1972.
- 48 BILEK, I.; LAVEN, R.; PEIPER, U.; REGNAT, K.:
THE EFFECT OF VERAPAMIL ON THE RESPONSE TO NORADRENALINE OR TO
POTASSIUM-DEPOLARIZATION IN ISOLATED VASCULAR STRIPS.
MICROVASC. RES. 7 (1974), 181-189.
- 49 BLANGE', T.; KAREMAKER, J.M.; KRAMER, A.E.J.L.:
ELASTICITY AS AN EXPRESSION OF CROSS-BRIDGE ACTIVITY IN RAT MUSCLE.
PFLUEGERS ARCH. 336 (1972), 277-288.

- 50 BOIS, R.M.:
THE ORGANIZATION OF THE CONTRACTILE APPARATUS OF VERTEBRATE SMOOTH
MUSCLE.
ANAT. REC. 177 (1973), 61-77.
- 51 BOIS, R.M.; PEASE, D.C.:
ELECTRON MICROSCOPIC STUDIES OF THE STATE OF MYOSIN AGGREGATION IN THE
VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE CELL.
ANAT. REC. 180 (1974), 465-479.
- 52 BOSE, D.:
MECHANISM OF INHIBITION OF SMOOTH MUSCLE TENSION IN GUINEA-PIG
TAENIA COLI BY QUABAIN.
CANAD. J. PHYSIOL. PHARMACOL. 52 (1974), 898-901.
- 53 BOSE, D.; BOSE, R.:
MECHANISM OF GUINEA PIG TAENIA COLI SMOOTH MUSCLE DURING ANOXIA AND
RIGOR.
AMER. J. PHYSIOL. 229 (1975), 324-328.
- 54 BOSE, D.; INNES, I.R.:
INFLUENCE OF SODIUM PUMPING ON SMOOTH MUSCLE CONTRACTION.
BRIT. J. PHARMACOL. 45 (1972), 689-690.
- 55 BOSE, D.; INNES, I.R.:
ISOPRENALINE-INDUCED RELAXATION OF SMOOTH MUSCLE NOT DUE TO ELECTROGENIC
SODIUM PUMPING.
CANAD. J. PHYSIOL. PHARMACOL. 50 (1972), 378-380.
- 56 BOSE, D.; INNES, I.R.:
THE ROLE OF SODIUM PUMP IN THE INHIBITION OF SMOOTH MUSCLE
RESPONSIVENESS TO AGONISTS DURING POTASSIUM RESTORATION.
BRIT. J. PHARMACOL. 49 (1973), 466-479.
- 57 BOSE, D.; INNES, I.R.:
UTILIZATION OF CALCIUM POOLS DURING PHARMACO OR ELECTROMECHANICAL
COUPLING IN SMOOTH MUSCLE.
CANAD. J. PHYSIOL. PHARMACOL. 53 (1975), 586-591.
- 58 BOZLER, E.:
UEBER DIE FRAGE DES TONUSSUBSTRATES.
Z. VERGL. PHYSIOL. 7 (1928), 407-435.
- 59 BOZLER, E.:
UNTERSUCHUNGEN ZUR PHYSIOLOGIE DER TONUSMUSKELN.
Z. VERGL. PHYSIOL. 12 (1930), 579-602.
- 60 BOZLER, E.:
AN ANALYSIS OF THE PROPERTIES OF SMOOTH MUSCLE.
COLD SPR. HARB. SYMP. QUANT. BIOL. 4 (1936), 260-266.
- 61 BOZLER, E.:
THE ENERGY CHANGES OF SMOOTH MUSCLES DURING RELAXATION.
J. CELL. COMP. PHYSIOL. 8 (1936), 419-438.
- 62 BOZLER, E.:
THE MECHANICAL PROPERTIES OF RESTING SMOOTH MUSCLE.
J. CELL. COMP. PHYSIOL. 18 (1941), 385-391.
- 63 BOZLER, E.:
CONDUCTION, AUTOMATICITY AND TONUS IN VISCERAL MUSCLES.
EXPERIENTIA (BASEL) 4 (1948), 213-218.

- 64 ROZLER, E.:
PLASTICITY OF CONTRACTILE ELEMENTS OF MUSCLE AS STUDIED IN EXTRACTED
MUSCLE FIBRES.
AMER. J. PHYSIOL. 171 (1952), 359-364.
- 65 ROZLER, E.:
EXTENSIBILITY OF CONTRACTILE ELEMENTS.
IN: REHINGTON, J.W. (ED.): TISSUE ELASTICITY.
WASHINGTON: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1957, PP. 102-109.
- 66 ROZLER, E.:
SMOOTH AND CARDIAC MUSCLE IN STATES OF STRONG INTERNAL CROSSLINKING
AND HIGH PERMEABILITY.
AMER. J. PHYSIOL. 207 (1964), 701-704.
- 67 ROZLER, E.:
ACTION POTENTIALS OF VISCERAL SMOOTH MUSCLES AND THEIR RELATION TO
MECHANICAL ACTIVITY.
JAP. J. SMOOTH MUSCLE RES. 6 (1970), 63-65.
- 68 ROZLER, E.:
SMOOTH MUSCLE PHYSIOLOGY, PAST AND FUTURE.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 3-6.
- 69 ROZLER, E.:
MECHANICAL PROPERTIES OF CONTRACTILE ELEMENTS OF SMOOTH MUSCLE.
IN: BUELBRING, E.; SHUBA, M.F. (ED.): PHYSIOLOGY OF SMOOTH MUSCLE.
NEW YORK: RAVEN PRESS 1976, PP. 217-221.
- 70 BRADING, A.F.:
ION DISTRIBUTION AND ION MOVEMENTS IN SMOOTH MUSCLE.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 35-46.
- 71 BRADING, A.F.:
NA, CA AND CONTRACTION IN THE SMOOTH MUSCLE OF THE GUINEA-PIG TAENIA
COLI.
IN: CASTEELS, R.; GODFRAND, T.; RUEEGG, J.C. (ED.):
EXCITATION-CONTRACTION COUPLING IN SMOOTH MUSCLE.
AMSTERDAM, NEW YORK, OXFORD: ELSEVIER 1977, PP. 97-99.
- 72 BRADING, A.; BUELBRING, E.; TOMITA, T.:
THE EFFECT OF SODIUM AND CALCIUM ON THE ACTION POTENTIAL OF THE
SMOOTH MUSCLE OF THE GUINEA-PIG TAENIA COLI.
J. PHYSIOL. (LOND.) 200 (1969), 637-654.
- 73 BRADING, A.F.; SETEKLEIV, J.:
THE EFFECT OF HYPO- AND HYPERTONIC SOLUTIONS ON VOLUME AND ION
DISTRIBUTION OF SMOOTH MUSCLE OF GUINEA PIG TAENIA COLI.
J. PHYSIOL. (LOND.) 195 (1968), 107-118.
- 74 BRADING, A.F.; TOMITA, T.:
THE ACTION POTENTIAL OF THE GUINEA-PIG TAENIA COLI IN LOW SODIUM
SOLUTION.
IN: PROCEEDINGS OF THE PHYSIOLOGICAL SOCIETY, UNIVERSITY COLLEGE
MEETING, 22-23 MARCH 1968.
LONDON, CAMBRIDGE UNIVERSITY PRESS 1968, PP. 30P-30P
[P = PROCEEDINGS]
(= THE JOURNAL OF PHYSIOLOGY, VOL. 197 .)
- 75 BREMEL, R.D.:
MYOSIN LINKED CALCIUM REGULATION IN VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE.
NATURE (LOND.) 252 (1974), 405-407.

- 76 BRIGGS, A.H.:
CHARACTERISTICS OF CONTRACTION IN GLYCERINATED UTERINE SMOOTH MUSCLE.
AMER. J. PHYSIOL. 204 (1963), 739-742.
- 77 BRIGGS, A.H.; HANNAH, H.B.:
CALCIUM, MAGNESIUM AND ATP INTERACTION IN GLYCERINATED UTERINE SMOOTH MUSCLE.
IN: PAUL, W.M.; DANIEL, E.E.; KAY, C.M.; MONCKTON, G. (ED.): MUSCLE, PROCEEDINGS OF THE SYMPOSIUM HELD AT THE FACULTY OF MEDICINE, UNIVERSITY OF ALBERTA, JUNE 1-4, 1964.
LONDON: PERGAMON 1965, PP. 287-294.
- 78 BRONSTEIN, I.N.; SEMENDJAJEW, K.A.:
TASCHENBUCH DER MATHEMATIK. 11. AUFL.
ZUERICH, FRANKFURT: H. DEUTSCH 1971.
[U.A. S. 523 .]
- 79 BROWN, D.H.:
A VARIABLE-MODE SMOOTH-MUSCLE LEVER.
IN: PROCEEDINGS OF THE PHYSIOLOGICAL SOCIETY, CARDIFF MEETING, 18-19 DECEMBER 1970.
CAMBRIDGE: UNIVERSITY PRESS 1971, PP. 3P-4P [P = PROCEEDINGS], (= THE JOURNAL OF PHYSIOLOGY, VOL. 213 .)
- 80 BUCHTHAL, F.; KAISER, E.:
THE RHEOLOGY OF THE CROSS STRIATED MUSCLE FIBRE,
WITH PARTICULAR REFERENCE TO ISOTONIC CONDITIONS.
BIOL. MEDD. DANSKE VIDENSK. SELSK. 21 (1951), 1-318.
- 81 BUCHTHAL, F.; ROSENFALCK, P.:
ELASTIC PROPERTIES OF STRIATED MUSCLE.
IN: REMINGTON, J.W. (ED.): TISSUE ELASTICITY.
WASHINGTON: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1957, PP. 73-93.
- 82 BUECKING, J.; HERBST, M.; PIONTEK, P.; VONDERLAGE, M.:
DIE MECHANISCHEN EIGENSCHAFTEN DES KONTRAHIERTEN UND NICHT KONTRAHIERTEN TRANSVERSALSTREIFENS AUS DER KANINCHEN-AORTA UND IHRE ANALYSE ANHAND EINES ANALOGMODELLS.
IN: BETZ, E. (ED.): VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1972, S. 33-35.
- 83 BUELBRING, E.:
MEMBRANE POTENTIALS OF SMOOTH MUSCLE FIBRES OF TAENIA COLI OF THE GUINEA PIG.
J. PHYSIOL. (LOND.) 125 (1954), 302-315.
- 84 BUELBRING, E.:
CORRELATION BETWEEN MEMBRANE POTENTIAL, SPIKE DISCHARGE AND TENSION IN SMOOTH MUSCLE.
J. PHYSIOL. (LOND.) 128 (1955), 200-221.
- 85 BUELBRING, E.:
PHYSIOLOGY AND PHARMACOLOGY OF INTESTINAL SMOOTH MUSCLE.
LECT. SCI. BASIS MED. 7 (1957), 374-397.
- 86 BUELBRING, E.:
DIE PHYSIOLOGIE DES GLATTEN MUSKELS.
PFLUEGERS ARCH. GES. PHYSIOL. 273 (1961), 1-17.
- 87 BUELBRING, E.; BRADING, A.F.; JONES, A.W.; TOMITA, T. (ED.):
SMOOTH MUSCLE.
LONDON: ARNOLD 1970.

- 88 BUELBRING, E.; KURIYAMA, H.:
EFFECTS OF CHANGES IN EXTERNAL SODIUM AND CALCIUM CONCENTRATION ON
SPONTANEOUS ACTIVITY IN SMOOTH MUSCLE OF GUINEA PIG TAENIA COLI.
J. PHYSIOL. (LOND.) 166 (1963), 29-58.
- 89 BUELBRING, E.; NEEDHAM, D.M. (ED.) :
A DISCUSSION ON RECENT DEVELOPMENTS IN VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE
PHYSIOLOGY.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 1-231.
- 90 BUELBRING, E.; SHUBA, M.F. (ED.) :
PHYSIOLOGY OF SMOOTH MUSCLE.
NEW YORK: RAVEN PRESS 1976.
- 91 BUELBRING, E.; TOMITA, T.:
EFFECTS OF CA-REMOVAL ON THE SMOOTH MUSCLE OF THE GUINEA-PIG
TAENIA COLI.
J. PHYSIOL. (LOND.) 210 (1970), 217-232.
- 92 BULL, H.B.:
PROTEIN STRUCTURE AND ELASTICITY.
IN: REMINGTON, J.W. (ED.) : TISSUE ELASTICITY.
WASHINGTON: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1957, PP. 33-42.
- 93 BURNSTOCK, G.:
STRUCTURE OF SMOOTH MUSCLE AND ITS INNERVATION.
IN: BUELBRING, E.; BRADING, A.F.; JONES, A.W.; TOMITA, T. (ED.) :
SMOOTH MUSCLE.
LONDON: ARNOLD 1970, PP. 1-69.
- 94 BURNSTOCK, G.; HOLMAN, M.E.; PROSSER, C.L.:
ELECTROPHYSIOLOGY OF SMOOTH MUSCLE.
PHYSIOL. REV. 43 (1963), 482-527.
- 95 BURNSTOCK, G.; PROSSER, C.L.:
RESPONSES OF SMOOTH MUSCLES TO QUICK STRETCH; RELATION OF STRETCH TO
CONDUCTION.
AMER. J. PHYSIOL. 198 (1960), 921-925.
- 96 CAMPBELL, G.R.; CHAMLEY, J.H.:
THICK FILAMENTS IN VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE.
CELL TISSUE RES. 156 (1975), 201-216.
- 97 CANADAY, P.G.; FAY, F.S.:
AN ULTRASENSITIVE ISOMETRIC FORCE TRANSDUCER FOR SINGLE SMOOTH MUSCLE
CELL MECHANICS.
J. APPL. PHYSIOL. 40 (1976), 243-246.
- 98 CARLSON, F.D.:
KINEMATIC STUDIES ON MECHANICAL PROPERTIES OF MUSCLE.
IN: REMINGTON, J.W. (ED.) : TISSUE ELASTICITY.
WASHINGTON: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1957, PP. 55-72.
- 99 CARSTEN, M.E.:
ROLE OF CALCIUM BINDING BY SARCOPLASMIC RETICULUM IN THE CONTRACTION AND
RELAXATION OF UTERINE SMOOTH MUSCLE.
J. GEN. PHYSIOL. 53 (1969), 414-426.
- 100 CASTEELS, R.; GODFRAIND, T.; RUEEGG, J.C. (ED.) :
EXCITATION-CONTRACTION COUPLING IN SMOOTH MUSCLE.
PROCEEDINGS OF THE INTERNATIONAL SYMPOSIUM ON EXCITATION-CONTRACTION
COUPLING IN SMOOTH MUSCLE HELD IN LOUVAIN, BELGIUM, 12-14 JULY, 1977
AND THE ERWIN-RIESCH SYMPOSIUM IN HEIDELBERG, GERMANY, 15-16 JULY, 1977.
AMSTERDAM, NEW YORK, OXFORD: ELSEVIER 1977.

- 101 CASTEELS, R.; KURIYAMA, H.:
MEMBRANE POTENTIAL AND IONIC CONTENT IN PREGNANT AND NON-PREGNANT
RAT MYOMETRIUM.
J. PHYSIOL. (LOND.) 177 (1965), 263-287.
- 102 CASTEELS, R.; KURIYAMA, H.:
MEMBRANE POTENTIAL AND ION CONTENT IN THE SMOOTH MUSCLE OF THE GUINEA
PIG'S TAENIA COLI AT DIFFERENT EXTERNAL POTASSIUM CONCENTRATIONS.
J. PHYSIOL. (LOND.) 184 (1966), 120-130.
- 103 CHAPLAIN, R.A.:
ON THE CONTRACTILE MECHANISM OF INSECT FIBRILLAR FLIGHT MUSCLE.
BIOL. CYBERN. 18 (1975), 137-153.
- 104 CHAPLAIN, R.A.; HONKA, B.:
CHANGES IN MYOSIN CROSSBRIDGE ATTACHMENT DURING OSCILLATORY CONTRACTIONS
OF INSECT FIBRILLAR MUSCLE.
FEBS LETTERS 40 (1974), 45-48.
- 105 CHAUDHURI, G.:
INFLUENCE OF INDOMETHAZIN, AN INHIBITOR OF PROSTAGLANDIN SYNTHESIS ON
IUD-MEDIATED INCREASE IN MOTILITY AND HYPERTROPHY OF THE RAT UTERINE
HORN.
IN: HEFNAVI, F.; SEGAL, S.J. (ED.) :
ANALYSIS OF INTRAUTERINE CONTRACEPTION.
AMSTERDAM: NORTH-HOLLAND PUBLISHING COMPANY 1975, PP. 477-480.
- 106 CHERNAEVA, L.; MILENOV, K.:
SPONTANEOUS ACTIVITY OF THE UTERINE HORN OF GUINEA-PIG IN THE DIFFERENT
PHASES OF THE OESTRAL CYCLE.
ACTA PHYSIOL. PHARMACOL. BULG. 1 (1974), 34-42.
- 107 CLARK, K.E.; RYAN, M.J.; BRODY, M.J.:
EFFECTS OF PROSTAGLANDINES E1 AND F2 ALPHA ON UTERINE HEMODYNAMICS
AND MOTILITY.
ADVANC. BIOSCI. 9 (1973), 779-782.
- 108 COHRS, P.; JAFFE', R.; MEESEN, H. (HRSG.) :
PATHOLOGIE DER LABORATORIUMSTIERE. BD. 1 .
BERLIN, GOETTINGEN, HEIDELBERG: SPRINGER 1958.
- 109 COOKE, P.H.; FAY, F.S.:
THICK FILAMENTS IN CONTRACTED AND RELAXED MAMMALIAN SMOOTH MUSCLE CELLS.
EXP. CELL RES. 71 (1972), 265-272.
- 110 COOLSAET, B.L.R.A.; VAN DUYL, W.A.; VAN MASTRIGT, R.; SCHOUTEN, J.W.:
VISCOELASTIC PROPERTIES OF BLADDER WALL STRIPS.
INVEST. UROL. 12 (1975), 351-356.
- 111 CSAPO, A.:
DEPENDENCE OF ISOMETRIC TENSION AND ISOTONIC SHORTENING OF UTERINE
MUSCLE ON TEMPERATURE AND ON STRENGTH OF STIMULATION.
AMER. J. PHYSIOL. 177 (1954), 348-354.
- 112 CSAPO, A.:
SMOOTH MUSCLE AS A CONTRACTILE UNIT.
IN: EICHNA, L.W. (ED.) : PROCEEDINGS OF A SYMPOSIUM ON VASCULAR
SMOOTH MUSCLE.
C WASHINGTON J: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1962, PP. 7-33.
(= PHYSIOLOGICAL REVIEWS, SUPPL. 5 .)

- 113 CSAPO, A.; CORNER, G.W.:
THE ANTAGONISTIC EFFECTS OF ESTROGEN AND PROGESTERONE ON THE STAIRCASE
PHENOMENON IN UTERINE MUSCLE.
ENDOCRINOLOGY 51 (1952), 378-385.
- 114 CSAPO, A.; CORNER, G.W.:
THE EFFECT OF ESTROGEN ON THE ISOMETRIC TENSION OF RABBIT UTERINE
STRIPS.
SCIENCE 117 (1953), 162-164.
- 115 CSAPO, A.; GOODALL, M.:
EXCITABILITY, LENGTH-TENSION RELATION AND KINETICS OF UTERINE MUSCLE
CONTRACTION IN RELATION TO HORMONAL STATUS.
J. PHYSIOL. (LOND.) 126 (1954), 384-395.
- 116 CSAPO, I.A.; KURIYAMA, H.A.:
EFFECTS OF IONS AND DRUGS ON CELL MEMBRANE ACTIVITY AND TENSION IN THE
POSTPARTUM RAT MYOMETRIUM.
J. PHYSIOL. (LOND.) 165 (1963), 575-592.
- 117 DANIEL, E.E.:
ON ROLES OF CALCIUM, STRONTIUM AND BARIUM IN CONTRACTION AND
EXCITABILITY OF RAT UTERINE MUSCLE.
ARCH. INT. PHARMACODYN. 146 (1963), 298-349.
- 118 DANIEL, E.E.:
POTASSIUM MOVEMENTS IN RAT UTERUS STUDIED IN VITRO.
I. EFFECTS OF TEMPERATURE.
CANAD. J. BIOCHEM. 41 (1963), 2065-2084.
- 119 DANIEL, E.E.; DANIEL, B.N.:
EFFECTS OF OVARIAN HORMONES ON THE CONTENT AND DISTRIBUTION OF CATION
IN INTACT AND EXTRACTED RABBIT AND CAT UTERUS.
CANAD. J. BIOCHEM. 35 (1957), 1205-1223.
- 120 DANIEL, E.E.; FAIR, S.; KIDWAI, A.M.:
ZINC AND SMOOTH MUSCLE CONTRACTILITY.
II. ZINC CONTENT AND ACCUMULATION IN RAT UTERUS AND THEIR RELATION TO
CONTRACTILITY CHANGES FROM ZINC AND OUABAIN.
J. PHARMACOL. EXP. THER. 178 (1971), 290-298.
- 121 DANIEL, E.E.; JANIS, R.A.:
CALCIUM REGULATION IN THE UTERUS.
PHARMACOL. THER., B: GEN. SYST. PHARMACOL. 1 (1975), 695-729.
- 122 DANIEL, E.E.; SEHDEV, H.; ROBINSON, K.:
MECHANISMS FOR ACTIVATION OF SMOOTH MUSCLE.
IN: EICHNA, L.W. (ED.): PROCEEDINGS OF A SYMPOSIUM ON VASCULAR
SMOOTH MUSCLE.
[WASHINGTON]; AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1962, PP. 228-260,
261-264 [DISCUSSION],
(= PHYSIOLOGICAL REVIEWS, SUPPL. 5 .)
- 123 DAVEY, D.F.; GIBBS, C.L.; MC KIRDY, H.C.:
STRUCTURAL, MECHANICAL AND MYOTHERMIC PROPERTIES OF RABBIT
RECTOCOCCYGEUS MUSCLE.
J. PHYSIOL. (LOND.) 248 (1975), 207-230.
- 124 DAVIES, R.E.:
A MOLECULAR THEORY OF MUSCLE CONTRACTION: CALCIUM DEPENDENT CONTRACTION
WITH HYDROGEN BOND FORMATION PLUS ATP-DEPENDENT EXTENSIONS OF THE
MYOSIN-ACTIN CROSS-BRIDGES.
NATURE (LOND.) 199 (1963), 1068-1074.

- 125 DERBAS, G.; HOFFMAN, L.; LANDON, E.J.; HURWITZ, L.:
ELECTRON MICROSCOPIC LOCALIZATION OF CALCIUM IN VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
ANAT. REC. 182 (1975), 447-471.
- 126 DE FELICE, A.F.; JOINER, P.D.:
COMPARISON OF AORTIC CALCIUM AND CONTRACTILITY IN MALE, FEMALE AND
LACTATING FEMALE RATS.
J. PHARMACOL. EXP. THER. 194 (1975), 191-204.
- 127 DEMESY-WAELEDE, F.; STOCLET, J.C.:
ETUDE DE L'ANTAGONISME ENTRE L'AMP CYCLIQUE ET LE CALCIUM SUR L'AORTE
ISOLE'E DE RAT DEPolarISE'E.
(ANTAGONISM BETWEEN CYCLIC AMP AND CALCIUM ON ISOLATED DEPolarIZED
AORTA IN THE RAT.)
J. PHYSIOL. (PARIS) 65 (1972), 387A-388A [A = SUPPLEMENT],
[ORIGINAL IN FRANZOESISCH]
- 128 DETAR, R.; BOHR, D.F.:
CONTRACTILE RESPONSES OF ISOLATED VASCULAR SMOOTH MUSCLE DURING
PROLONGED EXPOSURE TO ANOXIA.
AMER. J. PHYSIOL. 222 (1972), 1269-1277.
- 129 DEUTSCHES INSTITUT FUER MEDIZINISCHE DOKUMENTATION UND INFORMATION
(DIMDI), KOELN:
AUSDRUCKE ZU DEN SCHLAGWORTEN "GLATTE MUSKULATUR" UND "UTERUS"
FUER DEN ZEITRAUM 1/72 - 9/76.
- 130 DEVINE, C.E.; SOMLYO, A.P.:
THICK FILAMENTS IN VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
J. CELL BIOL. 49 (1971), 636-649.
- 131 DEVINE, C.E.; SOMLYO, A.V.; SOMLYO, A.P.:
SARCOPLASMIC RETICULUM AND MITOCHONDRIA AS CATION ACCUMULATION SITES
IN SMOOTH MUSCLE.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 17-23.
- 132 DIAMOND, J.:
PHOSPHORYLASE, CALCIUM, AND CYCLIC AMP IN SMOOTH-MUSCLE CONTRACTION.
AMER. J. PHYSIOL. 225 (1973), 930-937.
- 133 DIAMOND, J.; HOLMES, T.G.:
EFFECTS OF POTASSIUM CHLORIDE AND SMOOTH MUSCLE RELAXANTS ON TENSION
AND CYCLIC NUCLEOTIDE LEVELS IN RAT MYOMETRIUM.
CANAD. J. PHYSIOL. PHARMACOL. 53 (1975), 1099-1107.
- 134 DIEM, K.; LEUTNER, C. (RED.) :
DOCUMENTA GEIGY, WISSENSCHAFTLICHE TABELLEN. 7. AUSG.
STUTTGART: THIEME 1975.
- 135 DISALVO, J.; SCHMIDT, C.:
CONTRACTILE RESPONSES TO EPINEPHRINE, SEROTONIN, AND POTASSIUM IN
ARTERIAL SMOOTH MUSCLE.
PROC. SOC. EXP. BIOL. (N.Y.) 151 (1976), 478-483.
- 136 DOBRIN, P.B.:
ISOMETRIC AND ISOBARIC CONTRACTION OF CAROTID ARTERIAL SMOOTH MUSCLE.
AMER. J. PHYSIOL. 225 (1973), 659-663.
- 137 DOBRIN, P.B.:
INFLUENCE OF INITIAL LENGTH ON LENGTH-TENSION RELATIONSHIP OF VASCULAR
SMOOTH MUSCLE.
AMER. J. PHYSIOL. 225 (1973), 664-670.

- 138 DUBRAUSKY, V.:
WIEVIEL MUSKULATUR ENTHAELT DIE GEBÄRMUTTER (KORPUS, ZERVIX) ?
GERURTSH. U. FRAUENHEILK. 22 (1962), 1022-1026.
- 139 DURBIN, R.P.; JENKINSON, D.H.:
THE EFFECT OF CARBACHOL ON THE PERMEABILITY OF DEPOLARIZED SMOOTH
MUSCLE TO INORGANIC IONS.
J. PHYSIOL. (LOND.) 157 (1961), 74-89.
- 140 DURBIN, R.P.; JENKINSON, D.H.:
THE CALCIUM DEPENDENCE OF TENSION DEVELOPMENT IN DEPOLARIZED SMOOTH
MUSCLE.
J. PHYSIOL. (LOND.) 157 (1961), 90-96.
- 141 DURHAM, A.C.H.:
A UNIFIED THEORY OF THE CONTROL OF ACTIN AND MYOSIN IN NONMUSCLE
MOVEMENTS.
CELL 2 (1974), 123-135.
- 142 EBASHI, S.; FUMIO, D.; TAKAHITSU, S.; YUJI, T. (ED.) :
MOLECULAR BIOLOGY OF MUSCULAR CONTRACTION.
TOKYO: IGAKU SHOIN [1965].
- 143 EBNER, V. VON:
ZUR FRAGE DER NEGATIVEN SCHWANKUNG DER DOPPELBRECHUNG BEI DER
MUSKELKONTRAKTION.
PFLUEGERS ARCH. GES. PHYSIOL. 163 (1916), 179-190.
- 144 EDMAN, K.A.P.; SCHILD, H.O.:
INTERACTIONS OF ACETYLCHOLINE, ADRENALINE AND MAGNESIUM WITH
CALCIUM IN THE CONTRACTION OF DEPOLARIZED RAT UTERUS.
IN: PROCEEDINGS OF THE PHYSIOLOGICAL SOCIETY, MILL HILL MEETING,
4-5 NOVEMBER 1960.
LONDON, CAMBRIDGE: UNIVERSITY PRESS 1961, PP. 10P-11P
[P = PROCEEDINGS].
(= THE JOURNAL OF PHYSIOLOGY, VOL. 155 .)
- 145 EDMAN, K.A.P.; SCHILD, H.O.:
THE NEED FOR CALCIUM IN THE CONTRACTILE RESPONSES INDUCED BY
ACETYLCHOLINE AND POTASSIUM IN THE RAT UTERUS.
J. PHYSIOL. (LOND.) 161 (1962), 424-441.
- 146 EICHNA, L.W. (ED.) :
PROCEEDINGS OF A SYMPOSIUM ON VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
[WASHINGTON]: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1962.
(= PHYSIOLOGICAL REVIEWS, SUPPL. 5 .)
- 147 ELFORD, B.C.; WALTER, C.A.:
PRESERVATION OF STRUCTURE AND FUNCTION OF SMOOTH MUSCLE COOLED TO
-79 DEGREES C IN UNFROZEN AQUEOUS MEDIA.
NATURE, NEW BIOL. (LOND.) 236 (1972), 58-60.
- 148 ENGELMANN, T.W.:
ZUR PHYSIOLOGIE DES URETER.
ARCH. GES. PHYSIOL. 2 (1869), 243-293.
- 149 ENGELMANN, T.W.:
BEITRÄGE ZUR ALLGEMEINEN MUSKEL- UND NERVENPHYSIOLOGIE.
ARCH. GES. PHYSIOL. 3 (1870), 247-326.
- 150 FASTIER, F.N.; PURVES, R.D.; TAYLOR, K.M.:
OBSERVATIONS ON "FADE": A COMPLICATION OF THE CONTRACTILE RESPONSE OF
SMOOTH MUSCLE TO A LARGE DOSE OF AN AGONIST.
BRIT. J. PHARMACOL. 49 (1973), 490-497.

- 151 FAY, F.S.:
MECHANICS OF SINGLE ISOLATED SMOOTH MUSCLE CELLS.
IN: CASTEELS, R.; GODFRAIND, T.; RUEEGG, J.C. (ED.) :
EXCITATION-CONTRACTION COUPLING IN SMOOTH MUSCLE.
AMSTERDAM, NEW YORK, OXFORD: ELSEVIER 1977, PP. 433-439.
- 152 FAY, F.S.; COOKE, P.H.:
REVERSIBLE DISAGGREGATION OF MYOFILAMENTS IN VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE.
J. CELL BIOL. 56 (1973), 399-411.
- 153 FAY, F.S.; COOKE, P.H.; CANADAY, P.G.:
CONTRACTILE PROPERTIES OF ISOLATED SMOOTH MUSCLE CELLS.
IN: BUELBRING, E.; SHUBA, M.F. (ED.) : PHYSIOLOGY OF SMOOTH MUSCLE.
NEW YORK: RAVEN PRESS 1976, PP. 249-264.
- 154 FAY, F.S.; DELISE, C.M.:
CONTRACTION OF ISOLATED SMOOTH-MUSCLE CELLS - STRUCTURAL CHANGES.
PROC. NAT. ACAD. SCI. (WASH.) 70 (1973), 641-645.
- 155 FELDMANN, U.; SCHNEIDER, B.:
A GENERAL APPROACH TO MULTICOMPARTMENT ANALYSIS AND MODELS FOR THE
PHARMACODYNAMICS.
IN: BERGER, J.; BUEHLER, W.; REPGES, R.; TAUTU, P. (ED.) :
MATHEMATICAL MODELS IN MEDICINE, WORKSHOP, MAINZ, MARCH 76.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1976, PP. 243-279.
(= LECTURE NOTES IN BIOMATHEMATICS, VOL. 11 .)
- 156 FENN, W.O.:
SOME ELASTICITY PROBLEMS IN THE HUMAN BODY.
IN: REMINGTON, J.W. (ED.) : TISSUE ELASTICITY.
WASHINGTON: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1957, PP.98-101.
- 157 FENN, W.O.:
CHANGES IN LENGTH OF BLOOD VESSELS ON INFLATION.
IN: REMINGTON, J.W. (ED.) : TISSUE ELASTICITY.
WASHINGTON: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1957, PP. 154-160.
- 158 FENN, W.O.; MARSH, B.S.:
MUSCULAR FORCE AT DIFFERENT SPEEDS OF SHORTENING.
J. PHYSIOL. (LOND.) 85 (1935), 278-297.
- 159 FLECKENSTEIN, A.; FLECKENSTEIN-GRUEN, G.:
FURTHER STUDIES ON THE NEUTRALIZATION OF GLYCOSIDE-INDUCED CONTRACTURES
OF CORONARY SMOOTH MUSCLE BY CA-ANTAGONISTIC COMPOUNDS (VERAPAMIL,
D 600, PRENYLAMINE, NIFEDIPINE, FENDILINE OR NITRITES).
IN: DEUTSCHE PHARMAKOLOGISCHE GESELLSCHAFT, 16. FRUEHJAHRSTAGUNG
VOM 4.-7. MAERZ 1975 IN MAINZ.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1975, P. R 38
[R = REFERATESEITEN].
(= NAUNY-SCHMIEDEBERG'S ARCHIVES OF PHARMACOLOGY, VOL. 287 SUPPL.)
- 160 FLECKENSTEIN, A.; GRUEN, G.:
PRINZIPIELLES ZUR WIRKUNG VON CA++ -ANTAGONISTEN AUF DIE BIOELEKTRISCHE
UND MECHANISCHE FUNKTION GLATTER MUSKELZELLEN.
IN: BETZ, E. (ED.) : VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1972, PP. 62-65.
- 161 FLECKENSTEIN, A.; GRUEN, G.; TRITTHART, H.; BYON, K.:
UTERUS-RELAXATION DURCH HOCHAKTIVE CA++ -ANTAGONISTISCHE HEMMSTOFFE
DER ELEKTRO-MECHANISCHEN KOPPLUNG WIE ISOPTIN (VERAPAMIL,
IPROVERATRIL), SUBSTANZ D 600 UND SEGONTIN (PRENYLAMIN)
(VERSUCHE AM ISOLIERTEN UTERUS VIRGINELLER RATTEN).
KLIN. Wschr. 49 (1971), 32-41.

- 162 FLEISCH, J.H.; HOOKER, C.S.:
THE RELATION BETWEEN AGE AND RELAXATION OF VASCULAR SMOOTH MUSCLE IN
THE RABBIT AND RAT.
CIRCULAT. RES. 38 (1976), 243-249.
- 163 FLEURENT, C.H.A. (BEARB.) ; CLEGG, H.A. (HRSG.) :
WORLD MEDICAL PERIODICALS. LES PE'RIODIQUES ME'DICAUX DANS LE MONDE.
PERIODICOS MEDICOS DEL MUNDO. MEDIZINISCHE ZEITSCHRIFTEN ALLER
LAENDER. 3. AUFL.
NEW YORK: WORLD MEDICAL ASSOCIATION 1961.
- 164 FLEURENT, C.H.A. (BEARB.) ; WARE, M. (HRSG.) :
WORLD MEDICAL PERIODICALS. LES PE'RIODIQUES ME'DICAUX DANS LE MONDE.
PERIODICOS MEDICOS DEL MUNDO. MEDIZINISCHE ZEITSCHRIFTEN ALLER
LAENDER. BEILAGE ZUR 3. AUFL.
NEW YORK: WORLD MEDICAL ASSOCIATION 1968.
- 165 FRANK, O.:
DIE ELASTIZITAET DER BLUTGEFAESSE.
Z. BIOL. 71 (1920), 255-272.
- 166 FRANK, O.:
DIE ELASTIZITAET DER BLUTGEFAESSE. II. MITTEILUNG.
Z. BIOL. 88 (1928), 105-118.
- 167 FREED, S.C.; MEUNIER, A.M.:
EFFECT OF HYPOXIA ON ARTERIAL MUSCLE TONE: HYPOXIA ON ARTERIAL TONE.
ANGIOLOGY 23 (1972), 1-6.
- 168 FRITH, E.M.; TUCKETT, R.F.:
LINEAR POLYMERS.
LONDON: LONGMANS, GREEN AND CO. 1951.
- 169 FUCHS, A.R.:
MYOMETRIAL RESPONSE TO PROSTAGLANDINES ENHANCED BY PROGESTERONE.
AMER. J. OBSTET. GYNEC. 118 (1974), 1093-1098.
- 170 FUCHS, A.R.:
REGULATION OF UTERINE ACTIVITY DURING GESTATION AND PARTURITION IN
RABBITS AND RATS.
IN: COUTINHO, E.M.; FUCHS, F. (ED.) : PHYSIOLOGY AND GENETICS OF
REPRODUCTION, PART B.
NEW YORK, LONDON: PLENUM PRESS 1974, PP. 403-422.
(= BASIC LIFE SCIENCES, VOL. 4 .)
- 171 GABELLA, G.:
FINE STRUCTURE OF SMOOTH MUSCLE.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 7-16.
- 172 GABELLA, G.:
A MORPHOLOGICAL STUDY OF THE MECHANICAL COUPLING BETWEEN SMOOTH MUSCLE
CELLS.
IN: CASTEELS, R.; GODFRAIND, T.; RUEEGG, J.C. (ED.) :
EXCITATION-CONTRACTION COUPLING IN SMOOTH MUSCLE.
AMSTERDAM, NEW YORK, OXFORD: ELSEVIER 1977, PP. 3-12.
- 173 GABELLA, G.; RAEYMAEKERS, L.:
THE SPHINCTER PUPILLAE: CONTRACTIONS IN CA²⁺-FREE SOLUTION.
IN: PROCEEDINGS OF THE PHYSIOLOGICAL SOCIETY, UNIVERSITY COLLEGE
LONDON MEETING, 21-22 MARCH 1975.
CAMBRIDGE: UNIVERSITY PRESS 1975, PP. 28P-29P [P = PROCEEDINGS] .
(= THE JOURNAL OF PHYSIOLOGY, VOL. 249 .)

- 174 GALAMBOS, R.:
CHARACTERISTICS OF THE LOSS OF TENSION BY SMOOTH MUSCLE DURING
RELAXATION AND FOLLOWING STRETCH.
J. CELL. COMP. PHYSIOL. 17 (1941), 85-95.
- 175 GANONG, W.F.:
MEDIZINISCHE PHYSIOLOGIE. KURZGEFASSTES LEHRBUCH DER PHYSIOLOGIE DES
MENSCHEN FÜR STUDIERENDE DER MEDIZIN UND ÄRZTE.
ÜBERS., BEARB. UND ERG. VON W. AUERSWALD, A. HAIDENTHALER, J. MLCZOCH.
ZWEITE, NEUBEARB. AUFL.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1972.
- 176 GANS, P.:
EFFECTS OF PROSTAGLANDINS AND OXYTOCIN ON THE UTERINE MOTILITY OF
THE LIVING RAT UNDER VARIOUS HORMONAL CONDITIONS.
ADVANC. BIOSCI. 9 (1973), 783-788.
- 177 GARAMVOELGYI, N.; VIZI, E.S.; KNOLL, J.:
THE SITE AND STATE OF MYOSIN IN INTESTINAL SMOOTH MUSCLE.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 219-222.
- 178 GODFRAIND, T.; KABA, A.:
CONTRACTION AND CALCIUM POOLS MOBILISATION IN RAT AORTA.
IN: BETZ, E. (ED.) : VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1972, PP. 66-68.
- 179 GODFRAIND, T.; SIMON, P.:
A SIMPLE DEVICE FOR SIMULTANEOUS RECORDING OF THE ELECTRICAL AND THE
MECHANICAL ACTIVITY OF ISOLATED SMOOTH MUSCLE.
ARCH. INT. PHARMACODYN. 199 (1972), 201-202.
- 180 GOEDHARD, W.J.A.:
INFLUENCE OF ARTERIAL SMOOTH MUSCLE ON VISCERAL PROPERTIES:
MEASUREMENTS IN VITRO AND ON AN ELECTRICAL MODEL.
IN: BETZ, E. (ED.) : VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1972, PP. 31-32.
- 181 GOEDHARD, W.J.A.; KNOOP, A.A.; WESTERHOF, N.:
THE INFLUENCE OF VASCULAR SMOOTH MUSCLE CONTRACTION ON ELASTIC
PROPERTIES OF PIG'S THORACIC AORTAE.
ACTA CARDIOL. (BRUX.) 28 (1973), 415-430.
- 182 GOERTTLER, [K.J]:
DIE ARCHITEKTUR DER MUSKELWAND DES MENSCHLICHEN UTERUS UND IHRE
FUNKTIONELLE BEDEUTUNG.
GEGENBAURS MORPH. JB. 65 (1931), 45-128.
- 183 GOERTTLER, K.:
[PERSÖNLICHES SCHREIBEN VOM 15.2.1977 .]
- 184 GOLENHOFEN, K.:
MYOGENIC BASIS OF VASCULAR TONE.
IN: DAHN, I.; ENGELL, H.C.; HALL, K.V.; LASSEN, N.A.; FERNOW, B. (ED.):
CLINICAL STUDIES OF PERIPHERAL BLOOD FLOW, BLOOD PRESSURE, AND
METABOLISM IN OCCLUSIVE ARTERIAL DISEASE; APPLICATION TO CONTROL OF
SURGICAL AND MEDICAL THERAPY. INTERNATIONAL SYMPOSIUM HELD IN
COPENHAGEN, AUGUST 31ST AND SEPTEMBER 1ST, 1972.
OSLO: UNIVERSITETSFORLAGET 1973, PP. 43-46.
(= THE SCANDINAVIAN JOURNAL OF CLINICAL AND LABORATORY INVESTIGATION,
SUPPL. 128 .)

- 185 GOLENHOFEN, K.:
P- AND T-BLOCKADE IN SMOOTH MUSCLE: A NEW PHARMACOLOGICAL PRINCIPLE.
IN: DEUTSCHE PHARMAKOLOGISCHE GESELLSCHAFT, 16. FRUEHJAHRSTAGUNG
VOM 4.-7. MAERZ 1975 IN MAINZ.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1975, P. R 43
[R = REFERATESEITEN]
(= NAUNYN-SCHMIEDEBERG'S ARCHIVES OF PHARMACOLOGY, VOL. 287 SUPPL.)
- 186 GOLENHOFEN, K.:
THEORY OF P AND T SYSTEMS FOR CALCIUM ACTIVATION IN SMOOTH MUSCLE.
IN: BUELBRING, E.; SHUBA, M.F. (ED.) : PHYSIOLOGY OF SMOOTH MUSCLE.
NEW YORK: RAVEN PRESS 1976, PP. 197-202.
- 187 GOLENHOFEN, K.; HERMSTEIN, N.:
DIFFERENTIATION OF CALCIUM ACTIVATION MECHANISMS IN VASCULAR SMOOTH
MUSCLE BY SELECTIVE SUPPRESSION WITH VERAPAMIL AND D 600-1.
BLOOD VESSELS 12 (1975), 21-37.
- 188 GOLENHOFEN, K.; WAGNER, B.; WESTON, A.H.:
CALCIUM SYSTEMS OF SMOOTH MUSCLE AND THEIR SELECTIVE INHIBITION.
IN: CASTEELS, R.; GODFRAIND, T.; RUEEGG, J.C. (ED.) :
EXCITATION-CONTRACTION COUPLING IN SMOOTH MUSCLE.
AMSTERDAM, NEW YORK, OXFORD: ELSEVIER 1977, PP. 131-136.
- 189 GOLENHOFEN, K.; WEGNER, H.:
SPIKE-FREE ACTIVATION MECHANISM IN SMOOTH MUSCLE OF GUINEA-PIG STOMACH.
PFLUEGERS ARCH. 354 (1975), 29-37.
- 190 GOODFORD, P.J.; HERMANSEN, K.:
SODIUM AND POTASSIUM MOVEMENTS IN THE UNSTRIATED MUSCLE OF THE GUINEA
PIG TAENIA COLI.
J. PHYSIOL. (LOND.) 158 (1961), 426-448.
- 191 GORDON, A.R.; SIEGMAN, M.J.:
MECHANICAL PROPERTIES OF SMOOTH MUSCLE.
I. LENGTH-TENSION AND FORCE-VELOCITY RELATIONS.
AMER. J. PHYSIOL. 221 (1971), 1243-1249.
- 192 GORDON, A.R.; SIEGMAN, M.J.:
MECHANICAL PROPERTIES OF SMOOTH MUSCLE. II. ACTIVE STATE.
AMER. J. PHYSIOL. 221 (1971), 1250-1254.
- 193 GORDON, E.:
LA COURBE STANDARD ET LES LIMITES PHYSIOLOGIQUES D'ADAPTATION A
L'OBSCURITE' AU MOYEN DE L'ADAPTOMETRE DE GOLDMANN-WEEKERS.
THESE ME'D. GENEVE 1956.
- 194 GOTTHARDT, H.:
UNTERSUCHUNGEN UEBER NACHWIRKUNGSERSCHEINUNGEN AN DER TAENIA COLI DES
MEERSCHWEINCHENS UNTER VERSCHIEDENEN NAEHRLOESUNGSBEDINGUNGEN.
MED. DISS. FRANKFURT A.M. 1974.
- 195 GRAF KEYSERLINGK, D.:
UEBER DAS KONTRAKTILE SYSTEM DER GLATTEN MUSKELZELLE.
VERH. ANAT. GES. (JENA) 65 (1971), 521-524.
- 196 GRAHAM, J.M.; KEATINGE, W.R.:
EVIDENCE THAT NA⁺ RATHER THAN CA²⁺ IONS CARRY THE DEPOLARIZING CURRENT
OF ARTERIAL ACTION POTENTIALS.
IN: BETZ, E. (ED.) : VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1972, PP. 61-62.

- 197 GREVEN, K.:
ZUR EXPERIMENTELLEN DEFINITION DES "TONUS"-BEGRIFFES DER GLATTEN MUSKULATUR.
Z. BIOL. 103 (1950), 139-166.
- 198 GREVEN, K.:
DIE WIRKUNGEN DES VEGETATIVEN NERVENSYSTEMS UND SEINER MIMETICA AUF DEN KONTRACTILEN UND PLASTISCHEN TONUS DER MAGENRINGMUSKULATUR.
Z. BIOL. 103 (1950), 301-320.
- 199 GREVEN, K.:
UEBER DIE WIEDERHERSTELLUNG DES PLASTISCHEN TONUS DER MAGENRINGMUSKULATUR NACH DEHNUNG.
Z. BIOL. 103 (1950), 321-336.
- 200 GREVEN, K.:
PLASTISCHER TONUS UND MEMBRANPOTENTIAL.
Z. BIOL. 104 (1951), 63-74.
- 201 GREVEN, K.:
UEBER DIE TAUGLICHKEIT VON PRAEPARATEN ZUM STUDIUM DER MECHANIK DER GLATTEN MUSKULATUR DER WIRBELTIERE.
Z. BIOL. 104 (1951), 362-372.
- 202 GREVEN, K.:
SIND NACHWIRKUNGSERSCHEINUNGEN BEIM GLATTEN MUSKEL MIT DEN ERSCHLAFUNGSVORGAENGEN NACH KONTRAKTION IDENTISCHE MECHANISCHE VORGAENGE ?
Z. BIOL. 104 (1951), 373-383.
- 203 GREVEN, K.:
PHASISCHE UND TONISCHE AKTIVITAET DER GLATTEN EINGEWEIDEMUSKULATUR. HIPPOKRATES (STUTTG.) 46 (1975), 397-399.
- 204 GREVEN, K.:
PLASTIC PROPERTIES OF VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE (TAENIA COLI OF THE GUINEA PIG).
PFLUEGERS ARCH. 362 (1976), 289-290.
- 205 GREVEN, K.:
THE TIME COURSE OF CREEP AND STRESS RELAXATION IN RELAXED AND CONTRACTED SMOOTH MUSCLE (TAENIA COLI OF THE GUINEA PIG).
IN: BUELBRING, E.; SHUBA, M.F. (ED.) : PHYSIOLOGY OF SMOOTH MUSCLE. NEW YORK: RAVEN PRESS 1976, PP. 223-228.
- 206 GREVEN, K.:
[NACHDEHNUNGSUNTERSUCHUNGEN AN DER] VENA PORTAE [VOM] MEERSCHWEINCHEN.
[1976. UNVEROEFFENTLICHT.]
- 207 GREVEN, K.:
VISCOELASTIC AND PLASTIC PROPERTIES OF VISCERAL SMOOTH MUSCLES IN VERTEBRATES.
J. BIOMECH. 11 (1978), 49-55.
- 208 GREVEN, K.; GOTTHARDT, H.; HANCKE, E.:
DER ZEITLICHE VERLAUF VON NACHDEHNUNGSERSCHEINUNGEN (NACHDEHNUNG UND RELAXATION) AN DER TAENIA COLI DES MEERSCHWEINCHENS UNTER VERSCHIEDENEN BEDINGUNGEN.
PFLUEGERS ARCH. 344 (1973), 245-260.
- 209 GREVEN, K.; HOHORST, B.:
CREEP AFTER LOADING IN RELAXED AND CONTRACTED (KCL OR K2SO4 DEPOLARIZED) SMOOTH MUSCLE (TAENIA COLI OF THE GUINEA PIG).
PFLUEGERS ARCH. 359 (1975), 111-125.

- 210 GREVEN, K.; KONRAD, W.:
UEBER MECHANISCHE UND ELEKTROPHYSIOLOGISCHE NACHWIRKUNGEN BEI WECHSEL-
STROMREIZUNG GLATTER MUSKELN (TAENIA COLI DES MEERSCHWEINCHENS).
PFLUEGERS ARCH. GES. PHYSIOL. 287 (1966), 1-8.
- 211 GREVEN, K.; RUDOLPH, K.H.; HOHORST, B.:
CREEP AFTER LOADING OF SMOOTH MUSCLES UNDER DIFFERENT OSMOTIC
CONDITIONS.
IN: DEUTSCHE PHYSIOLOGISCHE GESELLSCHAFT IN COOPERATION WITH THE
OESTERREICHISCHE PHYSIOLOGISCHE GESELLSCHAFT AND THE OESTERREICHISCHE
BIOPHYSIKALISCHE GESELLSCHAFT.
45 TH MEETING (AUTUMN MEETING), FROM 23-26 SEPTEMBER, 1975.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1975, R 65
[R = REFERATESEITEN].
(= PFLUEGERS ARCHIV, VOL. 359 SUPPL.)
- 212 GREVEN, K.; RUDOLPH, K.H.; HOHORST, B.:
CREEP AFTER LOADING IN THE RELAXED AND CONTRACTED SMOOTH MUSCLE
(TAENIA COLI OF THE GUINEA PIG) UNDER VARIOUS OSMOTIC CONDITIONS.
PFLUEGERS ARCH. 362 (1976), 255-260.
- 213 GREVEN, K.; SIEGLITZ, G.:
ERGAENZENDE UNTERSUCHUNGEN ZUM PROBLEM DES PLASTISCHEN TONUS DER
GLATTEN MAGENMUSKULATUR VON WARM- UND KALTBLUETERN.
Z. BIOL. 104 (1951), 100-115.
- 214 GRIFFIN, J.D.; SZARD, R.P.; WELTMAN, J.K.:
OUABAIN ANTAGONISM OF SMOOTH MUSCLE CONTRACTION.
J. PHARMACOL. EXP. THER. 182 (1972), 378-387.
- 215 GRUBE, F.O.; BAUER, R.D.; PASCH, T.:
THE BEHAVIOR OF THE ISOLATED RAT TAIL ARTERY TOWARDS SINUSOIDAL STRAINS
INVESTIGATED AT DIFFERENT VASCULAR SMOOTH MUSCLE TONES.
IN: BETZ, E. (ED.): VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1972, PP. 39-41.
- 216 GRUEN, G.; FLECKENSTEIN, A.:
DIE ELEKTROMECHANISCHE ENTKOPPLUNG DER GLATTEN GEFAESSMUSKULATUR ALS
GRUNDPRINZIP DER CORONARDILATATION DURCH 4-(2'-NITROPHENYL)-2,6-
DIMETHYL-1,4-DIHYDROPIRIDIN-3,5-DICARBONSAEURE-DIMETHYLESTER
(BAY A 1040, NIFEDIPINE).
ARZNEIMITTEL-FORSCH. 22 (1972), 334-344.
- 217 GRUEN, G.; FLECKENSTEIN, A.; BYON, K.:
BLOCKIERUNG DER Ca^{++} -EFFEKTE AUF TONUS UND AUTOREGULATION DER GLATTEN
GEFAESSMUSKULATUR DURCH Ca^{++} -ANTAGONISTEN (VERAPAMIL, D 600,
PRENYLAMIN, BAY A 1040 U.A.).
IN: BETZ, E. (ED.): VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1972, PP. 69-70.
- 218 GRUETZNER, P.:
DIE GLATTEN MUSKELN.
ERGBN. PHYSIOL. 3, II. ABT.: BIOPHYS. PSYCHOPHYS. (1904), 12-88.
- 219 GUETH, K.; KUHN, H.J.:
CROSS BRIDGE ELASTICITY IN THE PRESENCE AND ABSENCE OF ATP.
IN: DEUTSCHE PHYSIOLOGISCHE GESELLSCHAFT. ABSTRACTS OF THE 46. MEETING
(SPRING MEETING), MARCH 16-20, 1976, REGENSBURG.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1976, R 25
[R = REFERATESEITEN].
(= PFLUEGERS ARCHIV, VOL. 362 SUPPL.)

- 220 GUREVICH, M.I.; BERSHTEIN, S.A.; EVDDOKIMOV, I.R.:
THE EFFECT OF CHANGES IN OSMOLARITY AND OXYGEN TENSION ON EXCITABILITY
AND CONDUCTION OF EXCITATION IN VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
IN: BUELBRING, E.; SHUBA, M.F. (ED.): PHYSIOLOGY OF SMOOTH MUSCLE.
NEW YORK: RAVEN PRESS 1976, PP. 153-161.
- 221 HACKENBERG, U.:
DAS WL-SYSTEM, EIN SPEZIELLES ZAHLENSYSTEM FUER DIE PHARMACOLOGISCHE
ARBEIT.
NAUNYN-SCHMIEDEBERG'S ARCH. EXP. PATH. PHARMAK. 236 (1959), 216-217.
- 222 HACKENBERG, U.; BARTLING, H.:
MESSEN UND RECHNEN IM PHARMACOLOGISCHEN LABORATORIUM MIT EINEM
SPEZIELLEN ZAHLENSYSTEM (WL24-SYSTEM).
NAUNYN-SCHMIEDEBERG'S ARCH. EXP. PATH. PHARMAK. 235 (1959), 437-463.
- 223 HAEGGQVIST, G.:
GEWEBE UND SYSTEME DER MUSKULATUR.
BERLIN, GOETTINGEN, HEIDELBERG: SPRINGER 1956.
[S. 82-86 : SYSTEM DER GLATTEN MUSKULATUR.]
(= HANDBUCH DER MIKROSKOPISCHEN ANATOMIE DES MENSCHEN. BD. 2, TEIL 4.)
- 224 HAEUSLER, G.:
THE EFFECT OF VERAPAMIL ON THE CONTRACTILITY OF SMOOTH MUSCLE AND ON
EXCITATION-SECRETION COUPLING IN ADRENERGIC NERVE TERMINALS.
ANGIOLOGICA 8 (1971), 156-160.
- 225 HAFFNER, J.F.W.; NESHEIM, B.I.; SETEKLEIV, J.:
THE EFFECT OF VARYING EXTERNAL K⁺ AND CA⁺⁺ ON THE INCREASE IN 42K-EFFLUX
PRODUCED BY PHENYLEPHRINE AND CARBACHOL IN CIRCULAR RABBIT FUNDUS
STRIPS.
ACTA PHARMACOL. (KBH.) 33 (1973), 33-41.
- 226 HAFFNER, J.F.W.; NESHEIM, B.I.; SETEKLEIV, J.:
POTASSIUM-EFFLUX AND THE RESPONSE TO CARBACHOL, PHENYLEPHRINE,
ADRENALINE, NORADRENALINE, AND ISOPRENALINE IN RABBIT ANTRUM MUSCLE.
ACTA PHARMACOL. (KBH.) 33 (1973), 191-200.
- 227 HAMMENSEN, F.:
ON THE FINE STRUCTURE OF THE PORTAL VEIN IN DIFFERENT RODENTS.
IN: BETZ, E. (ED.): VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1972, PP. 113-115.
- 228 HAMOIR, G.:
EXTRACTABILITY AND PROPERTIES OF THE CONTRACTILE PROTEINS OF VERTEBRATE
SMOOTH MUSCLE.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 169-181.
- 229 HANCKE, E.:
MECHANISCHE EINWIRKUNGEN AUF DIE ERREGUNGSBILDUNG UND -LEITUNG IM
GLATTEN MUSKEL DER TAENIA COLI DES MEERSCHWEINCHENS.
MED. DISS. FRANKFURT A.M. 1973.
- 230 HANSON, J.; HUXLEY, H.E.:
THE STRUCTURAL BASIS OF CONTRACTION IN STRIATED MUSCLE.
SYMP. SOC. EXP. BIOL. 9 (1955), 228-264.
- 231 HANSON, J.; LOWY, J.:
STRUCTURE OF SMOOTH MUSCLE.
NATURE (LOND.) 180 (1957), 906-909.

- 232 HANSON, J.; LOWY, J.:
EVIDENCE FOR A SLIDING FILAMENT CONTRACTILE MECHANISM IN TONIC SMOOTH
MUSCLES OF LAMELLIBRANCH MOLLUSCS.
NATURE (LOND.) 184 (1959), 286-287.
- 233 HANSON, J.; LOWY, J.:
COMPARATIVE STUDIES ON THE STRUCTURE OF CONTRACTILE SYSTEMS.
IN: EVANS, J.R. (ED.): STRUCTURE AND FUNCTION OF HEART MUSCLE.
PROCEEDINGS OF A SYMPOSIUM HELD FEBRUARY 14 AND 15, 1964 IN TORONTO,
CANADA UNDER THE AUSPICES OF THE ONTARIO HEART FOUNDATION AND FACULTY
OF MEDICINE, UNIVERSITY OF TORONTO.
NEW YORK: AMERICAN HEART ASSOCIATION 1964, PP. 4-13.
(= AMERICAN HEART ASSOCIATION MONOGRAPH, NO. 9 .)
[(= CIRCULATION RESEARCH, VOL. 15, SUPPL. 2 .)]
- 234 HANSON, J.; LOWY, J.:
THE STRUCTURE OF ACTIN FILAMENTS AND THE ORIGIN OF THE AXIAL PERIODICITY
IN THE I-SUBSTANCE OF VERTEBRATE STRIATED MUSCLE.
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 160 (1964), 449-460.
- 235 HARDUNG, V.; LASZT, L.:
VISCO-ELASTIC BEHAVIOUR OF BLOOD VESSELS OF THE MUSCULAR TYPE.
NATURE (LOND.) 187 (1960), 330-331.
- 236 HARKNESS, M.L.R.; HARKNESS, R.D.:
CHANGES IN THE PHYSICAL PROPERTIES OF THE UTERINE CERVIX OF THE RAT
DURING PREGNANCY.
J. PHYSIOL. (LOND.) 148 (1959), 524-547.
- 237 HASSELBACH, W.; LEDERMAIR, O.:
DER KONTRAKTIONSZYKLUS DER ISOLIERTEN CONTRACTILEN STRUKTUREN DER
UTERUSMUSKULATUR UND SEINE BESONDERHEITEN.
PFLUEGERS ARCH. GES. PHYSIOL. 267 (1958), 532-542.
- 238 HAUGEN, P.; STEN-KNUDSEN, O.:
ON THE ATTACHMENT OF CROSSBRIDGES IN RESTING ISOLATED FROG STRIATED
MUSCLE FIBRE.
IN: ABSTRACTS FROM MEETING OF THE SCANDINAVIAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY
IN OSLO 12-13 DECEMBER 1975.
STOCKHOLM: [KAROLINSKA INSTITUTET] 1976, PP. 18A-19A
[A = ABSTRACTS].
(= ACTA PHYSIOLOGICA SCANDINAVICA, VOL. 96 .)
- 239 HELLSTRAND, P.; JOHANSSON, B.:
THE FORCE-VELOCITY RELATION IN PHASIC CONTRACTIONS OF VENOUS SMOOTH
MUSCLE.
ACTA PHYSIOL. SCAND. 93 (1975), 157-166.
- 240 HELLSTRAND, P.; JOHANSSON, B.; RINGBERG, A.:
INFLUENCE OF EXTRACELLULAR CALCIUM ON ISOMETRIC FORCE AND VELOCITY
OF SHORTENING IN DEPOLARIZED VENOUS SMOOTH MUSCLE.
ACTA PHYSIOL. SCAND. 84 (1972), 528-537.
- 241 HENDRICKX, H.; VERECKEN, R.L.; CASTEELS, R.:
THE INFLUENCE OF POTASSIUM ON THE ELECTRICAL AND MECHANICAL ACTIVITY OF
THE GUINEA PIG URETER.
UROL. RES. 3 (1975), 155-158.
- 242 HENDRICKX, H.; VERECKEN, R.L.; CASTEELS, R.:
THE INFLUENCE OF SODIUM ON THE ELECTRICAL AND MECHANICAL ACTIVITY OF
THE URETER.
UROL. RES. 3 (1975), 159-163.

- 243 HENLE, J.:
ALLGEMEINE ANATOMIE. LEHRE VON DEN MISCHUNGS- UND FORMBESTANDTHEILEN
DES MENSCHLICHEN KOERPERS.
NEUE AUSGABE, BD. 6.
LEIPZIG: VOSS 1841.
[S. 573-578 : VOM MUSKELGEWEBE. STRUCTUR.]
- 244 HERLIHY, J.T.; BOCKMANN, E.L.; BERNE, R.M.; RUBIO, R.:
ADENOSINE RELAXATION OF ISOLATED VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
AMER. J. PHYSIOL. 230 (1976), 1239-1243.
- 245 HERLIHY, J.T.; MURPHY, R.A.:
LENGTH-TENSION RELATIONSHIP OF SMOOTH MUSCLE OF THE HOG CAROTID ARTERY.
CIRCULAT. RES. 33 (1973), 275-283.
- 246 HERLIHY, J.T.; MURPHY, R.A.:
FORCE-VELOCITY AND SERIES ELASTIC CHARACTERISTICS OF SMOOTH MUSCLE
FROM THE HOG CAROTID ARTERY.
CIRCULAT. RES. 34 (1974), 461-466.
- 247 HERRING, T.:
A PROGRAMMING GUIDE TO NOVACOM, A STRETCH COMPUTER PROGRAM FOR
"NON-ORTHOGONAL" ANALYSIS OF VARIANCE AND COVARIANCE.
DAHLGREN (VA.): U.S. NAVAL WEAPONS LABORATORY 1968.
(= U.S. NAVAL WEAPONS LABORATORY TECHNICAL REPORT, NO. TR-2137 .)
- 248 HERZIG, J.W.:
MECHANICAL EVIDANCE FOR A CONFORMATIONAL CHANGE OF ATTACHED CROSS
BRIDGES DURING MUSCLE CONTRACTION.
IN: DEUTSCHE PHYSIOLOGISCHE GESELLSCHAFT. ABSTRACTS OF THE 46. MEETING
(SPRING MEETING). MARCH 16-20, 1976, REGENSBURG.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1976, R 25
[R = REFERATESEITEN]
(= PFLUEGERS ARCHIV, VOL. 362 SUPPL.)
- 249 HERZIG, J.W.; KRUMME, S.:
A MODEL OF SYSTOLIC FORCE DEVELOPMENT AND INOTROPISM IN TERMS OF
CROSS-BRIDGE RECRUITMENT.
IN: DEUTSCHE PHYSIOLOGISCHE GESELLSCHAFT. ABSTRACTS OF THE 49. MEETING
(SPRING MEETING). MARCH 7-10, 1978, GOETTINGEN.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1978, R 8
[R = REFERATESEITEN]
(= PFLUEGERS ARCHIV, VOL. 373 SUPPL.)
- 250 HEUMANN, H.G.:
GIBT ES IN GLATTEN VERTEBRATENMUSKELN DICKE FILAMENTE ? ELEKTRONEN-
MIKROSKOPISCHE UNTERSUCHUNGEN AN DER DARMMUSKULATUR DER HAUSMAUS.
ZOOLOG. ANZ. 33 (1969), 416-424.
- 251 HEUMANN, H.G.:
A REGULAR ACTIN FILAMENT LATTICE IN A VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE.
EXPERIENTIA (BASEL) 26 (1970), 1131-1132.
- 252 HEUMANN, H.G.:
SMOOTH MUSCLE : CONTRACTION HYPOTHESIS BASED ON THE ARRANGEMENT OF
ACTIN AND MYOSIN FILAMENTS IN DIFFERENT STATES OF CONTRACTION.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 213-217.
- 253 HEYDE, J.E.; SIEGEL, H.:
TECHNIK DES WISSENSCHAFTLICHEN ARBEITENS. MIT EINEM ERGAENZENDEN BEITRAG
DOKUMENTATION. 9. AUFL.
BERLIN: KIEPERT 1966.

- 254 HILL, A.V.:
THE HEAT OF SHORTENING AND THE DYNAMIC CONSTANTS OF MUSCLE.
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 126 (1938), 136-195.
- 255 HILL, A.V.:
THE HEAT OF ACTIVATION AND THE HEAT OF SHORTENING IN A MUSCLE TWITCH.
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 136 (1949), 195-211.
- 256 HILL, A.V.:
THE ENERGETICS OF RELAXATION IN A MUSCLE TWITCH.
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 136 (1949), 211-219.
- 257 HILL, A.V.:
WORK AND HEAT IN A MUSCLE TWITCH.
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 136 (1949), 220-228.
- 258 HILL, A.V.:
MYOTHERMIC METHODS.
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 136 (1949), 228-241.
- 259 HILL, A.V.:
THE ONSET OF CONTRACTION.
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 136 (1949), 242-254.
- 260 HILL, A.V.:
THE ABRUPT TRANSITION FROM REST TO ACTIVITY IN MUSCLE.
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 136 (1949), 399-420.
- 261 HILL, A.V.:
IS RELAXATION AN ACTIVE PROCESS ?
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 136 (1949), 420-435.
- 262 HILL, A.V.:
MECHANICS OF THE CONTRACTILE ELEMENT OF MUSCLE.
NATURE (LOND.) 166 (1950), 415-419.
- 263 HILL, A.V.; WITH CONTRIBUTIONS FROM : WEBER, H.H.; ... ;
... ; NEEDHAM, D.; ... :
A DISCUSSION ON MUSCULAR CONTRACTION AND RELAXATION: THEIR PHYSICAL
AND CHEMICAL BASIS.
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 137 (1950), 40-87.
- 264 HILL, A.V.:
DOES HEAT PRODUCTION PRECEDE MECHANICAL RESPONSE IN MUSCULAR
CONTRACTION ?
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 137 (1950), 268-273.
- 265 HILL, A.V.:
THE SERIES ELASTIC COMPONENT OF MUSCLE.
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 137 (1950), 273-280.
- 266 HILL, A.V.:
THE MECHANICS OF ACTIVE MUSCLE.
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 141 (1953), 104-117.
- 267 HILL, A.V.:
THE "INSTANTANEOUS" ELASTICITY OF ACTIVE MUSCLE.
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 141 (1953), 161-178.
- 268 HILL, A.V.:
CHEMICAL CHANGE AND MECHANICAL RESPONSE IN STIMULATED MUSCLE.
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 141 (1953), 314-320.

- 269 HILL, A.V.:
THE 'PLATEAU' OF FULL ACTIVITY DURING A MUSCLE TWITCH.
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 141 (1953), 498-503.
- 270 HILL, A.V.:
FIRST AND LAST EXPERIMENTS IN MUSCLE MECHANICS.
CAMBRIDGE: UNIVERSITY PRESS 1970, PP. 56-75.
- 271 HILL, T.L.:
STATISTICAL MECHANICAL MODELS OF ELASTIC ELEMENT IN MUSCLE.
IN: REMINGTON, J.W. (ED.): TISSUE ELASTICITY,
WASHINGTON: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1957, PP. 43-51.
- 272 HODGKIN, A.L.; HOROWICZ, P.:
POTASSIUM CONTRACTURES IN SINGLE MUSCLE FIBRES.
J. PHYSIOL. (LOND.) 153 (1960), 386-403.
- 273 HOEFLING, O.:
LEHRBUCH DER PHYSIK. OBERSTUFE. AUSGABE A. 2. AUFL.
BONN, HANNOVER, MUENCHEN: DUEMMLER [1968].
- 274 HOEGBERG, G.:
THREE COMPONENTS OF AN INTESTINAL SMOOTH MUSCLE AND THEIR RELATIVE
CONTRIBUTION TO DIFFERENT PHASES IN RESPONSE TO STRETCH.
IN: XIII. SCANDINAVIAN CONGRESS OF PHYSIOLOGY, GOETEBORG 1969.
GOETEBORG: [KAROLINSKA INSTITUTET] 1969, PP. 112.
(= ACTA PHYSIOLOGICA SCANDINAVICA, SUPPL. 330 .)
- 275 HOERL, A.E.:
FITTING CURVES TO DATA.
IN: PERRY, J.H. (ED.): CHEMICAL BUSINESS HANDBOOK, SECTION 20.
LONDON, NEW YORK, TORONTO: MC GRAW HILL 1954, PP. 55-77.
- 276 HOHORST, B.; GREVEN, K.; KROEHNERT, U.; SCHOBER, O.:
STRESS RELAXATION COMPARED WITH RELAXATION AFTER CONTRACTION IN
SMOOTH MUSCLES.
PFLUEGERS ARCH. 368 (1977), 177-179.
- 277 HOHORST, B.; KROEHNERT, U.; GREVEN, K.:
STRESS RELAXATION AFTER STRETCH AND FOLLOWING ACTIVE REACTIONS IN
VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE.
IN: DEUTSCHE PHYSIOLOGISCHE GESELLSCHAFT IN COOPERATION WITH THE
OESTERREICHISCHE PHYSIOLOGISCHE GESELLSCHAFT AND THE OESTERREICHISCHE
BIOPHYSIKALISCHE GESELLSCHAFT.
45 TH MEETING (AUTUMN MEETING), FROM 23-26 SEPTEMBER, 1975.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1975, R 64
[R = REFERATESEITEN].
(= PFLUEGERS ARCHIV, VOL. 359 SUPPL.)
- 278 HOHORST, B.; KROEHNERT, U.; GREVEN, K.:
PASSIVE STRESS RELAXATION FOLLOWED BY ACTIVE CONTRACTURE IN VERTEBRATE
SMOOTH MUSCLES (TAENIA COLI OF THE GUINEA PIG).
PFLUEGERS ARCH. 366 (1976), 137-142.
- 279 HOHORST, B.; KROEHNERT, U.; SCHOBER, O.; GREVEN, K.:
VERGLEICH ZWISCHEN RELAXATION NACH DEHNUNG UND ERSCHLAFUNG NACH
REIZUNG BEIM GLATTEN MUSKEL DES RETRACTOR PEDIS DER SCHNECKE.
VORTRAG 116, 47. TAGUNG D. DEUTSCH. PHYSIOL. GES., REGENSBURG, 14.9.76.
[PHOTOMECHAN. VERVIELFAELTIGT.]
- 280 HOLLINGSWORTH, M.:
MECHANICAL RESPONSES OF RAT ISOLATED UTERINE HORNS TO TRANSMURAL
STIMULATION.
BRIT. J. PHARMACOL. 55 (1975), 41-46.

- 281 HOLMAN, M.E.:
MEMBRANE POTENTIALS RECORDED WITH HIGH RESISTANCE MICROELECTRODES AND THE EFFECTS OF CHANGES IN IONIC ENVIRONMENT ON THE ELECTRICAL AND MECHANICAL ACTIVITY OF THE SMOOTH MUSCLE OF THE TAENIA COLI OF THE GUINEA PIG.
J. PHYSIOL. (LOND.) 141 (1958), 464-488.
- 282 HOLMAN, M.E.:
A DISCUSSION ON RECENT DEVELOPMENTS IN VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE PHYSIOLOGY. A SURVEY OF NEW FINDINGS AND THE DISCUSSIONS ARISING DURING SESSIONS I, II AND III.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 157-165.
- 283 HORVATH, B.:
OVARIAN HORMONES AND THE IONIC BALANCE OF UTERINE MUSCLE.
PROC. NAT. ACAD. SCI. (WASH.) 40 (1954), 515-521.
- 284 HOTTA, K.:
STRUCTURE AND ENZYMIC ACTIVITY OF MYOSIN.
IN: EBASHI, S.; FUMIO, O.; TAKAMITSU, S.; YUJI, T. (ED.):
MOLECULAR BIOLOGY OF MUSCULAR CONTRACTION.
TOKYO: IGAKU SHOIN [1965], PP. 45-55.
- 285 HURWITZ, L.; FITZPATRICK, D.F.; DEBBAS, G.; LANDON, E.J.:
LOCALIZATION OF CALCIUM PUMP ACTIVITY IN SMOOTH MUSCLE.
SCIENCE 179 (1973), 384-386.
- 286 HUXLEY, A.F.:
MUSCLE STRUCTURE AND THEORIES OF CONTRACTION.
PROGR. BIOPHYS. 7 (1957), 257-318.
- 287 HUXLEY, A.F.; NIEDERGERKE, R.:
STRUCTURAL CHANGES IN MUSCLE DURING CONTRACTION. INTERFERENCE MICROSCOPY OF LIVING MUSCLE.
NATURE (LOND.) 173 (1954), 971-973.
- 288 HUXLEY, A.F.; SIMMONS, R.M.:
PROPOSED MECHANISM OF FORCE GENERATION IN STRIATED MUSCLE.
NATURE (LOND.) 233 (1971), 533-538.
- 289 HUXLEY, H.E.:
ELECTRON MICROSCOPE STUDIES OF THE ORGANISATION OF THE FILAMENTS IN STRIATED MUSCLE.
BIOCHIM. BIOPHYS. ACTA (AMST.) 12 (1953), 387-394.
- 290 HUXLEY, H.E.:
THE MECHANISM OF MUSCULAR CONTRACTION.
SCIENCE 164 (1969), 1356-1366.
- 291 HUXLEY, H.E.:
A DISCUSSION ON RECENT DEVELOPMENTS IN VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE PHYSIOLOGY: CONCLUDING REMARKS.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 231.
- 292 HUXLEY, H.E.:
SUMMARY OF DISCUSSION ON "STRUCTURAL ASPECTS".
IN: CASTEELS, R.; GODFRAIND, T.; RUEEGG, J.C. (ED.):
EXCITATION-CONTRACTION COUPLING IN SMOOTH MUSCLE.
AMSTERDAM, NEW YORK, OXFORD: ELSEVIER 1977, P. 323.
- 293 HUXLEY, H.E.; HANSON, J.:
-CHANGES IN THE CROSS-STRIATIONS OF MUSCLE DURING CONTRACTION AND STRETCH AND THEIR STRUCTURAL INTERPRETATION.
NATURE (LOND.) 173 (1954), 973-976.

- 294 INATOMI, N.; TAKAYANAGI, I.; UCHIDA, M.; TAKAGI, K.:
INTRACELLULAR CYCLIC AMP LEVEL AND INTESTINAL SMOOTH MUSCLE RELAXATION.
EUROP. J. PHARMACOL. 26 (1974), 73-76.
- 295 INDEX MEDICUS, INCLUDING LIST OF JOURNALS INDEXED, BIBLIOGRAPHY OF
MEDICAL REVIEWS. VOL. 18, NO. 1, PART 1.
[BETHESDA (MD.)]: NATIONAL LIBRARY OF MEDICINE.
U.S. DEPARTMENT OF HEALTH, EDUCATION, AND WELFARE 1977.
- 296 INKE, G.:
QUELLEN MEDIZINISCHER LITERATURANGABEN UND METHODIK IHRER BEARBEITUNG.
JENA: FISCHER 1960.
- 297 ISHIDA, Y.; URAKAWA, N.:
COMPARISON BETWEEN ISOMETRIC AND ISOTONIC CONTRACTIONS IN GUINEA-PIG
TAENIA COLI UNDER ANOXIA.
JAP. J. PHARMACOL. 24 (1974), 327-330.
- 298 ISHIYAMA, Y.; YABU, H.; MIYAZAKI, E.:
CHANGES IN CONTRACTILITY AND CALCIUM BINDING OF GUINEA-PIG TAENIA COLI
BY TREATMENT WITH ENZYMES WHICH HYDROLYSE SIALIC ACID.
JAP. J. PHYSIOL. 25 (1975), 719-732.
- 299 JEWELL, B.R.; WILKIE, D.R.:
AN ANALYSIS OF THE MECHANICAL COMPONENTS IN FROGS STRIATED MUSCLE.
J. PHYSIOL. (LOND.) 143 (1958), 515-540.
- 300 JOECHLE, W.:
DIE PHYSIOLOGISCHE ROLLE DES PROGESTERONS IM WIRBELTIERREICH.
IN: JUNKMANN, K. (HRSG.) : DIE GESTAGENE. TEIL 2.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1969, S. 606-719.
(= HANDBUCH DER EXPERIMENTELLEN PHARMAKOLOGIE, BD. 22, TEIL 2 .)
- 301 JOELSSON, I.:
MECHANICS OF HUMAN MYOMETRIUM STUDIED WITH DYNAMIC TESTS IN VIVO.
ACTA OBSTET. GYNEC. SCAND. 51 (1972), 127-135.
- 302 JOHANSSON, B.:
ELECTROMECHANICAL AND MECHANOELECTRICAL COUPLING IN VASCULAR SMOOTH
MUSCLE.
ANGIOLOGICA 8 (1971), 129-143.
- 303 JOHANSSON, B.:
ACTIVE STATE IN THE SMOOTH MUSCLE OF THE RAT PORTAL VEIN IN RELATION
TO ELECTRICAL ACTIVITY AND ISOMETRIC FORCE.
CIRCULAT. RES. 32 (1973), 246-258.
- 304 JOHANSSON, B.:
MECHANICS OF VASCULAR SMOOTH MUSCLE CONTRACTION.
EXPERIENTIA (BASEL) 31 (1975), 1377-1386.
- 305 JOHANSSON, B.; HELLSTRAND, P.:
ISOMETRIC AND ISOTONIC RELAXATION IN VENOUS SMOOTH MUSCLE.
ACTA PHYSIOL. SCAND. 93 (1975), 167-174.
- 306 JOHANSSON, B.; MELLANDER, S.:
STATIC AND DYNAMIC COMPONENTS IN THE VASCULAR MYOGENIC RESPONSE TO
PASSIVE CHANGES IN LENGTH AS REVEALED BY ELECTRICAL AND MECHANICAL
RECORDINGS FROM THE RAT PORTAL VEIN.
CIRCULAT. RES. 36 (1975), 76-83.

- 307 JOHANSSON, S.; ANDERSSON, R.G.G.:
VARIATIONS OF CYCLIC NUCLEOTIDE MONOPHOSPHATE LEVELS DURING SPONTANEOUS
UTERINE CONTRACTIONS.
EXPERIENTIA (BASEL) 31 (1975), 1314-1315.
- 308 JOHNSON, W.H.:
TONIC MECHANISMS IN SMOOTH MUSCLES.
IN: EICHNA, L.W. (ED.): PROCEEDINGS OF A SYMPOSIUM ON VASCULAR
SMOOTH MUSCLE.
[WASHINGTON]: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1962, PP. 113-143.
(= PHYSIOLOGICAL REVIEWS, SUPPL. 5)
- 309 JOHNSON, W.H. (ED.):
DISCUSSION. [ZU: JOHNSON, W.H.: TONIC MECHANISMS IN SMOOTH MUSCLES.]
IN: EICHNA, L.W. (ED.): PROCEEDINGS OF A SYMPOSIUM ON VASCULAR
SMOOTH MUSCLE.
[WASHINGTON]: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1962, PP. 144-159.
(= PHYSIOLOGICAL REVIEWS, SUPPL. 5)
- 310 JOHNER, F.D.:
A CELLULAR CALCIUM POOL FOR CONTRACTION OF RABBIT ILEAL MUSCLE.
CANAD. J. PHYSIOL. PHARMACOL. 51 (1973), 260-270.
- 311 JONES, A.W.; SOMLYO, A.P.; SOMLYO, A.W.:
POTASSIUM ACCUMULATION IN SMOOTH MUSCLE AND ASSOCIATED ULTRASTRUCTURAL
CHANGES.
J. PHYSIOL. (LOND.) 232 (1973), 247-273.
- 312 JORDAN, H.:
UEBER DIE PHYSIOLOGIE DER MUSKULATUR UND DES ZENTRALEN NERVENSYSTEMS
BEI HOHLORGANIGEN WIRBELLOSEN; INSBESONDERE BEI SCHNACKEN.
ERGEBN. PHYSIOL. 16 (1918), 87-227.
- 313 JORDAN, H.J.:
DIE PHYSIOLOGIE DES TONUS DER HOHLMUSKELN, VORNEHMlich DER BEWEGUNGS-
MUSKULATUR "HOHLORGANIGER" WIRBELLOSER TIERE.
ERGEBN. PHYSIOL. 40 (1938), 437-533.
- 314 JULLIEN, F.J.:
ACTIVATION IN A SKELETAL MUSCLE, CONTRACTION MODEL WITH A
MODIFICATION FOR INSECT FIBRILLAR MUSCLE.
BIOPHYS. J. 9 (1969), 547-570.
- 315 JUNG, H.:
A MYOMETRIAL SUBSTANCE EFFECTING THE UTERUS.
IN: FOCKLES, W.R.; FITZPATRICK, R.J. (ED.):
ENDOGENOUS SUBSTANCES AFFECTING THE MYOMETRIUM.
CAMBRIDGE: UNIVERSITY PRESS 1966, PP. 253-260.
(= MEMOIRS OF THE SOCIETY FOR ENDOCRINOLOGY, NO. 14)
- 316 JURKIEWICZ, S.:
MECHANICAL CHARACTERISTICS OF RESTING AND CONTRACTING MUSCLE.
ACTA BIOCHIM. BIOPHYS. ACAD. SCI. HUNG. 9 (1974), 1251-1258.
- 317 JURKIEWICZ, M.H.; JURKIEWICZ, A.; VALLER, J.R.:
CONTRACTILE RESERVE AFTER MAXIMUM DOSES OF FULL AGONISTS ON THE RAT
VAS DEFERENS.
PHARMACOLOGY (BASEL) 5 (1971), 139-144.
- 318 KYALIEC, O.; BAUER, W.:
PROPANOIC BLOCAGE OF THE CALCIUM ACTION IN DEPOLARIZED TENSILE
COLLI OF THE GUINEA-PIG.
EXPERIENTIA (BASEL) 27 (1971), 815-816.

- 319 KAMINER, B.; SZONI, E.; BELCHER, C.D.:
"HYBRID" MYOSIN FILAMENTS FROM SMOOTH AND STRIATED MUSCLE.
J. MOLEC. BIOL. 100 (1976), 379-386.
- 320 KAO, C.Y.:
CONTENTS AND DISTRIBUTION OF POTASSIUM, SODIUM AND CHLORIDE IN UTERINE
SMOOTH MUSCLE.
AMER. J. PHYSIOL. 201 (1961), 717-722.
- 321 KARAKI, H.; URAKAWA, N.:
A SHIFT OF CELLULAR CALCIUM TO A MORE SLOWLY EXCHANGEABLE FRACTION
DURING CONTRACTION IN GUINEA PIG TAENIA COLI.
JAP. J. PHARMACOL. 22 (1972), 511-518.
- 322 KATASE, T.; TOMITA, T.:
NA PARTICIPATION IN THE RECOVERY FROM K-CONTRACTURE IN THE GUINEA-PIG
TAENIA COLI.
IN: PROCEEDINGS OF THE PHYSIOLOGICAL SOCIETY, OXFORD MEETING,
16-17 JULY 1971.
CAMBRIDGE: UNIVERSITY PRESS 1971, P. 48P [P = PROCEEDINGS],
(= THE JOURNAL OF PHYSIOLOGY, VOL. 218 .)
- 323 KATZ, B.:
THE RELATION BETWEEN FORCE AND SPEED IN MUSCULAR CONTRACTION.
J. PHYSIOL. (LOND.) 96 (1939), 45-64.
- 324 KAUFMAN, O.Y.; POMDINETSKII, V.D.; RUKOSUEV, V.S.; BOIKOV, A.K.;
MORAZOV, Y.E.:
REACTION OF SMOOTH MUSCLE CELLS OF BLOOD VESSELS TO AN INCREASE IN
FUNCTIONAL LOAD.
BULL. EXP. BIOL. MED. 77 (1975), 829-832.
- 325 KEYSERLINGK, D.:
THE ULTRASTRUCTURE OF CONTRACTILE ELEMENTS IN SMOOTH CELLS DURING
VARIOUS FUNCTIONAL STAGES.
IN: BETZ, E. (ED.) : VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1972, PP. 122-124.
- 326 KIELLEY, W.W.:
STUDIES ON THE STRUCTURE OF MYOSIN.
IN: EBASHI, S.; FUMIO, O.; TAKAMITSU, S.; YUJI, T. (ED.) :
MOLECULAR BIOLOGY OF MUSCULAR CONTRACTION.
TOKYO: IGAKU SHOIN [1965], PP. 24-32.
- 327 KING, A.L.:
SOME STUDIES IN TISSUE ELASTICITY.
IN: REMINGTON, J.W. (ED.) : TISSUE ELASTICITY.
WASHINGTON: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1957, PP. 123-129.
- 328 KNULL, H.R.; BOSE, D.:
REVERSIBILITY OF MECHANICAL CHANGES IN SMOOTH MUSCLE DUE TO ANOXIA
AND SUBSTRATE DEPLETION.
AMER. J. PHYSIOL. 229 (1975), 329-333.
- 329 KOELLIKER, A.:
BEITRAEGE ZUR KENTNIS DER GLATTEN MUSKELN.
Z. WISS. ZOOL. 1 (1849), 48-87.
- 330 KOIDE, F.T.:
LETER: DERIVATION OF K PARAMETER OF SMOOTH MUSCLE BRIDGE RESISTANCE
EQUATIONS.
J. THEOR. BIOL. 42 (1973), 181-183.

- 331 KOLLEGIUM BIOMATHEMATIK NW (HRSG.) :
BIOMATHEMATIK FUER MEDIZINER.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1975.
(= HEIDELBERGER TASCHENBUCHER, BD. 164 .)
- 332 KOLLER, S.; WAGNER, G. (HRSG.) :
HANDBUCH DER MEDIZINISCHEN DOKUMENTATION UND DATENVERARBEITUNG.
STUTTGART, NEW YORK: SCHATTAUER 1975.
- 333 KOMINZ, D.R. :
SOME PHASE TRANSITIONS OF MUSCLE PROTEINS.
IN: EBASHI, S.; FUMIO, O.; TAKAMITSU, S.; YUJI, T. (ED.) :
MOLECULAR BIOLOGY OF MUSCULAR CONTRACTION.
TOKYO: IGAKU SHOIN [1965], PP. 90-96.
- 334 KOMINZ, D.R.; GROESCHEL-STEWART, U. :
ANTIBODY-DEPENDENT SIZE CHANGES OF MYOFIBRILS AND ISOLATED SMOOTH MUSCLE
CELLS.
J. MECHANOCHEM. CELL MOTILITY 2 (1973), 181-191.
- 335 KONDO, A.; SUSSET, J.G. :
PHYSICAL PROPERTIES OF THE URINARY DETRUSOR MUSCLE. A MECHANICAL MODEL
BASED UPON THE ANALYSIS OF STRESS RELAXATION CURVE.
J. BIOMECH. 6 (1973), 141-151.
- 336 KONDO, A.; SUSSET, J.G.; LEFAIVRE, J. :
VISCOELASTIC PROPERTIES OF BLADDER.
INVEST. UROL. 10 (1972), 154-163.
- 337 KOPER, R. :
STUDY ON THE EFFECT OF SEROTONIN ON THE CONTRACTILE ACTIVITY OF
PREGNANT AND PUERPERAL UTERUS OF GUINEA PIG AND RABBIT.
ARCH. IMMUNOL. TER. DOS'W. 23 (1975), 143-154.
- 338 KREJCI, I.; POLACEK, I.; RUDINGER, J. :
THE EFFECT OF AN OXYTOCIN ANALOGUE ON THE UTERUS AND ITS DEPENDANCE ON
THE FUNCTIONAL STATE OF THE MYOMETRIUM.
IN: PICKLES, V.R.; FITZPATRICK, R.J. (ED.) :
ENDOGENOUS SUBSTANCES AFFECTING THE MYOMETRIUM.
CAMBRIDGE: UNIVERSITY PRESS 1966, PP. 171-184.
(= MEMOIRS OF THE SOCIETY FOR ENDOCRINOLOGY, NO. 14 .)
- 339 KREYE, V.A.W.; LUETH, J.B. :
VERAPAMIL-INDUCED PHASIC CONTRACTIONS OF THE ISOLATED RAT VAS DEFERENS.
IN: DEUTSCHE PHARMAKOLOGISCHE GESELLSCHAFT. 16. FRUEHJAHRSTAGUNG
VOM 4.-7. MAERZ 1975 IN MAINZ.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1975, P. R 43
[R = REFERATESEITEN].
(= MAUNYIN-SCHMIEDERBERG'S ARCHIVES OF PHARMACOLOGY, VOL. 287 SUPPL.)
- 340 KROEGER, E.A. :
EFFECT OF IONIC ENVIRONMENT ON OXYGEN UPTAKE AND LACTATE PRODUCTION OF
MYOMETRIUM.
AMER. J. PHYSIOL. 230 (1976), 158-162.
- 341 KROEGER, E.A.; MARSHALL, J.M. :
BETA-ADRENERGIC EFFECTS ON RAT MYOMETRIUM: ROLE OF CYCLIC AMP.
AMER. J. PHYSIOL. 226 (1974), 1298-1303.
- 342 KROELLING, O.; GRAU, H. :
LEHRBUCH DER HISTOLOGIE UND VERGLEICHENDEN MIKROSKOPISCHEN ANATOMIE DER
HAUSTIERE. 10. AUFL.
BERLIN, HAMBURG: FAYEY 1960.

- 343 KURIYAMA, H.:
RECENT STUDIES ON THE ELECTROPHYSIOLOGY OF THE UTERUS.
IN: WOLSTENHOLME, G.E.W.; CAMERON, M.P. (ED.) :
PROGESTERONE AND THE DEFENCE MECHANISM OF PREGNANCY.
LONDON: CHURCHILL 1961, PP. 51-71.
(= CIBA FOUNDATION STUDY GROUP, NO. 9 .)
- 344 KURIYAMA, H.; CSAPO, A.:
A STUDY OF THE PARTURIENT UTERUS WITH THE MICROELECTRODE TECHNIQUES.
ENDOCRINOLOGY 68 (1961), 1010-1025.
- 345 KURIYAMA, H.; MEKATA, F.:
BIOPHYSICAL PROPERTIES OF THE LONGITUDINAL SMOOTH MUSCLE OF THE
GUINEA-PIG RECTUM.
J. PHYSIOL. (LOND.) 212 (1971), 667-683.
- 346 KURIYAMA, H.; MISHIMA, K.; SUZUKI, H.:
SOME DIFFERENCES IN CONTRACTILE RESPONSES OF ISOLATED LONGITUDINAL
AND CIRCULAR MUSCLE FROM THE GUINEA-PIG STOMACH.
J. PHYSIOL. (LOND.) 251 (1975), 317-331.
- 347 KURIYAMA, H.; OSA, T.; ITO, Y.; SUZUKI, H.; MISHIMA, K.:
TOPICAL DIFFERENCES IN EXCITATION AND CONTRACTION BETWEEN GUINEA PIG
STOMACH MUSCLES.
IN: BUELBRING, E.; SHUBA, M.F. (ED.) : PHYSIOLOGY OF SMOOTH MUSCLE.
NEW YORK: RAVEN PRESS 1976, PP. 185-196.
- 348 KURSKY, M.D.; BAKSHEEV, N.S.; CHUB, V.V.; FEDOROV, A.N.:
PHYSIOLOGICAL AND BIOCHEMICAL ASPECTS OF THE ACTION OF SEROTONIN ON
SMOOTH MUSCLE CELLS OF MYOMETRIUM.
IN: BUELBRING, E.; SHUBA, M.F. (ED.) : PHYSIOLOGY OF SMOOTH MUSCLE.
NEW YORK: RAVEN PRESS 1976, PP. 411-418.
- 349 LAMMEL, E.; GOLENHOFEN, K.:
ERREGBARKEIT UND CA-AUSTAUSCH INTESTINALER GLATTER MUSKULATUR (TAENIA
COLI DES MEERSCHWEINCHENS) UNTERHALB DER KRITISCHEN TEMPERATUR FUEER DIE
SPONTANAKTIVITAET.
PFLUEGERS ARCH. 329 (1971), 258-268.
- 350 LAMMEL, E.; GOLENHOFEN, K.:
MESSUNGEN DER 45 CA-AUFNAHME AN INTESTINALER GLATTER MUSKULATUR
ZUR HYPOTHESE EINES CA-IONEN GETRAGENEN AKTIONSTROMES.
PFLUEGERS ARCH. 329 (1971), 269-282.
- 351 LANDOWNE, M.:
PULSE WAVE VELOCITY AS AN INDEX OF ARTERIAL ELASTIC CHARACTERISTICS.
IN: REMINGTON, J.W. (ED.) : TISSUE ELASTICITY.
WASHINGTON: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1957, PP. 168-176.
- 352 LANDOWNE, M.; STACY, R.W.:
GLOSSERY OF TERMS.
IN: REMINGTON, J.W. (ED.) : TISSUE ELASTICITY.
WASHINGTON: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1957, PP. 191-203.
- 353 LASZT, L.:
WAS IST GEFAESSTONUS ? UNTERSUCHUNGEN UEBER DIE BEZIEHUNGEN ZWISCHEN
GEFAESSMUSKELKONTRAKTION UND -VOLUMENAENDERUNG.
ANGIOLOGICA 1 (1964), 346-356.
- 354 LASZT, L.:
DIE KONTRAKTILEN PROTEINE DES GEFAESSMUSKELS UND IHRE ATP ASE WIRKUNG.
IN: BETZ, E. (ED.) : VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1972, PP. 20-22.

- 355 LAUDANSKI, T.:
THE EFFECT OF LOCAL DEFORMATION OF TISSUE ON DEVELOPMENT OF PACEMAKER
ACTIVITY IN THE RAT UTERUS.
ACTA PHYSIOL. POL. 26 (1975), 123-130.
- 356 LAUDANSKI, T.; KOSTRZEWSKA, A.:
CHANGES IN ELECTRICAL ACTIVITY OF UTERINE MUSCLE CAUSED BY MECHANICAL
DEFORMATIONS.
ACTA PHYSIOL. POL. 25 (1974), 329-337.
- 357 LAUDANSKI, T.; ROCKI, W.:
THE EFFECTS ON STRETCHING AND PROSTAGLANDIN F₂ ALPHA ON THE CONTRACTILE
AND BIOELECTRIC ACTIVITY OF THE UTERUS IN RAT.
ACTA PHYSIOL. POL. 26 (1975), 385-393.
- 358 LAURITZEN, C.; LEHMANN, W.-D.:
BESONDERHEITEN DER WIRKUNGEN DER EINZELNEN GESTAGENE AUF MORPHOLOGIE
UND FUNKTION DES GENITALTRAKTES BEIM MENSCHEN.
IN: JUNKMANN, K. (HRSG.) : DIE GESTAGENE. TEIL 2.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1969, S. 1-49.
(= HANDBUCH DER EXPERIMENTELLEN PHARMAKOLOGIE, BD. 22, TEIL 2 .)
- 359 LAWTON R.W.:
SOME ASPECTS OF RESEARCH IN BIOLOGICAL ELASTICITY. INTRODUCTORY REMARKS.
IN: REMINGTON, J.W. (ED.) : TISSUE ELASTICITY.
WASHINGTON: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1957, PP. 1-11.
- 360 LEDERMAIR, O.:
DER UTERUSMUSKEL IN DER SCHWANGERSCHAFT.
ARCH. GYNAEK. 192 (1959), 109-128.
- 361 LEGER, J.J.; FOCANT, B.:
LOW MOLECULAR WEIGHT COMPONENTS OF COW SMOOTH MUSCLE MYOSINS:
CHARACTERISATION AND COMPARISON WITH THOSE OF STRIATED MUSCLE.
BIOCHIM. BIOPHYS. ACTA (AMST.) 328 (1973), 166-172.
- 362 LEONHARDT, H.:
INNERE ORGANE.
STUTTGART: THIEME 1973.
(= KAHLE, W.; LEONHARDT, H.; PLATZER, W.: TASCHENATLAS DER ANATOMIE
FUER STUDIUM UND PRAXIS, BD. 2 .)
- 363 LJUNG, B.; ISAKSSON, O.; JOHANSSON, B.:
LEVELS OF CYCLIC AMP AND ELECTRICAL EVENTS DURING INHIBITION OF
CONTRACTILE ACTIVITY IN VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
ACTA PHYSIOL. SCAND. 94 (1975), 154-166.
- 364 LOH, D. VON:
UNTERSUCHUNGEN ZUR ACETYLCHOLIN-WIRKUNG AUF DIE VENA PORTAE DES
MEERSCHWEINCHENS.
PFLUEGERS ARCH. 330 (1971), 90-98.
- 365 LOH, D. VON; BOHR, D.F.:
MEMBRANE POTENTIALS OF SMOOTH MUSCLE CELLS OF ISOLATED RESISTANCE
VESSELS.
PROC. SOC. EXP. BIOL. (N.Y.) 144 (1973), 513-516.
- 366 LOUROS, N.C.:
ON THE MOTILITY OF THE UTERINE MUSCLE.
INT. SURG. 61 (1976), 73-75.
- 367 LOWY, J.; MULVANY, M.J.:
MECHANICAL PROPERTIES OF GUINEA PIG TAENIA COLI MUSCLES.
ACTA PHYSIOL. SCAND. 88 (1973), 123-136.

- 368 LOWY, J.; VIBERT, P.J.; HASELGROVE, J.C.; PAULSEN, F.R.:
THE STRUCTURE OF THE MYOSIN ELEMENTS IN VERTEBRATE SMOOTH MUSCLES.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 191-196.
- 369 LUDWIG, K.S.:
DIE ARCHITEKTUR DER MUSKELWAND IM RATTENUTERUS.
ACTA ANAT. (BASEL) 15 (1952), 23-41.
- 370 LUNDHOLM, L.; MOHME-LUNDHOLM, E.:
LENGTH AT INACTIVATED CONTRACTILE ELEMENTS, LENGTH-TENSION DIAGRAM,
ACTIVE STATE AND TONE OF VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
ACTA PHYSIOL. SCAND. 68 (1966), 347-359.
- 371 MAC PHERSON, L.:
A METHOD OF DETERMINING THE FORCE-VELOCITY RELATION OF MUSCLE FROM TWO
ISOMETRIC CONTRACTIONS.
J. PHYSIOL. (LOND.) 122 (1953), 172-177.
- 372 MAGARIBUCHI, T.; KURIYAMA, H.:
EFFECTS OF NORADRENALINE AND ISOPRENALINE ON THE ELECTRICAL AND
MECHANICAL ACTIVITIES OF GUINEA PIG DEPOLARIZED TAENIA COLI.
JAP. J. PHYSIOL. 22 (1972), 253-270.
- 373 MALAGODI, M.H.; CHIOU, C.Y.:
PHARMACOLOGICAL EVALUATIONS OF A NEW CA²⁺ ANTAGONIST,
8-(N,N-DIETHYLAMINO)-OCTYL-3,4,5-TRIMETHOXYLBENZOATE HYDROCHLORIDE
(TMB-8); STUDIES IN SMOOTH MUSCLES.
EUROP. J. PHARMACOL. 27 (1974), 25-33.
- 374 MARK, J.S.T.:
AN ELECTRON MICROSCOPE STUDY OF UTERINE SMOOTH MUSCLE.
ANAT. REC. 125 (1956), 473-494.
- 375 MARSHALL, J.M.:
EFFECTS OF ESTROGEN AND PROGESTERONE ON SINGLE UTERINE MUSCLE FIBERS
IN THE RAT.
AMER. J. PHYSIOL. 197 (1959), 935-942.
- 376 MARSHALL, J.M.:
REGULATION OF ACTIVITY IN UTERINE SMOOTH MUSCLE.
IN: EICHNA, L.W. (ED.): PROCEEDINGS OF A SYMPOSIUM ON VASCULAR
SMOOTH MUSCLE.
[WASHINGTON]: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1962, PP. 213-227.
(= PHYSIOLOGICAL REVIEWS, SUPPL. 5)
- 377 MARSHALL, J.M.; CSAPO, A.I.:
HORMONAL AND IONIC INFLUENCES ON THE MEMBRANE ACTIVITY OF UTERINE
SMOOTH MUSCLE CELLS.
ENDOCRINOLOGY 68 (1961), 1026-1035.
- 378 MARSHALL, J.M.; KROEGER, E.A.:
ADRENERGIC INFLUENCES ON UTERINE SMOOTH MUSCLE.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 135-148.
- 379 MC CALDEN, T.A.:
THE INHIBITORY ACTION OF OESTRADIOL-17-BETA AND PROGESTERONE ON
VENOUS SMOOTH MUSCLE.
BRIT. J. PHARMACOL. 53 (1975), 183-192.
- 380 MC CARTER, R.J.M.; NABARRO, F.R.N.; WYNDHAM, C.H.:
REVERSIBILITY OF THE PASSIVE LENGTH-TENSION RELATION IN MAMMALIAN
SKELETAL MUSCLE.
ARCH. INT. PHYSIOL. 79 (1971), 469-479.

- 381 MC GUFFEE, L.J.; BAGBY, R.M.:
ULTRASTRUCTURE, CALCIUM ACCUMULATION, AND CONTRACTILE RESPONSE IN
SMOOTH MUSCLE.
AMER. J. PHYSIOL. 230 (1976), 1217-1224.
- 382 MC NEILL, J.H.; VERMA, S.C.:
HISTAMINE 2 RECEPTORS IN RAT UTERUS.
RES. COMMUN. CHEM. PATHOL. PHARMACOL. 11 (1975), 639-644.
- 383 MEISS, R.A.:
SOME MECHANICAL PROPERTIES OF CAT INTESTINAL MUSCLE.
AMER. J. PHYSIOL. 220 (1971), 2000-2007.
- 384 MELTON, C.E.:
CONDUCTION OF IMPULSES IN RAT MYOMETRIUM.
IN: 22 ND. INTERNATIONAL CONGRESS OF PHYSIOLOGICAL SCIENCES (1962).
VOL. 2.
AMSTERDAM, LONDON, MILAN, NEW YORK: EXCERPTA MEDICA FOUNDATION [O.J.J],
NO. 532.
(= INTERNATIONAL CONGRESS SERIES, NO. 48 .)
- 385 MILENOV, K.:
EFFECT OF ESTRADIOL, PROGESTERONE, AND OXYTOCIN ON SMOOTH MUSCLE ACTIVITY.
IN: BUELBRING, E.; SHUBA, M.F. (ED.) : PHYSIOLOGY OF SMOOTH MUSCLE.
NEW YORK: RAVEN PRESS 1976, PP. 395-402.
- 386 MILENOV, K.; KAZAKOV, L.:
INFLUENCE OF OVARIAN HORMONES ON ELECTROMYOGRAMS OF UTERUS, STOMACH
AND INTESTINES IN DOGS.
ENDOCR. EXP. 7 (1973), 163-170.
- 387 MIRONNEAU, J.:
EXCITATION-CONTRACTION COUPLING IN VOLTAGE CLAMPED UTERINE SMOOTH
MUSCLE.
J. PHYSIOL. (LOND.) 233 (1973), 127-141.
- 388 MIRONNEAU, J.:
RELATION ENTRE LA CONTRACTION ET LES COURANTS MEMBRANAIRES DU FAISCEAU
MUSCULAIRE LISSE DE L' UTE'RUS.
(RELATIONSHIP BETWEEN CONTRACTION AND MEMBRANE CURRENTS OF THE SMOOTH
MUSCLE FASCIA OF THE UTERUS.)
C. R. ACAD. SCI. (PARIS), D: SCI. NAT. 276 (1973), 1005-1008.
[ORIGINAL IN FRANZOESISCH.]
- 389 MIRONNEAU, J.:
RELATIONSHIP BETWEEN CONTRACTION AND TRANSMEMBRANE IONIC CURRENTS IN
VOLTAGE-CLAMPED UTERINE SMOOTH MUSCLE.
IN: BUELBRING, E.; SHUBA, M.F. (ED.) : PHYSIOLOGY OF SMOOTH MUSCLE.
NEW YORK: RAVEN PRESS 1976, PP. 175-183.
- 390 MIRONNEAU, J.; LENFANT, J.:
ACTIVITE' E'LECTRIQUE DU FAISCEAU MUSCULAIRE LISSE DE L' UTERUS.
MISE EN E'VIDENCE ET ANALYSE D' UN COURANT IONIQUE SORTANT.
(ELECTRICAL ACTIVITY OF UTERINE SMOOTH MUSCLE FASCIA.
DEMONSTRATION AND ANALYSIS OF OUTWARD IONIC CURRENT.)
J. PHYSIOL. (PARIS) 64 (1972), 97-105.
[ORIGINAL IN FRANZOESISCH.]
- 391 MIRONNEAU, J.; SAVINEAU, J.P.; RAHE'TY, A.:
EVIDENCE FOR A COMPONENT OF THE OUTWARD CURRENT MEDIATED BY CALCIUM
INFLUX IN UTERINE SMOOTH MUSCLE.
IN: CASTEELS, R.; GODFRAIND, T.; RUEEGG, J.C. (ED.) :
EXCITATION-CONTRACTION COUPLING IN SMOOTH MUSCLE.
AMSTERDAM, NEW YORK, OXFORD: ELSEVIER 1977, PP. 117-122.

- 392 MITZNEGG, P.; SCHUBERT, E.; FUCHS, W.:
RELATIONS BETWEEN THE EFFECTS OF HISTAMINE, PHENIRAMIN AND METIAMIDE
ON SPONTANEOUS MOTILITY AND THE FORMATION OF CYCLIC AMP IN THE ISOLATED
RAT UTERUS.
NAUNYN-SCHMIEDEBERG'S ARCH. EXP. PATH. PHARMAK. 287 (1975), 321-327.
- 393 MORALES, M.F.:
AN APPROACH TO CONDITIONAL BINDING ON POLYVALENT MOLECULES.
IN: EBASHI, S.; FUMIO, O.; TAKAMITSU, S.; YUJI, T. (ED.):
MOLECULAR BIOLOGY OF MUSCULAR CONTRACTION.
TOKYO: IGAKU SHOIN [1965], PP. 1-5.
- 394 MOSES, L.E.; OAKFORD, R.V.:
TABLES OF RANDOM PERMUTATIONS.
STANFORD (CALIF.): STANFORD UNIVERSITY PRESS 1963.
- 395 MOSLER, K.H.:
UEBER DAS MECHANISCHE UND ELEKTRISCHE VERHALTEN DER RING- UND LAENGS-
MUSKELFASERN DES UTERUS DER RATTE.
Z. GES. EXP. MED. 137 (1963), 52-60.
- 396 MUELLER-ONTJES, J.:
UNTERSUCHUNGEN ZU DEN MECHANISCHEN EIGENSCHAFTEN DEPOLARISIERTER GLATTER
MUSKULATUR.
RER. NAT. DISS. FRANKFURT A.M. 1976.
- 397 MUELLER-ONTJES, J.; ROECKEMANN, W.:
MECHANICAL PROPERTIES OF DEPOLARIZED SMOOTH MUSCLE DESCRIBED BY A SIMPLE
MECHANICAL MODEL.
IN: DEUTSCHE PHYSIOLOGISCHE GESELLSCHAFT. ABSTRACTS OF THE 46. MEETING
(SPRING MEETING), MARCH 16-20, 1976, REGENSBURG.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1976, R 26
[R = REFERATESEITEN].
(= PFLUEGERS ARCHIV, VOL. 362 SUPPL.)
- 398 MUELLER-SCHAUENBURG, W.:
ON SOME APPLICATIONS OF THE EIGENVECTOR DECOMPOSITION PRINCIPLE
IN PHARMACOKINETIC ANALYSIS.
IN: BERGER, J.; BUEHLER, W.; REPGES, R.; TAUTU, P. (ED.):
MATHEMATICAL MODELS IN MEDICINE, WORKSHOP, MAINZ, MARCH 76.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1976, PP. 226-242.
(= LECTURE NOTES IN BIOMATHEMATICS, VOL. 11 .)
- 399 MULVANY, M.J.:
MECHANICAL PROPERTIES OF SMOOTH MUSCLE CELLS.
IN: CASTEELS, R.; GODFRAIND, T.; RUEEGG, J.C. (ED.):
EXCITATION-CONTRACTION COUPLING IN SMOOTH MUSCLE.
AMSTERDAM, NEW YORK, OXFORD: ELSEVIER 1977, PP. 441-448.
- 400 MULVANY, M.J.; HALPERN, W.:
MECHANICAL PROPERTIES OF VASCULAR SMOOTH MUSCLE CELLS IN SITU.
NATURE (LOND.) 260 (1976), 617-619.
- 401 MULVANY, M.J.; WOLEDGE, R.C.:
HEAT PRODUCTION IN GUINEA-PIG TAENIA COLI MUSCLES.
J. PHYSIOL. (LOND.) 229 (1973), 20P-21P.
- 402 MURPHY, R.A.:
CONTRACTILE SYSTEM FUNCTION IN MAMMALIAN SMOOTH MUSCLE.
BLOOD VESSELS 13 (1976), 1-23.

- 403 MURPHY, R.A.:
STRUCTURAL PROTEINS IN THE MYOFILAMENTS AND REGULATION OF CONTRACTION
IN VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE.
FED. PROC. 35 (1976), 1302-1306.
- 404 MURTHY, R.V.; KIDWAI, A.M.; DANIEL, E.E.:
DISSOZIATION OF CONTRACTILE EFFECT AND BINDING AND INHIBITION OF
Na⁺ - K⁺ - ADENOSINE TRIPHOSPHATASE BY CARDIAC GLYCOSIDES IN RABBIT
MYOMETRIUM.
J. PHARMACOL. EXP. THER. 188 (1974), 575-581.
- 405 NACKE, O.; KRUG, G.:
LITERATURDOKUMENTATION. EIN WEGWEISER FUER MEDIZINSTUDENTEN. 4. AUFL.
BIELEFELD: INSTITUT FUER DOKUMENTATION UND INFORMATION UEBER SOZIAL-
MEDIZIN UND OEFFENTLICHES GESUNDHEITSWESEN 1972.
- 406 NAFTALIN, N.J.; PHEAR, W.P.; GOLDBERG, A.H.:
ISOMETRIC CONTRACTIONS OF ISOLATED RAT UTERINE MUSCLE:
RELATION TO ESTRUS CYCLE AND PREGNANCY.
PROC. SOC. EXP. BIOL. (N.Y.) 143 (1973), 884-888.
- 407 NAGASAWA, J.; SUZUKI, T.:
ELECTROMICROSCOPIC STUDY ON THE CELLULAR INTERRELATIONSHIPS IN THE
SMOOTH MUSCLE.
TOHOKU J. EXP. MED. 91 (1967), 299-313.
- 408 NAMM, D.H.; LEADER, J.P.:
OCCURENCE AND FUNCTION OF CYCLIC NUCLEOTIDES IN BLOOD VESSELS.
BLOOD VESSELS 13 (1976), 24-47.
- 409 NEEDHAM, D.M.:
MOLECULAR ASPECTS OF THE CONTRACTILE MECHANISM OF THE UTERUS AND ITS
CHANGES DURING PREGNANCY.
IN: WOLSTENHOLME, G.E.W.; CAMERON, M.P. (ED.) :
PROGESTERONE AND THE DEFENCE MECHANISM OF PREGNANCY.
LONDON: CHURCHILL 1961, PP. 40-50.
(= CIBA FOUNDATION STUDY GROUP, NO. 9 .)
- 410 NEEDHAM, D.M.:
CONTRACTILE PROTEINS IN SMOOTH MUSCLE OF THE UTERUS.
IN: EICHNA, L.W. (ED.) : PROCEEDINGS OF A SYMPOSIUM ON VASCULAR
SMOOTH MUSCLE.
[WASHINGTON]: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1962, PP. 88-96,
97 [DISCUSSION].
- 411 NEEDHAM, D.M.:
THE MECHANISM OF CONTRACTION. INTRODUCTORY REMARKS.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 167.
- 412 NEEDHAM, D.M.; SHOENBERG, C.F.:
PROTEINS OF THE CONTRACTILE MECHANISM OF MAMMALIAN SMOOTH MUSCLE AND
THEIR POSSIBLE LOCATION IN THE CELL.
PROC. ROY. SOC., B: BIOL. SCI. 160 (1964), 517-522, 523-524
[DISCUSSION].
- 413 NEEDHAM, D.M.; WILLIAMS, J.M.:
SOME PROPERTIES OF UTERUS ACTOMYOSIN AND MYOFILAMENTS.
BIOCHEM. J. 73 (1959), 171-181.
- 414 NEEDHAM, D.M.; WILLIAMS, J.M.:
PROTEINS OF THE UTERINE CONTRACTILE MECHANISM.
BIOCHEM. J. 89 (1963), 552-561.

- 415 NEMETSCHKE-GANSLER, H.:
ULTRASTRUCTURE OF THE MYOMETRIUM.
IN: WYNN, R.M. (ED.) : CELLULAR BIOLOGY OF THE UTERUS.
NEW YORK: APPLETON-CENTURY-CROFTS 1967, PP. 353-385.
- 416 NEUMANN, F.:
WIRKUNG VON GESTAGENEN AUF AEUSSERES GENITALE, CERVIX, UTERUS, TUBE,
OVAR UND HODEN.
IN: JUNKMANN, K. (HRSG.) : DIE GESTAGENE. TEIL 2.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1969, S. 50-131.
(= HANDBUCH DER EXPERIMENTELLEN PHARMAKOLOGIE, BD. 22, TEIL 2.)
- 417 NGUYEN-DUONG, H.; BRECHT, K.; GEBERT, G.:
CYCLIC AMP AND THE POTASSIUM-INDUCED VASODILATION.
PFLUEGERS ARCH. 356 (1975), 3-8.
- 418 NONOMURA, Y.:
MYOFILAMENTS IN SMOOTH MUSCLE OF GUINEA PIG'S TAENIA COLI.
J. CELL BIOL. 39 (1968), 741-745.
- 419 NONOMURA, Y.; HOTTA, Y.; OHASHI, H.:
TETRODOTOXIN AND MANGENESE IONS: EFFECTS ON ELECTRICAL ACTIVITY AND
TENSION IN TAENIA COLI OF GUINEA PIG.
SCIENCE 152 (1966), 97-99.
- 420 OASHI, H.; TAKEWAKI, T.; OKADA, T.:
A CALCIUM-POOL UTILIZED FOR MECHANICAL RESPONSE IN CALCIUM-FREE
ENVIRONMENT IN DEPOLARIZED SMOOTH MUSCLE.
J. PHYSIOL. SOC. JAP. 35 (1973), 463-464.
- 421 OHBA, M.; SAKAMOTO, Y.; TOKUNO, H.; TOMITA, T.:
IMPEDANCE COMPONENTS IN LONGITUDINAL DIRECTION IN THE GUINEA-PIG
TAENIA COLI.
J. PHYSIOL. (LOND.) 256 (1976), 527-540.
- 422 OHKAWA, H.; NAKASHIMA, A.:
PROCEEDINGS: 197. EFFECTS OF TTX, ATP AND RELATED COMPOUNDS ON THE
CONTRACTILE ACTIVITY OF THE CAT AND GUINEA-PIG SMALL INTESTINE.
J. PHYSIOL. SOC. JAP. 35 (1973), 465-466.
- 423 OOSAWA, F.; ASAKURA, S.; HIGASHI, S.; KASAI, M.; KOBAYASHI, S.;
NAKANO, E.; OHNISHI, T.; TANIGUCHI, M.:
MORPHOGENESIS AND MOTILITY OF ACTIN POLYMERS.
IN: EBASHI, S.; FUMIO, O.; TAKAMITSU, S.; YUJI, T. (ED.) :
MOLECULAR BIOLOGY OF MUSCULAR CONTRACTION.
TOKYO: IGAKU SHOIN [1965], PP. 56-76.
- 424 OPLATKA, A.; BOREJDO, J.; GADASI, H.:
TENSION DEVELOPMENT IN STRETCHED GLYCERINATED MUSCLE FIBERS AND
CONTRACTION OF "GHOST" MYOFIBRILS INDUCED BY IRRIGATION WITH HEAVY
MEROMYOSIN.
FEBS LETTERS 45 (1974), 55-58.
- 425 ORLOW, R.S.; BORISOWA, R.P.; MUNDRIKO, E.S.:
INVESTIGATION OF CONTRACTILE AND ELECTRICAL ACTIVITY OF SMOOTH MUSCLE
OF LYMPHATIC VESSELS.
IN: BUELBRING, E.; SHUBA, M.F. (ED.) : PHYSIOLOGY OF SMOOTH MUSCLE.
NEW YORK: RAVEN PRESS 1976, PP. 147-152.
- 426 OSA, T.:
THE EFFECTS OF SODIUM, CALCIUM AND MANGENESE ON THE ELECTRICAL AND
MECHANICAL ACTIVITIES OF THE MYOMETRIAL SMOOTH MUSCLE OF
PREGNANT MICE.
JAP. J. PHYSIOL. 23 (1973), 113-133.

- 427 OSA, T.:
THE INHIBITORY ACTION OF CAFFEINE ON THE SMOOTH MUSCLES OF MOUSE MYOMETRIUM AND GUINEA PIG ILEUM.
JAP. J. PHYSIOL. 23 (1973), 199-216.
- 428 OSA, T.:
MODIFICATION OF THE MECHANICAL RESPONSE OF THE SMOOTH MUSCLES OF PREGNANT MOUSE MYOMETRIUM AND GUINEA PIG ILEUM BY CADMIUM AND MANGENESE IONS.
JAP. J. PHYSIOL. 24 (1974), 101-117.
- 429 OSA, T.; TAGA, F.:
EFFECTS OF EXTERNAL NA AND CA ON THE MOUSE MYOMETRIUM IN RELATION TO THE EFFECTS OF OXYTOCIN AND CARBACHOL.
JAP. J. PHYSIOL. 23 (1973), 97-112.
- 430 PANNER, B.J.; HONIG, C.R.:
FILAMENT ULTRASTRUCTURE AND ORGANIZATION IN VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE.
J. CELL BIOL. 35 (1967), 303-321.
- 431 PAUL, R.J.; BLUECK, E.; RUEEGG, J.C.:
CROSS BRIDGE ATP UTILIZATION IN ARTERIAL SMOOTH MUSCLE.
PFLUEGERS ARCH. 361 (1976), 297-299.
- 432 PAUL, R.J.; PETERSON, J.W.:
RELATION BETWEEN LENGTH, ISOMETRIC FORCE, AND O₂ CONSUMPTION RATE IN VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
AMER. J. PHYSIOL. 228 (1975), 915-922.
- 433 PAULET, G.; LESSARD, Y.:
ACTION DES FLUOROCARBONES 12 (DIFLUORODICHLOROME'TANE) ET 11 (MONOFLUOROTRICHOROME'TANE) SUR LA MUSCULATURE LISSE. (ACTION OF THE FLUOROCARBONS, 12 (DIFLUORODICHLOROMETHANE) AND 11 (MONOFLUOROTRICHOROMETHANE), ON SMOOTH MUSCLE.)
C. R. SOC. BIOL. (PARIS) 169 (1975), 665-671.
[ORIGINAL IN FRANZOESISCH MIT ENGLISCHER ZUSAMMENFASSUNG.]
- 434 PEIPER, U.; LAVEN, R.; EHL, M.:
FORCE VELOCITY RELATIONSHIPS IN VASCULAR SMOOTH MUSCLE. THE INFLUENCE OF TEMPERATURE.
PFLUEGERS ARCH. 356 (1975), 33-45.
- 435 PEIPER, U.; LAVEN, R.; REGNAT, K.; SCHMIDT, E.:
MECHANICAL RESPONSE TO STRETCH OF DEPOLARIZED VASCULAR SMOOTH MUSCLE FIBRES.
BASIC RES. CARDIOL. 69 (1974), 1-10.
- 436 PEIPER, U.; SCHMIDT, E.; LAVEN, R.; GRIEBEL, L.:
LENGTH-TENSION RELATIONSHIPS IN RESTING AND ACTIVATED VASCULAR SMOOTH MUSCLE FIBRES.
PFLUEGERS ARCH. 340 (1973), 113-122.
- 437 PETERSON, J.W.; PAUL, R.J.:
EFFECTS OF INITIAL LENGTH AND ACTIVE SHORTENING ON VASCULAR SMOOTH MUSCLE CONTRACTILITY.
AMER. J. PHYSIOL. 227 (1974), 1019-1024.
- 438 PICKFORD, M.; LLOYD, S.:
ACTIONS OF DESTROGENS AND PROGESTERONE ON SMOOTH MUSCLE.
IN: PICKLES, V.R.; FITZPATRICK, R.J. (ED.) :
ENDOGENOUS SUBSTANCES AFFECTING THE MYOMETRIUM.
CAMBRIDGE: UNIVERSITY PRESS 1966, PP. 207-216, 217-219 [COMMENT].
(= MEMOIRS OF THE SOCIETY FOR ENDOCRINOLOGY, NO. 14.)

- 439 PICKLES, V.R.; FITZPATRICK, R.J. (ED.) ;
ENDOGENOUS SUBSTANCES AFFECTING THE MYOMETRIUM.
PROCEEDINGS OF A SYMPOSIUM HELD AT THE DEPARTMENT OF PHARMACOLOGY,
UNIVERSITY OF BRISTOL, ON 19 AND 20 JULY 1965.
CAMBRIDGE: UNIVERSITY PRESS 1965.
(= MEMOIRS OF THE SOCIETY FOR ENDOCRINOLOGY, NO. 14 .)
- 440 POPESCU, L.M.:
CYTOCHEMICAL STUDY OF THE INTRACELLULAR CALCIUM DISTRIBUTION IN SMOOTH
MUSCLE.
IN: CASTEELS, R.; GODFRAIND, T.; RUEEGG, J.C. (ED.) ;
EXCITATION-CONTRACTION COUPLING IN SMOOTH MUSCLE.
AMSTERDAM, NEW YORK, OXFORD: ELSEVIER 1977, PP. 13-23.
- 441 POPESCU, L.M.; DICULESCU, I.; ZELCK, U.; IONESCU, N.:
ULTRASTRUCTURAL DISTRIBUTION OF CALCIUM IN SMOOTH MUSCLE CELLS OF
GUINEA-PIG TAENIA COLI. A CORRELATED ELECTRON MICROSCOPIC AND
QUANTITATIVE STUDY.
CELL TISSUE RES. 154 (1974), 357-378.
- 442 POPPER, K.R.:
LOGIK DER FORSCHUNG. 6. AUFL.
TUEBINGEN: MOHR/SIEBECK 1976.
(= DIE EINHEIT DER GESELLSCHAFTSWISSENSCHAFTEN, BD. 4 .)
- 443 PORTZEHL, H.:
DER ARBEITSZYKLUS GEORDNETER AKTOMYOSINSYSTEME (MUSKEL UND
MUSKELMODELLE),
Z. NATURFORSCH. 76 (1952), 1-10.
- 444 PORTZEHL, H.:
GEMEINSAME EIGENSCHAFTEN VON ZELL- UND MUSKELKONTRAKTILITAET,
BIOCHIM. BIOPHYS. ACTA (AMST.) 14 (1954), 195-202.
- 445 PREKOPA, A.:
(STATISTICAL TREATMENT OF THE DEGRADATION PROCESS OF LONG CHAIN
POLYMERS.)
MAGY. TUD. AKAD. ALKALM. MAT. INT. KOEZL. 2 (1954), 103-123.
[ORIGINAL IN UNGARISCH MIT ENGLISCHER ZUSAMMENFASSUNG.]
- 446 PRINGLE, J.W.S.:
MODELS OF MUSCLE.
SYMP. SOC. EXP. BIOL. 14 (1960), 41-68.
- 447 PROMOTIONSORDNUNG DES FACHBEREICHS HUMANMEDIZIN DER JOHANN-WOLFGANG-
GOETHE-UNIVERSITAET FRANKFURT AM MAIN VOM 1.8.1961 IN DER FASSUNG
DES BESCHLUSSES DES FACHBEREICHSRATES NR. R 135/71 VOM 15.7.1971.
[PHOTOMECHAN. VERVIELFAELTIGT; O.O.U.J.]
- 448 RADFORD, E.P.:
RECENT STUDIES OF MECHANICAL PROPERTIES OF MAMMALIAN LUNGS.
IN: REMINGTON, J.W. (ED.) ; TISSUE ELASTICITY,
WASHINGTON: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1957, PP. 177-190.
- 449 RANGACHARI, P.K.; PATON, D.M.; DANIEL, E.E.:
AEROBIC AND GLYCOLYTIC SUPPORT OF SODIUM PUMPING AND CONTRACTION IN
RAT MYOMETRIUM.
AMER. J. PHYSIOL. 223 (1975), 1009-1015.
- 450 RAZ, S.; ZEIGLER, M.; CAINE, M.:
ISOMETRIC STUDIES ON CANINE URETHRAL MUSCULATURE.
INVEST. UROL. 9 (1972), 443-446.

- 451 REGNAT, K.; BILEK, J.; LAVEN, R.; PEIPER, U.:
THE INFLUENCE OF TEMPERATURE AND CALCIUM ON THE DEGREE OF STRETCH-
ACTIVATION IN ISOLATED K⁺-DEPOLARIZED VASCULAR SMOOTH MUSCLE STRIPS.
BASIC RES. CARDIOL. 70 (1975), 227-235.
- 452 REICHEL, H.:
MUSKELELASTIZITAET.
ERGEBN. PHYSIOL. 47 (1952), 469-554.
- 453 (REIN, H.; SCHNEIDER, M.;) SCHMIDT, F. ; THEWS, G. (HRSG.) :
EINFUEHRUNG IN DIE PHYSIOLOGIE DES MENSCHEN. 17. AUFL.
BERLIN, HEIDELBERG: SPRINGER 1976.
- 454 REMINGTON, J.W.:
EXTENSIBILITY BEHAVIOR AND HYSTERESIS PHENOMENA IN SMOOTH MUSCLE.
IN: REMINGTON, J.W. (ED.) : TISSUE ELASTICITY.
WASHINGTON: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1957, PP. 138-153.
- 455 REMINGTON, J.W. (ED.) :
TISSUE ELASTICITY.
WASHINGTON, D.C.: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1957.
- 456 RESHOD'KO, L.V.:
(AUTOMATIC MODELS AND MACHINE EXPERIMENTS IN STUDIES OF BIOLOGICAL
SYSTEMS (SMOOTH MUSCLE TISSUE TAKEN AS AN EXAMPLE).)
ZH. OBSHCHEI BIOL. 35 (1974), 80-88.
[ORIGINAL IN RUSSISCH MIT ENGLISCHER ZUSAMMENFASSUNG.]
- 457 REUTER, H.; BLAUSTEIN, M.P.; HAEUSLER, G.:
NA - CA EXCHANGE AND TENSION DEVELOPMENT IN ARTERIAL SMOOTH MUSCLE.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 87-94.
- 458 RHODIN, J.A.G.:
FINE STRUCTURE OF VASCULAR WALLS IN MAMMALS, WITH SPECIAL REFERENCE
TO SMOOTH MUSCLE COMPONENT.
IN: EICHNA, L.W. (ED.) : PROCEEDINGS OF A SYMPOSIUM ON VASCULAR
SMOOTH MUSCLE.
[WASHINGTON]: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1962, PP. 48-81,
82-87 [DISCUSSION].
- 459 RICE, R.V.; MC MANUS, G.M.; DEVINE, C.E.; SOMLYO, A.P.:
REGULAR ORGANIZATION OF THICK FILAMENTS IN MAMMALIAN SMOOTH MUSCLE.
NATURE, NEW BIOL. (LOND.) 231 (1971), 242-243.
- 460 ROECKEMANN, W.; CONRAD, G.; LUTHER, H.:
ELASTIC AND PLASTIC PROPERTIES OF SMALL VESSELS AND THE RESULTING
INPUT IMPEDANCE.
IN: DITZEL, J. ; LEWIS, D.H. (ED.) : 6 TH EUROPEAN CONFERENCE ON
MICROCIRCULATION. AALBORG 1970.
BASEL, MUENCHEN, PARIS, LONDON, NEW YORK, SYDNEY: KARGER 1971,
PP. 259-262.
- 461 ROECKEMANN, W.; MUELLER, M.; THIER, D.:
THE RELATION OF SERIES ELASTICITY TO VISCOSITY IN SMOOTH MUSCLE.
IN: DEUTSCHE PHYSIOLOGISCHE GESELLSCHAFT. ABSTRACTS OF THE 49. MEETING
(SPRING MEETING). MARCH 7-10, 1978, GOETTINGEN.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1978, R 51
[R = REFERATESEITEN].
(= PFLUEGERS ARCHIV, VOL. 373 SUPPL.)

- 462 ROECKEMANN, W.; MUELLER-ONTJES, J.:
FORCE VELOCITY-RELATION OF DEPOLARIZED SMOOTH MUSCLE DESCRIBED BY A
MODEL OF INTERACTION BETWEEN VISCOUS FLOW AND CONTRACTION.
IN: DEUTSCHE PHYSIOLOGISCHE GESELLSCHAFT IN COOPERATION WITH THE
OESTERREICHISCHE PHYSIOLOGISCHE GESELLSCHAFT AND THE OESTERREICHISCHE
BIOPHYSIKALISCHE GESELLSCHAFT,
45 TH MEETING (AUTUMN MEETING), FROM 23-26 SEPTEMBER, 1975,
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1975, R 64
[R = REFERATESEITEN],
(= PFLUEGERS ARCHIV, VOL. 359 SUPPL.)
- 463 ROGALEWSKI, R.; KOSTRZEWSKA, A.; LAUDANSKI, T.:
A MECHANOELECTRIC TRANSDUCER FOR RECORDING OF SMOOTH-MUSCLE CONTRACTION.
ACTA PHYSIOL. POL. 25 (1974), 383-386.
- 464 ROHRBACH, H.:
NATURWISSENSCHAFT, WELTBILD, GLAUBE. 9. AUFL.
WUPPERTAL: BROCKHAUS 1975.
(= R. BROCKHAUS TASCHENBUCHER, BD. 117.)
- 465 ROTHER, P.; LEUTERT, G.:
MORPHOMETRICAL AND MATHEMATICAL ANALYSIS OF THE AGEING CHANGES OF THE
MUSCLE-CONNECTIVE-TISSUE-RELATION IN SMOOTH MUSCLES.
IN: CRISTOFALO, V.J.; HOLECKOVA, E. (ED.): CELL IMPAIRMENT IN AGING
AND DEVELOPMENT.
NEW YORK, LONDON: PLENUM PRESS 1975, PP. 441-449.
(= ADVANCES IN EXPERIMENTAL MEDICINE AND BIOLOGY, VOL. 53.)
- 466 ROTTMANN, K.:
MATHEMATISCHE FORMELSAMMLUNG. 2. AUFL.
MANNHEIM: BIBLIOGRAPHISCHES INSTITUT [O.J.].
(= B-I-HOCHSCHULTASCHENBUCHER 13.)
- 467 RUDOLPH, K.H.:
NACHDEHNUNGSVERHALTEN GLATTER MUSKULATUR (TAENIA COLI VON CAVIA COBAYA
HARGR.) UNTER VERSCHIEDENEN OSMOTISCHEN BEDINGUNGEN.
DIPLOMARBEIT BERLIN 1975.
(ENTSTANDEN AM ZENTRUM DER PHYSIOLOGIE DES FACHBEREICHS HUMANMEDIZIN
DER JOHANN-WOLFGANG-GOETHE-UNIVERSITAET FRANKFURT AM MAIN,
INGEREICHT AM FACHBEREICH BIOLOGIE DER FREIEN UNIVERSITAET BERLIN.)
- 468 RUEEGG, J.C.:
DIE UNABHAENIGKEIT DES PLASTISCHEN TONUS VON DER KONTRAKTILITAET BEI
GLATTEN MUSKELN VON SAEUGERN.
PFLUEGERS ARCH. GES. PHYSIOL. 278 (1963/64), 18-19.
- 469 RUEEGG, J.C.:
SMOOTH MUSCLE TONE.
PHYSIOL. REV. 51 (1971), 201-248.
- 470 RUEEGG, J.C.:
DIE FUNKTIONSWEISE MYOGEN OSZILLIERENDER INSEKTENMUSKELN.
VERH. DTSCH. ZOOL. GES. 65 (1971, ERSCH. 1972), 285-296.
- 471 RUEEGG, J.C.:
MUSKEL.
IN: (REIN, H.; SCHNEIDER, M.;) SCHMIDT, F.; THEWS, G. (HRSG.) :
EINFUEHRUNG IN DIE PHYSIOLOGIE DES MENSCHEN. 17. AUFL.
BERLIN, HEIDELBERG: SPRINGER 1976, S. 65-82.
- 472 RUESSE, M.W.; MARSHALL, J.M.:
UTERINE RESPONSE TO ADRENERGIC NERVE STIMULATION IN THE GUINEA PIG.
BIOL. REPROD. 3 (1970), 13-22.

- 473 RUSSELL, W.E.; HAECKER, W.A.; RUEEGG, J.C.:
REGULATION IN VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
IN: BETZ, E. (ED.): VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1972, P. 27.
- 474 SACHS, L.:
ANGEWANDTE STATISTIK. PLANUNG UND AUSWERTUNG, METHODEN UND MODELLE.
4. AUFL.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER [1974].
- 475 SADOVSKY, E.; DORA, A.; PFEIFER, Y.; POLISHUK, W.Z.; RACHAMINOFF, R.;
SULMAN, F.G.:
EFFECT OF THE SEROTONIN ANTAGONIST CYPROHEPTADINE ON UTERINE AND
DUODENAL MUSCLE CONTRACTIONS IN RATS.
GYNECOL. INVEST. 4 (1973), 140-147.
- 476 SCHAEGLER, M.:
PROPORTIONALE AKTIVIERUNG VON ATP ASE-AKTIVITAET UND KONTRAKTIONS-
SPANNUNG DURCH CALCIUMIONEN IN ISOLIERTEN CONTRACTILEN STRUKTUREN
VERSCHIEDENER MUSKELARTEN.
PFLUEGERS ARCH. GES. PHYSIOL. 296 (1967), 70-90.
- 477 SCHATZMANN, H.J.:
ERREGUNG UND KONTRAKTION GLATTER VERTEBRATENMUSKELN.
ERGERN. PHYSIOL. 55 (1964), 29-130.
- 478 SCHILD, H.O.:
THE ACTION OF DRUGS ON DEPOLARIZED SMOOTH MUSCLE.
IN: PICKLES, V.R.; FITZPATRICK, R.J. (ED.):
ENDOGENOUS SUBSTANCES AFFECTING THE MYOMETRIUM.
CAMBRIDGE: UNIVERSITY PRESS 1966, PP. 147-152, 152-153 [COMMENT].
(= MEMOIRS OF THE SOCIETY FOR ENDOCRINOLOGY, NO. 14 .)
- 479 SCHNAKENBERG, J.:
DER SCHOENHEITSBEGRIFF IN DER PHYSIK.
VORTRAG IN ALPBACH/TIROL AM 12.9.1977 .
[UNVEROEFFENTLICHT.]
- 480 SCHOFIELD, B.M.:
THE INFLUENCE OF ESTROGEN AND PROGESTERONE ON THE ISOMETRIC TENSION
OF THE UTERUS IN THE INTACT RABBIT.
ENDOCRINOLOGY 55 (1954), 142-147.
- 481 SCHOFIELD, B.M.:
THE INFLUENCE OF THE OVARIAN HORMONES ON MYOMETRIAL BEHAVIOUR IN THE
INTACT RABBIT.
J. PHYSIOL. (LOND.) 129 (1955), 289-304.
- 482 SCHUHMACHER, T.:
ZUM MECHANISMUS DER OEKONOMISCHEN HALTELEISTUNG EINES GLATTEN MUSKELS
(BYSSUS RETRACTOR ANTERIOR, MYTILUS EDULIS).
PFLUEGERS ARCH. 331 (1972), 77-89.
- 483 SCHWANN, T.:
MIKROSKOPISCHE UNTERSUCHUNGEN UEBER DIE UEBEREINSTIMMUNG IN DER
STRUKTUR UND DEM WACHSTUM DER TIERE UND PFLANZEN.
BERLIN: SANDER 1839.
[S. 156-169 : MUSKELN.]

- 484 SEGARRA-DOMENECH, J.; SANTAFE', J.; QUINTANA, A.:
REGULATION OF RAT UTERUS DYNAMICS : FRANK-STARLING MECHANISM IN
ISOVOLUMETRIC ACTIVITY.
IN: DEUTSCHE PHYSIOLOGISCHE GESELLSCHAFT. ABSTRACTS OF THE 46. MEETING
(SPRING MEETING). MARCH 16-20, 1976, REGENSBURG,
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1976.
(= PFLUEGERS ARCHIV, VOL. 362 SUPPL.)
- 485 SEIDEL, C.L.; MURPHY, R.A.:
STRESS RELAXATION IN HOG CAROTID ARTERY AS RELATED TO CONTRACTILE
ACTIVITY.
BLOOD VESSELS 13 (1976), 78-91.
- 486 SHOENBERG, C.F.:
THE INFLUENCE OF TEMPERATURE ON THE THICK FILAMENTS OF VERTEBRATE SMOOTH
MUSCLE.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 197-202.
- 487 SHOENBERG, C.F.; HASELGROVE, J.C.:
FILAMENTS AND RIBBONS IN VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE.
NATURE (LOND.) 249 (1974), 152-154.
- 488 SHOENBERG, C.F.; NEEDHAM, D.M.:
A STUDY OF THE MECHANISM OF CONTRACTION IN VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE.
BIOL. REV. 51 (1976), 53-104.
- 489 SIEFERT, H.:
DAS MEDIZINISCHE SCHRIFTTUM IN SEINER HISTORISCHEN ENTWICKLUNG.
IN: KOLLER, S.; WAGNER, G. (HRSG.) :
HANDBUCH DER MEDIZINISCHEN DOKUMENTATION UND DATENVERARBEITUNG.
STUTTGART, NEW YORK: SCHATTAUER 1975, S. 1177-1199.
- 490 SIEGMAN, M.J.; BUTLER, T.M.; MOOERS, S.U.; DAVIES, R.E.:
CROSSBRIDGE ATTACHMENT, RESISTANCE TO STRETCH, AND VISCOELASTICITY IN
RESTING MAMMALIAN SMOOTH MUSCLE.
SCIENCE 191 (1976), 383-385.
- 491 SIGURDSSON, S.B.; UVELIUS, B.; JOHANSSON, B.:
RELATIVE CONTRIBUTION OF SUPERFICIALLY BOUND AND EXTRACELLULAR CALCIUM
TO ACTIVATION IN ISOLATED RAT PORTAL VEIN.
ACTA PHYSIOL. SCAND. 95 (1975), 263-269.
- 492 SIM, M.K.; CHATHARAKSI, U.:
RAT UTERINE CONTRACTILITY AND THE ACTIVITIES OF UTERINE ADENYL CYCLASE
AND PHOSPHODIESTERASE DURING THE ESTRUS CYCLE.
BIOCHEM. PHARMACOL. 22 (1973), 1417-1422.
- 493 SIMON, W.:
A METHOD OF EXPONENTIAL SEPARATION APPLICABLE TO SMALL COMPUTERS.
PHYS. IN MED. BIOL. 15 (1970), 355-360.
- 494 SMALL, J.V.:
CONTRACTILE UNITS IN VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE CELLS.
NATURE (LOND.) 249 (1974), 324-327.
- 495 SMALL, J.V.:
THE CONTRACTILE AND CYTOSKELETAL ELEMENTS OF VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE.
IN: CASTEELS, R.; GODFRAIND, T.; RUEEGG, J.C. (ED.) :
EXCITATION-CONTRACTION COUPLING IN SMOOTH MUSCLE.
AMSTERDAM, NEW YORK, OXFORD: ELSEVIER 1977, PP. 305-315.
- 496 SMALL, J.V.; SQUIRE, J.M.:
STRUCTURAL BASIS OF CONTRACTION IN VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE.
J. MOLEC. BIOL. 67 (1972), 117-149.

- 497 SOBIESZEK, A.; SMALL, J.V.:
THE ASSEMBLY OF RIBBON-SHAPED STRUCTURES IN LOW IONIC STRENGTH EXTRACTS
OBTAINED FROM VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 203-212.
- 498 SOMLYO, A.P.:
EXCITATION-CONTRACTION COUPLING IN VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE :
CORRELATION OF ULTRASTRUCTURE WITH FUNCTION.
PHYSIOLOGIST 15 (1972), 338-348.
- 499 SOMLYO, A.P.:
STRUCTURAL CHARACTERISTICS, MECHANISMS OF CONTRACTION, INNERVATION AND
PROLIFERATION OF SMOOTH MUSCLE CELLS.
ULTRASTRUCTURE AND FUNCTION OF VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
IN: WOLF, S.; WERTHESEN, N.T. (ED.): THE SMOOTH MUSCLE OF THE ARTERY.
NEW YORK: PLENUM PRESS 1975, PP. 1-80.
(= ADVANCES IN EXPERIMENTAL BIOLOGY AND MEDICINE, VOL. 57 .)
- 500 SOMLYO, A.P.; DEVINE, C.E.; SOMLYO, A.V.:
THICK FILAMENTS IN UNSTRETCHED MAMMALIAN SMOOTH MUSCLE.
NATURE, NEW BIOL. (LOND.) 233 (1971), 218-219.
- 501 SOMLYO, A.P.; DEVINE, C.E.; SOMLYO, A.V.:
SARCOPLASMIC RETICULUM, MITOCHONDRIA AND FILAMENT ORGANIZATION IN
VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
IN: BETZ, E. (ED.): VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1972, PP. 119-121.
- 502 SOMLYO, A.P.; DEVINE, C.E.; SOMLYO, A.V.; NORTH, S.R.:
SARCOPLASMIC RETICULUM AND THE TEMPERATURE-DEPENDENT CONTRACTION OF
SMOOTH MUSCLE IN CALCIUM-FREE SOLUTIONS.
J. CELL BIOL. 51 (1971), 722-741.
- 503 SOMLYO, A.P.; DEVINE, C.E.; SOMLYO, A.V.; RICE, R.V.:
FILAMENT ORGANIZATION IN VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 223-229.
- 504 SOMLYO, A.P.; SOMLYO, A.V.:
ULTRASTRUCTURAL ASPECTS OF ACTIVATION AND CONTRACTION OF VASCULAR
SMOOTH MUSCLE.
FED. PROC. 35 (1976), 1288-1293.
- 505 SOMLYO, A.P.; SOMLYO, A.V.:
ULTRASTRUCTURE OF THE CONTRACTILE APPARATUS: CONTROVERSIES RESOLVED
AND QUESTIONS REMAINING.
IN: CASTEELS, R.; GODFRAIND, T.; RUEEGG, J.C. (ED.) :
EXCITATION-CONTRACTION COUPLING IN SMOOTH MUSCLE.
AMSTERDAM, NEW YORK, OXFORD: ELSEVIER 1977, PP. 317-322.
- 506 SOMLYO, A.P.; SOMLYO, A.V.; DEVINE, C.E.; PETERS, P.D.; HALL, T.A.:
ELECTRON MICROSCOPY AND ELECTRON PROBE ANALYSIS OF MITOCHONDRIAL
CATION ACCUMULATION IN SMOOTH MUSCLE.
J. CELL BIOL. 61 (1974), 723-742.
- 507 SOMLYO, A.P.; SOMLYO, A.V.; DEVINE, C.E.; RICE, R.V.:
AGGREGATION OF THICK FILAMENTS INTO RIBBONS IN MAMMALIAN SMOOTH MUSCLE.
NATURE, NEW BIOL. (LOND.) 231 (1971), 243-246.
- 508 SQUIRE, J.M.:
GENERAL MODEL OF MYOSIN FILAMENT STRUCTURE.
III. MOLECULAR PACKING ARRANGEMENTS IN MYOSIN FILAMENTS.
J. MOLEC. BIOL. 77 (1973), 291-323.

- 509 STACY, R.W.:
REACTION RATE KINETICS AND SOME TISSUE MECHANICAL PROPERTIES.
IN: REMINGTON, J.W. (ED.): TISSUE ELASTICITY.
WASHINGTON: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1957, PP. 131-137.
- 510 STEDMAN'S MEDICAL DICTIONARY, A VOCABULARY OF MEDICINE AND ITS
ALLIED SCIENCES, WITH PRONUNCIATIONS AND DERIVATIONS. 22 ND EDITION.
BALTIMORE: WILLIAMS AND WILKINS [1972].
- 511 STEIN, R.B.; WONG, E.Y.-M.:
ANALYSIS OF MODELS FOR THE ACTIVATION AND CONTRACTION OF MUSCLE.
J. THEOR. BIOL. 46 (1974), 307-327.
- 512 STEIN, Y.; STEIN, O.:
METABOLIC CHARACTERISTICS OF SMOOTH MUSCLE INCLUDING SYNTHETIC AND
SECRETORY FUNCTIONS AND THE CHEMISTRY OF CONTRACTION.
LIPID METABOLISM OF THE ARTERIAL SMOOTH MUSCLE CELLS.
IN: WOLF, S.; WERTHESSEN, N.T. (ED.): THE SMOOTH MUSCLE OF THE ARTERY.
NEW YORK: PLENUM PRESS 1975, PP. 81-179.
(= ADVANCES IN EXPERIMENTAL MEDICINE AND BIOLOGY, VOL. 57 .)
- 513 STEPHENS, N.L.:
MECHANISM OF ACTION OF HYPOXIA IN TRACHEAL SMOOTH MUSCLE (TSM)
WITH A NOTE ON THE ROLE OF THE SERIES ELASTIC COMPONENT.
IN: BETZ, E. (ED.): VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1972, PP. 153-156.
- 514 STEPHENS, N.L.:
EFFECT OF HYPOXIA ON CONTRACTILE AND SERIES ELASTIC COMPONENTS OF SMOOTH
MUSCLE.
AMER. J. PHYSIOL. 224 (1973), 318-321.
- 515 STEPHENS, N.L.; KROEGER, E.; MEHTA, J.A.:
FORCE-VELOCITY CHARACTERISTICS OF RESPIRATORY AIRWAYS SMOOTH MUSCLE.
J. APPL. PHYSIOL. 26 (1969), 685-692.
- 516 STRACHER, A. (CHAIRMAN) :
THE CONTRACTILE PROCESS. PROCEEDINGS SPONSORED BY THE NEW YORK HEART
ASSOCIATION, NEW YORK CITY, DECEMBER 9-10, 1966.
[NEW YORK]: ROCKEFELLER UNIVERSITY PRESS 1967, PP. 1-292.
(= THE JOURNAL OF GENERAL PHYSIOLOGY, VOL. 50, NO. 6, PART 2 .)
- 517 SUZUKI, H.; KURIYAMA, H.:
ELECTRICAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF LONGITUDINAL AND CIRCULAR
MUSCLES OF THE GUINEA-PIG ILEUM.
JAP. J. PHYSIOL. 25 (1975), 759-773.
- 518 SYSON, A.J.; HUDDART, H.:
CONTRACTURE TENSION IN RAT VAS DEFERENS AND ILEAL SMOOTH MUSCLE AND
ITS MODIFICATION BY EXTERNAL CALCIUM AND THE TONICITY OF THE MEDIUM.
COMP. BIOCHEM. PHYSIOL., A; COMP. PHYSIOL. 45 (1973), 345-362.
- 519 SZENT-GYOERGYI, A.:
CHEMICAL PHYSIOLOGY OF CONTRACTION IN BODY AND HEART MUSCLE.
NEW YORK: ACADEMIC PRESS 1953.
- 520 TARANENKO, V.M.:
EFFECT OF CALCIUM, BARIUM, AND MANGENESE IONS ON ELECTROPHYSIOLOGICAL
PROPERTIES OF SMOOTH-MUSCLE CELLS OF THE PORTAL VEIN.
BULL. EXP. BIOL. MED. 77 (1974), 355-358.

- 521 TAYLOR, C.P.S.:
ISOMETRIC MUSCLE CONTRACTION AND THE ACTIVE STATE: AN ANALOG COMPUTER
STUDY.
BIOPHYS. J. 9 (1969), 759-780.
- 522 TOBOLSKY, A.V.:
PROPERTIES AND THE STRUCTURE OF POLYMERS.
NEW YORK: WILEY 1960.
- 523 TOMITA, T.; WATANABE, H.:
FACTORS CONTROLLING MYOGENIC ACTIVITY IN SMOOTH MUSCLE.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 73-85.
- 524 TONINI, M.; LECCHINI, S.; FRIGO, G.; CREMA, A.:
ACTION OF TETRODOTOXIN ON SPONTANEOUS ELECTRICAL ACTIVITY OF SOME SMOOTH
MUSCLE PREPARATIONS.
EUROP. J. PHARMACOL. 29 (1974), 236-240.
- 525 TREGEAR, R.T.; SQUIRE, J.M.:
MYOSIN CONTENT AND FILAMENT STRUCTURE IN SMOOTH AND STRIATED MUSCLE.
J. MOLEC. BIOL. 77 (1973), 279-290.
- 526 TRINER, L.; VULLIEMOZ, Y.; VEROSKY, M.; HABIF, D.V.; NAHAS, G.G.:
CYCLIC AMP AND VASCULAR SMOOTH MUSCLE FUNCTION.
IN: BETZ, E. (ED.): VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
BERLIN, HEIDELBERG, NEW YORK: SPRINGER 1972, PP. 17-19.
- 527 TSUCHIYA, K.:
ELECTRICAL AND MECHANICAL ACTIVITIES OF LONGITUDINAL MUSCLE CONTRACTION
ELICITED BY TRANSMURAL ELECTRIC STIMULATION.
ACTA MED. OKAYAMA 29 (1975), 249-260.
- 528 TURLAPATY, P.D.M.V.; CARRIER, O.; JUREVICS, H.:
EFFECT OF MAGNESIUM ON ISOPROTERENOL-INDUCED ALPHA AND BETA RECEPTOR
RESPONSES OF VASCULAR SMOOTH MUSCLE.
J. PHARMACOL. EXP. THER. 192 (1975), 372-380.
- 529 TURNER, A.; GURNEE, E.F.:
MOLECULAR STRUCTURE AND MECHANICAL BEHAVIOR OF MACROMOLECULES.
IN: REMINGTON, J.W. (ED.): TISSUE ELASTICITY.
WASHINGTON: AMERICAN PHYSIOLOGICAL SOCIETY 1957, PP. 12-32.
- 530 UVELIUS, B.:
ISOMETRIC AND ISOTONIC LENGTH-TENSION RELATIONS AND VARIATIONS IN
CELL LENGTH IN LONGITUDINAL SMOOTH MUSCLE FROM RABBIT URINARY BLADDER.
ACTA PHYSIOL. SCAND. 97 (1976), 1-12.
- 531 UVELIUS, B.; JOHANSSON, B.:
RELATION BETWEEN EXTRACELLULAR POTASSIUM ION CONCENTRATION AND
CONTRACTURE FORCE AFTER ABOLITION OF SPIKE DISCHARGE IN ISOLATED
RAT PORTAL VEIN.
BLOOD VESSELS 11 (1974), 120-127.
- 532 VAN BREEMEN, C.; FARINAS, B.R.; CASTEELS, R.; GERBA, P.;
WUYTACK, F.; DETH, R.:
FACTORS CONTROLLING CYTOPLASMIC Ca^{2+} CONCENTRATION.
PHIL. TRANS., B: BIOL. SCI. 265 (1973), 57-71.
- 533 VAN LIEW, H.D.:
SEMILOGARITHMIC PLOTS OF DATA WHICH REFLECT A CONTINUUM OF EXPONENTIAL
PROCESSES.
SCIENCE 138 (1962), 682-683.

- 534 VASSORT, G.:
TRANSMEMBRANE IONIC CURRENTS IN GUINEA PIG MYOMETRIUM DURING EXCITATION.
IN: BUELBRING, E.; SHUBA, M.F. (ED.): PHYSIOLOGY OF SMOOTH MUSCLE.
NEW YORK: RAVEN PRESS 1976, PP. 77-81.
- 535 VEREECKEN, R.L.; DERLUYN, J.; VERDUYN, H.:
THE VISCOELASTIC BEHAVIOUR OF THE URETER DURING ELONGATION.
UROL. RES. 1 (1973), 15-21.
- 536 VEREECKEN, R.L.; HENDRICKX, H.; CASTEELS, R.:
THE INFLUENCE OF CALCIUM ON THE ELECTRICAL AND MECHANICAL ACTIVITY OF
THE GUINEA PIG URETER.
UROL. RES. 3 (1975), 149-153.
- 537 WAGNER, G.; YOSHIDA, T.:
TENSION LENGTH DIAGRAM IN RABBIT MYOMETRIUM OBSERVED BY HYSTERESIS
CURVE.
IN: GROENROSS, M. (ED.): SIXTEENTH MEETING OF THE SCANDINAVIAN
ASSOCIATION OF OBSTETRICIANS AND GYNAECOLOGISTS HELD IN TURKU 1970.
OFFICIAL TRANSACTIONS.
STOCKHOLM: ALMQVIST, WIKSELL 1970.
(= ACTA OBSTETRICA ET GYNECOLOGICA SCANDINAVICA, SUPPL. 9 .)
- 538 WAKADE, A.R.; GARCIA, A.G.; KIRPEKAR, S.M.:
EFFECT OF CASTRATION ON THE SMOOTH MUSCLE CELLS OF THE INTERNAL SEX
ORGANS OF THE RAT: INFLUENCE OF THE SMOOTH MUSCLE ON THE SYMPATHETIC
NEURONS INNERVATING THE VAS DEFERENS, SEMINAL VESICLE AND COAGULATING
GLAND.
J. PHARMACOL. EXP. THER. 193 (1975), 424-434.
- 539 WATANABE, H.; YAMAMOTO, T.Y.:
FREEZE-ETCH STUDY OF THE SMOOTH MUSCLE CELLS FROM VAS DEFERENS AND
TAENIA COLI.
J. ANAT. (LOND.) 117 (1974), 553-564.
- 540 WEBER, H.H.:
DIE MUSKELEIWEISSKOERPER UND DER FEINBAU DES SKELETTMUSKELS.
ERGEBN. PHYSIOL. 36 (1934), 109-150.
- 541 WEBER, H.H.:
DER FEINBAU UND DIE MECHANISCHEN EIGENSCHAFTEN DES MYOSINFADENS.
PFLUEGERS ARCH. GES. PHYSIOL. 235 (1935), 205-233.
- 542 WEBER, H.H.:
MUSKEL UND MUSKELKONTRAKTION.
IN: REIN, F.H.: PHYSIOLOGIE. TEIL 3.
WIESBADEN: DIETERICH 1948, S. 1-42.
(= NATURFORSCHUNG UND MEDIZIN IN DEUTSCHLAND, 1939-1946, BD. 59 .)
- 543 WEBER, H.H.; RUEEGG, J.C.:
THE CONTRACTILE FINE STRUCTURE OF VERTEBRATE SMOOTH MUSCLE.
MED. COLL. VIRGINIA QUART. 2 (1966), 72-77.
- 544 WESSELING, K.H.; WEBER, H.; DE WIT, B.:
ESTIMATED FIVE COMPONENT VISCOELASTIC MODEL PARAMETERS FOR HUMAN
ARTERIAL WALLS.
J. BIOMECH. 6 (1973), 13-24.
- 545 WIENBECK, M.; GOLENHOFEN, K.; LAMMEL, E.:
THE EFFECTS OF CD 2 AND PH ON THE SPONTANEOUS ACTIVITY OF THE TAENIA
COLI OF GUINEA-FIG.
PFLUEGERS ARCH. 334 (1972), 181-192.

- 546 WIKSTROEM, M.; AHONEN, P.; LUUKKAINEN, T.:
A POSSIBLE REGULATORY ROLE OF MITOCHONDRIAL CALCIUM UPTAKE IN UTERINE
CONTRACTIONS.
IN: COUTINHO, E.M.; FUCHS, F. (ED.) : PHYSIOLOGY AND GENETICS OF
REPRODUCTION, PART B.
NEW YORK, LONDON: PLENUM PRESS 1974, PP. 177-188.
(= BASIC LIFE SCIENCES, VOL. 4 .)
- 547 WILKIE, D.R.:
THE RELATION BETWEEN FORCE AND VELOCITY IN HUMAN MUSCLE.
J. PHYSIOL. (LOND.) 110 (1950), 249-280.
- 548 WILKIE, D.R.:
MEASUREMENT OF THE SERIES ELASTIC COMPONENT AT VARIOUS TIMES DURING
A SINGLE MUSCLE TWITCH.
J. PHYSIOL. (LOND.) 134 (1956), 527-530.
- 549 WILKIE, D.R.:
THE MECHANICAL PROPERTIES OF MUSCLE.
BRIT. MED. BULL. 12 (1956), 177-182.
- 550 WINTON, F.R.:
TONUS IN MAMMALIAN UNSTRIATED MUSCLE.
J. PHYSIOL. (LOND.) 69 (1930), 393-410.
- 551 WOLF, S.; WERTHESSEN, N.T. (ED.) :
THE SMOOTH MUSCLE OF THE ARTERY.
NEW YORK: PLENUM PRESS 1975.
(= ADVANCES IN EXPERIMENTAL MEDICINE AND BIOLOGY, VOL. 57 .)
- 552 WOLSTENHOLME, G.E.W.; CAMERON, M.P. (ED.) :
PROGESTERONE AND THE DEFENCE MECHANISM OF PREGNANCY.
LONDON: CHURCHILL 1961.
(= CIBA FOUNDATION STUDY GROUP, NO. 9 .)
- 553 WYGODSKI, M.J.:
HOEHERE MATHEMATIK - GRIFFBEREIT. DEFINITIONEN, THEOREME, BEISPIELE.
IN DEUTSCHER SPRACHE HRSG. UND BEARB. VON F. CAP, UEBERS. VON
G. TINHOFER.
BRAUNSCHWEIG: VIEWEG 1973.
- 554 YIN, F.C.P.; FUNG, Y.C.:
MECHANICAL PROPERTIES OF ISOLATED MAMMALIAN URETERAL SEGMENTS.
AMER. J. PHYSIOL. 221 (1971), 1484-1493.
- 555 ZIMMER, F.:
DIE PLASTISCHEN EIGENSCHAFTEN DER UTERUSHUSKULATUR.
GEBURTSH. U. FRAUENHEILK. 22 (1962), 1026-1029.
- 556 ZIMMER, F.; BADER, H.:
DIE PASSIVE DEHNUNG DES UEBERLEBENDEN UTERUS.
ARCH. GYNAEK. 190 (1957), 146-153.
- 557 ZIMMER, F.; KALHAMMER, E.; CHIANCONE, P.:
DIE DEHNBARKEIT VON UTERUSHUSKULATUR IN VERSCHIEDENEN
FUNKTIONSZUSTAENDEN.
Z. BIOL. 110 (1958), 441-448.

STICHWORTVERZEICHNIS

=====

DIE ANGEgebenEN ZAHLEN VERWEISEN - SOWEIT NICHTS ANDERES ANGEgeben IST -
AUF ABSCHNITTE.

DER ABGEHANDELTE ASPEKT ZUM JEWEILIGEN STICHWORT IST MEIST AUS DER ERSTEN
STELLE DER ABSCHNITTSNUMMER ZU ERSEHEN. ES BEDEUTEN:

1. VORWORT
2. EINLEITUNG
3. ZIELE DER ARBEIT
4. VORUNTERSUCHUNGEN UND EXPERIMENTELLE METHODE
5. HAUPTUNTERSUCHUNGEN
6. UEBERBLICK UEBER DIE PHYSIOLOGIE GLATTER MUSKULATUR
7. BETRACHTUNG DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN ALS GESAMTHEIT
8. ZUSAMMENFASSUNG
9. LITERATURVERZEICHNIS
10. STICHWORTVERZEICHNIS

DAS STICHWORTVERZEICHNIS ERLAEUTERT AUCH IN DER ARBEIT VERWENDETE ABKUERZUNGEN
UND DIENT SOMIT ZUGLEICH ALS ABKUERZUNGSVERZEICHNIS.

NICHT AUFGEFUNDENE ZUSAMMENGESetzte BEGRIFFE SIND UNTER DEN WORTBESTANDTEILEN
ZU SUCHEN.

A
===

- A = ORDINATENABSCHNITT A DER LINEARISIERTEN HYPERBEL 4.6.1., 5.4.4.2.
 A.. = ABSOLUTE DEHNUNGSWERTE = ZU EICH- ODER KURVENPUNKTEN ZUGEORDNETE ABSOLUTE DEHNUNGSWERTE A.. 5.4.2.; SKIZZE 5
 A1, A2, A3, A4 = PARAMETER DER NACH BRONSTEIN ANGEFASSTEN HYPERBEL 4.6.1.; SIEHE AUCH "PARAMETER DER HYPERBEL" 5.4.3.1.1., 5.4.3.1.2., 5.4.3.2.2.; TABELLEN 9, 10
 AA = ABSOLUTE ABWEICHUNG 6.2.5.2.1.
 A-BANDE

ABBILDUNGEN :

- 1 : BEISPIEL FUER EINE NACHDEHNUNGSKURVE IN ERSCHLAFENDER LOESUNG A 5.3.4.
 2 : BEISPIEL FUER EINE NACHDEHNUNGSKURVE IN KONTRAHIERENDER LOESUNG B 5.3.4.
 3 : GRAPHISCHE DARSTELLUNG DER MUSKELUNTERSUCHUNG 24 IN ERSCHLAFENDER LOESUNG A 5.4.1.
 4 : GRAPHISCHE DARSTELLUNG DER MUSKELUNTERSUCHUNG 9 IN KONTRAHIERENDER LOESUNG B 5.4.1.
 5 : GRAPHISCHE DARSTELLUNG: ORDINATE: $G(2)-G(1)$; ABSZISSE: $G(1)-E$ 7.1.1.2.2.
 6 : GRAPHISCHE DARSTELLUNG: ORDINATE: $G(5)-G(1)$; ABSZISSE: $G(1)-E$ 7.1.1.2.2.
 7 : GRAPHISCHE DARSTELLUNG: ORDINATE: $G(2)-G(1)$; ABSZISSE: $G(2000)-G(1)$ 7.1.1.2.2.
 8 : GRAPHISCHE DARSTELLUNG: ORDINATE: $G(100)-G(1)$; ABSZISSE: $G(2000)-G(1)$ 7.1.1.2.2.
 9 : GRAPHISCHE DARSTELLUNG: ORDINATE: $L(ENDE)$; ABSZISSE: $L(0)$ 7.1.1.2.2.
 10 : NACHDEHNUNGSWERTE $N(1;J)$ ZU 10 ZEITPUNKTEN IN ABHAENIGKEIT VOM VERSUCHSBLOCK - ERSCHLAFENDE LOESUNG A 7.1.1.2.2.
 11 : NACHDEHNUNGSWERTE $N(1;J)$ ZU 10 ZEITPUNKTEN IN ABHAENIGKEIT VOM VERSUCHSBLOCK - KONTRAHIERENDE LOESUNG B 7.1.1.2.2.
 12 : NACHDEHNUNGSWERTE $N(1;J)$ ZU 10 ZEITPUNKTEN IN ABHAENIGKEIT VOM VERSUCHSBLOCK - BEIDE LOESUNGEN 7.1.1.2.2.
 13 : DARSTELLUNG DER DURCHSCHNITTE DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN IN ERSCHLAFENDER LOESUNG A IN DER HYPERBELDARSTELLUNG 7.1.2.1.
 14 : DARSTELLUNG DER DURCHSCHNITTE DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN IN KONTRAHIERENDER LOESUNG B IN DER HYPERBELDARSTELLUNG 7.1.2.1.

15 - 48 : GRAPHISCHE DARSTELLUNG
EXEMPLARISCHER KURVENANPASSUNGEN :

15 - 32 : RATTENUTERUSHOERNER (EIGENE DATEN)

15 - 20 : DN/DT = FUNKTION (N)

15 :	DARSTELLUNG	3	;	FUNKTION	11	7.1.2.2.6.
16 :	DARSTELLUNG	3	;	FUNKTION	14	7.1.2.2.6.
17 :	DARSTELLUNG	3	;	FUNKTION	11	7.1.2.2.6.
18 :	DARSTELLUNG	3	;	FUNKTION	14	7.1.2.2.6.
19 :	DARSTELLUNG	3	;	FUNKTION	-	7.1.2.2.6.
20 :	DARSTELLUNG	3	;	FUNKTION	11	7.1.2.2.6.

21 - 24 : DN/DT = FUNKTION (T)

21 :	DARSTELLUNG	2	;	FUNKTION	25	7.1.2.2.6.
22 :	DARSTELLUNG	2	;	FUNKTION	14	7.1.2.2.6.
23 :	DARSTELLUNG	2	;	FUNKTION	18	7.1.2.2.6.
24 :	DARSTELLUNG	2	;	FUNKTION	18	7.1.2.2.6.

25 - 32 : N = FUNKTION (T)

25 :	DARSTELLUNG	1	;	FUNKTION	18	7.1.2.2.6.
26 :	DARSTELLUNG	1	;	FUNKTION	18	7.1.2.2.6.
27 :	DARSTELLUNG	1	;	FUNKTION	18	7.1.2.2.6.
28 :	DARSTELLUNG	1	;	FUNKTION	18	7.1.2.2.6.
29 :	DARSTELLUNG	1	;	FUNKTION	22	7.1.2.2.6.
30 :	DARSTELLUNG	1	;	FUNKTION	22	7.1.2.2.6.
31 :	DARSTELLUNG	1	;	FUNKTION	22	7.1.2.2.6.
32 :	DARSTELLUNG	1	;	FUNKTION	-	7.1.2.2.6.

33 - 48 : TAENIA COLI UND VENA PORTAE,
MEERSCHWEINCHEN (DATEN ZU (209) UND (206))

33 - 38 : DN/DT = FUNKTION (N)

33 :	DARSTELLUNG	3	;	FUNKTION	11	7.1.2.2.6.
34 :	DARSTELLUNG	3	;	FUNKTION	14	7.1.2.2.6.
35 :	DARSTELLUNG	3	;	FUNKTION	11	7.1.2.2.6.
36 :	DARSTELLUNG	3	;	FUNKTION	14	7.1.2.2.6.
37 :	DARSTELLUNG	3	;	FUNKTION	11	7.1.2.2.6.
38 :	DARSTELLUNG	3	;	FUNKTION	14	7.1.2.2.6.

39 - 42 : DN/DT = FUNKTION (T)

39 :	DARSTELLUNG	2	;	FUNKTION	25	7.1.2.2.6.
40 :	DARSTELLUNG	2	;	FUNKTION	16	7.1.2.2.6.
41 :	DARSTELLUNG	2	;	FUNKTION	14	7.1.2.2.6.
42 :	DARSTELLUNG	2	;	FUNKTION	18	7.1.2.2.6.

43 - 48 : N = FUNKTION (T)

43 :	DARSTELLUNG	1	;	FUNKTION	18	7.1.2.2.6.
44 :	DARSTELLUNG	1	;	FUNKTION	18	7.1.2.2.6.
45 :	DARSTELLUNG	1	;	FUNKTION	22	7.1.2.2.6.
46 :	DARSTELLUNG	1	;	FUNKTION	22	7.1.2.2.6.
47 :	DARSTELLUNG	1	;	FUNKTION	22	7.1.2.2.6.
48 :	DARSTELLUNG	1	;	FUNKTION	22	7.1.2.2.6.

- ABBINDEN;
 - , ABSTAND BEIM ABBINDEN 4.2.4.4., 4.2.6., 4.3.2.2.2.
 - , DEFINIERTER ANFANGS- UND ENDPUNKT, VERFORMUNG 4.3.2.2.
 - , DURCHFUEHRUNG 4.2.4.1., 4.2.4.2., 4.2.4.4., 4.2.5., 4.2.6.; SKIZZEN 2, 4
 - UND WAHL DER TIERART 4.8.2.
 - WAHL DER ABBINDUNGSSTELLE 4.3.2.2.1.
 ABFAHREN EINER REGISTRIERKURVE 4.4.3.1.
 ABFOLGE, ZEITLICHE ABFOLGE VON SCHRITTEN 1.1., 4.2.; SKIZZE 2
 ABGELEITETE DATEN 5.4.4.5., 7.1.2.2.4., 7.1.2.2.5.5.
 ABKUERZUNGSVERZEICHNIS 10. (= IM STICHWORTVERZEICHNIS ENTHALTEN), 1.1.
- ABLAUFPLAN FUER NACHDEHNUNGS-UNTERSUCHUNGEN 4.2., 5.2.
- ABLEITUNG;
 - , ERSTE NACH DER ZEIT 7.1.2.2.4.
 - , ERSTE BIS DRITTE NACH DER ZEIT TABELLE 25
- ABSCHNITTE;
 - DER UNTERSUCHUNGSZEIT 4.3.2.1.
 - DES ARBEITENS 1.1.
- ABSICHTEN DER ARBEIT 1.1.
- ABSOLUTE DEHNUNGSWERTE = ZU EICH- ODER KURVENPUNKTEN ZUGEORDNETE ABSOLUTE DEHNUNGSWERTE A.. 5.4.2.; SKIZZE 5
 4.2.4.4., 4.2.6., 4.3.2.2.2.
- ABSTAND BEIM ABBINDEN 1.1., 6.1.2., 6.1.4.1.
- ABSTRAKTION UND MODELLBILDUNG 5.4.2.; SKIZZE 6
 5.4.4.3.
- ABSZISSENEICHUNG IM ZWEITEN DATENERFASSUNGSPROGRAMM 5.4.2.; SKIZZE 6
 5.4.4.3.
- ABSZISSENWERT DER HYPERBELASYMPTOTE ABWEICHUNG;
 - , ABSOLUTE, REALE, BETRAG DER, DURCHSCHNITTLICHE, SYSTEMATISCHE 5.4.3.1.1., 5.4.3.1.2.;
 SIEHE AUCH "FEHLER"
 5.4.4.2.
 5.4.4.2.
 6.2.2.1.1.1.
 6.2.1.1.2., 6.2.1.2.2.2.6., 7.1.2.2.4.
 6.2.2.3.
 4.3.2.1.2.
- , CHARAKTERISTISCHE ABWEICHUNG UM DIE REGRESSION 5.4.2.
 6.2.1.2.2.2.4., 6.2.5.1.3.
 6.2.5.2.2.1.
 6.2.5.2.2.1.
- ACETYLCHOLIN 6.2.5.2.2.1.
 ADAPTATION 6.2.5.2.2.1.
 ADENOSIN SIEHE "QUERBRUECKEN",
 "QUERBRUECKENBINDUNGEN"
- AEQUILIBRIEREN DES MUSKELS
 AEQUIVALENT;
 - , GRAPHISCHES 6.2.2.2.
 - , MATHEMATISCHES: VOIGT, MAXWELL 6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.1.3.-6.2.2.1.1.5.
 6.2.3.1.3.
 6.2.2.1.3.
 6.2.1.2.1.
 6.2.1.2.1.; SIEHE AUCH "KOMPONENTEN"
 6.2.5.1.4.
- AGGREGATION, FILAMENTE
 AKTIN
 AKTIN-MYOSIN-BINDUNGEN SIEHE "KONTRAKTILER APPARAT",
 "CALCIUM", "GEWEBESTREIFEN",
 "TRANSMUTATIONSMODELL"
 6.2.5.2.2.1., 6.2.2.2.
 SKIZZE 13
- AKTIONSPOTENTIALE;
 - , GESCHLECHTSHORMONE 6.2.2.2.
 - , IONEN 6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.1.3.-6.2.2.1.1.5.
 - , KONTRAKTIONEN 6.2.3.1.3.
 - , MEMBRANPOTENTIALAENDERUNGEN 6.2.2.1.3.
 6.2.1.2.1.
 AKTIVER ZUSTAND 6.2.1.2.1.
 AKTIVER VORGANG 6.2.1.2.1.; SIEHE AUCH "KOMPONENTEN"
 - IN MODELLEN 6.2.5.1.4.
- AKTIVITAET / AKTIVIERUNG DES KONTRAKTILN APPARATES SIEHE "KONTRAKTILER APPARAT",
 "CALCIUM", "GEWEBESTREIFEN",
 "TRANSMUTATIONSMODELL"
 6.2.5.2.2.1., 6.2.2.2.
 SKIZZE 13
- AKTOMYOSIN
 ALEXANDER-MODELL

- ALPHA;
 - FEHLER, IRRTUMSWAHRSCHEINLICHKEIT 5.1.3.1., 7.1.1.1., 7.1.1.1.2.,
 7.1.1.1.5.
 - , MULTIPLIKATIVER FAKTOR ALPHA 4.6.1.
 ALTER SIEHE "TIERALTER"
 ALTERATION, MECHANISCHE BEIM
 ABBINDEN UND KLAMMERN 4.3.2.1.2.
 ANALOG-DIGITAL-UMWANDLUNG 4.4.2., 5.1.2., 5.4.3.1.1.
 ANALOGIEMODELL(E) 6.2.5.1., 7.1.2.2.4.
 - , BEGRIFFSBESTIMMUNG 6.1.4.2.1.
 ANALYSENWAAGE 4.3.1.3.
 ANFANGSPPOSITIONIERUNG DES SCHREIBERS 4.3.2.3.
 ANFANGS- UND ENDPUNKT BEIM ABBINDEN 4.3.2.2.1.
 ANFANGSWERTE FUER ITERATION 5.4.4.3., 5.4.4.5.3.
 ANGIOTENSIN 6.2.2.1.1.1.
 ANIONEN 6.2.2.1.2.; TABELLE 1;
 SIEHE AUCH "IONEN"
- ANNAHMEN;
 - BEI ORGANUNTERSUCHUNGEN 6.2.3.1.1.
 - UEBER BINDUNGSWECHSEL 6.2.5.3.
 - , VERZICHT AUF MODELLBEDINGTE 7.1.
 - ZUM MUSKELQUERSCHNITT 6.2.4.1.
 6.2.2.3.
- ANOXIE
 ANPASSUNG;
 - AN REALITAET 6.1.1.; SIEHE AUCH "MODELL"
 - EINER HYPERBEL SIEHE "PARAMETER DER HYPERBEL"
 - EINES MODELLS SIEHE "MODELLBILDUNG"
 - , GUETE 5.4.4.2., 5.4.4.3., 5.4.4.7.,
 7.1.2.2.2.; TABELLE 14
 - , HYPERBOLISCHE SIEHE "PARAMETER DER HYPERBEL"
 - , LOGARITHMISCHE SIEHE "LOGARITHMISCHE REGRESSION"
 ANPASSUNGSZEIT DES MUSKELS 4.3.2.1.2.
 ANTAGONISTEN DES CALCIUMS;
 - , C AMP 6.2.2.3.
 - , D 600 6.2.2.1.1.1.
 - , MAGNESIUM 6.2.2.1.1.4.
 - , MANGAN 6.2.2.1.1.5.
 ANTEIL DER GLATTEN MUSKULATUR IM GEWEBE 6.2.4.2.
 ANTWORT, MECHANISCHE, ZELLULAERE 6.2.3.1.1.
 ANVA = "ANALYSIS OF VARIANCES" 7.1.1.1.5.-7.1.1.2.2.
- ANZAHL;
 - AN KURVENANPASSUNGEN 7.1.2.2.3.
 - AN MODELLEN 6.2.5.1.
 - DER KURVENPUNKTE,
 ZEIT-DEHNUNGS-WERTE 5.4.2., 5.4.4.2., 7.1.2.2.1.,
 7.1.2.2.1.1.2., 7.1.2.2.1.3., 8.5.
 - , ZEITSCHNITTE 7.1.1.1.2., 7.1.1.2.2., 7.1.1.4.
 - * SIEHE AUCH "UMFANG"
- ARACHISOEL 4.8.1., 5.1.5.
 ARBEITSABSCHNITTE 1.1.
 ARBEITSFLAECHE DER POSITRONIC 4.4.3.1., 4.4.3.3.1.2., 5.4.2.,
 5.4.3.2.1.
- ARBEITSHYPOTHESE;
 - ALS GLIEDERUNGSTEIL 1.1.
 - , VERFAELSCHUNG BEI DER AUFSTELLUNG 1.1.
 ARRETIEREN SKIZZE 1
 - , ARRETIERTE HEBELSTELLUNG 4.2.4.7.
 - , ENTARRETIERTE HEBELSTELLUNG 4.2.4.7., 4.2.4.9., 4.2.4.12.
- ASYMPTOTE 5.4.1., 5.4.4.3., 5.4.4.4.-5.4.4.4.2.,
 7.1.1.3., 7.1.2.1.; SKIZZE 8
 6.2.2.1.3.
- ASYNCHRONIE 6.2.2.3.
 ATP = ADENOSINTRIPHOSPHAT 6.2.1.1.1., 6.2.2.1.1.4., 6.2.2.3.,
 ATP ASE = MYOSIN-ATP ASE 6.2.3.1.3., 6.2.5.2.2.2.

AUFBAU DER ARBEIT	1.1.
- , FORDERUNGEN AN INHALT UND AUFBAU	1.1.
- , GEGLIEDERTES AUSWERTESYSTEM	5.4.4.8.
AUFBEREITUNG VON DATEN UND ERGEBNISSEN, ALLGEMEIN	1.1.
AUSBlick	7.2.5., 8.7.
AUSBLUTEN DES TIERES	4.2.1.
AUSEINANDERGLEITEN VON FILAMENTEN	6.2.5.2., 6.2.5.3.
AUSGANGSBEDINGUNGEN, BERUECKSICHTIGUNG	7.1.1.1., 5.4.4.4.3.
AUSGANGSLAENGE L(0);	
- ALS EINFLUSSGROESSE	7.1.1.1.3.-7.1.1.2.2.;
	TABELLEN 2, 6, 16-24
- ALS STANDARDISIERUNG	5.4.4.4.3.
- , BESTIMMUNG	4.4.1., 4.2.4.12.
- , DATENERFASSUNG, DATENSPEICHERUNG	4.4.1., 4.4.3.3.1.6.
- , ERREICHEN NACH ENTLASTUNG	4.7.1.
- , VERGLEICHBARKEIT IN BADLOESUNGEN	4.3.2.2.2.
- , VERWENDUNG IN RECHNUNG	4.6.2.
AUSGANGSMODELL	7.1.1.1.5.
AUSGANGSPUNKT UND ZEITLICHE ABFOLGE VON SCHRITTEN	1.1.
- , IN DER VORLIEGENDEN ARBEIT	1.1.
AUSGLEICHSGEWICHTE	4.2.4.7.; SKIZZE 1
AUSSTROM VON IONEN	6.2.2.1.-6.2.2.1.4.
AUSSTUELPUNGEN WAEREND KONTRAKTION	6.2.5.1.2.
AUSWERTUNG	4.6., 5.4.1., 7.1.-7.1.2.2.6.2.3.;
	TABELLEN 3, 7, 8, 14, 16-24, 25, 26,
	29-46; ABBILDUNGEN 3-48;
	SIEHE AUCH "ERGEBNISSE"
- ALS GLIEDERUNGSTEIL	1.1.
- , AUFTRENNUNG MODELLABHAENGIG / MODELLUNABHAENGIG	5.4.4.8.
- , PLANUNG DER	5.1.3.-5.1.3.2.
AUTOMATISCHER BETRIEB DES KURVENFOLGERS	4.4.3.1., 5.4.2.
AXIOME, GRUNDLAGEN VON WISSENSCHAFTEN	6.1.1.

- B
===
- B ;
- , STEIGUNG B DER LINEARISIERTEN HYPERBEL 4.6.1., 5.4.4.2.
 - , BLOECKE B SIEHE "BLOECKE", "BLOCKBILDUNG" 5.4.4.3.;
 - B1, B2, B3 = PARAMETER DER HYPERBEL SIEHE AUCH "PARAMETER DER HYPERBEL" SIEHE "BADGEFAESS", "BADLOESUNGEN", "DURCHGASUNG" SIEHE "BADLOESUNGEN" SKIZZE 1
- BAD
- BADFLUESSIGKEIT
- BADGEFAESS
- IN DER ANWENDUNG 4.2.4.5., 4.2.4.13.
 - , TECHNISCHE ANGABEN 4.3.1.4.
- BADLOESUNGEN;
- ALS EINFLUSSFAKTOR "LOESUNG L" 5.1.3.2., 7.1.1.1., 7.1.1.2.2., 8.7.;
 - , ANWENDUNG TABELLEN 2, 3, 6, 7, 16-24, 26 4.2.4.3., 4.2.4.5., 4.2.6.;
 - , BEEINFLUSSUNG DER ELASTISCHEN DEHNUNG SKIZZE 1 4.3.2.3.;
 - , BEOBACHTUNGEN UND ERGEBNISSE (VORUNTERSUCHUNGEN) SIEHE AUCH "ELASTISCHE DEHNUNG E" 4.7.
 - , EROERTERUNG 6.2.2.1.4.
 - , ZUSAMMENSETZUNG 4.3.3.; TABELLE 1
 - * SIEHE AUCH "ERSCHLAFFENDE LOESUNG A", "KONTRAHIERENDE LOESUNG B", "PRAEPARIERLOESUNG C", "IONEN"
- BARIUM 6.2.2.1.1.5., 6.2.2.1.1.2.
- BAUCHHOEHLE 4.2.2.
- BEDEUTUNG GLATTER MUSKULATUR 2.1.
- BEDINGUNGEN MUSKULAERER FUNKTION 6.2.2.-6.2.2.4., 8.6.
- BEFEHLSEINGABENIVEAU, PROGRAMM 5.4.2.
- BEIPROGRAMM ZU NOVACOM 7.1.1.2.1.
- BEISPIELE FUER DIE BEGRENZTHEIT MOEGLICHER SCHLUSSFOLGERUNGEN 7.2.4.
- BELASTENDE KRAFT 4.3.1.1., 4.5.
- BELASTUNG;
- DES MUSKELS IN DEN UNTERSUCHUNGEN 4.2.4.9., 4.3.1.1.;
 - , MIT DEM BELASTUNGSGEWICHT SKIZZE 2
 - , MIT DER SERREFINE 4.2.4.6., 4.3.1.1.;
 - , ENTLASTUNG DES MUSKELS SKIZZE 2 4.2.4.10., 4.3.2.1.4., 4.7.1.;
 - , UNBELASTETER MUSKEL SKIZZE 1 4.2.4.3.
 - , BELASTETE HEBELSTELLUNG 4.2.4.7., 4.2.4.12.
 - , UNBELASTETE HEBELSTELLUNG 4.2.4.7.
 - , BEOBACHTUNGEN DER VORUNTERSUCHUNGEN 4.7.1.
 - , DEFINITION DER NACHDEHNUNG 2.2.1.
 - , PHASEN DER NACHWIRKUNGSERSCHEINUNGEN 6.2.1.1.2.
- BELASTUNGSGEWICHT 4.3.1.1.;
- BELASTUNGSRICHTUNG; SKIZZEN 1, 3
- , AUSRICHTUNG IN DIE 6.2.4.1.
 - UND ELASTIZITAET 6.2.1.2.2.1.
- BEOBACHTUNGSEINHEIT 5.1.3.1.
- BESTIMMTHEITSMASS 5.4.4.7., 5.4.4.8., 7.1.2.2.2., 7.1.2.2.5.3.

BETRACHTUNG DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN ALS GESAMTHEIT	SIEHE INHALTSVERZEICHNIS ZUM ABSCHNITT 7.
BETRAG DER ABWEICHUNG	5.4.3.1.1.
BETRIEBSWEISEN DER "POSITRONIC" BEWEGUNG	4.4.3.1. 6.2.1.2.1.
- , KONTRAKTILE TAETIGKEIT	6.2.1.2., 6.2.1.1.2., 6.2.1.2.2.2.
BEWERTUNG;	
- DER ERZIELTEN DATENERFASSUNGS- GENAUIGKEIT	5.4.3.3.
- , ABSCHLIESSENDE BEWERTUNG DER ZIELE DER ARBEIT	7.2.5.
BEZUGSSYSTEM VON EICHPUNKTEN UND KURVENPUNKTEN	5.4.2.
BH = BEHANDLUNG = VORBEHANDLUNG DER TIERE	SIEHE "VORBEHANDLUNG DER TIERE" 9.
BIBLIOGRAPHIE	1.2.
BIBLIOGRAPHISCHE TAETIGKEIT	TABELLE 1
BICARBONAT	6.2.4.2.
BINDEGEWEBSANTEIL;	2.4.
- , MUSKELN MIT GERINGEM	3.1.
- , MUSKELN MIT HOEHEREM	6.2.1.2.2.2.1., 6.2.5.1.5.;
BINDUNGEN	SIEHE AUCH "QUERBRUECKENBINDUNGEN"
BIOMATHEMATIK;	
- ALS INTERDISZIPLINAERER BEREICH	1.1.
- , PETER-PRINZIP DER	6.1.4.4.
- , PLANUNG DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN	5.1.-5.1.5., 8.5., 8.6.
- , "VERSUCH" ALS BEGRIFF	5.1.3.2.
- * SIEHE AUCH "BLOCKBILDUNG", "RANDOMISIERUNG", "VERSUCHS- PLANUNG", "ORIGINALDATEN", "MODELL", "MODELLBILDUNG", "AUSWERTUNG"	
BLASE DER TIERE	4.2.2.
BLOCKBILDUNG;	
- ALS ALLGEMEINES PLANUNGSKRITERIUM	5.1.
- , BEDEUTUNG	7.1.1.2.2.; ABBILDUNGEN 10-12
- FUER BADLOESUNGEN, STAMMLOESUNGEN	6.2.2.1.4.
- FUER DEN HAUPTVERSUCH	5.1.3.2.-5.1.3.3.; TABELLE 6
- - FUER DIE TIERUNTERBRINGUNG	5.1.3.3.; TABELLE 5
BLOECKE;	
- ALS EINFLUSSFAKTOR	7.1.1.1.1., 7.1.1.1.3.-7.1.1.2.2.
- * SIEHE AUCH "BLOCKBILDUNG"	
BRONSTEIN, LINEARISIERUNGSSCHRITT NACH BRONSTEIN	4.6.1., 5.4.4.2., 5.4.4.3., 7.1.2.1., 8.5.; ABBILDUNGEN 13, 14
BRUMMEN, 50 HZ	4.3.2.3.

C
===

C1, C2, C3, C4 = PARAMETER DER STAMMFUNKTION DER HYPERBEL	5.4.4.5.
CADMIUM	6.2.2.1.1.5.
CALCIUM	6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.3., 6.2.2.1.4., 6.2.2.3.; TABELLE 1
C AMP = CYCLISCHES ADENOSINMONOPHOSPHAT;	
- , GESCHLECHTSHORMONE	6.2.2.2.
- , IONEN	6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.1.2.
CELMOI-TABELLEN	7.1.1.2.1.; TABELLEN 16-19
CHARAKTERISTISCHE GLEICHUNG CHEMISCH-POTENTIELL;	6.2.3.2., 6.2.2.3.
- , FALTENBILDUNG	6.2.5.1.1.
- , KRAEFTE DER ELASTIZITAET	6.2.1.2.2.2.1.
CHI-QUADRAT-ANPASSUNGS-TEST	5.4.3.1.2.
CHLORID	TABELLE 1
CIRCULARIS	6.2.4.1., 6.2.4.3.
COFFEIN	6.2.2.3.
COMO = "CONCOMITANT VARIABLES MAGNITUDE ORDERING"	
- , COMO CUMULATIVE DROPPING UND COMO SINGLE DROPPING	7.1.1.1.5.-7.1.1.2.2.
COMPLIANCE	7.1.1.1.5.-7.1.1.2.2.
COMPOUND-EFFEKTE	5.3.2., 5.3.3. 7.1.1.2.2.

- D
===
- D1, D2 = KOEFFIZIENTEN DER
LOGARITHMISCHEN ANPASSUNG
- D 600 = SUBSTANZ D 600
- DAA = DURCHSCHNITTLICHE ABSOLUTE
ABWEICHUNG
- DAEMPFER
- DARMKONVOLUT
- *DARSTELLUNG 1*
- *DARSTELLUNG 2*
- *DARSTELLUNG 3*
- *DARSTELLUNG* 1, 2, 3
- , DEFINITION DES BEGRIFFS
- DATEI
- DATEN:
- FRUEHERER ARBEITEN
 - , MEDIZINISCHE, EXPERIMENTELLE,
PHYSIOLOGISCHE
 - * SIEHE AUCH "ORIGINALDATEN"
- DATENAUSWERTUNG:
- DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN
 - DER VORUNTERSUCHUNGEN
 - , SYNOPTISCHE DATENAUSWERTUNG
- DATENEINGABE IN EINE EDV-ANLAGE
- DATENERFASSUNG
- DATENFUELLE, RECHENZEITPROBLEME
- DATENREDUKTION
- DATENSICHTGERAET
- DATENSTRUKTUR
- DATENTRAEGER
- DATENVERARBEITUNG:
- DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN
 - DER VORUNTERSUCHUNGEN
 - , SYNOPTISCHE DATENAUSWERTUNG
 - * SIEHE AUCH "VERSUCHSPLANUNG"
- DEFINITIONEN:
- , ELASTIZITAET, PLASTIZITAET,
VISKOSITAET
 - , NACHDEHNUNG, RELAXATION
 - , NACHDEHNUNGSGROESSEN
- DEFORMIERUNGEN:
- , MECHANISCHE
 - , PLASTISCHE
- TABELLE 3; 7.1.2.2.5.3.
6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.4., 6.2.2.3.;
TABELLE 1
- 5.4.3.1.1., 5.4.3.1.2., 5.4.3.2.2.;
TABELLEN 9, 10, 13
6.2.5.1.3.; SKIZZEN 11, 12, 13, 14
4.2.2.
T,N-WERTEPAARE ALS ORIGINALDATEN
ZEIT, NACHDEHNUNG
T,(DN/DT)-WERTEPAARE ALS 1. ABLEITUNG
NACH DER ZEIT
N,(DN/DT)-WERTEPAARE ALS HAEUFIGE
DARSTELLUNG FRUEHERER ARBEITEN,
DIE DAS HYPERBELMODELL BENUTZTEN
SIEHE AUCH INHALTSVERZEICHNIS ZU DEN
ABSCHNITTEN 7.1.2.2.5.1.-7.1.2.2.6.2.3.
7.1.2.2.4.
5.4.2.
- 5.4.4.8., 7.1.2.2.1.2.
- 5.4.4.2.
- 5.4.1., 5.4.4., 7.1.-7.1.2.2.6.2.3.,
8.7.
4.6.-4.6.2., 8.4.
7.1.1.
4.4.2.
SIEHE INHALTSVERZEICHNIS ZU DEN
ABSCHNITTEN 4.4.-4.4.3.3.2.,
5.4.-5.4.3.3., 8.3.-8.5.;
SIEHE AUCH "GENAUIGKEIT"
5.4.4.2.
7.1.2.2.1.1.
4.4.2.
5.1.3.-5.1.3.3., 5.2., 5.4.3.2.2.,
7.1.1.1.
4.4.2., 4.4.3.3.1.6., 5.4.4.2.
- 5.4.1., 5.4.4., 7.1.-7.1.2.2.6.2.3.,
8.7.
4.6.-4.6.2., 8.4.
7.1.1.
- 6.2.1.2.2.1., 8.6.
2.2., 5.3.4.
7.1.1.1.1., 5.4.4.4.2., 5.4.4.5.2.,
5.4.4.6.
- 6.2.1.1.2.
6.2.1.2.2.2.2.

- DEHNBARKEIT, GESCHLECHTSHORMONE 6.2.2.2.
 DEHNUNG;
 - , DEFINITION DER RELAXATION 2.2.2.
 - DER MESSAPPARATUR = COMPLIANCE 5.3.2.
 - , PHASEN DER 6.2.5.1.5.
 - * SIEHE AUCH "NACHDEHNUNG",
 "ELASTISCHE DEHNUNG"
 "DEHNUNG WAEHREND DER ERSTEN SEKUNDE"
 G(1)-E ALS EINFLUSSGROESSE 7.1.1.1.3.-7.1.1.2.2., 8.7.;
 ABBILDUNGEN 5, 6
 "DEHNUNG ZWISCHEN DEM ENDE DER 1. UND
 2000. SEKUNDE" G(2000)-G(1)
 ALS EINFLUSS- UND ZIELGROESSE 7.1.1.1.3.-7.1.1.2.2.;
 ABBILDUNGEN 7, 8
 6.2.1.1.1.
 DEHNUNGSAKTIVIERUNG
 DEHNUNGSGESCHWINDIGKEIT, -RATE;
 - ALS PASSIVS GESCHEHEN 6.2.1.2.1.
 - UND PLASTIZITAE, HYSTERESE 6.2.1.2.2.2.2., 6.2.1.2.2.2.5.,
 6.2.1.2.2.2.6.
 - UND TONUS 6.2.1.1.1.
 DEHNUNGSKURVE ABBILDUNGEN 1, 2
 - , REGISTRIERUNG 4.3.1.2., 4.3.2.3.
 - , "ZURUECKHOLEN" 4.3.2.3.
 DEHNUNGSREGISTRIERUNG SIEHE "REGISTRIERUNG", "VERLAENGERUNG
 EINES MUSKELS", "GENAUIGKEIT"
 DEHNUNGSSCHWINGUNG 4.4.3.3.1.3., 4.7.1., 5.4.4.4.1.,
 5.4.4.6., 7.1.1.1.1., 7.1.1.1.3.-
 7.1.1.2.2.; SKIZZE 9
 6.2.1.2.2.2.1.
 DEHNUNGS-SPANNUNGS-BEZIEHUNG
 DEHNUNGSWERTE;
 - , ABSOLUTE 5.4.2.
 - , DATENERFASSUNG 4.4.1.-4.4.3.3.2., 5.4.2.;
 SIEHE AUCH "GENAUIGKEIT"
 - * SIEHE AUCH "NACHDEHNUNG"
 "DELLE" = FLACHERER VERLAUF DER
 DEHNUNGSKURVE 5.3.4., 5.4.4.6., 6.2.3.1.3.,
 7.1.1.1.1., 7.1.1.2.2., 7.1.2.2.6.1.1.,
 4.6.1., 5.4.3., 5.4.4.1.; SKIZZE 7
 DELTA-WERTE = DIFFERENZEN
 "DENSE BODIES" = "DICHE KOERPER"
 (= TEILSTRUKTUR DER
 MUSKELZELLE) 6.2.5.1.4.
 DEPOLARISATION 6.2.2.1.1.1., 6.2.3.1.3.
 DESKRIPTIVE BETRACHTUNG 7.1.2.2.1.2.
 DEUTUNG;
 - ALS GLIEDERUNGSTEIL 1.1.
 - , VERSCHIEDENE BEI GLEICHEM
 SACHVERHALT 7.1.2.2.5.5., 7.2.2., 7.2.4.3.
 "DICHE KOERPER" (= TEILSTRUKTUR DER
 MUSKELZELLE) 6.2.5.1.4.
 DIFFERENZEN = DELTA-WERTE 4.6.1., 5.4.3., 5.4.4.1.; SKIZZE 7
 DIFFERENTIALE 4.6.1.
 DIGITALER WERT, UMSETZUNG EINES
 ANALOGEN SIGNALS IN 4.4.2.
 DIGITALISIERUNGSSCHRITTWEITE 5.4.3.1.1.;
 SIEHE AUCH "ERFASSUNGSGRENZE"
 DIOESTRUS, TIERE IM 4.8.1., 4.8.2., 4.8.3., 5.1.5., 4.7.1.,
 4.7.2., 4.3.2.3.; TABELLEN 2, 3
 - * SIEHE AUCH
 "PROGESTERONWIRKUNG" 6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.1.4., 6.2.2.1.3.,
 6.2.2.2.
 DISKONTINUITAET 6.2.1.2.2.2.4.
 DISKUSSION ALS GLIEDERUNGSTEIL 1.1.
 DISSOZIIEREN VON FILAMENTEN 6.2.5.2.2.1., 6.2.5.2.2.2.

DN-WERTE	4.6.1., 5.4.4.1.
DNDT-WERTE	4.6.1., 5.4.1., 5.4.4.1.-5.4.4.3., 5.4.4.4.2., 5.4.4.5., 7.1.2.2.4.
DOE = IM DIOESTRUS (= VORBEHANDLUNG DER TIERE)	SIEHE "DIOESTRUS"
DOPPELWANDGEFAESS = BADGEFAESS	SKIZZE 1
- IN DER ANWENDUNG	4.2.4.5., 4.2.4.13.
- , TECHNISCHE ANGABEN	4.3.1.4.
DRA = DURCHSCHNITTLICHE REALE ABWEICHUNG	5.4.3.1.1., 5.4.3.1.2., 5.4.3.2.2.;
	TABELLEN 9, 10, 13
DREHPUNKT	SKIZZE 3
DRUCK-VOLUMEN-HYSTERESESCHLEIFEN	6.2.1.2.2.2.6.
DT-WERTE	4.6.1., 5.4.4.1.
DURCHGASUNG;	
- , DURCHGASTE PRAEPARIERLOESUNG	4.2.3.
- , DURCHGASTES BAD	4.2.4.3.
- , NOTWENDIGKEIT	6.2.2.3.
DURCHSCHNITTE;	
- VON WERTEN DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN	TABELLEN 16-19; ABBILDUNGEN 10-14
- VON LAENGENMESSUNGEN AM HEBELARM	4.3.1.1.; SKIZZE 3
DYNAMISCHE EIGENSCHAFTEN DES MUSKELS	6.2.1.1., 6.2.1.1.2.
DYNAMISCHER PROZESS DES ARBEITENS	1.1.
DYNAMISCHES GLEICHGEWICHT VON QUERBRUECKENBINDUNGEN	6.2.5.2.2.2.

- E
===
- E = ELASTISCHE DEHNUNG SIEHE "ELASTISCHE DEHNUNG E"
- E (KLEINGESCHRIEBEN SOWIE
IM STICHWORTVERZEICHNIS
ALS BASIS VON POTENZEN) =
EULERSCHE ZAHL = 2,71 ...
- E. = EICHPUNKTE 5.4.2.; SKIZZE 5
- EA = ERSCHLAFFENDE LOESUNG A SIEHE "ERSCHLAFFENDE LOESUNG A"
- EDTA 6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.4.
- EDV = ELEKTRONISCHE DATENVERARBEITUNG SIEHE "ELEKTRONISCHE DATENVERARBEITUNG"
- EFFEKTE IN EINEM STATISTISCHEN MODELL 7.1.1.1.5.-7.1.1.2.3.
- EICHEN, EICHUNG;
- , ANWENDUNG BEI MUSKELUNTERSUCHUNGEN
 - , 1. EICHUNG 4.2.4.7.
 - , 2. EICHUNG = RUECKEICHUNG 4.2.4.11.
 - , EDV-EICHUNG
 - - IM ERSTEN DATENERFASSUNGS-PROGRAMM 4.4.2., 4.4.3.3.1.2., 4.4.3.3.1.4.
 - - IM ZWEITEN DATENERFASSUNGS-PROGRAMM 5.4.2.
 - , RUECKEICHUNGEN 4.4.3.3.1.4., 5.4.2.
 - , GENAUIGKEIT 5.4.3.2.1.; TABELLE 12
 - , ZWECK DER RUECKEICHUNG 4.3.2.3.
- EICHSTUFEN, EICHSYSTEME;
- , EICHSTUFENINTERVALL 4.4.3.3.1.4.
 - , EICHSTUFENPUNKTE, EICHPUNKTE E. 4.4.2., 5.4.2.; SKIZZE 5
 - , EINLESEN 4.4.3.3.1.2.
 - IN BISHERIGEN ARBEITEN 4.4.1.
 - , PROJEKTION, ZWEITES DATENERFASSUNGSPROGRAMM 5.4.2.
- EIGENSCHAFTEN DES MUSKELS,
- INSBESONDERE DES GLATTEN
 - , ALLGEMEINE 6.2.1.; SIEHE AUCH "FUNKTION"
 - , DYNAMISCHE 6.2.1.2.2.-6.2.1.2.2.2.6.
 - UND FILAMENTE 6.2.1.1., 6.2.1.1.2., 6.2.1.2.1., 6.2.5.2.2.2.
- "EINFANGEN DER KURVE" 4.3.2.3.
- EINFLUESSE, KONTROLLE STOERENDER 5.1.3.2.
- EINFLUSSFAKTOREN, -GROESSEN, -VARIABLEN;
- , BEDEUTUNG DER VERSUCHSPLANUNG 6.2.2.4.
 - , POSTULAT 7.1.2.2.5.5.
 - , RANDOMISIERTE ZUTEILUNG 5.1.3.2.
 - UND STANDARDISIERUNG 4.8.1.
 - , UNTERSUCHUNG UND ERGEBNISSE 7.1.1.1.3.-7.1.1.4.
- EINGEWEIFEMUSKULATUR SIEHE "GLATTE MUSKULATUR"
- EINHEITLICHER VORGANG, NACHDEHNUNG 7.2.4.1., 7.2.4.2.
- EINLEITUNG 2.
- "EINLESEN";
- DER EICHSTUFENSYSTEME 4.4.3.3.1.2.
 - DER ELASTISCHEN DEHNUNG 4.4.3.3.1.3.
 - DES GRUNDLINIENVERLAUFS 4.4.3.3.1.1.
 - DER KURVENPUNKTE 4.4.3.3.1.4.
 - EINES KURVENPUNKTES ODER -ZUGES, GENERELL 4.4.3.1.
- EINSTELLEUPE 4.4.3.1., 4.4.3.3.2.
- EINSTROM VON IONEN 6.2.2.1.-6.2.2.1.4.
- EINZELPUNKTBETRIEB DES KURVENFOLGERS 4.4.3.1., 5.4.2.
- "EINZELUNTERSUCHUNG" ALS BEGRIFF 5.1.3.2.

ELASTIN	6.2.4.2., 6.2.5.1.2.
ELASTISCHE DEHNUNG E	4.3.2.3.; SKIZZE 9
- , ABSCHAETZUNG	4.3.2.3.
- ALS EINFLUSSGROSSE UND ZIELGROSSE	7.1.1.1.3.-7.1.1.2.2.;
	TABELLEN 2, 6, 16-24
- , BEOBACHTUNGEN DER VORUNTERSUCHUNGEN	4.7.1.
- , EINLESEN	4.4.3.3.1.3.
- , KRITISCHE AUSEINANDERSETZUNG	5.4.4.4.1., 5.4.4.4.2.,
	5.4.4.6.; SKIZZE 9
- UND BLOCKBILDUNG	5.2.
- , VERWENDUNG IN RECHNUNG	4.6.2.
- , ZEITLICHE ERSTRECKUNG	7.1.1.1.1.
ELASTIZITAET	6.2.1.2.2.2.1., 4.7.1., 6.2.5.1.3.;
	6.2.5.2.2.2.; SKIZZEN 11-13
- , BEGRIFFSBESTIMMUNG	6.2.1.2.2.1.
- , ELASTIZITAETSBEGRIFF UND ELASTISCHE DEHNUNG	4.7.1.
- * SIEHE AUCH "STRUKTUR GLATTER MUSKULATUR"	6.2.4., 6.2.5., 6.2.1.1., 8.6.
ELASTOELASTIZITAET	6.2.5.1.3.
- , BEGRIFFSBESTIMMUNG	6.2.1.2.2.1.
ELEKTROLYTE	6.2.2.1.1.-6.2.2.1.4.
ELEKTROMECHANISCHE KOPPLUNG	6.2.2.1.1.1.
ELEKTRONENMIKROSKOPISCH	6.2.5.2.2.1., 6.2.5.2.2.2.
ELEKTRONISCHE DATENVERARBEITUNG (EDV);	
- , BENUTZTE EDV-ANLAGE, KURVENFOLGER	4.4.3.1.
- , EDV-ANWENDUNG ALS INTERDISZIPLINAERER BEREICH	1.1.
- , PROGRAMME	
- - , GESAMTUMFANG	4.4.3.2.
- - , ERSTES DATENERFASSUNGSPROGRAMM	4.4.3.3.
- - , ZWEITES DATENERFASSUNGSPROGRAMM	5.4.2.
- - * SIEHE AUCH "ITERATIONSVERFAHREN"	
- , ZIELE: DATENERFASSUNG	3.4., 4.4.2.
EMPIRISCHE VARIANZ DER REALEN ABWEICHUNGEN	5.4.3.1.2.
ENDLAENGE L(ENDE);	
- ALS ZIELVARIABLE	7.1.1.1.3.-7.1.1.2.2.;
	TABELLEN 2, 6, 16-24
- , BESTIMMUNG	4.2.4.13.; SKIZZE 2
- , DATENERFASSUNG, DATENSPEICHERUNG	4.4.1., 4.4.3.3.1.6.
- , VERWENDUNG IN RECHNUNG	4.6.2., 5.4.4.4.3.
ENDLICHE STEIGUNG	5.4.4.5.3.
ENDOPLASMATISCHES RETIKULUM	6.2.4.3.
ENERGIE UND KONTRAKTION	6.2.1.2.1., 6.2.2.3., 6.2.3.2.
ENTARRETIEREN DES HEBELS	4.2.4.7., 4.2.4.9., 4.2.4.12.;
	SKIZZE 1
ENTLASTUNG DES MUSKELS	4.2.4.10.
EPISKOP	5.4.2.
ERFASSUNGSGENAUIGKEIT	SIEHE "GENAUIGKEIT"
ERFASSUNGSGRENZE;	
- DER POSITRONIC	4.4.3.3.2., 5.1.2., 5.4.3.1.1.
- DES ANALOG-DIGITAL-WANDLERS	5.1.2.
- FUER EINZELPUNKT IM ERSTEN DATENERFASSUNGSPROGRAMM	4.4.3.3.2.
- IM ZWEITEN DATENERFASSUNGSPROGRAMM	5.4.2., 5.4.3., 5.4.3.2.1.
ERFORSCHUNG GLATTER MUSKULATUR	6.2.1.1.

ERGEBNIS(SE);	
- ALS GLIEDERUNGSTEIL	1.1.
- BIBLIOGRAPHISCHER TAETIGKEIT	1.2.
- , "DELLEN"	5.3.4.
- DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN	7.1.1.2.-7.1.1.4., 7.1.2.1., 7.1.2.2.5.;
	TABELLEN 7, 8, 14, 16-24, 25, 26, 29-46
- DER VORUNTERSUCHUNGEN	4.7.-4.7.2., 4.8.3.;
	TABELLE 3
- , ERKENNTNISSE	1.1.
- UND CHARAKTER EINER ARBEIT	1.1.
- , VERFLECHTUNG VON METHODEN	
UND ERGEBNISSEN	1.1., 6., 7.1., 7.1.1.1.4., 8.1.
ERHOLUNG DES MUSKELS;	
- NACH ABBINDEN UND KLAMMERN	4.3.2.1.2.
- NACH BELASTUNG	4.3.2.1.4., 6.2.1.1.2., 6.2.1.2.2.2.6.
ERKENNTNISSE	1.1.
ERKLAERUNGEN	SIEHE "DEFINITIONEN"
ERREGBARKEIT, HERABSETZUNG,	
PROGESTERON	4.8.2.
ERSATZTIERE	5.2.
ERSCHLAFFENDE LOESUNG A;	
- ALS EINFLUSSGROESSE	5.1.3.2., 7.1.1.1.3.-7.1.1.2.2.;
	TABELLEN 2, 3, 6, 7, 16-24, 26
- , ANWENDUNG	4.2.4.5., 4.2.4.6.;
- , EROERTERUNG	6.2.2.1.3.
- UND DEHNUNGSWERTESTANDARDISIERUNG	5.4.4.4.3.
- ZUSAMMENSETZUNG	4.3.3.;
ERSCHLAFFUNG;	TABELLE 1
- , CALCIUM	6.2.2.1.1.1.
- , KALIUM, C AMP, C GMP	6.2.2.1.1.2., 6.2.2.3.
- , QUERBRUECKEN	6.2.5.2.2.2.
- , TRANSMUTATIONSMODELL	6.2.5.1.5.
- UND VISKOSITAET	6.2.1.2.2.2.4.
- * SIEHE AUCH "KONTRAKTION"	
ERWARTUNGSWERT	5.4.3.1.1.
EX. = EXTRAPOLATIONSGRENZEN	5.4.2.;
EXPERIMENTELLE ARBEITEN	SKIZZE 6
EXPERIMENTELLE DATEN	1.1.
EXPONENTIELL;	SIEHE "ORIGINALDATEN"
- , DEHNUNGS-SPANNUNGS-BEZIEHUNG	6.2.1.2.2.2.1.
- , EXPONENTIALTERME,	
VISKOELASTIZITAET	6.2.1.2.2.2.4.
- , FUNKTION(EN)	7.1.2.2.4., 7.1.2.2.5.1.1.-
	7.1.2.2.6.2.3., 7.2.3., 7.2.4.
- , VERLAUF	6.2.1.1.2., 6.2.1.2.2.2.4.
EXTRAPOLATION;	
- BEIM EICHEN	5.4.2.
- , METHODENKRITIK	6.2.3.1.2.
EXTRAPOLATIONSGRENZEN EX.	5.4.2.;
EXTRAZELLULAERRAUM	SKIZZE 6
	6.2.4.3.

F
===

FADEN, ANWENDUNG ZUM ABBINDEN
FAKTOREN IM STATISTISCHEN SINN

4.2.4.1., 4.2.4.2.
5.1.3.2., 7.1.1.1.1., 7.1.1.1.3.-
7.1.1.2.2.†
SIEHE AUCH "EINFLUSSFAKTOREN"
5.1.3.2.†; 7.1.1.1.6.†
SIEHE AUCH "EINFLUSSFAKTOREN"

FAKTORSTUFEN

FARBMARKIERUNGSSYSTEM ZUR
TIERKENNZEICHNUNG

5.1.4.
6.2.3.1.1., 6.2.4.1.
6.2.5.1.3.† SKIZZEN 11-13

FASERVERLAUF

FEDERN

FEHLER†

- , AUFGETRETENER
- , GEWICHTIGER
- , KONSTANTER, ADDITIVER
- , RELATIVER
- , SYSTEMATISCHER

5.4.3.
5.4.4.2.
5.3.2., 5.4.3.3., 5.4.4.4.1.
5.4.3., 5.4.4.1.
5.4.3.-5.4.3.3., 7.1.2.2.5.5.,
7.1.2.2.6., 7.2.3.
4.4.3.3.2., 5.4.3.1.1., 5.4.3.1.2.
5.4.3., 5.4.3.3.
5.4.3.-5.4.3.3.
5.4.3.1.1., 5.4.3.1.2.

- , THEORETISCHER

- , ZUFAELLIGER

FEHLERBETRACHTUNG

FEHLERFORTPFLANZUNG

FEHLERQUELLEN†

- , COMPLIANCE
- , INTERPRETATION VON PRUEFGROESSEN
- , MITTELWERTE
- , PROJEKTION MIT EPISKOP
- , SCHAETZUNG VON ABSTAENDEN

5.3.2.
7.1.
7.1.2.2.6.
5.4.2., 5.4.3.2.1.
4.4.2.
4.2.3.† SKIZZE 2
4.2.2.

FEINPRAEPARATION

FELL DES TIERES

FEMO = "FACTORIAL EFFECTS MAGNITUDE
ORDERING"

7.1.1.1.5.-7.1.1.2.2.

- , FEMO CUMULATIVE DROPPING UND
FEMO SINGLE DROPPING

7.1.1.1.5.-7.1.1.2.2.

FEUCHTIGKEIT, AUFSAUGEN DER

4.2.4.14.

FIBRILLEN

6.2.5.2.2.

FILAMENTE

- , DICKE, MYOSIN
- , DUENNE, AKTIN

6.2.5.2.2.1., 6.2.5.2.-6.2.5.3.
6.2.5.2.2.1., 6.2.1.1.1.
6.2.5.2.2.1.

FILTERPAPIER = FLIESSPAPIER†

- , ANWENDUNG
- , TECHNISCHE ANGABE

4.2.4.1., 4.2.4.14.
4.3.1.4.

FLACHERER VERLAUF DER DEHNUNGSKURVE
("DELLE")

5.3.4.
SIEHE "PLASTIZITAET"

FLIESSEN

FLIESSPAPIER†

- , ANWENDUNG
- , TECHNISCHE ANGABE

4.2.4.1., 4.2.4.14.
4.3.1.4.

FORDERUNGEN AN INHALT UND AUFBAU
DER ARBEIT

1.1.

FORM†

- , UTERUSHORN
- , ZELLFORM

4.8.2., 4.3.2.2.1., 4.2.2.
6.2.4.3.
6.2.1.2.2.1.

FORMAENDERUNGEN, BEGRIFFSBESTIMMUNGEN

FRAGESTELLUNG(EN)†

- DER ARBEIT
- , SPEZIELLE DER VORUNTERSUCHUNGEN

1.1., 3.-3.5.
4.8.-4.8.3.
7.1.1.1.5., 7.1.1.2.1., 7.1.1.2.2.,
7.2.4.1.† TABELLEN 20-24

F-TEST, F-WERT

FUNKTION GLATTER MUSKELN;	
- ALS GLIEDERUNGSKRITERIUM	6.1.6.
- , ASPEKTE DER FUNKTION	6.2.1.-6.2.5., 8.6.
- UND STRUKTUR ALS FORSCHUNGS-	
ANSAETZE	7.2.5.
FUNKTIONALE BEZIEHUNG ZWISCHEN	
LAENGE UND SPANNUNG	2.3.
FUNKTIONEN, MATHEMATISCHE,	
ZUM VERGLEICH	7.1.2.2.4., 7.1.2.2.2.;
	ABBILDUNGEN 15-48

FUNKTIONEN IM EINZELNEN :	7.1.2.2.4.
---------------------------	------------

$$11 : Y = K1 * \frac{X - K3}{X - K2}$$

$$12 : Y = K1 + K2 * K3^X$$

$$13 : Y = K1 + K2 * K3^{\text{LN } X}$$

$$14 : Y = K1 * E^{K2 * X}$$

$$15 : Y = K1 * E^{K2 * \text{LN } X}$$

$$16 : Y = K1 + K2 * E^{K3 * X}$$

$$17 : Y = K1 + K2 * E^{K3 * \text{LN } X}$$

$$18 : Y = K1 + K2 * E^{K3 * X} + K4 * E^{K5 * X}$$

$$22 : Y = K1 + K2 * \text{LN } X$$

$$25 : Y = K1 / X$$

- G
===
- G = GESAMTVERLAENGERUNG G
BIS ZUM ZEITPUNKT T
- G(T) = GESAMTDEHNUNG G(T) SIEHE "GESAMTDEHNUNG G(T)"
= GESAMTVERLAENGERUNG G
BIS ZUM ZEITPUNKT T
- G(1;T) = GESAMTDEHNUNG G(T) SIEHE "GESAMTDEHNUNG G(T)"
= G(T) - G(1) = N(T) - N(1)
= N(1;T)
= GESAMTVERLAENGERUNG G
ZWISCHEN DEN ZEITPUNKTEN
1 SEC UND T
- GASGEMISCH
GAUSS-VERTEILUNG
GENAUIGKEIT;
- DER ANALYSENWAAGE
- DER DEHNUNGSMESSUNG
-- IN FRUEHEREN ARBEITEN
-- IM ERSTEN DATENERFASSUNGS-
PROGRAMM
-- IM ZWEITEN DATENERFASSUNGS-
PROGRAMM
- DER SCHUBLEHRE
- UND DATENREDUKTION
- UND EDV-EINSATZ
- UND ELASTIZITAETSBEGRIFF
- UND TIERWAHL/STANDARDISIERUNG
- * SIEHE AUCH "ERFASSUNGSGRENZE",
"FEHLER", "FEHLERBETRACHTUNG",
"FEHLERQUELLEN"
- GERAETE, ANGABEN ZU DEN VERWENDETEN
GESAETZMAESSIGKEITEN;
- , ZIELE: VERGLEICH MIT FRUEHEREN
ARBEITEN
- GESAMTDEHNUNG G(T) =
GESAMTVERLAENGERUNG G(T)
- , VERWENDUNG IN RECHNUNG
- GESAMTHEIT, BETRACHTUNG DER HAUPT-
UNTERSUCHUNGEN ALS GESAMTHEIT
- GEWEBESTREIFEN
GEWICHT;
- , AUSGLEICHSGEWICHTE
- , BELASTUNGSGEWICHT
- , PRAEPARATEGEWICHT
- , TIERGEWICHT
- GLAS, VISKOELASTIZITAET
GLASHAKEN
- , BENUTZUNG
- GLATTE MUSKULATUR;
- , EINLEITUNG
- , UEBERBLICK UEBER PHYSIOLOGIE
- 5.4.4.6., 7.1.1.1.1.;
SIEHE AUCH "GESAMTDEHNUNG G(T)"
4.2.4.3.; SKIZZE 1
5.4.3.1.2., 7.1.1.1.2., 7.1.1.4.
4.3.1.3.
SIEHE AUCH INHALTSVERZEICHNIS ZU DEN
ABSCHNITTEN 5.4.3.-5.4.3.3.
4.4.1.
4.4.3.3.2., 5.4.3.1.1.; TABELLE 9
5.4.3.1.2.-5.4.3.3.; TABELLEN 10-12
4.3.1.1., 4.3.1.3.
7.1.2.2.1.1.
4.4.2., 5.1.2., 5.4.3.3., 8.4., 8.5.
4.7.1.
4.8.1.
4.3.1.
3.1., 8.2.;
SIEHE AUCH INHALTSVERZEICHNIS ZU DEN
ABSCHNITTEN 4., 5., 7.
4.3.2.3., 5.4.4.4.1., 7.1.1.1.;
TABELLE 6
4.6.2., 5.4.4.5.2., 5.4.4.6., 7.1.1.1.1.
SIEHE INHALTSVERZEICHNIS ZUM
ABSCHNITT 7.
6.2.3.1.1.
4.2.4.7.; SKIZZE 1
4.3.1.1.; SKIZZEN 1, 3
SIEHE "PRAEPARATEGEWICHT PG"
SIEHE "TIERGEWICHT TG"
6.2.1.2.2.4.
SKIZZE 1
4.2.4.8., 4.2.4.10., 4.2.4.12.
2.1.
SIEHE INHALTSVERZEICHNIS ZUM
ABSCHNITT 6.

GLEICHUNGEN :

- 1 :
$$\frac{DN}{DT} = \frac{A1 + A2 * N}{A3 + A4 * N}$$
 2.4.1.
- 2 : NACHDEHNUNG $N(T) =$
GESAMTDEHNUNG $G(T) =$
ELASTISCHE DEHNUNG E 4.4.3.3.1.4.
- 3 : $N = D1 + D2 * LN T$ 4.5.
- 4 : $NQUER = \left(\frac{N}{I} + \frac{N}{I+1} \right) / 2$ 4.6.1.
- 5 : $\frac{DN}{I} = \frac{N}{I+1} - \frac{N}{I}$ 4.6.1.
- 6 : $\frac{DT}{I} = \frac{T}{I+1} - \frac{T}{I}$ 4.6.1.
- 7 : $DNDT = \frac{DN}{I} / \frac{DT}{I}$ 4.6.1.
- 8 : $GY = \frac{NQUER - NQUER(C)}{DNDT - DNDT(C)}$ 4.6.1.
- 9 : $GY = A + NQUER * B$ 4.6.1.
- 10 : $ALPHA = F / ((A * DNDT(C)) - NQUER(C))$ 4.6.1.
- 11 : $A1 = F = ALPHA * ((A * DNDT(C)) - NQUER(C))$ 4.6.1.
- 12 : $A2 = ALPHA * (1 + (B * DNDT(C)))$ 4.6.1.
- 13 : $A3 = ALPHA * A$ 4.6.1.
- 14 : $A4 = ALPHA * B$ 4.6.1.
- 15 : $Y_{AH} = \frac{DNDT(C) + \frac{NQUER - NQUER(C)}{A + B * NQUER}}{A + B * NQUER}$ 4.6.1.
- 16 : $RTK = \frac{L0 + E + N(2000) - L(ENDE)}{E + N(2000)}$ 4.6.2.
- 17 : $RTK = \frac{L0 + G(2000) - L(ENDE)}{G(2000)} = \frac{RETRAKTION}{G(2000)}$ 4.6.2.
- 18 : $L1 - L2 = (LW1 + EPS(FB) - (LW2 + EPS(FB))) = LW1 - LW2$ 5.3.2.
- 19 : $RA = X1 - X2$ (BZW. $X2 - X1$) 5.4.3.1.1.
- 20 : $AA = BETRAG (X1 - X2)$
 $= BETRAG (X2 - X1)$ 5.4.3.1.1.

- 21 :
$$\text{DRA} = - \frac{1}{N} * \text{SUMME} (X_{1I} - X_{2I})$$
 5.4.3.1.1.
- 22 :
$$\text{DAA} = - \frac{1}{N} * \text{SUMME} (\text{BETRAG} (X_{1I} - X_{2I}))$$
 5.4.3.1.1.
- 23 : $\text{DAA} \geq \text{DRA}$ 5.4.3.1.1.
- 24 :
$$\text{RF} = \text{BETRAG} \left(\frac{\text{DELTA A(ERRECHNET)} - \text{DELTA A(WAHR)}}{\text{DELTA A(WAHR)}} \right)$$
 5.4.4.1.
- 25 :
$$\frac{\text{DN}}{\text{DT}} = \text{B1} * \frac{N - \text{B3}}{N - \text{B2}}$$
 5.4.4.3.
- 26 : $\text{B1} = \text{A2} / \text{A4}$ 5.4.4.3.
- 27 : $\text{B2} = - \text{A3} / \text{A4}$ 5.4.4.3.
- 28 : $\text{B3} = - \text{A1} / \text{A2}$ 5.4.4.3.
- 29 :
$$\begin{aligned} \text{N1} &= N - \text{B2} = N - (-\text{A3} / \text{A4}) \\ &= N + (\text{A3} / \text{A4}) \end{aligned}$$
 5.4.4.4.2.
- 30 :
$$\text{T} = \frac{\text{A4}}{\text{A2}} * \text{N} + \frac{-\text{A1} * \text{A4} + \text{A2} * \text{A3}}{\text{A2} * \text{A2}} * \text{LN} (\text{A2} * \text{N} + \text{A1}) + \text{C}$$
 5.4.4.5.
- 31 : $\text{T} = \text{C11} * \text{N} + \text{C21} * \text{LN} (\text{N} + \text{C31}) + \text{C41}$ 5.4.4.5.
- 32 : $\text{T} = \text{C1} * \text{N} + \text{C2} * \text{LN} (\text{C3} - \text{N}) + \text{C4}$ 5.4.4.5.
- 33 : $\text{N2(T)} = \text{N(T)} - \text{N(T0)}$ 5.4.4.5.2.
- 34 : $\text{T} = \text{C12} * \text{G} + \text{C22} * \text{LN} (\text{C32} - \text{G}) + \text{C42}$ 5.4.4.5.2.
- 35 : $\text{N2(T)} = \text{G(T)} - \text{G(T0)}$ 5.4.4.5.2.
- 36 : $\text{N(T(MIN))} = \text{C3} - (\text{C2} / \text{C1})$ 5.4.4.5.3.
- 37 : $\text{C3} \geq \text{C2} / \text{C1}$ 5.4.4.5.3.
- 38 : $\text{C4} = \text{C2} - \text{C1} * \text{C3} - \text{C2} * \text{LN} (\text{C2} / \text{C1})$ 5.4.4.5.3.
- 39 : $\text{C4} \leq \text{T} + \text{C2} - \text{C1} * \text{C3} - \text{C2} * \text{LN} (\text{C2} / \text{C1})$ 5.4.4.5.3.
- 40 :
$$\begin{aligned} \text{N3(T)} &= \text{N(T)} - \text{N(1 SEC)} \\ &= \text{G(T)} - \text{G(1 SEC)} \end{aligned}$$
 5.4.4.6.
- 41 :
$$\text{B} = \frac{\text{SQ(AUF REGRESSION)}}{\text{SQ(TOTAL)}} = \frac{\text{SQ3}}{\text{SQ1}} = \frac{2}{\text{R}} = \frac{2}{\text{H}}$$
 5.4.4.7.
- 42 : $\text{SQ1} = \text{SQ2} + \text{SQ3}$ 5.4.4.7.
- 43 :
$$\text{B} = \frac{\text{SQ(TOTAL)} - \text{SQ(UH REGRESSION)}}{\text{SQ(TOTAL)}} = \frac{\text{SQ1} - \text{SQ2}}{\text{SQ1}}$$
 5.4.4.7.

- 44 : $\text{SUMME} ((YI - YQUER)^2)$ UNGLEICH
 $\text{SUMME} ((YI - Y(XI))^2) + \text{SUMME} ((Y(XI) - YQUER)^2)$ 5.4.4.7.
- 45 : $(P + A) * V = B * (P_0 - P)$; A, B, P₀ = CONST. 6.2.3.2.
- 46 : $(P + A) * (V + B) = (P_0 + A) * B = \text{CONST.}$ 6.2.3.2.
- 47 : $N(1;T) = N(T) - N(1)$ 7.1.1.1.1.
- 48 : $N(T) = N(0;T)$ 7.1.1.1.1.
- 49 : $N(1;T) = N(T) - N(1) = G(T) - G(1) = G(1;T)$ 7.1.1.1.1.
- 50 : $N(T;2000) = N(2000) - N(T)$ 7.1.1.1.1.
- 51 : $G(T) = E + N(0;1) + N(1;T)$ 7.1.1.1.1.
- 52 : $N(1;J) = X_3 - N(J;2000)$ 7.1.1.2.2.
- 53 : $N(1;J) = A_0 + A_1 * X_1 + A_2 * X_2 + A_3 * X_3 + A_4 * X_4 + \dots + \text{EPSILON I}$
7.1.1.2.2.
- 54 : $N(J;2000) = B_0 + B_1 * X_1 + B_2 * X_2 + B_3 * X_3 + B_4 * X_4 + \dots + \text{EPSILON II}$
7.1.1.2.2.
- 55 : $N(1;J) = X_3 - N(J;2000)$
 $= -B_0 - B_1 * X_1 - B_2 * X_2 + (1 - B_3) * X_3 - B_4 * X_4 + \dots - \text{EPSILON II}$
7.1.1.2.2.
- 56 : $\frac{DN}{DT} = K_1 * E$ $\frac{K_2 * N}{DT}$ 7.1.2.2.5.1.1.
- 57 : $\frac{DN}{DT} = \frac{D_2}{T}$ 7.1.2.2.5.2.
- 58 : $\frac{DN}{DT} = K_1 * E$ $\frac{K_2 * T}{DT}$ 7.1.2.2.5.3.
- 59 : $N = K_3 + K_4 * E$ $\frac{K_2 * T}{DT}$ 7.1.2.2.5.3.

GLEITFILAMENTTHEORIE	6.2.5.2.-6.2.5.3., 8.6.
- , BEWERTUNG	7.2.5.
- , CALCIUM	6.2.2.1.1.1.
- , HALTEÖKONOMIE	6.2.2.3.
- , INTERPRETATION VON ERGEBNISSEN	7.1.1.2.2.
- UND PLASTIZITÄT	6.2.1.2.2.3.
GLIEDERUNG:	
- , GEGLIEDERTES AUSWERTESYSTEM	5.4.4.8.
- , VERWENDETE GLIEDERUNG	1.1.
- VON MUSKELMODELLEN	6.2.5.1.
GLIEDERUNGSFORMEN	1.1.
GLIEDERUNGSPUNKTE, ANMERKUNGEN	1.1.
GLUCOSE:	
- , ENTZUG, BEDEUTUNG	6.2.2.3., 6.2.2.1.1.1.
- IN DER BADLÖSUNG	TABELLE 1
GOLGI-KOMPLEX	6.2.4.3.
GRAPHISCHE DARSTELLUNG	7.1.2.2.6.;
	SIEHE AUCH "ABBILDUNGEN", "SKIZZEN"
GRAPHISCHE WERTE	5.4.2., 5.4.4.5.3.
GRENZWERTE, GRENZVERHALTEN	5.4.4.5.3., 5.4.4.8., 7.2.5.
GREVEN-MODELL	SKIZZEN 11, 14;
	SIEHE AUCH "HYPERBELFUNKTION"
GROBPRAEPARATION	4.2.2., 6.2.3.1.1.
GRUNDLINIE:	
- , FEHLERBETRACHTUNG	5.4.3.2.1.;
- , VERLAUF IN BEZUG AUF	TABELLE 11
KOORDINATENSYSTEM	4.4.3.3.1.1., 5.4.2.
ZUM EICHEN	4.4.1.
GUETE EINER KURVENANPASSUNG	5.4.4.2., 5.4.4.3., 5.4.4.7.,
	7.1.2.2.2.;
	TABELLE 14
GUMMI:	
- ALS POLYMER	6.2.5.1.5., 7.1.2.2.5.5.
- , ELASTIZITÄT	6.2.1.2.2.2.1.
- , PLASTIZITÄT	6.2.1.2.2.2.3.
- , VISKOELASTIZITÄT	6.2.1.2.2.2.4.
GY-WERT	4.6.1., 5.4.4.2.

H	
===	
H ALS SYMBOL IN ABBILDUNGEN =	
HYPERBELANPASSUNG	ABBILDUNGEN 3, 4
NACH BRONSTEIN	5.4.4.2.
"HERAUSGEGRIFFENE PUNKTE"	4.2.2.
HAARE, VERSCHLEPPEN VON	4.2.1.
HALSSCHLAGADER	
HAUPTEFFEKTE IN EINEM STATISTISCHEN	
MODELL	7.1.1.1.5.-7.1.1.2.3.
HAUPTMUSKELTYPEN	2.1.
HAUPTUNTERSUCHUNGEN	SIEHE INHALTSVERZEICHNIS ZU DEN
	ABSCHNITTEN 5. UND 7.
HAUTSCHNITT	4.2.2.
HEBEL DER VERSUCHSAPPARATUR	SKIZZE 1
- , BENUTZUNG	4.2.4.3., 4.2.4.6., 4.2.4.7.
- , HEBELBEWEGUNGEN	4.3.2.2.2., 5.4.3.1.1., 5.4.3.2.1.
- , MASSE DES HEBELARMS,	
HEBELARMVERHAELTNIS	SKIZZE 3
- OHNE EIGENE NACHDEHNUNG,	
AUS METALL	5.3.2.
HEIZFLUESSIGKEIT	SKIZZE 1
HEIZGERAET	4.3.1.4.
HERZMUSKEL	6.2.5.2.2.2.
HILLSCHE GLEICHUNG	6.2.3.2., 6.2.2.3.
HISTAMIN	6.2.2.3.
HISTOLOGIE	6.2.4.2.
HOHLORGAN	6.2.4.1.
HOMOGENITAET;	
- ALS TESTVORAUSSETZUNG	7.1.1.4.; TABELLE 26
- DES UNTERSUCHUNGSMATERIALS	4.8.1., 5.1.5., 5.2.
HOOKSCHES ELEMENT	6.2.5.1.3., 6.2.1.2.2.4.;
	SKIZZE 11
HORMONE, GESCHLECHTSHORMONE	6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.1.4., 6.2.2.1.3.,
	6.2.2.2.
- PROGESTERON ZUR HORMONELLEN	
STANDARDISIERUNG	4.8.1., 4.8.2., 5.1.5.
HORMONINJEKTIONEN ZUR STANDARDISIERUNG	4.8.1., 5.1.5., 5.2.
HYPERBELFUNKTION, HYPERBELGLEICHUNG	2.4.1., 3.1., 6.2.1.1.2., 6.2.5.1.3.,
	8.2., 8.4.
- , ANWENDBARKEIT	7.1.2.1., 7.1.2.2.2., 7.2.3., 7.2.5.
- , PROBLEMATISCHE EIGENSCHAFTEN	5.4.4.4.
- , STAMMFUNKTION	5.4.4.5.
- UND BESTIMMTHEITSMASS	5.4.4.7.
- * SIEHE AUCH	
"PARAMETER DER HYPERBEL"	
HYPERPOLARISATION;	
- , CALCIUM	6.2.2.1.1.1.
- , PROGESTERON	4.8.2.
HYPERTROPHIE DES MYOMETRIUMS	4.8.2.
HYPOTHESE, HYPOTHESENFRUEFUNG,	
VERIFIZIERUNG	7.1.2.2.4., 7.2.4.2.;
	SIEHE AUCH "ANNAHMEN"
HYPOXIE	6.2.2.3., 6.2.1.2.2.2.1.
HYSTERESE	6.2.1.1.2.
- , HYSTERESESCHLEIFEN, PLASTIZITAET,	
VISKOELASTIZITAET,	
VISKOPLASTIZITAET	6.2.1.2.2.2.2., 6.2.1.2.2.2.4.,
	6.2.1.2.2.2.5., 6.2.5.1.2.

I
===

- I-BANDE 6.2.5.2.1.
 INDEXBILDUNG 5.4.4.4.3., 5.4.4.6., 6.2.3.1.2.
 INDIZES I UND I+1 4.6.1.
 INDIZIERUNG VON N (NACHDEHNUNG) 7.1.1.1.1.
 INDUKTIVER WEGGEBER SKIZZEN 1, 3
 - , MODELL UND TECHNISCHE ANGABEN 4.3.1.2., 5.4.3.1.1., 5.4.3.2.1.
 - , POSITIONIERUNG 4.3.2.3.
 INHOMOGENITAET DES ZYLINDRISCHEN
 UNTERSUCHUNGSOBJEKTES 4.3.2.2.1.
 "INNERE ITERATION" 5.4.4.5.3.
 INTERDISZIPLINAERE BEREICHE 1.1.
 INTER-, INTRAINDIVIDUELLE VARIABILITAET 5.1.3.2.
 INTERMEDIAERE FILAMENTE 6.2.5.2.2.1.
 INTERPOLATION;
 - BEIM EICHEN 5.4.2.
 - ZWEIER BENACHBARTER PUNKTE 5.4.3.1.2., 5.4.3.2.2., 7.1.2.2.1.2.
 - ZWISCHEN EICHSTUFEN 5.4.3.2.1.
 INTERPRETATION;
 - , GRAPHISCHE 5.4.4.3.
 - , PHYSIOLOGISCHE, STAMMFUNKTION
 DER HYPERBEL 5.4.4.5.3.
 - , SCHWIERIGKEITEN, HYPERBEL 5.4.4., 7.2.3.
 - , STREIFUNG VON MUSKELN 6.2.5.2.2.2.
 - VON MODELLPARAMETERN 6.1.4.1., 6.1.4.2.1.
 - WAHL DER KOVARIABLEN 7.1.1.1.6.
 - * SIEHE AUCH "PROBLEMATISIERUNG
 DER DATENAUSWERTUNG" SIEHE INHALTSVERZEICHNIS ZUM
 ABSCHNITT 5.4.4.
 INTERVALLBREITE BEI DELTA-WERT-BILDUNG 5.4.4.1., 5.4.4.2.; SKIZZE 7
 INTERVALLE;
 - DER EICHSTUFEN 4.4.3.3.1.4.
 - DER OBER- UND UNTERLINIEN 5.4.2.
 - DES BEREICHS VON 1-2100 SEKUNDEN 5.4.3.1.2., 7.1.2.2.1.1.2.; TABELLE 28
 INTERVALLGRENZEN;
 - BEI DER FEHLERBETRACHTUNG 5.4.3.1.1.
 - DER REGISTRIERBEREICHE 5.1.2.
 INTERVALLSCHAETZUNGEN 7.1.1.2.3.
 INTRAZELLULAERE KONZENTRATION 6.2.2.1.1.1., 6.2.2.3.
 IONEN 6.2.2.1.-6.2.2.1.4.
 - UND TONUS 6.2.1.1.1.
 IONENKANAELE 6.2.2.1.1.1.
 IRREVERSIBILITAET 6.2.1.1.2., 6.2.5.1.4., 6.2.5.1.5.;
 SIEHE AUCH "REVERSIBILITAET"
 IRRTUMSWAHRSCHEINLICHKEIT 5.1.3.1., 7.1.1.1., 7.1.1.1.2.,
 7.1.1.1.5.
 ISOPROTERENOL 6.2.2.1.1.4.
 ISOTROPE REIHE 6.2.5.2.1.
 ITERATIONSVERFAHREN 5.4.4.3., 5.4.4.5.1.-5.4.4.5.3.,
 7.1.2.1., 7.1.2.2., 7.1.2.2.3.,
 8.5., 8.7.
 - , ADDITIVES UND MULTIPLIKATIVES
 VERFAHREN 5.4.4.3.
 - , "INNERE" UND "AEUSSERE ITERATION" 5.4.4.5.3.

K	
===	
K. = KURVENPUNKTE	5.4.2.; SKIZZEN 5, 6
KAEFIG	5.1.3.3.
KALIUM	6.2.2.1.1.2., 6.2.2.1.4.;
	TABELLE 1
KANAL = SCHREIBKANAL DES REGISTRIERGERAETES	4.3.1.2., 4.3.2.3., 5.4.2.
KASTRATION;	
- , WIRKUNG	6.2.2.1.3., 6.2.2.2.
- ZUR STANDARDISIERUNG	4.8.1.
KATIONEN	6.2.2.1.-6.2.2.1.4., 6.2.2.2.;
	TABELLE 1
KB = KONTRAHIERENDE LOESUNG B	SIEHE "KONTRAHIERENDE LOESUNG B"
KENNZAHLEN BEI DATEIEN UND PROGRAMMSCHRITTEN	5.4.2.
KERNSPEICHER	4.4.3.1.
KLAMMERBACKEN DER SERREFINE	SKIZZE 4
KLAMMERN;	
- , DURCHFUEHRUNG	4.2.4.2.-4.2.4.4., 4.2.4.6., 4.2.5.;
	SKIZZEN 2, 4
- , KRAFT AM GEKLAMMERTEN UTERUSHORN	4.3.1.1.
- , PROBLEM DER VERFORMUNG	4.3.2.2.1.
KLASSIFIZIERUNG DER DATEN	7.1.1.1., 7.1.1.1.3., 7.1.1.1.6.,
	7.1.1.4.
KOHLENDIOXID	6.2.2.3.
KOLLAGEN	6.2.4.2., 6.2.5.1.2.
KOMBINATION;	
- , FAKTORSTUFEN	5.1.3.2.
- VON PARAMETERBEDINGUNGEN	5.4.4.5.3.
KOMPARTIMENTE	6.2.2.3.
KOMPLEXE MUSKELMODELLE	6.2.5.1.4.
KOMPLEXITAET DES ANFANGSGESCHEHENS DER DEHNUNG	5.4.4.4.1.; SKIZZE 9
KOMPLEXITAET UND MODELL KOMPONENTEN;	6.1.1., 6.1.2.
- DES MECHANISCHEN MUSKELVERHALTENS	7.1.1.1.1.
- DES MUSKELS UND VON MODELLEN	6.2.1.2.2.2., 6.2.5.1.
KOMPONENTENMODELL(E)	6.2.5.1., 6.2.3.2., 7.1.2.2.2.,
	7.1.2.2.4.
- , BEGRIFFSBESTIMMUNG	6.1.4.2.1.
KONFIDENZINTERVALL;	
- AUS DRA UND SEM	5.4.3.1.2.
- FUER KOVARIANZANALYTISCHEN FALL	7.1.1.2.3.
KONSEQUENZEN;	
- AUS POLYMERCHEMIEBEISPIELEN FUER MUSKELPHYSIOLOGIE	6.2.5.1.6.
- FUER DEN INHALT UND AUFBAU DER ARBEIT	1.1.
- * SIEHE AUCH "SCHLUSSFOLGERUNGEN"	
KONTINUIERLICHER BETRIEB DES KURVENFOLGERS	4.4.3.1., 5.4.2.

KONTRAHIERENDE LOESUNG B;	
- , ANWENDUNG	4.2.4.3., 4.2.6.; SKIZZE 2
- ALS EINFLUSSGROESSE	5.1.3.2., 7.1.1.1.3., 7.1.1.2.2.;
	TABELLEN 2, 3, 6, 7, 16-24, 26
- , EROERTERUNG	6.2.2.1.3.
- UND DEHNUNGSWERTESTANDARDISIERUNG	5.4.4.4.3.
- , ZUSAMMENSETZUNG	4.3.3.; TABELLE 1
KONTRAKTILE TAETIGKEIT	6.2.1.2., 6.2.1.1.2., 6.2.1.2.2.2.2.
KONTRAKTILER APPARAT/ELEMENT/SYSTEM;	
- , AKTIVIERUNG	6.2.2.1.3.
- IM MODELL	SKIZZE 13
- , PROTEINE, RELAXATION	6.2.5.1.2.
- UND TONUS	6.2.1.1.1.
- * SIEHE AUCH	
"STRUKTUR GLATTER MUSKULATUR"	6.2.4., 6.2.5., 6.2.1.1., 8.6.
KONTRAKTION;	
- ALS ZIEL WAEREND UNTERSUCHUNG	4.3.2.1.1.
- , IONEN	6.2.2.1.-6.2.2.1.4., 6.2.1.1.1.
- , SPONTAN	4.7.1., 4.8.2.
- UND REVERSIBILITAET	4.7.2.
- , ZUSAETZLICHE	6.2.3.1.3., 7.1.1.2.2.
- * SIEHE AUCH	
"GLEITFILAMENTTHEORIE"	
KONTRAKTIONSGESCHWINDIGKEIT	6.2.1.1.1., 6.2.1.2.1., 6.2.2.3.,
	6.2.3.2., 6.2.5.2.2.
KONTRAKTIONSZUSTAND;	
- UND ELASTIZITAET	6.2.1.2.2.2.1.
- * SIEHE AUCH "TONUS"	
KONTRAKTIONSZYKLUS	6.2.3.2.
KONTRAKTUREN;	
- , HYPERTONIZITAETS-, KALIUM-,	
NATRIUMKONTRAKTUREN	6.2.2.1.1.1.-6.2.2.1.1.3.
- , LOESEN VON	4.7.1.
KONVERGENZ, REPRODUZIERBARE	5.4.4.3.
KONZENTRATION;	
- , INTRAZELLULAERE	6.2.2.1.1.1., 6.2.2.3.
- VON IONEN ALLGEMEIN	6.2.2.1.-6.2.2.1.4., 6.2.2.3.
KOORDINATENSYSTEM DES KURVENFOLGERS	
"POSITRONIC"	4.4.3.1., 4.4.3.3., 5.4.2.
KOORDINATENURSPRUNG, LAENGE DES VEKTORS	
VOM KOORDINATENURSPRUNG ZUM	
SCHEITELPUNKT DER HYPERBEL	4.5., 5.4.1.; TABELLE 7
KOPPLUNG;	
- , MECHANOELEKTRISCHE	6.2.3.1.2.
- , PHARMAKOMECHANISCHE	6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.3.
KORRELATIONSKOEFFIZIENTEN	
R, R(H), R(LIN H), R(LOG);	
- ALS ZIELGROESSEN	4.5., 5.1.1.
- , DATENAUSWERTUNG	4.6.2.
- - FUER DIE VORUNTERSUCHUNGEN	4.7.2.; TABELLE 3
- , KRITERIUM FUER KURVENANPASSUNG	5.4.4.2., 5.4.4.7., 7.1.2.1.
- , R ZUR FEHLERBETRACHTUNG	5.4.3.2.1.; TABELLE 12
	7.1.1.1.3.-7.1.1.2.2.
KOVARIABLEN	
KOVARIANZANALYSE;	
- , ERGEBNISSE	7.1.1.2., 7.1.1.3., 8.7.
- , PLANUNG	5.4.4.8., 7.1.1.-7.1.1.1.6., 8.7.
- , PROGRAMM "NOVACOM"	7.1.1.1.5.

- KRAFTEINWIRKUNG;
 - , GLEICHBLEIBENDE 4.3.2.1.3.
 - * SIEHE AUCH "NACHDEHNUNG"
 KRAFTENTWICKLUNG, SCHNELLE BEI
 QUERGESTREIFTER MUSKULATUR 2.1.
 KRISTALLISATION, POLYMER, ELASTIZITÄT 6.2.1.2.2.2.1.
 KS = KASTRIERT (= VORBEHANDLUNG
 DER TIERE) 4.8.1., 4.8.2., 4.8.3., 4.7.1., 4.7.2.,
 4.3.2.3.; TABELLEN 2, 3
 4.2.4.4.; SKIZZE 2
 7.1.1.1.5.
 KUERZEN DES MUSKELS
 KUMULATIVER ABBAU VON EFFEKTEN
 KURVENANPASSUNGEN;
 - AN STAMMFUNKTION DER HYPERBEL 5.4.4.5.
 - , ITERATIONSVERFAHREN 5.4.4.3., 7.1.2.2., 8.7.
 - UND MODELLBILDUNG 6.1.4.2.2.
 - , VERGLEICH VON MODELLEN
 UND MUSKELN 5.4.4.8., 7.1.2.2.
 - * SIEHE AUCH
 "PARAMETER DER HYPERBEL",
 "LOGARITHMISCHE REGRESSION"
 KURVENBESTIMMUNG, SONDERFALL 5.4.4.2., 5.4.4.3.
 KURVENFOLGER "POSITRONIC";
 - , TYP UND TECHNISCHE DATEN 4.4.3.1.
 - , ERSTES DATENERFASSUNGSPROGRAMM 4.4.3.3.
 - , ZWEITES DATENERFASSUNGSPROGRAMM 5.4.2.
 - * SIEHE AUCH "GENAUIGKEIT"
 KURVENFORMBETRACHTUNG 5.4.4.4.1.
 KURVENPUNKT;
 - , BERECHNUNG VON NACHDEHNUNGSWERTEN 4.4.3.3.1.4.
 - , EICHUNG 4.4.1.
 - , EINLESEN, EICHEN,
 KURVENPUNKTE K. 4.4.3.3.1.4., 5.4.2.; SKIZZEN 5, 6;
 SIEHE AUCH "GENAUIGKEIT"
 KURVENTANGENTEN, METHODENKRITIK 6.2.3.1.2.
 KURZFORM VON ELEMENTEN 6.2.1.2.2.2.1., 6.2.5.1.5.

L
===

L = LOESUNG (ALS EINFLUSSFAKTOR)
 L ALS SYMBOL IN ABBILDUNGEN =
 LOGARITHMISCHE ANPASSUNG
 L(0) = L0 = AUSGANGSLAENGE
 LAENGENBEZIEHUNGEN AM HEBELARM
 LAENGENDIFFERENZEN
 LAENGEN-SPANNUNGS-BEZIEHUNG

LANGFORM VON ELEMENTEN
 LANGSAMKEIT DES MUSKELS
 LATENZZEIT;
 - DER GESCHLECHTSHORMONWIRKUNG
 - DES MUSKELS AUF REIZUNG ODER
 DEHNUNG

L(ENDE) = ENDLAENGE
 LI = LINKS ; UTERUSSEITE U
 ALS EINFLUSSFAKTOR

LICHTMIKROSKOPISCH
 LINEARE ABHAENIGKEIT DER VISKOSITAET
 LINEARE ABHAENIGKEIT VOM LOGARITHMUS
 DER ZEIT

LINEARE REGRESSION
 LINEARER VERLAUF
 LINEARISIERUNGSSCHRITT NACH BRONSTEIN

LINEARITAET;
 - DER EICHSYSTEME
 - DER GRUNDLINIEN
 - DES INDUKTIVEN WEGGEBERS UND DES
 UEBERTRAGUNGSSYSTEMS

LITERATURDIENSTE
 LITERATURVERZEICHNIS
 - , ANMERKUNGEN ZUM
 LOCHKARTEN, LOCHSTREIFEN
 LOESUNG L ALS EINFLUSSFAKTOR

LOESUNGEN, BADLOESUNGEN

LOGARITHMIERTE DATEN, TRANSFORMATION
 LOGARITHMISCHE ANPASSUNG / GLEICHUNG /
 REGRESSION;
 - ALS ZIELGROESSE
 - , DATENAUSWERTUNG
 - - , FUER DIE HAUPTUNTERSUCHUNGEN
 - - , FUER DIE VORUNTERSUCHUNGEN
 - , INTERPRETATION
 - , LOGARITHMUS DER ZEIT
 - , NACHWIRKUNGERSCHEINUNGEN
 - * SIEHE AUCH "EXPONENTIELL"
 LOGARITHMUS, KALIUM

SIEHE "LOESUNG L"
 ABBILDUNGEN 3, 4
 SIEHE "AUSGANGSLAENGE L(0)"
 SKIZZE 3
 5.3.2.
 2.3., 6.2.1.1.1., 6.2.1.1.2.;
 SIEHE AUCH "TONUS"
 6.2.1.2.2.2.1., 6.2.5.1.5.
 6.2.1.1.1.
 6.2.2.2.
 6.2.3.1.3., 7.1.1.2.2.
 SIEHE "ENDLAENGE L(ENDE)"
 5.1.3.2., 7.1.1.1., 7.1.1.1.3.-
 7.1.1.2.3.
 6.2.5.2.2.1., 6.2.1.1.
 7.1.2.2.4.
 SIEHE "LOGARITHMISCHE GLEICHUNG",
 SIEHE AUCH "EXPONENTIELL"
 4.6.1., 5.4.4.2.
 6.2.1.1.2.
 4.6.1., 5.4.4.2., 5.4.4.3., 7.1.2.1.,
 8.5.; ABBILDUNGEN 13, 14
 5.4.3.2.1.
 5.4.3.1.2.
 4.3.1.2., 4.3.2.3., 5.4.3.2.1.
 1.2.
 9.
 1.2., 9.
 4.4.2.
 5.1.3.2., 7.1.1.1.1., 7.1.1.1.3.-
 7.1.1.2.2., 7.2.1.;
 TABELLEN 2, 3, 6, 7, 16-24, 26
 SIEHE "BADLOESUNGEN", "ERSCHLAFLENDE
 LOESUNG A", "KONTRAHIERENDE LOESUNG B",
 "PRAEPARIERLOESUNG C"
 7.1.1.4.
 4.5., 5.1.1.
 4.6.2.
 5.4.1., 7.1.2.2.5.2.-7.1.2.2.6.2.3.,
 7.2.4.
 4.7.1., 8.4.
 4.7.2.
 7.1.1.1.2., 7.1.1.4., 7.1.2.2.,
 7.1.2.2.1.1.2.
 6.2.1.1.2., 6.2.1.2.2.2.3.
 6.2.2.1.1.2.

LOGIT-MODELL

LOKALISATION:

- VON KOMPONENTEN DES MUSKELS
UND DER MODELLE

- , STRUKTUR GLATTER MUSKULATUR

- * SIEHE AUCH

EIGENSCHAFTEN DES MUSKELS

LONGITUDINALIS

LS = LOESUNG, BADLOESUNG

LYSOSOMEN

7.2.5.

6.2.1.2.2.2., 6.2.5.1.

6.2.4., 6.2.5.

6.2.4.1., 6.2.4.3.

SIEHE *BADLOESUNGEN*

6.2.4.3.

M	
===	
MAGENRINGMUSKULATUR	6.2.1.1.2.
MAGNESIUM	6.2.2.1.1.4., 6.2.2.2.; TABELLE 1
- UND PROGESTERON	4.8.2.
MAGNETBAND	4.4.3.3.1.6.
MAGNETPLATTE	4.4.3.3.1.6., 5.4.4.2.
MANIPULATOREN	SKIZZE 1
MATHEMATISCHE FORMULIERUNG EINES MODELLS	6.1.4.1.
MAXWELL-ELEMENT	6.2.5.1.3., 6.2.5.1.5., 6.2.1.2.2.4.4.; SKIZZE 11
MAXWELL-WIECHERT-MODELLE	6.2.5.1.5.
ME = MEERSCHWEINCHEN	SIEHE "TIERART"
MECHANOCHEMISCHE TRANSFORMATION	6.2.5.2.2.2.
MECHANOELEKTRISCHE KOPPLUNG	6.2.3.1.2.
MEDIANSAGITTALEBENE DES UTERUS	4.2.2.
MEDIANSCHNITT	4.2.2.
MEDIATORSTOFFE	6.2.2.3.
- , C AMP	6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.1.2., 6.2.2.2., 6.2.2.3.
MEERSCHWEINCHEN ALS UNTERSUCHUNGSOBJEKT DER ARBEIT	4.1.; SIEHE AUCH "TAENIA COLI" UND "TIERART"
MEHRWEGKOVARIANZANALYSE;	
- , ERGEBNISSE	7.1.1.2., 7.1.1.3., 8.7.
- , PLANUNG	5.4.4.8., 7.1.1.-7.1.1.1.6., 8.7.
- , PROGRAMM "NOVACOM"	7.1.1.1.5.
MEMBRANLECKPERMEABILITAET	6.2.2.1.1.1.-6.2.2.1.1.5.
MEMBRANPOTENTIAL	6.2.2.1.3., 4.8.2.
MENSCH UND GLATTE MUSKULATUR	2.1.
MESOSALPINX	4.2.2., 4.2.3.
MESSGENAUIGKEIT	SIEHE "GENAUIGKEIT"
METALL; HEBELARM AUS	5.3.2.; SIEHE AUCH "HEBELARM"
METALLKETTCHEN; ANWENDUNG	4.2.4.3., 5.3.3.; SKIZZE 1
METHODE(N);	
- , ABLAUFPLAN FUER NACHDEHNUNGSUNTERSUCHUNGEN	4.2.
- ALS GLIEDERUNGSTEIL	1.1.
- DER DATENEINGABE (EDV)	4.4.2.
- DER KLEINSTEN QUADRATE	5.4.4.2.
- DER ERFASSUNG/BESCHREIBUNG MUSKULAERER FUNKTION	6.2.3.
- , ERLAEUTERUNGEN ZUR EXPERIMEN- TELLEN METHODE	4.3.
- , EXPONENTIALFUNKTIONSANPASSUNG	7.1.2.2.5.5.
- , INDIREKTE MESSUNG	7.2.4.3.
- , STATISTISCHE	7.1.1.1.2., 7.1.1.1.5.
- , VERFLECHTUNG VON METHODEN UND ERGEBNISSEN	1.1., 6., 7.1., 7.1.1.1.4.
- * SIEHE AUCH "KURVENANPASSUNGEN"	
METHODENKRITIK	5.3.-5.3.4., 5.4.4.2., 6., 6.2.3.1.
- ANDERER AUTOREN	6.2.1.1.2.
METHYLENBLAU ZUR TIERKENNZEICHNUNG	5.1.4.

MIKROGLAETUNG	7.1.2.2.1.1.1., 5.4.3.1.2., 5.4.3.2.2.; TABELLEN 27, 28
MIKROMETERSCHRAUBE;	
- , ANWENDUNG	4.2.4.7., 4.2.4.12., 5.4.2.; SKIZZE 1
- , TECHNISCHE ANGABE	4.3.1.3.
MIKROPINOZYTOTISCHE VESIKEL	6.2.4.3.
MIKROSOMEN	6.2.2.1.1.1.
MIKROVESIKEL	6.2.2.1.1.1.
MINIMUM N(T(MIN))	5.4.4.5.3.; SKIZZE 10
MITOCHONDRIEN	6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.3., 6.2.4.3.
MITTELWERTE;	
- , DURCHSCHNITTE VON WERTEN DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN	TABELLEN 16-19; ABBILDUNGEN 10-14
- , DURCHSCHNITTE VON LAENGEN- MESSUNGEN AM HEBELARM	4.3.1.1.; SKIZZE 3
MNEMONISCHE SCHREIBWEISE/CODES MODELL;	4.6.1., 5.4.2.
- , ANALOGIEMODELL	6.1.4.2.1.
- , BEGRIFFE "OPTIMAL, IDEAL"	6.1.1.
- , BEGRIFFE "RICHTIG, FALSCH, ADAEQUAT"	6.1.4.1.
- , KOMPLEXITAET BEI MUSKELMODELLEN	6.2.1.1.2.
- , KOMPONENTENMODELL, KONZEPTMODELL	6.1.4.2.1.
- , MATHEMATISCHES	6.1.4.1., 6.1.4.2.2., 7.1.2.2.2., 7.1.2.2.4.
- , MODELLARTEN	6.1.5.
- , MUSKELMODELLE	6.2.4., 6.2.5.; SKIZZEN 11-13; SIEHE AUCH INHALTSVERZEICHNIS ZUM ABSCHNITT 6.
- - , KOMPONENTEN	6.2.1.2.2.2., 6.2.5.1.
- , STATISTISCHE DER ELASTIZITAET	6.2.1.2.2.2.1.
- , STATISTISCHES, SIGNIFIKANTES	7.1.1.1.5., 7.1.1.2.2.
MODELLABBAU	7.1.1.1.5.
MODELLABHAENGIGE AUSWERTUNG/BETRACHTUNG/ BEZEICHNUNG/DEUTUNG	7.1., 7.1.1., 7.1.2., 4.7.1., 5.4.4.8., 8.7.
MODELLBEGRIFF	6.1., 7.1., 8.6.
MODELLBILDUNG	6.1.2., 8.6., 1.1.
- IM BIOLOGISCHEN BEREICH	6.1.4., 6.1.4.4., 7.1.2.2.4.
MODELLUNABHAENGIGE AUSWERTUNG/BETRACH- TUNG/BEZEICHNUNG/DEUTUNG	7.1., 7.1.1., 4.7.1., 5.4.4.8., 7.2.5., 8.7.
MODELLVERGLEICH	7.1.2.2.2.
MODELLVORSTELLUNG(EN);	
- , NEBENEINANDER VERSCHIEDENER	6.1.5.
- , VERIFIZIERUNG EINER	5.4.4.3.
MODUL;	
- , ELASTIZITAETSMODUL	6.2.1.2.2.2.1., 6.2.2.1.1.2., 6.2.5.2.2.2.
- , PROGRAMMABSCHNITT	5.4.2.
MOLEKUELE, MUSKELEIWEISSMOLEKUELE	6.2.5.1.1.
MOMENTANE DEHNUNG = ELASTISCHE DEHNUNG	SIEHE "ELASTISCHE DEHNUNG E"
MOMENTANE FORMAENDERUNGEN, BEGRIFFSBESTIMMUNGEN	6.2.1.2.2.1.
MONOTONE KURVE	7.1.2.2.1.1.1.

- 2.2.;
 ZE 1
- MOTILITAET, KONTRAKTILE
 UNTER PROGESTERON
- MOTOR
- MUELLER-ONTJES, MODELL
- MULTIVARIATE ANALYSE
- MUSKELPHYSIOLOGIE, GRUNDFRAGEN
- MUSKELLAST
 - , BEZIEHUNG ZUR MAXIMALEN
 VERKUERZUNGSGESCHWINDIGKEIT
- "MUSKELUNTERSUCHUNG" ALS BEGRIFF
 MUSKULATUR;
 - , GLATTE;
 - - , UEBERBLICK UEBER PHYSIOLOGIE
- - , EINLEITUNG
 - , QUERGESTREIFTE
- MUVA (= EDV-PROGRAMM ZUR
 MULTIVARIATEN ANALYSE)
- MYOSIN
- MYOSIN-ATP ASE -AKTIVITAET
- 4.8.2., 6.2.2.2.
 6.2.5.1.4.; SKIZZE 12
 SKIZZE 12
 7.1.1.4., 7.1.1.1.2., 8.7.;
 TABELLE 26
 SIEHE INHALTSVERZEICHNIS ZUM
 ABSCHNITT 6.
 SIEHE "BELASTUNG"
- 6.2.3.2.
 5.1.3.2.
- SIEHE INHALTSVERZEICHNIS ZUM
 ABSCHNITT 6.
 2.1.
 2.1.; SIEHE AUCH INHALTSVERZEICHNIS
 ZUM ABSCHNITT 6.
- 1.2., 7.1.1.4.; TABELLE 26
 6.2.5.2.2.1.
 6.2.1.1.1., 6.2.2.1.1.4., 6.2.2.3.,
 6.2.3.1.3., 6.2.5.2.2.2.

N		
===		
N	= NACHDEHNUNG ODER ANZAHL	SIEHE "NACHDEHNUNG", "ORIGINALDATEN", "ANZAHL", "UMFANG"
N(T)	= NACHDEHNUNG N BIS ZUM ZEITPUNKT T	
	= NACHDEHNUNG (URSPRUENGLICHE DEFINITION)	2.2.1., 4.4.3.3.1.4.
N(TO)		5.4.4.5.2.
N(T(MIN))		5.4.4.5.3.; SKIZZE 10
N(1)	= NACHDEHNUNG N BIS ZUM ZEITPUNKT T = 1 SEC	
N(2000)	= NACHDEHNUNG N BIS ZUM ZEITPUNKT T = 2000 SEC	
N(0;T)	= N(T) = NACHDEHNUNG (URSPRUENGLICHE DEFINITION)	
N(1;T)	= N3(T) = N(T)-N(1) = NACHDEHNUNG (NEUE DEFINITION)	5.4.4.6., 7.1.1.1.1.
N1(T), N2(T), N3(T)	= NEUE NACHDEHNUNGSGROESSEN	5.4.4.4.2., 5.4.4.5.2., 5.4.4.6.
NA	= NACHMITTAGS ; TAGESZEIT T ALS EINFLUSSFAKTOR	5.1.3.2., 7.1.1.1., 7.1.1.1.3.-7.1.1.2.3.
NACHDEHNUNG;		
-	ALS ADAPTATION	6.2.1.1.2.
-	ALS "GESAMTDEHNUNG MINUS ELASTISCHE DEHNUNG"	4.3.2.3., 4.4.3.3.1.4., 5.4.4.4.1.; SKIZZE 9
-	ALS ZIELGROESSE	4.5., 5.1.1., 7.1.1.1.1., 7.1.1.1.3.-7.1.1.2.2.; TABELLEN 2, 6, 16-19, 27, 28
-	, BEOBACHTUNGEN DER VORUNTERSUCHUNGEN	4.7.1.; TABELLE 2
-	, BEOBACHTUNGEN DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN	SIEHE INHALTSVERZEICHNIS DER ABSCHNITTE 5. UND 7.
-	, DEFINITION	2.2.1.
-	, EINSCHRAENKENDERE DEFINITION	5.3.4.
-	, KOMPONENTEN	5.4.4.4.1.
-	, KRITISCHE AUSEINANDERSETZUNG	5.4.4.4.1., 8.5.
-	, NEUE NACHDEHNUNGSGROESSEN N1, N2 ALS LOESUNGSANSAETZE	5.4.4.4.2., 5.4.4.5.2., 5.4.4.5.4., 7.1.1.1.1.
-	, NEUE NACHDEHNUNGSGROESSE N3 ALS ENDGUELTIGER LOESUNGSANSATZ	5.4.4.6., 7.1.1.1.1.
-	, VERWENDUNG IN RECHNUNG	4.6.2.
-	* SIEHE AUCH "NACHWIRKUNGSERSCHEINUNGEN", "PHYSIOLOGIE GLATTER MUSKULATUR" (ABSCHNITT 6.), "AUSWERTUNG", "ERGEBNISSE", "ORIGINALDATEN"	
NACHDEHNUNGSUNTERSUCHUNG;		
-	, ABLAUF	4.2.4.-4.2.6.
-	ALS BEGRIFF	5.1.3.2.
-	UND MUSKELPHYSIOLOGIE	SIEHE INHALTSVERZEICHNIS ZUM ABSCHNITT 6.
NACHLASSEN DER SPANNUNG, DEFINITION DER RELAXATION		2.2.2.

NACHMITTAGS; TAGESZEIT T ALS EINFLUSSFAKTOR	5.1.3.2.; 7.1.1.1., 7.1.1.1.3.-7.1.1.2.3.
NACHVOLLZIEHBARKEIT DER ARBEIT	1.1.
- UND GLIEDERUNG DER ARBEIT	1.1.
NACHWIRKUNGSERSCHEINUNGEN	2.1.-2.4.1., 6.2.1.1.2., 8.6.; SIEHE AUCH "NACHDEHNUNG", "RELAXATION", "TONUS"
NACKENSCHLAG	4.2.1.
NATRIUM	6.2.2.1.1.3., 6.2.2.1.1.2.;
NATRIUM-KALIUM-PUMPE	TABELLE 1
NEIGUNGSWINKEL, TANGENS DES	6.2.2.1.1.3.
NETZFOERMIG SICH KREUZENDE	4.4.3.3.1.1.
MUSKELBUENDEL	6.2.4.1.
NEWTONSCHES ELEMENT	6.2.5.1.3.; SKIZZE 11
NICHTLINEAR;	
- , ABHAENIGKEITEN DER ZIELVARIABLEN	7.1.1.1.6.
- , ELASTIZITAETEN	6.2.5.1.3.
- , FAELLE, KURVENANFASSUNGEN, IN DEN KOEFFIZIENTEN	
NICHTLINEARE FUNKTIONEN	5.4.4.3., 7.1.2.2.3.
- , VISKOELASTIZITAET	6.2.1.2.2.2.4.
NITROPRUSSIDNATRIUM	6.2.2.1.1.1.
NORADRENALIN	6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.1.2.
"NORMALLOESUNG", "NORMALZUSTAND"	7.1.1.2.2.
NORMIERUNGSPROBLEM	SIEHE "STANDARDISIERUNG"
NOVACOM = "NON-ORTHOGONAL VARIANCE AND COVARIANCE ANALYSIS BY MULTIPLE REGRESSION TECHNIQUES"	
- , ERGEBNISSE	7.1.1.2.-7.1.1.3.
- , PROGRAMM	7.1.1.1.5.
- , TABELLEN	TABELLEN 16-24
NQUER-WERTE	4.6.1., 5.4.1., 5.4.4.1., 5.4.4.2.
NULLPUNKT DES POSITRONIC-KOORDINATEN- SYSTEMS	4.4.3.1.
N-WERTE	SIEHE "NACHDEHNUNG", "ORIGINALDATEN"

0
===

O.. = OBERLINIENPUNKTE	5.4.2.;	SKIZZE 5
OBERLINIE (= EINE GRUNDLINIE)	5.4.2.	
OBERLINIENPUNKTE O..	5.4.2.;	SKIZZE 5
OEKONOMISCHE HALTELEISTUNG	6.2.1.1.1.,	6.2.2.3., 6.2.5.2.2.2.
OESE DER SERREFINE	4.2.4.8.,	4.2.4.10., 4.2.4.12.
OESTROGEN;		
- VOR PROGESTERONGABE	4.8.1.	
- , WIRKUNG	6.2.2.1.1.1.,	6.2.2.1.3., 6.2.2.2.
OHRKERBE	5.1.4.	
ORDINATENABSCHNITT A DER		
LINEARISIERTEN HYPERBEL	4.6.1.,	5.4.4.2.
ORDINATENEICHUNG, -SKALIERUNG IM		
ZWEITEN DATENERFASSUNGSPROGRAMM	5.4.2.;	SKIZZE 5
ORGAN ALS UNTERSUCHUNGSOBJEKT	5.3.1.,	6.2.3.1.1., 7.2.2.;
	SKIZZEN 1, 2, 3, 4	
	4.2.2.	
ORGANENTNAHME		
ORGANSPEZIFISCHE ANORDNUNG	3.1.,	6.2.4.-6.2.4.2.
VON MUSKELZUEGEN	4.4.,	5.4.1., 5.4.3.1.2., 5.4.4.5.,
ORIGINALDATEN	7.1.2.2.1.,	7.1.2.2.4., 7.1.2.2.5.,
	7.1.2.2.5.5.,	8.7.;
	TABELLEN 2, 6, 28	
ORTHOGONALE DATENSTRUKTUR	5.1.3.1.,	5.2., 5.4.3.2.2., 7.1.1.1.,
	7.1.1.1.2.	
OSMOLARITAET, OSMOREGULATION	6.2.2.1.2.,	6.2.2.1.1.3.;
	TABELLE 1	
OUABAIN	6.2.2.3.	
OVAR	4.2.2.,	4.2.3.
OVAREKTOMIERTE TIERE	4.8.1.,	4.8.2.

- P
===
- PAPAVERIN 6.2.2.1.1.1.
PAPIERVORSCHUB (-GESCHWINDIGKEIT) 4.2.4.9., 4.4.3.3.1.2., 5.4.2.
PARALLEL ANGEORDNETE KOMPONENTEN SIEHE "KOMPONENTEN"
PARALLELFASERIGKEIT VON MUSKELN 2.4., 3.1., 5.3.1., 6.2.3.1.1.,
6.2.4.1., 7.2.2.
- PARAMETER:
- , INTERPRETIERBARKEIT,
REPRODUZIERBARKEIT 6.1.4.1., 6.1.4.2.1.
- , SCHRITTWEISE VERÄNDERUNG,
VORZEICHEN 5.4.4.3., 7.1.2.2.3.
- PARAMETER DER HYPERBEL:
- ALS ZIELGROSSEN 4.5., 5.1.1., 7.1.1.1.6., 7.1.1.3.,
7.1.1.4.; TABELLEN 16-24
- , ANPASSUNG EINER HYPERBEL
- - , BERECHNUNG DER PARAMETER MIT
DEM VERFAHREN NACH BRONSTEIN 4.6.1.
- - - FUER DIE HAUPTUNTERSUCHUNGEN 5.4.1., 5.4.4.2.; TABELLE 14
- - - FUER DIE VORUNTERSUCHUNGEN 4.7.1.
- - , OPTIMALE ANPASSUNG MIT
ITERATIONSVERFAHREN 5.4.4.3.; TABELLE 14
- , ASYMPTOTE 5.4.1., 5.4.4.3., 5.4.4.4.-5.4.4.4.2.,
7.1.1.3., 7.1.2.1.; SKIZZE 8
- PARAMETER DER STAMMFUNKTION DER
HYPERBEL 5.4.4.5.
PARAMETRIUM 4.2.2.
PARHYP(J) = PARAMETER DER HYPERBEL SIEHE "PARAMETER DER HYPERBEL"
PASSIVER VORGANG 6.2.1.2.1.; SIEHE AUCH "KOMPONENTEN"
PERISTALTISCHE WELLEN 6.2.1.1.
PERITONEUM 4.2.2.
PERMEABILITÄT 6.2.2.1.1.1.-6.2.2.1.1.5.
PETER-PRINZIP DER BIOMATHEMATIK 6.1.4.4.
PETRISCHALE 4.2.3., 4.2.4.1., 4.2.4.4.
PG = PRAEPARATEGEWICHT SIEHE "PRAEPARATEGEWICHT PG"
PHARMAKOMECHANISCHE KOPPLUNG 6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.3.
PHASISCHE KOMPONENTE 6.2.1.1.1.
PH-WERT 6.2.2.1.2.
PHYSIOLOGIE GLATTER MUSKULATUR SIEHE INHALTSVERZEICHNIS ZUM
ABSCHNITT 6.6; 8.6
- , BEGINN DER 6.2.1.1.
PIKRINSÄURE 5.1.4.
PLANUNG SIEHE "VERSUCHSPLANUNG"
PLASMA-MEMBRAN 6.2.2.1.1.1.
PLASTISCHER WIDERSTAND UND CALCIUM 6.2.2.1.1.1.
PLASTIZITÄT 6.2.1.2.2.2.2.
- , BEGRIFFSBESTIMMUNG 6.2.1.2.2.1.
- , FRAGE DER ART DER VERFORMUNG 4.3.2.1.4.
- , KALIUM 6.2.2.1.1.2.
- , PLASTISCHES VERHALTEN 4.7.2., 7.2.4.3.
- UND TONUS 6.2.1.1.1.- * SIEHE AUCH
"STRUKTUR GLATTER MUSKULATUR" 6.2.4., 6.2.5., 6.2.1.1., 8.6.
PLASTOELASTIZITÄT 6.2.1.2.2.2.6., 6.2.5.1.4.
- , BEGRIFFSBESTIMMUNG 6.2.1.2.2.1.
- , CALCIUM 6.2.2.1.1.1.
- * SIEHE AUCH
"STRUKTUR GLATTER MUSKULATUR" 6.2.4., 6.2.5., 6.2.1.1., 8.6.
P-MECHANISMUS 6.2.2.1.1.1.
PNEUMATISCHE STEUERUNG ZUM
ENTARRETIEREN UND ENTLASTEN SKIZZE 1

POLYMER, POLYMERISATIONSGRAD;	
- , ELASTIZITÄT	6.2.1.2.2.2.1.
- , PLASTIZITÄT	6.2.1.2.2.2.3.
- , VISKOELASTIZITÄT	6.2.1.2.2.2.4.
POLYMERCHEMIE	6.2.5.1.5.
POSITRONIC = KURVENFOLGER;	
- , TYP UND TECHNISCHE DATEN	4.4.3.1.
- , ERSTES DATENERFASSUNGSPROGRAMM	4.4.3.3.
- , ZWEITES DATENERFASSUNGSPROGRAMM	5.4.2.
- * SIEHE AUCH "GENAUIGKEIT"	
POTENTIAL, MEMBRANPOTENTIAL	6.2.2.1.3., 4.8.2.
POTENZFUNKTION	6.2.1.2.2.2.1.
PR = AN DREI AUF EINANDERFOLGENDEN TAGEN MIT JE ZEHN MILLIGRAMM PROGESTERON SUBCUTAN VORBEHANDELT (= VORBEHANDLUNG DER TIERE)	4.8.1.-4.8.3., 5.1.5., 4.7.1., 4.7.2., 4.3.2.3.; TABELLEN 2, 3, 6-38 4.2.3. 4.3.2.2.2.
PRAEPARAT	
- , FORDERUNG AN GESAMTLÄENGE	
PRAEPARATEGEWICHT PG;	
- ALS EINFLUSSGRÖSSE	7.1.1.1.3.-7.1.1.2.2.; TABELLEN 2, 6, 16-24
- , DATENERFASSUNG, DATENSPEICHERUNG	4.4.1., 4.4.3.3.1.6.
- , ERMITTLUNG	4.2.4.14.; SKIZZE 2
- ZUR STANDARDISIERUNG AUF VOLUMEN	5.4.1., 5.4.4.4.3.
PRAEPARATEVOLUMEN	SIEHE "PRAEPARATEGEWICHT PG"
PRAEPARATION;	
- , ANNAHME DARUEBER	6.2.3.1.1.
- DES TIERES	4.2.2.
- , FEINFRAEPARATION DES UTERUSHORNES	4.2.3., 6.2.3.1.1.
- , GROBFAEPARATION DES UTERUSHORNES	4.2.2., 6.2.3.1.1.
PRAEPARIERLOESUNG C;	
- , ANWENDUNG	4.2.2., 4.2.5.; SKIZZE 2
- , ERDERTERUNG	6.2.2.1.3.
- , ZUSAMMENSETZUNG	4.3.3.; TABELLE 1
- * SIEHE AUCH "BADLOESUNGEN"	
PROBIT-MODELL	7.2.5.
PROBLEMATISIERUNG DER DATENAUSWERTUNG	5.4.4., 8.5.
PROBLEMAUFRISS;	
- ALS ERGEBNIS EINER ARBEIT	1.1., 6.1.5., 7.2.4.3.
- ALS ERGEBNIS EINES ABSCHNITTS	6.2.5.3.
PROBLEMLOESUNGSANSATZE UND LOESUNGSWEGE	5.4.4., 8.5.
PROBLEMSTELLUNG ALS GLIEDERUNGSTEIL	1.1.
PROGESTERON;	
- , WIRKUNG	6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.1.4., 6.2.2.1.3., 6.2.2.2.
- ZUR HORMONELLEN STANDARDISIERUNG	4.8.1., 4.8.2., 5.1.5.
PROGRAMME FUER ELEKTRONISCHE DATEN- VERARBEITUNG;	
- , GESAMTUMFANG	4.4.3.2.
- , ERSTES DATENERFASSUNGSPROGRAMM	4.4.3.3.
- , ZWEITES DATENERFASSUNGSPROGRAMM	5.4.2.
- , PROGRAMM "NOVACOM"	7.1.1.1.5.
- * SIEHE AUCH "ITERATIONSVERFAHREN"	
PROJEKTION MIT EPISKOP	5.4.2., 5.4.3.2.1.
PROMOTION	1.1.
PROMOTIONSORDNUNG	1.1.
PROSTAGLANDINE	6.2.2.2.
P-T-SYSTEM	6.2.2.1.1.1.
PUNKTSCHAETZUNGEN	7.1.1.2.3.

Q

===

QUASI-KONTINUIERLICHER BETRIEB DES KURVENFOLGERS	4.4.3.1., 5.4.2.
QUELENNACHWEIS (= LITERATURVERZEICHNIS)	9.
- , ANMERKUNGEN	9., 1.2.
QUERBRUECKEN;	
- , ELASTIZITAET	6.2.1.2.2.2.1.
- , PLASTIZITAET	6.2.1.2.2.2.2.
- * SIEHE AUCH "GLEITFILAMENTTHEORIE"	
QUERBRUECKENBINDUNGEN	6.2.5.1.2., 6.2.5.1.4.
- , CALCIUM	6.2.2.1.1.1.
- , MODELLVORSTELLUNGEN	7.2.4.2.
- , ZYKLUS	6.2.5.2.2.2.
- , ZYKLUSDAUER	6.2.2.3.
QUERGESTREIFTE MUSKULATUR;	
- , EINLEITUNG	2.1.
- , HILLSCHE GLEICHUNG	6.2.3.2., 6.2.2.3.
- , KALIUM	6.2.2.1.1.2.
- , STREIFUNG	6.2.5.2.2.1.
- , TETANUS	6.2.1.1.1.
- * SIEHE AUCH "PLASTIZITAET"	
QUERSCHNITT, PROBLEME	6.2.1.1.2.

- R
===
- R, R(H), R(LIN H), R(LOG) =
KORRELATIONSKOEFFIZIENTEN
R, R(H), R(LIN H), R(LOG) SIEHE "KORRELATIONSKOEFFIZIENTEN"
- RA ;
- , RA = REALE ABWEICHUNG 5.4.3.1.1., 5.4.3.1.2.
- , RA = RATTE SIEHE "TIERART"
- RANDOMISIERUNG;
- ALS ALLGEMEINES PLANUNGSKRITERIUM 5.1.
- , BEDEUTUNG 6.2.2.4.
- DER TIERUNTERBRINGUNG 5.1.3.3.; TABELLE 5
- DES HAUPTVERSUCHS 5.1.3.2., 5.2.; TABELLE 4
RANGORDNUNGSVERFAHREN 7.1.1.1.5.
"RATSCHEN" SKIZZE 13
- RATTEN ALS UNTERSUCHUNGSOBJEKT
DER ARBEIT 4.1.; SIEHE AUCH
"UTERUSHOERNER" UND "TIERART"
4.2.2., 4.2.3.
- RAUMTEMPERATUR
RE = RECHTS ; UTERUSSEITE U ALS
EINFLUSSFAKTOR 5.1.3.2., 7.1.1.1.,
7.1.1.1.3.-7.1.1.2.3.
- REAGIBILITAET;
- AUF DEHNUNGSREIZ 7.2.4.3.
- , KONTRAKTILE, IONEN 6.2.3.1.3.
- , UNTERSCHIEDE DER UTERUSSEITEN 7.1.1.2.2.
- REALISIERUNG, TECHNISCHE, EINER NACH-
DEHNUNGSABHAENGINEN VISKOSITAET 7.1.2.2.4.; SKIZZE 14
- REALITAET;
- , ABBILD DER 6.1.1.
- , ABKEHR VON DER 6.1.1.
- , AUSRICHTUNG AN DER 6.1.1.
- UND MODELL 6.1.1.
- RECHENZEIT 5.4.4.1., 7.1.2.2.1.1.
RECHNER, TYP 4.4.3.1.
REDUNDANZ DER TIERKENNZEICHNUNG 5.1.4.
REGISTRIERBEREICH 4.3.2.3., 5.1.2.
REGISTRIERKANAL = SCHREIBKANAL 4.3.1.2., 4.3.2.3., 5.4.2.
REGISTRIERKURVE ABBILDUNGEN 1, 2; SIEHE AUCH
"REGISTRIERUNG", "VERLAENGERUNG DES
MUSKELS", "DEHNUNGSWERTE",
"DATENERFASSUNG", "GENAUIGKEIT"
- REGISTRIERPAPIER;
- , HOECHSTLAENGE 4.4.3.3.1.2.
- , LINIEN 4.4.1., 5.4.2.
- REGISTRIERUNG;
- , ANALOGSIGNAL-AUFZEICHNUNGSGERAET 5.1.2.
- DER VERLAENGERUNG SIEHE "VERLAENGERUNG EINES MUSKELS"
- , PROBLEME 4.3.2.3.
- EINES KURVENPUNKTES ODER -ZUGES 4.4.3.1., 5.4.2.
- , EINSTELLUNG DES GERAETES 4.3.2.3.
- , VERSTAERKEN, EICHEN 4.3.2.3.
- REGRESSION;
- , REGRESSIONSGERADE UND
REGRESSIONSKOEFFIZIENT
ZUR FEHLERBETRACHTUNG 5.4.3.2.1.; TABELLE 11, 12
- , REGRESSIONSKOEFFIZIENT ZUR
STATISTISCHEN TESTUNG 7.1.1.1.5.
- , LINEARE REGRESSION 4.6.1., 5.4.4.2.
- * SIEHE AUCH
"LOGARITHMISCHE REGRESSION"

REIBUNGSELEMENT	6.2.5.1.4.; SKIZZE 13
REIBUNGSKOEFFIZIENT	2.4.1.; SKIZZE 14 (7.1.2.2.4.)
REISSFESTIGKEIT, STAERKE ALS MUSKELEIGENSCHAFT	6.2.1.2.2.1., 6.2.1.2.2.2.1.
RELATIVWERT;	
- BEI STANDARDISIERUNG AUF N(2000)	5.4.4.4.3.
- VON EICH- UND KURVENPUNKTEN = ZU EICH- ODER KURVENPUNKTEN ZUGEOERDNETE RELATIVWERTE R..	5.4.2.; SKIZZE 5
RELAXATION;	
- ALS ADAPTATION	6.2.1.1.2.
- , DEFINITION	2.2.2.
- , SYNONYME BEGRIFFE	6.2.1.1.2.
RELEVANZ VON PARAMETERN	6.1.4.1.
REPRODUZIERBARKEIT;	
- DER DATENERFASSUNG	5.4.3.-5.4.3.1.2., 8.5.; TABELLEN 9-13
- , REPRODUZIERBARE KONVERGENZ	5.4.4.3.
- VON PARAMETERN	6.1.4.1.
RETRAKTIONSKOEFFIZIENT RTK;	
- ALS ZIELGROESSE	4.5., 5.1.1., 7.1.1.1.3.-7.1.1.2.2.; TABELLEN 3, 7, 16-24
- , DATENAUSWERTUNG	4.6.2.
- - FUER DIE VORUNTERSUCHUNGEN	4.7.2.
REVERSIBILITAET	4.3.2.1.4., 6.2.1.1.2., 7.1.1.1.6.
- BEI VERSCHIEDENEN BADLOESUNGEN	4.7.2., 7.1.1.2.2., 7.2.4.3.
- , IRREVERSIBLES DEHNEN, GLEITEN	6.2.5.1.4., 6.2.5.1.5.
- , VISKOELASTIZITAET	6.2.1.2.2.2.4.
- VON FORMAENDERUNGEN, BEGRIFFSBESTIMMUNG	6.2.1.2.2.1.
RIGOR	6.2.2.3., 6.2.5.2.2.2.
ROENTGENBEUGUNGSMUSTER	6.2.5.2.2.
RTK = RETRAKTIONSKOEFFIZIENT	SIEHE "RETRAKTIONSKOEFFIZIENT RTK"
RUECKBILDUNGSVORGAENGE	4.3.2.1.4., 7.2.4.3.
RUECKEICHUNG	4.2.4.11., 4.3.2.3., 4.4.3.3.1.4., 5.4.2.
RUECKSCHLUESSE AUF STRUKTUR UND FUNKTION, ZIELE	3.1., 8.3.
RUHEPOTENTIAL	6.2.2.1.1.3., 6.2.2.1.3.
RUHIGSTELLUNG DES MYOMETRIUMS	4.8.2.

S	
===	
S HOCH 2 =	SUMME DER
ABWEICHUNGSQUADRATE	SQ2
	5.4.4.2., 5.4.4.3., 5.4.4.7., 5.4.4.8., 6.1.4.2.2., 7.1.1.1.5., 7.1.2.1., 7.1.2.2.2.-7.1.2.2.5.5.;
	TABELLEN 14, 29-46
SARCOLEMM	6.2.5.1.4.
SARCOMER	6.2.5.2.2.2.
SARKOPLASMATISCHES RETIKULUM	6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.1.3., 6.2.2.1.3.
SAUERSTOFF, -VERBRAUCH, -ENTZUG	6.2.2.3., 6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.1.2.
SCHAETZEN VON MODELLPARAMETERN	6.1.4.1.
SCHWELLPUNKT	5.4.4.5.3.
SCHERE, ANWENDUNG BEI FEINPRAEPARATION	4.2.3.
SCHERKRAEFTE ZWISCHEN FILAMENTEN	6.2.1.1.1.
SCHLUESSELFRAGE	1.1.
SCHLUPF	6.2.1.2.2.2.3., 6.2.3.1.3.
SCHLUSSFOLGERUNGEN;	
- , ABGRENZUNG ZU METHODEN UND	
ERGEBNISSEN	1.1., 7.1.
- , BEISPIELE FUER DIE BEGRENZTHEIT	
MOEGLICHER SCHLUSSFOLGERUNGEN	7.2.4.
- , GRENZEN BEI ORGANUNTERSUCHUNGEN	6.2.3.1.1.
- IN DER POLYMERCHEMIE	6.2.5.1.5.
- ZU DEN HAUPTUNTERSUCHUNGEN	7.2., 8.7.
- ZUM VERFAHREN NACH BRONSTEIN	5.4.4.2.
SCHNELLSCHREIBER;	
- , ANWENDUNG	4.2.4.7., 4.2.4.9.
- , TECHNISCHE ANGABE	4.3.1.3.
SCHNITTPUNKT DER HYPERBEL MIT ABSZISSE	5.4.4.3., 5.4.4.4., 7.1.1.3., 7.1.2.2.5.1.1.; SKIZZE 8
SCHOENHEITSIDEAL, -BEGRIFF;	
DER PHYSIK, DER MATHEMATIK	6.1.1., 6.1.4.1.
SCHRAEGSTELLUNG KONTRAKTILER ELEMENTE	6.2.4.1.
SCHREIBBEREICH/SCHREIBKANAELE DES	
REGISTRIERGERAETES	4.3.1.2., 4.3.2.3., 5.4.2.
SCHREIBWEISEN;	
- DER HYPERBELGLEICHUNG	5.4.4.3., 7.1.1.1.6.
- EINER EXPONENTIELLEN FUNKTION	7.1.2.2.4.
SCHRITTWEISER PROZESS DER KONTRAKTION	6.2.5.2.2.2.
SCHRITTWEITE;	
- ZWISCHEN KURVENPUNKTEN	5.4.4.1., 5.4.4.2., 5.4.4.5.3.;
	SKIZZE 7
- , QUERBRUECKENZYKLUS	6.2.5.2.2.2.
SCHUBLEHRE;	
- , ANWENDUNG	4.2.4.13., 4.3.1.1.
- , GENAUIGKEIT	4.3.1.1., 4.3.1.3.
SCHWELLUNG DER ZELLE	6.2.2.1.1.2., 6.2.2.1.1.3., 6.2.2.1.4.
SCHWINGUNG NACH ELASTISCHER DEHNUNG =	
DEHNUNGSSCHWINGUNG	4.4.3.3.1.3., 4.7.1., 5.4.4.4.1., 5.4.4.6., 7.1.1.1.1., 7.1.1.1.3.- 7.1.1.2.2.; SKIZZE 9
SCHWINGUNGSMPLITUDE SWA	
ALS ZIELGROESSE	7.1.1.1.3.-7.1.1.2.2.;
	TABELLEN 16-24
SD = STANDARDABWEICHUNG SD	
ALLER REALEN ABWEICHUNGEN	
FUER EINEN EINLESEVOORGANG	5.4.3.1.2., 5.4.3.3.; TABELLE 10
SELECTED POINTS	5.4.4.2., 6.1.4.2.2.
SEM = STANDARDABWEICHUNG DES MITTELS	TABELLE 10
SERIE VON WERTEPAAREN	4.6.1., 5.4.4.2.
SERIELL ANGEORDNETE KOMPONENTEN	SIEHE "KOMPONENTEN"
SEROTONIN	6.2.2.3.

SERREFINE;

- , ANWENDUNG	4.2.4.2., 4.2.4.6., 4.2.4.8., 4.2.4.10., 4.2.4.12.-4.2.4.14.;
- , PROBLEME	SKIZZEN 1, 2, 4
SETZUNG $T(\text{MIN}) = 0$	4.3.2.2.1., 4.3.2.2.2.;
S-FÖRMIGE KURVEN	SKIZZE 4
"SICHERUNG"	5.4.4.5.3.
SIGNALVERZERRUNG, SIGNALVERFAELSCHUNG	7.1.2.2.5.5.
SIMULATION MIT EINEM MODELL	SKIZZE 12
SKELLETTMUSKULATUR	5.1.2.
	6.1.4.1.
	SIEHE "QUERGESTREIFTE MUSKULATUR"

SKIZZEN :

1 :	VERSUCHSAUFBAU	4.2.4.
2 :	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DES ABLAUFES EINER NACHDEHNUNGSUNTERSUCHUNG AM UTERUSHORN	4.2.4.
3 :	LAENGENBEZIEHUNGEN AM HEBELARM	4.3.1.1.
4 :	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG VON UTERUSHOERNERN IN ZWEI EBENEN IM BEREICH DER KLAMMERUNG DURCH EINE SERREFINE MIT UND OHNE VORHERIGER ABBINDUNG	4.3.2.2.1.
5 :	DAS PRINZIP DER ORDINATENEICHUNG IM ZWEITEN DATENERFASSUNGSPROGRAMM	5.4.2.
6 :	DAS PRINZIP DER ABSZISSENEICHUNG IM ZWEITEN DATENERFASSUNGSPROGRAMM	5.4.2.
7 :	BILDUNG VON DIFFERENZEN IN UEBERLAPPENDEN INTERVALLEN	5.4.4.1.
8 :	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER HYPERBEL UND IHRER PARAMETER	5.4.4.3.
9 :	SCHEMATISCHER VERLAUF DES BEGINNS EINER DEHNUNGSKURVE	5.4.4.4.1.
10 :	SCHEMATISCHE DARSTELLUNG DER INTEGRIERTEN HYPERBEL	5.4.4.5.3.
11 :	ELEMENTE UND EINFACHE MODELLE ZUR ERLAEUTERUNG (IMITATION) MUSKULAREN VERHALTENS	6.2.5.1.3.
12 :	BEISPIEL EINES KOMPLEXEN MUSKELMODELLS: MUELLER-ONTJES	6.2.5.1.4.
13 :	BEISPIEL EINES WEITEREN KOMPLEXEN MUSKELMODELLS: ALEXANDER	6.2.5.1.4.
14 :	TECHNISCHE REALISIERUNG EINER LINEAREN ABHAENIGKEIT DES REIBUNGSKOEFFIZIENTEN ("VISKOSITAET") VON DER NACHDEHNUNG (ALS ERGAENZUNG ZUM MODELL GREVEN DER SKIZZE 11)	7.1.2.2.4.
- *	SIEHE AUCH "ABBILDUNGEN"	

SN = SERIENNUMMER DER BESTEN SERIE DER LINEARISIERTEN HYPERBEL- ANFASSUNGEN NACH BRONSTEIN	4.6.1., 5.4.4.2. 4.4.3.1.
SONDERPERIPHERIE	
SPANNUNG;	
- , SPANNUNGS-DEHNUNGS-KURVE	6.2.1.2.2.2.1.
- UND LAENGE, TONUS;	
PASSIVE SPANNUNG	6.2.1.1.1.
- * SIEHE AUCH "DEHNUNG", "DEHNUNGSGESCHWINDIGKEIT", "CALCIUM", "HORMONE", "STOFFWECHSEL"	
SPEICHER, CALCIUM	6.2.2.1.1.1.
"SPERRKLINKE"	SKIZZE 13
SPEZIFISCHES GEWICHT	5.4.1., 6.2.3.1.2.
SPIRALZUEGE DER MUSKULATUR	6.2.4.1.
SPONTANAKTIVITAET;	
- UND CALCIUM, KALIUM, C AMP, MAGNESIUM	6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.1.2., 6.2.2.1.1.4.
- UND GESCHLECHTSHORMONE	6.2.2.1.3., 6.2.2.2.
SQ1 = SQ(TOTAL)	
= SUMME DER ABWEICHUNGSQUADRATE TOTAL	5.4.4.7.
SQ2 = SQ(UM REGRESSION)	
= SUMME DER ABWEICHUNGSQUADRATE UM DIE REGRESSION, KURZ "SUMME DER ABWEICHUNGS- QUADRATE" GENANT	5.4.4.2., 5.4.4.3., 5.4.4.7., 5.4.4.8., 6.1.4.2.2., 7.1.1.1.5., 7.1.2.1., 7.1.2.2.2.-7.1.2.2.5.5.;
	TABELLEN 14, 29-46
SQ3 = SQ(AUF REGRESSION)	
= SUMME DER ABWEICHUNGSQUADRATE AUF DER REGRESSION	5.4.4.7.
STAEKRE ALS MUSKELEIGENSCHAFT	6.2.1.2.2.1., 6.2.1.2.2.2.1.
STAMMFUNKTION DER HYPERBEL	5.4.4.5.
STANDARDABWEICHUNG SD ALLER REALEN ABWEICHUNGEN FUER EINEN EINLESEVORGANG	5.4.3.1.2., 5.4.3.3.; TABELLE 10
STANDARDFEHLER DER SCHAETZUNG	5.4.3.2.1.; TABELLEN 11, 12
STANDARDISIERUNG;	
- AUF AUSGANGSLAENGE ODER N(2000) ODER SPANNWEITE	5.4.4.4.3., 6.2.3.1.2., 7.1.2.1.
- AUF NEUE NACHDEHNUNGSGROESSE N3 = N(1;T)	5.4.4.6., 5.4.4.8.
- AUF PRAEPARATEVOLUMEN	5.4.1., 5.4.4.4.3., 6.2.3.1.2.;
	ABBILDUNGEN 3, 4
- AUF QUERSCHNITT	6.2.3.1.2.
- , HORMONELL	4.8.1.-4.8.2., 8.4.
- , PROBLEME	5.4.4.4.2.-5.4.4.4.3., 6.2.3.1.2., 8.5.
STATISTISCHE VERFAHREN	7.1.
STEIFHEIT EINES MUSKELS	6.2.1.2.2.2.1., 6.2.5.2.2.2., 7.1.1.1.6.
STIEGUNG DER HYPERBELSTAMMFUNKTION	5.4.4.5.3.
STIEGUNG B DER LINEARISIERTEN HYPERBEL	4.6.1., 5.4.4.2.
STICHWORTVERZEICHNIS	10.
- , BEGRUENDUNG	1.1.
STIMULIERUNG	6.2.2.1.1.2., 6.2.3.1.3.
STOFFWECHSEL	6.2.2.3.
- , HERABSETZUNG DES, ALS ZIEL	4.2.3.

STRAFFEN	4.2.4.8., 7.2.4.3.
STREIFUNG VON MUSKULATUR	6.2.5.2.2.1.
STREUUNG;	
- UND MESSUNGENAUGIGKEIT,	
KONSEQUENZEN	5.4.4.5.
- * SIEHE AUCH	
GENAUIGKEIT, *VARIABILITAET*	
STRONTIUM	6.2.2.1.1.5.
STRUKTUR GLATTER MUSKULATUR	6.2.4., 6.2.5., 6.2.1.1., 8.6.
STUFEN VON EINFLUSSFAKTOREN	5.1.3.2., 7.1.1.1.6.;
	SIEHE AUCH *EINFLUSSFAKTOREN*
SUBCUTANE INJEKTIONEN	4.8.1., 5.1.5.
SUBJEKTIVITAET DER AUSWAHL VON ARBEITEN	1.2.
SUBSTANZ D 600	6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.4., 6.2.2.3.;
	TABELLE 1
SUBSTRAT DER UNTERSUCHUNGEN	6.2.4.
SULFAT	TABELLE 1
SUMME DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2	5.4.4.2., 5.4.4.3., 5.4.4.7., 5.4.4.8.,
	6.1.4.2.2., 7.1.1.1.5., 7.1.2.1.,
	7.1.2.2.2.-7.1.2.2.5.;
	TABELLEN 14, 29-46
SWA = SCHWINGUNGSMPLITUDE SWA	
ALS ZIELGROESSE	7.1.1.1.3.-7.1.1.2.2.;
	TABELLEN 16-24
SYNCYTIUM	6.2.1.1.
- , PARTIELLES	6.2.4.3.
SYNOPTISCHE DATENAUSWERTUNG	7.1.1.

T
===

T = ZEIT ODER TAGESZEIT;
 - , TAGESZEIT T ALS EINFLUSSFAKTOR 5.1.3.2., 7.1.1.1., 7.1.1.1.3.-
 7.1.1.2.3.
 - , ZEIT T SIEHE "ZEITBLOCK" BIS "ZEITVERZOEGERUNG"
 SOWIE "ORIGINALDATEN"
 T. = ZEITEICHMARKEN 5.4.2.; SKIZZE 6
 T(MIN) 5.4.4.5.3.; SKIZZE 10

TABELLEN :

1 :	ZUSAMMENSETZUNG DER BADLOESUNGEN	4.3.3.
2 :	UEBERSICHT UEBER EINIGE ORIGINALDATEN DER VORUNTERSUCHUNGEN	4.7.1.
3 :	UEBERSICHT UEBER EINIGE ERGEBNISDATEN DER VORUNTERSUCHUNGEN	4.7.2.
4 :	RANDOMISIERUNG DER 40 UNTERSUCHUNGEN DER ORTHOGONALEN VERSUCHSSTRUKTUR DES HAUPTVERSUCHS	5.1.3.2.
5 :	RANDOMISIERUNG FUER DIE TIERUNTERBRINGUNG	5.1.3.3.
6 :	UEBERSICHT UEBER ORIGINALDATEN DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN	5.4.1.
7 :	UEBERSICHT UEBER EINIGE ERGEBNISDATEN DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN	5.4.1.
8 :	BEISPIEL FUER DIE AUSWERTUNG EINER MUSKELUNTERSUCHUNG (KURVE 24, OHNE STANDARDISIERUNG AUF VOLUMEN)	5.4.1.
9 :	REPRODUZIERBARKEIT DER DATENERFASSUNG IM ERSTEN DATENERFASSUNGSPROGRAMM	5.4.3.1.1.
10 :	REPRODUZIERBARKEIT DER DATENERFASSUNG IM ZWEITEN DATENERFASSUNGSPROGRAMM	5.4.3.1.2.
11 :	LINEARITAET DER GRUNDLINIEN NACH PROJEKTION DER REGISTRIERKURVE MIT DEM EPISKOP AUF DIE POSITRONIC-ARBEITSFLAECHE UND REGISTRIERUNG MIT DEM POSITRONIC-KURVENFOLGER	5.4.3.2.1.
12 :	LINEARITAET DER EICHSYSTEME NACH PROJEKTION DER REGISTRIERKURVE MIT DEM EPISKOP AUF DIE POSITRONIC-ARBEITSFLAECHE UND REGISTRIERUNG MIT DEM POSITRONIC-KURVENFOLGER	5.4.3.2.1.
13 :	REPRODUZIERBARKEIT DER DATENERFASSUNG IM VERGLEICH DER BEIDEN DATENERFASSUNGSPROGRAMME	5.4.3.2.2.
14 :	GEGENUEBERSTELLUNG DER HYPERBELANPASSUNGEN NACH BRONSTEIN UND MIT EINEM ITERATIONSVERFAHREN JEWEILS BEI STANDARDISIERUNG AUF VOLUMEN UND A1 = 9711	5.4.4.3.
15 :	URSPRUEENGLICHE EINTEILUNG FUER DIE KOVARIANZANALYSE	7.1.1.1.4.

- 16 - 24 : CELMOI- UND NOVACOM-TABELLENSYSTEM:
- 16 : CELMOI I : DURCHSCHNITTE: G(J)-G(1)
SOWIE: E, G(1)-E 7.1.1.2.1.
- 17 : CELMOI II : DURCHSCHNITTE: G(2000)-G(J)
SOWIE: E, G(1)-E 7.1.1.2.1.
- 18 : CELMOI III : DURCHSCHNITTE: L(ENDE), RTK, SWA
SOWIE: L(0), 3WTG, 3WPG;
E, G(1)-E,
G(2000)-G(1) 7.1.1.2.1.
- 19 : CELMOI IV : DURCHSCHNITTE: PARHYP(J)
SOWIE: E, G(1)-E,
G(2000)-G(1) 7.1.1.2.1.
- 20 : NOVACOM I : F-WERTE: G(J)-G(1) 7.1.1.2.1.
- 21 : NOVACOM II : F-WERTE: G(2000)-G(1) 7.1.1.2.1.
- 22 : NOVACOM III : F-WERTE: L(ENDE), RTK, SWA 7.1.1.2.1.
- 23 : NOVACOM IV : F-WERTE: PARHYP(J) 7.1.1.2.1.
- 24 : NOVACOM V : F-WERTE: ALLE KOVARIABLEN (01-06) 7.1.1.2.1.
- 25 : ABLEITUNGEN NACH DER ZEIT ZU EINER MUSKELUNTERSUCHUNG
(NR. 47) DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN 7.1.1.2.2.
- 26 : MULTIVARIATE TESTUNG 7.1.1.4.
- 27 : BEISPIEL FUER DAS MIKROGLAETTUNGSVERFAHREN:
AUSZUG AUS DEN DATEN DER MUSKELUNTERSUCHUNG NR. 24
DER HAUPTUNTERSUCHUNGEN 7.1.2.2.1.1.1.
- 28 : BEISPIEL FUER ORIGINALDATEN EINER MUSKELUNTERSUCHUNG
(NR. 24) DES HAUPTVERSUCHS 7.1.2.2.1.1.2.
- 29 - 46 : VERGLEICH DER SUMMEN DER ABWEICHUNGSQUADRATE SQ2
BEI ANFASSUNG VERSCHIEDENER FUNKTIONEN AN
DIESELBEN DATEN JEWEILS EINER MUSKELUNTERSUCHUNG
- 29 - 38 : RATTENUTERUSHOERNER (EIGENE DATEN)
- 29 : DARSTELLUNGEN 3/3 ; FUNKTIONEN 11/12 7.1.2.2.5.
- 30 : DARSTELLUNGEN 3/3 ; FUNKTIONEN 11/14 7.1.2.2.5.
- 31 : DARSTELLUNGEN 3/3 ; FUNKTIONEN 12/14 7.1.2.2.5.
- 32 : DARSTELLUNGEN 3/2 ; FUNKTIONEN 14/14 7.1.2.2.5.
- 33 : DARSTELLUNGEN 2/2 ; FUNKTIONEN 14/25 7.1.2.2.5.
- 34 : DARSTELLUNGEN 2/2 ; FUNKTIONEN 18/25 7.1.2.2.5.
- 35 : DARSTELLUNGEN 2/2 ; FUNKTIONEN 14/18 7.1.2.2.5.
- 36 : DARSTELLUNGEN 1/1 ; FUNKTIONEN 18/22 7.1.2.2.5.
- 37 : DARSTELLUNGEN 1/1 ; FUNKTIONEN 16/22 7.1.2.2.5.
- 38 : DARSTELLUNGEN 1/1 ; FUNKTIONEN 16/18 7.1.2.2.5.
- 39 - 46 : TAENIA COLI UND VENA PORTAE,
MEERSCHWEINCHEN (DATEN ZU (209) UND (206))
- 39 : DARSTELLUNGEN 3/3 ; FUNKTIONEN 11/16 7.1.2.2.5.
- 40 : DARSTELLUNGEN 3/3 ; FUNKTIONEN 11/14 7.1.2.2.5.
- 41 : DARSTELLUNGEN 3/3 ; FUNKTIONEN 16/14 7.1.2.2.5.
- 42 : DARSTELLUNGEN 3/2 ; FUNKTIONEN 14/14 7.1.2.2.5.
- 43 : DARSTELLUNGEN 2/2 ; FUNKTIONEN 14/25 7.1.2.2.5.
- 44 : DARSTELLUNGEN 2/2 ; FUNKTIONEN 18/25 7.1.2.2.5.
- 45 : DARSTELLUNGEN 2/2 ; FUNKTIONEN 14/18 7.1.2.2.5.
- 46 : DARSTELLUNGEN 1/1 ; FUNKTIONEN 18/22 7.1.2.2.5.

TABELLEN (FORTSETZUNG)

- * SIEHE AUCH "UEBERSICHTEN
UEBER BEGRIFFSDEFINITIONEN" 6.2.1.2.2.1.

- TA = TIERART SIEHE "TIERART"
- TAENIA COLI DES MEERSCHWEINCHENS;
- ALS UNTERSUCHUNGSOBJEKT 2.4., 3.1., 6.2.2.1.1.1., 6.2.3.1.3.
6.2.5.3., 7.1.2.2.1.2.-7.1.2.2.6.2.3.
6.2.4.1., 6.4.2.3.
- , DICKE, FORM, GROESSE
- TAGESZEIT T ALS EINFLUSSFAKTOR 5.1.3.2., 7.1.1.1., 7.1.1.1.3.-
7.1.1.2.3.
5.4.4.5.3.
- TAYLOR-REIHENENTWICKLUNG
- TECHNISCHE REALISIERUNG EINER NACH-
DEHNUNGSABHAENGIGEN VISKOSITAET 7.1.2.2.4.; SKIZZE 14
- TEILSTRUKTUREN VON MUSKELN 6.2.1., 6.2.5.
- TEMPERATUR;
- DER BADLOESUNG 4.2.4.6.
- , RAUMTEMPERATUR 4.2.2., 4.2.3.
- TERMINOLOGIE, NACHDEHNUNG 5.4.4.4.1.
- TESTSTRUKTUR, STATISTISCHE 7.1.1.1., 7.1.1.1.5., 7.1.1.1.6.
- TESTUNG SIEHE "AUSWERTUNG", "ERGEBNISSE",
"TESTSTRUKTUR"
6.2.1.1.1.
SIEHE "TIERGEWICHT TG"
- TETANUS
- TG = TIERGEWICHT
- THERMO-KINETISCHE KRAEFTE DER
ELASTIZITAET 6.2.1.2.2.2.1.
- THERMOSTAT 4.3.1.4.
- THERMOMETER 4.3.1.4.
- TIERALTER;
- , HOMOGENITAET 5.1.5.
- , WAHL 4.8.1.
- UND BINDEGEWEBE 6.2.3.1.1.
- UND ELASTIZITAET 6.2.1.2.2.2.1.
- UND RELAXATION 6.2.1.1.2.
- TIERART;
- , BEEINFLUSSUNG DER
ELASTISCHEN DEHNUNG 4.3.2.3.
- , DATEN TABELLEN 2, 3
- , RATTEN UND MEERSCHWEINCHEN ALS
UNTERSUCHUNGSOBJEKTE DER ARBEIT 4.1.
- UND CALCIUM AM UTERUS 6.2.2.1.1.1.
- UND KURVENANPASSUNGEN 4.8.3.
- , WAHL DER 4.8.1.-4.8.2., 8.4.
- TIERBESCHAFFUNG, TIERHALTUNG 4.8.1.
- TIERGEWICHT TG;
- ALS EINFLUSSGROESSE 7.1.1.1.3.-7.1.1.2.3.;
TABELLEN 2, 6, 16-24
- , DATENERFASSUNG, DATENSPEICHERUNG 4.4.1., 4.4.3.3.1.6.
- , ERMITTLUNG 4.2.1.
- , HOMOGENITAET 5.1.5.
- UND HORMONELLE STANDARDISIERUNG 4.8.1.
- TIERKENNZEICHNUNG 5.1.4.
- T-MECHANISMUS 6.2.2.1.1.1.
- TONISCHE KOMPONENTE 6.2.1.1.1.
- TONUS 2.3., 6.2.1.1.1., 8.6.
- , TONUSFUNKTION; TONUSSPIEGEL;
RUHETONUS; PLASTISCHER,
KONTRAKTILER, VISKOESER
TONUS; TONUSHUSKELN 6.2.1.1.1.
- , TONUSZUSTAND, KONTRAKTION 4.3.2.1.1.
- UND CALCIUM 6.2.2.1.1.1.

TRANSFORMATION, MATHEMATISCHE	7.1.1.1.6., 7.1.1.4., 7.1.2.2.5.5.
TRANSMUTATIONSMODELL	6.2.1.2.2.2.1., 6.2.5.1.5.
TRENDS	5.1.3.2.-5.1.3.3., 5.4.3.1.1., 5.4.4.2., 7.1.2.2.5.1.3.
TRENNSCHAERFE DER AUSWAHL VON ARBEITEN	1.2.
TRENNUNG:	
- DER AUSWERTUNG	5.4.4.8., 7.1.
- , PRAEPARATORISCHE (VON HISTOLOGISCHEN KOMPONENTEN)	3.1.
- VON DATENMENGEN	7.1.1.2.2.
- ZWISCHEN ERGEBNISSEN UND DISKUSSION	1.1.
TREPPENEFFEKT	6.2.2.2.
TUBE:	
- , DEN TUBEN BENACHBARTE ABSCHNITTE DER UTERUSHOERNER	3.1., 4.2.4.2., 4.8.2., 6.2.3.1.1.
- , GRENZE ZUM UTERUSHORN	4.2.4.1.
- , PRAEPARATION	4.2.2.
TZ = TAGESZEIT ALS EINFLUSSFAKTOR	5.1.3.2., 7.1.1.1., 7.1.1.1.3.- 7.1.1.2.3.

U
===

- U = UTERUSSEITE ALS EINFLUSSFAKTOR 5.1.3.2., 7.1.1.1., 7.1.1.1.3.-
7.1.1.2.3.
- U., = UNTERLINIENPUNKTE 5.4.2.; SKIZZE 5
- UEBERBLICK UEBER DIE PHYSIOLOGIE
GLATTER MUSKULATUR SIEHE INHALTSVERZEICHNIS ZUM
ABSCHNITT 6.
- UEBERDECKUNG VON EFFEKTEN 7.1.1.1.5., 7.1.1.2.2.
- UEBERLAGERUNG VON DREI DEHNUNGS-
KOMPONENTEN 5.4.4.4.1., 6.2.3.1.2.
- UEBERPRUEFUNG;
- DER PROGRAMME 7.1.2.2.4.; 5.4.3.-5.4.3.2.2.
- DER UEBERTRAGBARKEIT,
HILLSCHE GLEICHUNG 6.2.3.2.
- EINES MODELLS 6.1.4.1.
- UEBERSICHTEN UEBER BEGRIFFSDEFINITIONEN,
Z.B. ELASTIZITAET, PLASTIZITAET 6.2.1.2.2.1.
- UEBERWICHTUNG SIEHE "WICHTUNG"
- UHR, UHRZEITEN;
- , ABLAUF DER NACHDEHNUNGS-
UNTERSUCHUNG 4.2.4.-4.2.6.
- , ZIELE EINZELNER UNTERSUCHUNGS-
ABSCHNITTE 4.3.2.1.
- UMFANG;
- DER EDV-AUSWERTUNG, PROGRAMME 4.4.3.2.
- DER UNTERSUCHUNGEN 4.1., 5.1.3.1.
- , ERFASSTE ZEIT-DEHNUNGS-WERTE 5.4.2., 5.4.4.2., 7.1.2.2.1.,
7.1.2.2.1.1.2., 7.1.2.2.1.3.
- UMGEBUNGSBEDINGUNGEN;
- , GLEICHBLEIBENDE 4.3.2.1.3.
- , KLEINE AENDERUNGEN DER
UMSETZUNG DES ANALOGEN SIGNALS DER
REGISTRIERKURVE, DATENUMSETZUNG 4.4.2., 5.1.2., 5.4.3.1.1.
- UNBELASTET;
- , MUSKEL 4.2.4.3.
- , HEBELSTELLUNG 4.2.4.7.
- , ENTLASTUNG DES MUSKELS 4.2.4.10., 4.3.2.1.4., 4.7.1.;
SKIZZE 1
- UNGEWICHTETE KURVENANPASSUNG 5.4.4.3., 7.1.2.1., 7.1.2.2., 7.1.2.2.3.
UNGLEICHGEWICHTUNG 5.4.4.3.
- UNIVARIATE MEHRWEGKOVARIANZANALYSE;
- , ERGEBNISSE 7.1.1.2., 7.1.1.3., 8.7.
- , PLANUNG 5.4.4.8., 7.1.1.-7.1.1.1.6., 8.7.
- , PROGRAMM "NOVACOM" 7.1.1.1.5.
- UNTERLINIE (= EINE GRUNDLINIE) 5.4.2.
- UNTERLINIENPUNKTE U.. 5.4.2.; SKIZZE 5
- UNTERSCHIEDE IM MUSKELVERHALTEN;
- , NACHWIRKUNG/ERSCHLAFUNG-
ZEITVERLAUF 6.2.1.1.2.
- ZWISCHEN MUSKELN 7.1.2.2.5.1.3.
- ZWISCHEN ZWEI BADLOESUNGEN, ZIELE 3.1.
- * SIEHE AUCH "AUSWERTUNG",
"ERGEBNISSE"
- UNTERSETZUNG DER ORGANBEWEGUNG
(= ZWISCHEN MUSKEL UND
INDUKTIVEM WEGGEBER) 4.3.1.1., 4.3.2.3.
- UNTERSTREICHEN WICHTIGER BEGRIFFE 1.1.
- "UNTERSUCHUNG" ALS BEGRIFF 5.1.3.2.
- UNTERSUCHUNGSBEGINN 4.2.4.3.; SKIZZE 2
- UNTERSUCHUNGSOBJEKT;
- , UTERUSHORN 4.1.
- , VERGLEICH MIT FRUEHEREN OBJEKTEN 7.1.2.1., 7.1.2.2.
- , ZIEL DER ARBEIT 3.1.

- URETER 6.2.1.1., 6.2.1.2.2.2.6., 6.2.2.1.1.1.,
 6.2.2.1.1.2.
- US = UTERUSSEITE ALS EINFLUSSFAKTOR 5.1.3.2., 7.1.1.1., 7.1.1.1.3.-
 7.1.1.2.3.
- UTERUS, GESCHLECHTSHORMONWIRKUNG,
 MORPHOLOGISCH 6.2.2.2.
- UTERUS ALS UNTERSUCHUNGSOBJEKT SIEHE 6.2., "IONEN",
 "UTERUSHOERNER ALS UNTERSUCHUNGSOBJEKT"
 4.2.2.
- UTERUS BICORNIS UNICOLLIS
 UTERUSHOERNER?
- , ABLAUF EINER NACHDEHNUNGS-
 UNTERSUCHUNG 4.2.4.-4.2.6.; SIEHE AUCH "ABBINDEN",
 "KLAMMERN", "BELASTUNG"
 - ALS UNTERSUCHUNGSOBJEKT 4.1., 6.2.3.1.1.; SKIZZE 1
 - , DICKE 4.3.2.2.1.
 - , FASERVERLAUF 6.2.3.1.1., 6.2.4.1.
 - , GRENZE ZUR TUBE 4.2.4.1.
 - , KONISCHE VERJUENGUNG 4.8.2.
 - , PRAEPARATION 4.2.2.-4.2.3.
 - , SEITE DES UTERUSHORNES ALS
 EINFLUSSFAKTOR 5.1.3.2., 7.1.1.1., 7.1.1.1.3.-
 7.1.1.2.3.
 - , ERGEBNISSE 7.1.1.2.-7.1.1.2.3.
- UTERUSMUSKULATUR; 3.1.
- , ZIEL DER ARBEIT
 - * SIEHE AUCH "AUSWERTUNG",
 "ERGEBNISSE"
- UTERUSSEITE U ALS EINFLUSSFAKTOR 5.1.3.2., 7.1.1.1., 7.1.1.1.3.-
 7.1.1.2.3.
- , ERGEBNISSE 7.1.1.2.-7.1.1.2.3.

V	
===	
VARIABLEN	SIEHE *EINFLUSSFAKTOREN, -GROESSEN, -VARIABLEN*
VARIABILITAET	5.4.4.4.3., 6.1.2., 6.1.4.1., 7.2.4.2.
- DES VISKOSITAETSKOEFFIZIENTEN	6.2.1.2.2.2.3.
VARIANZANALYSE	7.1.1.1.-7.1.1.4.
VARIATIONSKOLLEKTIV	4.8.1.
VEKTOR;	
- , NETZVEKTOREN, ELASTIZITAET	6.2.1.2.2.2.1.
- , LAENGE DES VEKTORS ZUM SCHEITELPUNKT DER HYPERBEL ALS ZIELGROESSE	4.5., 5.4.1.; TABELLE 7
VENA PORTAE ALS UNTERSUCHUNGSOBJEKT	7.1.2.2.1.2.-7.1.2.2.6.2.3.
VERAENDERUNG VON PARAMETERN;	
ADDITIV, MULTIPLIKATIV;	
VORZEICHEN	5.4.4.3.;
VERAPAMIL	SIEHE AUCH *ITERATIONSVERFAHREN*
VERBINDUNGEN IM MUSKEL	6.2.2.1.1.1.
VERBLIEBENE VERLAENGERUNG	6.2.5.1.4.; SKIZZE 13
- , DATENERFASSUNG, DATENSPEICHERUNG	4.4.1.; SKIZZE 2
VEREINFACHUNG UND MODELL	4.4.3.3.1.6.
VERFLECHTUNG EINZELNER ASPEKTE	6.1.1., 6.1.2.
VERFLECHTUNG VON METHODEN UND ERGEBNISSEN	6.1.6.
VERFORMUNG;	1.1., 6., 7.1., 7.1.1.1.4., 8.1.
- , ART	4.3.2.1.4.
- , GESCHWINDIGKEIT	6.2.1.2.2.2.5., 7.1.1.2.2.
VERGLEICH;	
- AUF VERSCHIEDENEN EBENEN	5.4.4.8., 7.1.2.2.
- DER DATENERFASSUNGSPROGRAMME	5.4.3.2.2.
- MIT ANDEREN MUSKELN	7.1.2.2.1.2., 7.1.2.2.2., 8.7.
- MIT HYPERBELMODELL	7.1.2.2.5.1., 8.7.
- VON DARSTELLUNGEN	7.1.2.2.5.3.
- VON EINLESEVORGAENGEN	5.4.3.1.1., 5.4.3.1.2.
- VON MUSKELUNTERSUCHUNGEN	5.4.4.4.3., 5.4.4.7.
VERGROESSERUNG;	
- BEI DER PROJEKTION (EPISKOP)	5.4.2.
- DES ALPHA-FEHLERS	7.1.1.1.2., 7.1.1.1.5.
- , GESAMTVERGROESSERUNG NACH PROJEKTION	5.4.3.1.2., 5.4.3.2.1.; TABELLE 12
- ZWISCHEN ORGANBEWEGUNG UND REGISTRIERKURVENAUSSCHLAG	4.3.2.3., 5.4.3.1.1.
VERHALTEN;	
- GLATTER MUSKULATUR	SIEHE INHALTSVERZEICHNIS ZUM ABSCHNITT 6.2.; 8.6.
- , SYNCYTIALES	6.2.1.1.
- * SIEHE AUCH *NACHDEHNUNG*, *RELAXATION*	
VERIFIZIERUNG	7.1.2.2.4., 7.2.4.2.
VERKETTETE DATEI	5.4.2.
VERKUEZUNGSGESCHWINDIGKEIT	6.2.1.1.1., 6.2.1.2.1., 6.2.2.3., 6.2.3.2., 6.2.5.2.2.

- VERLAENGERUNG DES MUSKELS;
 - , APPARATIVE ERFORDERNISSE 4.3.2.2.2.
 - , DEFINITION DER NACHDEHNUNG 2.2.1.
 - GEGENUEBER DER AUSGANGSLAENGE 4.2.4.12.
 - REGISTRIERUNG DER FORTSCHREITEN-
 DEN VERLAENGERUNG 4.2.4.9., 4.3.2.1.3.; SKIZZE 2
 - , PROBLEME 4.3.2.3.
 - * SIEHE AUCH "NACHDEHNUNG"
 VERLANGSAMUNG DES DEHNUNGSVERLAUFS,
 "DELLE" 5.3.4., 5.4.4.6., 6.2.3.1.3.,
 7.1.1.1.1., 7.1.1.2.2., 7.1.2.2.6.1.1.
- VERLAUF VON:
 - KONTRAKTION IN ZELLE UND GEWEBE 6.2.3.1.1.
 - MUSKELFASERN 6.2.4.1.
 - NACHDEHNUNG, RELAXATION 6.2.1.1.2.
 - , SCHWIERIGKEITEN DER BESTIMMUNG 6.2.1.1.2., 6.2.3.1.
 - T/N-KURVEN 5.4.4.1., 5.4.4.2.
- VERSCHIEBUNG;
 - DER ASYMPTOTE, DER HYPERBEL 5.4.1., 5.4.4.4.-5.4.4.4.2., 7.1.1.3.
 - DER PHYSIOLOGISCHEN HAUPTZIEL-
 RICHTUNG DER ARBEIT 3.5.
 - DES REGISTRIERPAPIERS 5.4.2.
 - VON MUSKELZELLEN 6.2.5.1.1.
- VERSTAERKUNG;
 - , BRUSH-RECORDER 4.3.1.2.
 - , EINSTELLUNG DES GERAETES 4.3.2.3.
 - , VERSTAERKUNGSFAKTOR 4.3.2.3.
 VERSUCH ALS BEGRIFF 5.1.3.2.
- VERSUCHSAPPARATUR, VERSUCHSANORDNUNG,
 VERSUCHSAUFBAU 4.2.4.3., 4.2.4.14.; SKIZZE 1
 - , KOMPLIZIERTE 6.2.3.1.1.
 - * SIEHE AUCH
 "SCHWINGUNGAMPLITUDE",
 "DEHNUNGSSCHWINGUNG"
- VERSUCHSGENAUIGKEIT 5.1.3.2.; SIEHE AUCH "GENAUIGKEIT"
- VERSUCHSPLANUNG;
 - , BEDEUTUNG 6.2.2.4.
 - , EINFLUSSGROESSEN, AUSWERTUNG 7.1.1.1.-7.1.1.4.
 - FUER DEN HAUPTVERSUCH SIEHE INHALTSVERZEICHNIS ZU DEN
 ABSCHNITTEN 5.1.-5.1.5.
- , PRINZIP DER VERGLEICHBARKEIT 4.8.1.
 - , STAMMLOESUNGEN, BADLOESUNGEN 6.2.2.1.4.
 - UND "DELLEN" 5.3.4.
- VERSUCHSSTRUKTUR 5.1.3.-5.1.3.3.
- VERZOEGERTE FORMAENDERUNGEN,
 BEGRIFFSBESTIMMUNGEN 6.2.1.2.2.1.
- VERZOEGERUNG;
 - , VISKOSITAET U. AEHNLICHES 6.2.1.2.2.2.3.-6.2.1.2.2.2.6.
 - ZWISCHEN KRAFT UND LAENGEN-
 AENDERUNG 6.2.1.2.2.1., 4.7.1.
- VIRGINELLE TIERE ALS UNTERSUCHUNGS-
 OBJEKT DER ARBEIT 4.1., 4.8.2.

VISKOELASTIZITAET	6.2.1.2.2.2.4., 6.2.5.1.3.;
- , BEGRIFFSBESTIMMUNG	SKIZZE 13
- , CALCIUM	6.2.1.2.2.1.
- , HILLSCHE GLEICHUNG	6.2.2.1.1.1.
- * SIEHE AUCH	6.2.3.2.
STRUKTUR GLATTER MUSKULATUR	6.2.4., 6.2.5., 6.2.1.1., 8.6.
VISKOPLASTIZITAET	6.2.5.1.3.
- , BEGRIFFSBESTIMMUNG	6.2.1.2.2.1.
- * SIEHE AUCH	
STRUKTUR GLATTER MUSKULATUR	6.2.4., 6.2.5., 6.2.1.1., 8.6.
VISKOSITAET	6.2.1.2.2.2.3., 6.2.5.1.3.,
- , BEGRIFFSBESTIMMUNG	6.2.5.2.2.2.; SKIZZEN 11-14
- * SIEHE AUCH	6.2.1.2.2.1.
STRUKTUR GLATTER MUSKULATUR	6.2.4., 6.2.5., 6.2.1.1., 8.6.
VITALITAET DER ZELLEN/ DES PRAEPARATES	6.2.3.1.1.
VL = VEKTORLAENGE = LAENGE DES	
VEKTORS VOM KOORDINATENURSPRUNG	
ZUM SCHEITELPUNKT DER HYPERBEL	4.5., 5.4.1.; TABELLE 7
VO = VORMITTAGS ; TAGESZEIT T ALS	
EINFLUSSFAKTOR	5.1.3.2., 7.1.1.1., 7.1.1.1.3.-
	7.1.1.2.3.
VOIGT-KELVIN-MODELLE	6.2.5.1.5.
VOIGT-MODELL	2.4.1., 6.2.5.1.3., 6.2.5.1.5.;
	SKIZZEN 11, 13
- , ERWEITERTES	4.7.1., 6.2.5.1.3., 6.2.5.1.4.;
	SKIZZE 11
- , MODIFIZIERTES ERWEITERTES	2.4.1., 5.4.4.5.3., 6.2.1.2.2.1.,
	6.2.1.2.2.2.3., 6.2.1.2.2.4.,
	6.2.5.1.3., 7.1.2.2.4.;
	SKIZZEN 11, 12, 14
VOLLSTAENDIGKEIT, SUBJEKTIVE	1.2.
VOLUMEN, STANDARDISIERUNG AUF	5.4.1., 5.4.4.4.3.
VOLUMEN-DRUCK-VERHAELTNISSE	6.2.1.1.2.
VOLUMENVERAENDERUNGEN	6.2.1.1.1.
VORBEHANDLUNG DER TIERE;	
- ALS EINFLUSSGROESSE	TABELLEN 2, 3
- , BEEINFLUSSUNG DER ELASTISCHEN	
DEHNUNG	4.3.2.3.
- MIT PROGESTERON	4.8.1.
- UND KURVENANPASSUNGEN	4.8.3.
- , VERKUERZUNG NACH ENTLASTUNG	4.7.1.
VORHERSAGEWERT	7.1.1.2.2., 7.1.1.3., 7.2.3., 8.7.
VORMITTAGS, TAGESZEIT T ALS	
EINFLUSSFAKTOR	5.1.3.2., 7.1.1.1., 7.1.1.1.3.-
	7.1.1.2.3.
VORUNTERSUCHUNGEN	SIEHE INHALTSVERZEICHNIS ZUM
	ABSCHNITT 4.
VORWORT	1.
VULKANISIERUNGSSTUFEN	7.1.2.2.5.5.

W	
===	
WAAGE	4.3.1.3.
WAHRSCHEINLICHKEITSTHEORETISCHE ANSAETZE	7.2.5.
WAERMEBEHANDLUNG	6.2.1.1.2.
WAERMEPRODUKTION	6.2.2.3., 6.2.3.2.
WASSERSTOFFIONEN	6.2.2.3.
WASSERVERLUST	6.2.1.1.1.
WASSERVERMEHRUNG	6.2.1.1.2.
WECHSELWIRKUNGEN;	
- ZWISCHEN EINFLUSSGROESSEN (FAKTOREN)	5.4.4.8., 7.1.1.1.3.-7.1.1.2.3., 8.7.1.1.
- ZWISCHEN GLIEDERUNGSTEILEN	
WEIBLICHE TIERE ALS UNTERSUCHUNGS- OBJEKT DER ARBEIT	4.1.
WERTEPAAR, FESTES	4.6.1., 5.4.4.2., 7.1.2.1.
WICHTUNG;	
- , UEBERMAESSIGE, DES HERAUSGEGRIFENEN WERTEPAARES	5.4.4.2.
- , UNGEWICHTETE KURVENANPASSUNG	5.4.4.3., 7.1.2.1., 7.1.2.2., 7.1.2.2.3.
WIDERSTAND;	
- , PLASTISCHER	6.2.2.1.1.1.
- , QUERBRUECKEN	6.2.5.2.2.2.
WIEDERBELASTUNG	6.2.1.1.2.
WIEDERFINDEN VON TEXTSTELLEN, TABELLEN, ABBILDUNGEN, SKIZZEN UND GLEICHUNGEN	SIEHE 9. (= STICHWORTVERZEICHNIS) ; 1.1.
WIEDERHOLUNG, HALBE	7.1.1.1.
WIEDERHOLUNGSKOLLEKTIV	4.8.1.
WIEGEN	4.2.4.14.
WILK-SHAPIRO-TEST	5.4.3.1.2.
WINKEL	6.2.1.2.2.2.1., 6.2.5.1.5.
WINTON-MODELL	6.2.5.1.3., 6.2.5.1.5.; SKIZZE 11
WIRBELTIERE UND GLATTE MUSKULATUR	2.1.
WIRKSTOFFE	6.2.2.3.
WISSENSCHAFTLICHES ARBEITEN	1.1.
WL-ZAHLENSYSTEM, W12-REIHE, W48-REIHE	5.4.3.1.2., 7.1.2.2.1.1.2.; TABELLE 28
3WPG = 3. WURZEL AUS DEM PRAEPARATEGEWICHT	SIEHE "PRAEPARATEGEWICHT PG"
3WTG = 3. WURZEL AUS DEM TIERGEWICHT	SIEHE "TIERGEWICHT TG"
WURZEL AUS PRAEPARATEGEWICHT	SIEHE "PRAEPARATEGEWICHT PG"
WURZEL AUS TIERGEWICHT	SIEHE "TIERGEWICHT TG"

X
 ===

X,Y-WERTEPAAR;

- , POSITRONIC

- , VERSCHIEDENE DARSTELLUNGEN

X0,Y0 = FESTES WERTEPAAR

NQUER(C),DNDT(C) DER BESTEN
 SERIE DER LINEARISIERTEN
 HYPERBELANPASSUNGEN NACH
 BRONSTEIN

4.4.3.1.

7.1.2.2.4.

4.6.1., 5.4.4.2.

Z	
===	
ZEITBLOCK	7.1.1.2.2.; SIEHE AUCH "BLOCKBILDUNG", "BLOECKE"
ZEIT-DEHNUNGS-KURVE	ABBILDUNGEN 1, 2; SIEHE AUCH "ORIGINALDATEN"
ZEITLICHE ABFOLGE VON SCHRITTEN	1.1.; SKIZZE 2
ZEITLICHE INZISUR IN DER DARSTELLUNG	5.4.2.
ZEITLICHER VERLAUF DER NACHDEHNUNG, ZIEL DER ARBEIT	3.1.
ZEITLICHER VERLAUF VON NACHWIRKUNGS- ERSCHEINUNGEN	2.4.1.
ZEITMARKEN = ZEITEICHMARKEN	4.2.4.9., 5.4.2.
ZEITPUNKTE:	
- , EINGABE INS EDV-PROGRAMM	4.4.3.3.1.5.
- , STANDARDWERTE	4.4.3.3.1.5.
- , WAHL	7.1.1.1.1., 7.1.1.1.2., 7.1.2.2.1.1.2.
ZEITSCHNITTE	7.1.1.1.2., 7.1.1.2.2., 7.1.1.4.
ZEITSPANNE, LOGARITHMISCHE GLEICHUNG	6.2.1.1.1.
ZEITUNABHAENIGE VERKNUEPFUNG VON KRAFT UND LAENGE	4.7.1.
ZEITVERZOEGERUNG BEI NACHWIRKUNGS- ERSCHEINUNGEN	2.2.
ZELLE:	
- , FORM, GROESSE	6.2.4.3.
- , HAUPTACHSE	6.2.4.1., 6.2.5.1.2., 6.2.5.2.2.1.
- , INTERZELLULAERE KONTINUITAET	6.2.4.3.
- , KERN	6.2.2.1.1.1., 6.2.2.1.1.2.
- , KONTRAKTIONSVERHALTEN	6.2.3.1.1.
- , MEMBRAN	6.2.4.3.
- , ORGANELLEN	6.2.4.3.
- , SCHWELLUNG	6.2.2.1.1.2., 6.2.2.1.1.3., 6.2.2.1.4.
ZENTROSOM	6.2.4.3.
ZIEL(E):	
- DER ARBEIT	1.1., 3.-3.5.
- DER EINZELNEN UNTERSUCHUNGS- ABSCHNITTE	4.3.2.1.
- DER KOVARIANZANALYSE	7.1.1.1.2.
- DER KURVENANPASSUNGEN	7.1.2.2.2.
- DER LOESUNGEN	6.2.2.1.4.
- DER VORUNTERSUCHUNGEN	4.1.
- EINER DISSERTATION	1.1.
- EINER ERSTEN DATENERFASSUNGS- METHODE	4.4.2.
- EINER ZWEITEN DATENERFASSUNGS- METHODE	5.4.2.
- EINES MODELLS	6.1.1., 6.1.4.1.
ZIELGROESSEN = ZIELVARIABLEN	4.5., 5.1.1., 5.1.2., 8.4.
- FUER STATISTISCHE TESTUNG	7.1.1.1.1., 7.1.1.1.3.-7.1.1.2.2.
- , VERAENDERUNG DURCH INDEXBILDUNG	5.4.4.4.3.
- , VERAENDERUNG DURCH NEUE NACHDEHNUNGSGROESSE $N_3(T) = N(1;T)$	5.4.4.6.
ZIELSETZUNGEN DER ARBEIT	3., 5.3.1., 6.1.3., 6.2.4.1.
- , ANKNUEPFUNG AN FRUEHERE ARBEITEN	2.4.2.
- , BEWERTUNG	7.2.5.
- , FESTLEGUNG FUER HAUPT- UNTERSUCHUNGEN	4.8.2.
- , NEUES ZIEL	5.4.4.8.
- UND GLIEDERUNG	1.1.
- , VERSCHIEBUNGEN IN DER BETONUNG	3.5.
ZINK	6.2.2.1.4.
ZITIERWEISE	9., 1.2.

ZUGRICHTUNG BEI RELAXATION	2.2.2.
ZURUECKHOLEN DER DEHNUNGSKURVE	4.3.2.3.
ZUSAMMENFASSUNG	8.
ZUSATZGERAETE, AUSKOMMEN OHNE	5.1.2.
ZUSATZBEDINGUNGEN FUER ITERATION	5.4.4.5.3.
ZWISCHENOPTIMA BEI ITERATION	5.4.4.3.
ZYKLUSDAUER;	
- UND VERSUCHSPLANUNG	4.8.1.
- VON RATTE UND MEERSCHWEINCHEN	4.8.1.
ZYKLUSREGELMAESSIGKEIT	4.8.2.
ZYLINDRISCHE FORM;	
- DER FILAMENTE	6.2.5.2.2.1.
- DER RATTENUTERUSHOERNER	6.2.4.1.
- VON MUSKELZELLEN	6.2.4.3.

Ich erkläre ehrenwörtlich, daß ich die dem Fachbereich
Humanmedizin der Johann-Wolfgang-Goethe-Universität
in Frankfurt am Main zur Promotion eingereichte
Arbeit mit dem Titel

Nachdehnungsuntersuchungen
an glatter Muskulatur von Ratte und Meerschweinchen
in kontrahierender und erschlaffender Lösung
unter Verwendung neuerer Verfahren
der Datenerfassung und -verarbeitung

unter Leitung von Herrn Prof. Dr. K. Greven
ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der
Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der
Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Frankfurt am Main, den 15.11.1978

Gerd Hoffmann

Lebenslauf

Am wurde ich als Sohn des Realschullehrers Heinz-Kurt Hoffmann und seiner Ehefrau Walburga geb. Eckrich in Klein-Auheim geboren.

Von 1960 bis 1964 besuchte ich die Grundschule Klein-Auheim und von 1964 bis 1972 das Gymnasium, die Hohe Landesschule in Hanau, an der ich 1972 das Abitur ablegte.

Auf Vorschlag der Hohen Landesschule wurde ich in die Studienstiftung des deutschen Volkes aufgenommen.

Seit dem Wintersemester 1972/73 studiere ich am Fachbereich Humanmedizin der Johann-Wolfgang-Goethe-Universität Frankfurt.

Die Ärztliche Vorprüfung legte ich im August 1974 ab.

Im Wintersemester 1974/75 begann ich mit meiner Promotionsarbeit über Nachdehnungsvorgänge an glatter Muskulatur in der Abteilung für Allgemeine Physiologie im Zentrum der Physiologie unter Leitung von Herrn Prof. Dr. Greven.

Den Ersten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung legte ich im August 1975 ab und den Zweiten Abschnitt im März 1978.

Seit dem Sommersemester 1978 bin ich im Praktischen Jahr.

Meine Promotionsarbeit schloß ich im Herbst 1978 ab.

Während des Studiums habe ich das Angebot der Studienstiftung genutzt, auf Ferienakademien und einem Sprachkurs interdisziplinäre Kontakte zu pflegen.

Ich beabsichtige, nach dem Praktischen Jahr mein Medizinstudium im April 1979 mit dem Dritten Abschnitt der Ärztlichen Prüfung und der Approbation abzuschließen.

Frankfurt am Main, den 15.11.1978

Gerd Hoffmann

Lebenslauf

An 19. Mai 1927 wurde ich als Sohn des Kreisbauinspektors
 Heinz-Eurt Hoffmann und seiner Ehefrau Helene Katharine geb. Reimich
 in Klein-Aubach geboren.
 Von 1900 bis 1901 besuchte ich die Grundschule Klein-Aubach
 und von 1901 bis 1911 das Gymnasium, die hohe Lehranstalt
 in Heppenheim. Am 1. April 1911 trat ich in das
 Auf Vorlesung der hohen Lehranstalt wurde ich in
 Studienrichtung des Naturwissenschaften eingeschrieben.
 Seit dem Wintersemester 1911/12 studierte ich
 Humanmedizin der Johann-Wilhelm-Universität Frankfurt.
 Die ärztliche Vorprüfung bestand ich im August 1914 ab.
 In Wintersemester 1914/15 legte ich die ärztliche
 zweite Abprüfung ab und wurde zum Dr. med. promoviert.
 In der Abteilung für allgemeine Pathologie im Zentrum der
 Physiologie wurde ich zum Assistenten ernannt.
 Dem ersten Abschnitt der ärztlichen Prüfung legte ich im
 August 1915 ab und den zweiten Abschnitt im März 1916.
 Seit dem Sommersemester 1915 bin ich in Frankfurt am
 Main am Promotionsamt für die Medizin tätig.
 Nach kurzer Tätigkeit als Assistent am Promotionsamt
 während des Studiums habe ich das Angebot der Studienleitung
 angenommen, als Vertretungslehrer und einen Lehrstuhl
 interdisziplinäre Kontakte zu übernehmen, was ich
 ich beabsichtige, nach dem Fortschreiten der Meinungsverschiedenheiten
 im April 1920 mit dem Direktor des Institutes der Medizinischen Fakultät
 und der Approbation abzuschließen.

Heinz Hoffmann

Frankfurt am Main, den 12.11.1925

Heinz Hoffmann

