

Aus dem Institut für Sportwissenschaften,
Abteilung Sportmedizin
(Leiter: Professor Dr. Dr. W. Banzer)
der Johann Wolfgang Goethe – Universität
Frankfurt am Main

**ANALYSE KINEMATISCHER
UND
ELEKTROMYOGRAPHISCHER
DATEN VON PATIENTEN
NACH HÜFT-TEP-OPERATION**

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

vorgelegt von Christoph Allerlei
aus Frankfurt am Main

Frankfurt am Main, 2003

Dekan: Prof. Dr. J. Pfeilschifter

Referent: Prof. Dr. Dr. W. Banzer

Koreferent: Prof. Dr. L. Zichner

Tag der mündlichen Prüfung: 17.03.2005

Danksagung

Die vorliegende Arbeit entstand am Institut für Sportwissenschaften der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main in Zusammenarbeit mit der Wirbelsäulenklinik Bad Homburg v.d.H..

Für Betreuung, Korrektur und Unterstützung möchte ich mich bei Dr. L. Vogt, K. Brettmann, I. Heinlein, Dr. R. Galm, Dr. H. Ackermann, Prof. W. Giere und Prof. W. Banzer bedanken.

INHALTSVERZEICHNIS

ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....	6
TABELLENVERZEICHNIS	7
1. Einleitung	8
2. Forschungsstand.....	10
2.1. Anatomie des Hüftgelenks	10
2.2. Arthrose des Hüftgelenks.....	11
2.2.1. Begriffsbestimmung der Arthrose	11
2.2.2. Epidemiologie	11
2.2.3. Klinik der Coxarthrose	12
2.2.4. Scores und Bewertungsschemata zur Coxarthrose	12
2.2.5. Therapie der Coxarthrose	12
2.2.6. Symptomatik der Coxarthrose.....	13
2.3. Trendelenburg-Duchenne-Hinken.....	15
2.4. Ganganalyse.....	16
2.4.1. Allgemeine Aspekte	16
2.4.2. Coxarthrose	20
2.4.3. Stellenwert von Wirbelsäulen- und Beckenbewegung	23
2.4.4. Nicht-klassische Untersuchungsmethoden ganganalytischer Daten	25
2.4.5. Elektromyographie	26
2.5. Prozessorientierte Analyse.....	30
2.6. Forschungsdefizite	32
3. Problemstellung.....	33
4. Methodik	34
4.1. Personenstichprobe.....	34
4.1.1. Stichprobenauswahl der Schritte	35
4.2. Datenerhebung	35
4.2.1. Ganganalyse.....	36
4.2.1.1. Testvorbereitung	36

4.2.1.2. Testdurchführung	38
4.2.1.3. Messfehler.....	40
4.2.2. Anamnese und Fragebogenscore.....	40
4.3. Datenauswertung	41
4.3.1. Vorbereitung	41
4.3.2. Gleichrichten und Filtern.....	42
4.3.3. Normierung	43
4.3.4. Korrelation mit orthogonalen Referenzfunktionen.....	44
4.3.5. Vergleich der Korrelationsmatrizen	46
4.3.6. Clusteranalyse	48
4.3.7. Assessment Rate (AR).....	49
4.3.8. Zusammenfassung	50
5. Ergebnisse	51
5.1. Kinematische Merkmale des thorakalen Ultraschall-Triplets	51
5.2. Kontrollgruppe.....	52
5.2.1. Kinematik und EMG (alle 8 Merkmale).....	52
5.2.2. Kinematik (thorakale und sakrale Merkmale)	53
5.2.3. Kinematik (sakrale Merkmale).....	53
5.2.4. Elektromyographische Merkmale	54
5.2.5. Fünf Beckenmerkmale.....	54
5.2.6. Zusammenfassung	54
5.3. Versuchsgruppe	55
5.3.1. Kinematik und EMG (8 Merkmale) – Komplette Versuchsgruppe	56
5.3.2. Kinematik (sakrale Merkmale) – Komplette Versuchsgruppe	56
5.3.3. Kinematik (sakrale Merkmale) – Homogene Versuchsgruppe	57
5.3.4. Elektromyographische Merkmale – Komplette Versuchsgruppe	57
5.3.5. Elektromyographische Merkmale – Homogene Versuchsgruppe.....	57
5.3.6. Fünf Beckenmerkmale – Komplette Versuchsgruppe.....	58
5.3.7. Fünf Beckenmerkmale – Homogene Versuchsgruppe	59
5.3.8. Zusammenfassung	60
5.4. Gemeinsame Analyse aller Probanden.....	62
5.4.1. Kinematik (sakrale Merkmale) – Komplette Versuchsgruppe	62

5.4.2. Kinematik (sakrale Merkmale) – Homogene Versuchsgruppe	63
5.4.3. Elektromyographische Merkmale – Komplette Versuchsgruppe	64
5.4.4. Elektromyographische Merkmale – Homogene Versuchsgruppe.....	64
5.4.5. Fünf Beckenmerkmale – Komplette Versuchsgruppe.....	65
5.4.6. Fünf Beckenmerkmale – Homogene Versuchsgruppe	65
5.4.7. Zusammenfassung	66
6. Diskussion und Ausblick	68
7. Literaturverzeichnis.....	82
Anhang I - Dendrogramme der interindividuellen Analyse	101
Kontrollgruppe.....	102
Homogene Versuchsgruppe	105
Versuchsgruppe (komplett)	108
Kontrollgruppe und homogene Versuchsgruppe zusammen	114
Kontrollgruppe und komplette Versuchsgruppe zusammen	120
Anhang II – Fragebögen.....	128
Allgemeiner Teil	128
Spezieller Teil	129
WOMAC.....	129
Harris-Hip-Score.....	133
Anhang III – Patienten-Daten	134
Kontrollgruppe.....	134
Versuchsgruppe.....	135
Anhang IV – Ausgewählte Schritte (Liste).....	138
Anhang V – Beispiel der Auswirkung verschiedener Breiten des „moving-average“-Fensters auf das EMG-Profil.....	139
ZUSAMMENFASSUNG	140
ABSTRACT	142
ERKLÄRUNG.....	143
LEBENS LAUF	144

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Kräfte-diagramm im Bereich des Hüftgelenks in der Frontalebene. Entsprechend einer Waage stehen sich die Schwerkraft und die Kraft der Hüftabduktoren gegenüber (nach Pauwels, 1973).

Seite 10

Abbildung 2: Trendelenburg-Duchenne-Phänomen: a) Normal. Im Einbeinstand bleibt das Becken waagrecht in der Horizontalen. B) Positives Trendelenburgzeichen. Becken fällt wegen Insuffizienz der Abduktoren auf der Spielbeinseite ab. C) Duchenne positiv. Durch Überneigen des Oberkörpers und einhergehender Körperschwerpunktverlagerung über das Standbein gelingt es, das Becken anzuheben und das Hüftgelenk zu entlasten. D) In schweren Fällen ist sowohl das Trendelenburg- als auch das Duchenne-Phänomen vorhanden.

Seite 16

Abbildung 3: Zeit- und Distanzparameter des Gangs (Knüsel, 2000a, S. 107).

Seite 18

Abbildung 4: Muster der Hüft-Beuge- und Streck-Bewegung bei Coxarthrosepatienten und einigen Patienten nach TEP-OP, demonstriert ein irreguläres Muster in der mittleren Standphase and stellt eine Umkehr der Beuge-Streckbewegung dar (mit * gekennzeichnet). (Aus Hurwitz, 1992, 1993 zitiert nach Andriacci, 1997).

Seite 20

Abbildung 5: Verschiedene Darstellungen und Bearbeitungsmethoden für elektromyographische Daten (aus Harris, 1994, S. 222).

Seite 27

Abbildung 6: Position der Ultraschalltripletts (aus Vogt, 2000).

Seite 37

Abbildung 7: Anatomische Ebenen zur 3-D-Analyse von Rumpf- und Beckenbewegungen (aus Vogt, 2000).

Seite 38

Abbildung 8: Photo des Messplatzes mit Triplettposition. Der Ultraschallempfänger ist nicht sichtbar und steht normalerweise hinter dem Probanden.

Seite 39

Abbildung 9: Rohdaten-EMG (Amplitude in mV).

Seite 42

Abbildung 10: Gleichgerichtete Rohdaten.

Seite 42

Abbildung 11: EMG, nach moving average von 50 ms Breite.

Seite 43

Abbildung 12: Rohdaten der Sakrumbewegung in der Frontalebene.
Seite 43

Abbildung 13: Gefilterte Rohdaten der Sakrumbewegung in der Frontalebene.
Seite 43

Abbildung 14: Korrelation von 4 Merkmals-Zeit-Verläufen mit 4 orthogonalen Referenzfunktionen (aus: Schöllhorn, 1996, S.103).
Seite 44

Abbildung 15: Verwendete zehn orthogonale Referenzfunktionen (Berechnet mit Programm von T.Jaitner).
Seite 45

Abbildung 16: Ablauf des Bewegungsstrukturvergleichs (Simon, 1997, S.98)
Seite 50

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Klinische Stadien und Symptome bei Koxarthrose (aus Tschauner, 1997, S.216)
Seite 12

Tabelle 2: Ganganalyse-Parameter (aus Knüsel, 2000).
Seite 17

Tabelle 3: Beispiel für eine 8x10 Korrelationsmatrix der Merkmale eines Schrittes mit zehn orthogonalen Referenzfunktionen.
Seite 46

Tabelle 4: Ähnlichkeit zwischen zehn Schritten eines Probanden der Kontrollgruppe, berechnet anhand des Ähnlichkeitsmaßes für Matrizen (Gleichung 3), bei Verwendung aller 8 Merkmale. Erläuterungen im Text.
Seite 48

Tabelle 5: Zusammenstellung einiger Arbeiten zu Gangveränderungen bei Coxarthrose, bzw. nach Hüft-Totalendoprothesen-Operation.
Seite 75

1. Einleitung

Der aufrechte Gang („Bipedie“) ist die charakteristische Fortbewegungstechnik des modernen Menschen. Er entwickelte sich in der Familie der Hominiden vor ca. fünf Millionen Jahren. Als Ursachen für diesen Schritt der Evolution machen Paläoanthropologen mehrere Faktoren verantwortlich, unter anderem die Verdrängung der damals vorherrschenden Wälder durch Savannen. Letztendlich geklärt ist dieser Prozess jedoch nicht (vgl. Leakey und Walker, 1997, Isbell und Young, 1996).

Das Gehen, wie auch die menschliche Bewegung allgemein, ist ein sehr komplexer Prozess, der aus einer newton'schen mechanistischen Weltsicht heraus nur partiell beschrieben werden kann (vgl. Haase, 1999).

„(...) Betrachten wir aber alle Gestalten, besonders die organischen, so finden wir, daß nirgend ein Bestehendes, nirgend ein Ruhendes, ein Abgeschlossenes vorkommt, sondern daß vielmehr alles in einer steten Bewegung schwanke (...)“. (Goethe, *Zur Morphologie*, 1807)

Der Mensch befindet sich nicht in einem statischen Zustand, sondern kann als ein „offenes komplexes dynamisches System“ (vgl. Schiepek und Tschacher, 1997) verstanden werden. „Offen“ bedeutet dabei, dass es in Interaktion mit seiner Umwelt steht (d.h. es besteht ein Fluss von Energie, Materie und/oder Information). „Komplex“ weist auf das Vorhandensein vieler Komponenten und damit vieler Freiheitsgrade hin. „Dynamisch“ bezeichnet die Beweglichkeit und Variabilität des Systems.

Damit erfüllt das System Mensch, bestehend aus vielen mikroskopischen Untereinheiten, die Voraussetzungen, um geordnete makroskopische Strukturen im Sinne der Selbstorganisation und Synergetik (vgl. Haken, 1990) zu schaffen. Weitere Beispiele für solche komplexen Systeme sind der Laser (vgl. Haken, 1991, S. 134ff), die Glykolyse (vgl. Hess und Markus, 1991), die Populationsdynamik (vgl. Leven et al., 1989), die Motorikforschung (vgl. Kelso, 1995) und auch der menschlichen Gang (vgl. Van Emmerik und Wagenaar, 1996, Wagenaar und Van Emmerik, 2000).

Dank der modernen Elektronik und Datenverarbeitung ist es heute möglich, mit relativ geringem Aufwand eine Vielzahl an Informationen über das sich bewegende System Mensch zu erhalten, die sowohl räumlich, als auch zeitlich hoch aufgelöst sind (vgl. z.B. Kopf et al., 1998).

War früher die Beschaffung der Daten schon ein Hauptproblem, so ist es heute vielmehr die Analyse dieser Daten und deren Interpretation (vgl. Chau, 2001a). Die zu lösenden Probleme begründen sich in der Zeitabhängigkeit, der Nicht-Linearität und

der hohen Dimensionalität und Variabilität der Daten, sowie der Korrelation zwischen den gemessenen Kurvenverläufen (vgl. Chau, 2001a).

Zur Beschreibung motorischer Lernprozesse, also eines sehr komplexen Systems im Bereich der Motorik, entwickelte Schöllhorn ein systemdynamisch orientiertes Modell „auf der Grundlage neuerer Forschungsergebnisse aus den Bereichen der Neurobiologie, Gehirnphysiologie, Nichtlinearen Dynamik und Synergetik“ (Schöllhorn, 1998, S. 22). Der anhand der Ähnlichkeit von Kurvenverläufen hergeleitete generalisierte Ordnungsparameter ist auf verschiedenste Aspekte menschlicher Bewegung anwendbar. „Entsprechend ist der Ansatz auf das Quantifizieren von Rehabilitationsfortschritten, die Charakterisierung von Bewegungsmustern für verschiedene Gruppen oder die Diagnose von Pathologien anwendbar“ (Schöllhorn, 1998, S. 23).

In der vorliegenden Arbeit wird eine prozessorientierte multivariate Methode zur Analyse von gesunden Personen und solchen nach Implantation ein Hüft-Totalendoprothese aufgrund einer Coxarthrose angewendet. Prozessorientiert bedeutet, dass der Verlauf der Merkmale zeitkontinuierlich betrachtet wird. Dies bringt im Vergleich zu einer produktorientierten zeitdiskreten Analyse den Vorteil einer ganzheitlicheren Betrachtung mit zusätzlicher Information, die im Verlauf der Merkmale enthalten ist.

Ziel der Arbeit ist eine verlaufsorientierte Analyse kinematischer und elektromyographischer Merkmale mit der Fragestellung, ob Unterschiede innerhalb und zwischen den Gruppen der gesunden und operierten Probanden bestehen.

2. Forschungsstand

In diesem Kapitel wird auf den Stand der aktuellen Forschung zum Thema der Ganganalyse im Allgemeinen und im Speziellen in Bezug auf die Coxarthrose und Hüftgelenks-Endoprothetik eingegangen. Weiterhin wird auf die Analysemethoden kinematischer und elektromyographischer Daten in der ganganalytischen Forschung Bezug genommen.

Der Stellenwert von zeitdiskreten im Vergleich zu zeitkontinuierlichen Analysemethoden wird betrachtet und die prozessorientierte Analysemethodik vorgestellt. Am Ende werden die Forschungsdefizite zusammengefasst und die Problemstellung mit den zugehörigen Hypothesen formuliert.

Zu Beginn soll jedoch kurz das Gebiet der Hüftendoprothetik beschrieben werden, nachdem ein knapper Überblick über die „Funktionelle Anatomie“ des Hüftgelenks gegeben wurde.

2.1. Anatomie des Hüftgelenks

Das Hüftgelenk ist ein Kugelgelenk, dessen Bewegungsumfang drei Freiheitsgraden entspricht. Es artikulieren der Femurkopf und das Acetabulum (vgl. Schiebler et al., 1995, S.330ff).

Grundlegende Untersuchungen zur Biomechanik des Hüftgelenks, wie sie in Abbildung 1 dargestellt sind, wurden von Pauwels, 1973 durchgeführt (vgl. Tschauer, 1997, S.13ff).

Biomechanische Aspekte sind insbesondere von Interesse für die Endoprothetik und deshalb Gegenstand aktueller Forschung (vgl.

Tschauer, 1997, S.14ff, Hurwitz et al., 2003, Ipavec et al., 1999, Pedersen et al., 1997, Sutherland et al., 1999). Die Kräfte im Gelenk werden dabei anhand von Modellen aus

äußeren Kräften errechnet, aus Tier- und Leichenversuchen abgeleitet und mit speziellen Implantaten in vivo gemessen (Dalstra und Huiskes, 1995, Pedersen et al., 1997, Hurwitz et al., 2003, Bergmann et al., 1999), Bergmann et al., 2001, Graichen et al., 1999, V. Eisenhart-Rothe et al., 1999).

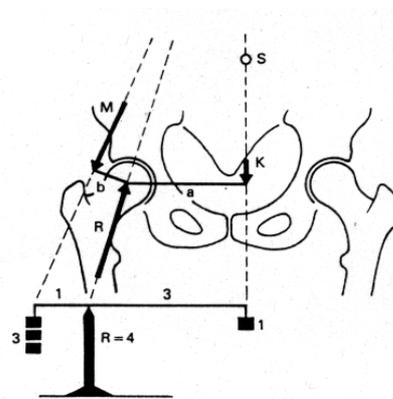


Abbildung 1: Kräfte- und Momentendiagramm im Bereich des Hüftgelenks in der Frontalebene. Entsprechend einer Waage stehen sich die Schwerkraft und die Kraft der Hüftabduktoren gegenüber (nach Pauwels, 1973).

2.2. Arthrose des Hüftgelenks

2.2.1. Begriffsbestimmung der Arthrose

Der Ausdruck „Arthrose“ wurde von Herbert Aßmann 1925 in die medizinische Nomenklatur eingeführt (Aßmann, 1925, zitiert nach Rauschmann et al., 2001) und es wurde angemerkt, dass das Hüftgelenk die am häufigsten betroffene Struktur ist. Rauschmann et al., 2001 beschreibt in seiner Publikation die historische Begriffsentwicklung bis zu diesem Zeitpunkt.

Arthrose bezeichnet die degenerativen Gelenkerkrankungen und grenzt sich dadurch von den entzündlichen Gelenkerkrankungen, wie z.B. der großen inhomogenen Gruppe der rheumatischen Erkrankungen, ab (vgl. Puhl, 2000).

Ätiologisch unterscheidet man die primäre, idiopathische Arthrose, die lokalisiert und generalisiert auftreten kann, von der sekundären Arthrose, deren Ursachen vielgestaltig sind. In Frage kommen Traumata, angeborene oder erworbene Skeletterkrankungen, metabolische und endokrinologische Faktoren, Kristallopathien, neuropathische Störungen und andere mehr (vgl. Swoboda, 2001, Puhl, 2000). Die molekularen und pathobiochemischen Aspekte sind beschrieben bei Swoboda und Weseloh, 2002, Sulzbacher, 2000, Pullig et al., 2001 und Puhl, 2000.

Die am häufigsten betroffenen Regionen sind, neben Hand und Wirbelsäule, die großen Gelenke Hüfte und Knie (Günther et al., 2002).

2.2.2. Epidemiologie

Die Prävalenz symptomatischer Coxarthrosen im Erwachsenenalter beträgt nach Felson, 1998 (zitiert nach Swoboda, 2001) 0,7 – 4,4%, bei einer Inzidenz (pro 100000 Personenjahre) für die Altersgruppe der 50-59 jährigen Frauen von 55, in der Altersgruppe 60-69 239 und bei den 70-79 jährigen 583 (vgl. Swoboda, 2001).

Als Risikofaktoren für das Auftreten einer Arthrose werden neben Alter, Geschlecht, Gewicht, genetischen Faktoren, Traumata und Deformitäten, auch frühere operative Eingriffe am betroffenen Gelenk und persönlicher Lebensstil (Beruf, Sport, Freizeit) genannt (vgl. Swoboda, 2001, Puhl, 2000, Haskell, 2000, Günther et al., 2002, Tschauer et al., 2002), wobei der Einfluss des Gewichts bei Coxarthrosen weitaus geringer scheint, als bei der Gonarthrose (Swoboda, 2001).

2.2.3. Klinik der Coxarthrose

Die Patienten mit Coxarthrose klagen unter anderem über Schmerzen, Funktionseinschränkungen, Krepitation, Schwellung und Instabilität. Es lässt sich eine klinische Einteilung in latente, manifeste und aktivierte Arthrose vornehmen (vgl. Zacher und Gursche, 2001).

Tabelle 5: Klinische Stadien und Symptome bei Coxarthrose (aus Tschauer, 1997, S.216)

Klinisches Stadium	Symptomatik, Schmerzmodalität
Initialstadium (Stadium I)	Kälteempfindlichkeit Kraftlosigkeit beim Gehen, Ermüdungshinken Überlastungsschmerz (nach Stunden)
Manifeste Arthrose (Stadium II)	Anlaufschmerz nach Bewegungsruhe (Sitzen, Liegen), bessert sich bald durch lockeres Bewegen/Gehen Belastungsfreies Intervall, dann zunehmender Belastungsschmerz Schonhinken
Dekompensierte Arthrose (Stadium III + IV)	Starker Anlauf- und Belastungsschmerz Deutlich reduzierte Gangleistung Fixierter Hinkmechanismus Eventl. Ruheschmerz nachts Eventl. Krepitation
Entzündliche „aktivierte“ Coxarthrose (meist in den späteren Stadien)	Permanenter starker Ruheschmerz Kapsel-Druckschmerz (Leiste) Jede Bewegung verschlechtert die Beschwerden

2.2.4. Scores und Bewertungsschemata zur Coxarthrose

Zur standardisierten Beurteilung wurden eine ganze Reihe von Bewertungsschemata und Scores publiziert (vgl. Krämer und Maichl, 1993, Masur, 2000, Meincke, 1987), wobei die radiologische Diagnostik zur Objektivierung eingesetzt wird (Kellgren und Lawrence, 1957, zitiert nach Stucki et al., 1996), jedoch oft nicht gut mit den klinischen Symptomen korreliert (vgl. Zacher und Gursche, 2001).

Häufig verwendete Scores sind u.a. der Harris Hip Score (Harris, 1969), der Merle d'Aubigné Score (Merle D'Aubigné und Postel, 1954) und der Western Ontario and McMaster Universities Arthrosisindex WOMAC (als deutsche Übersetzung evaluiert von Stucki et al., 1996) (vgl. Bryant et al., 1993, Soederman und Malachau, 2001, Krämer und Maichl, 1993, Meincke, 1987, Bitzer et al., 2001).

2.2.5. Therapie der Coxarthrose

Therapieoptionen bei Coxarthrose sind neben medikamentöser (vgl. Steinmeyer, 2001, Pffringer, 2000) und physikalischer Therapie (Kladny und Beyer, 2001) auch operative Maßnahmen (vgl. Anders et al., 2001, Tschauer, 1997, S.224ff). Ziel ist neben der Wiederherstellung der Funktion, die Schmerzreduktion und damit eine

Verbesserung der Lebensqualität (vgl. Krämer et al., 1997, S.559ff, Arnold und Schliebe, 1992).

1996 wurden in Deutschland 150.000 Hüft- und Knieendoprothesen implantiert, in Amerika über eine halbe Million, mit steigender Tendenz (vgl. Jerosch et al., 1995, zitiert nach Scholz und Von Salis-Soglio, 2002).

Die historische Entwicklung des endoprothetischen Gelenkersatzes ist von Zichner, 2000 beschrieben. Sie geht bis in das 18. Jahrhundert zurück, wobei die komplette Entfernung der verschlissenen Teile (Girdlestone-Situation) nur eine, teilweise heute noch notwendige Variante des Vorgehens ist und der heutige Stand der Endoprothesen-Technik über viele Um- und Abwege erreicht wurde (vgl. Zichner, 2000, Wessinghage, 2000). Die Grundfragen sind heute die Verminderung des Verschleißes der Gleitpaarung zwischen Kopf und Pfanne (tribiologisches Verhalten), sowie die Reduktion der Prothesenlockerungen (Zichner, 2000, Tschauer, 1997, Jerosch et al., 1996).

Auf material- und operationstechnische Fragen wird unter anderem in Arbeiten von Jerosch et al., 1996, Krämer et al., 1997, Tschauer, 1997 und Skibbe et al., 1999 eingegangen.

2.2.6. Symptomatik der Coxarthrose

Eine klinisch symptomatische, aber auch asymptotische Arthrose der unteren Extremität, sowie die Implantation einer Endoprothese können zu Veränderungen von Bewegungsmustern (z.B. des Gangbildes) führen (vgl. Andriacchi und Hurwitz, 1997, Otsuki et al., 1999, Horstmann et al., 1995, Schröter et al., 1999, Knüsel, 2000a, Lafuente et al., 2000, Lee et al., 1999, Berman et al., 1987, Murray et al., 1971, Loizeau et al., 1995).

Dabei kann es durch Veränderungen der Statik und Dynamik des Bewegungsapparates, sowie der Propriozeption¹ und Schmerzwahrnehmung² zu Etablierung neuer

1 Propriozeption:

Nach Handwerker, 1993 (S.221) kann man die Somatosensorik in Hautsensibilität, Sensorik des Bewegungsapparates (Propriozeption) und Sensorik der inneren Organe (Enterozeption) gliedern. Zu den somatosensorischen Propriozeptoren zählen Muskelspindeln und Golgi-Sehnenorgane, sowie vier Arten von Gelenkrezeptoren: Typ I (Ruffini-Rezeptoren), Typ II (Vater-Pacini-Körperchen), Typ III (Golgi-Gelenkbandrezeptoren), Typ IV (Freie Nervenendigungen) (vgl. Schöllhorn, 1998, S.95).

2 Schmerz:

Gewebeschädigende Einflüsse (Noxen) versucht der Organismus zu vermeiden. Schaible und Schmidt, 1996 definiert: „Die Aufnahme, Weiterleitung und Verarbeitung noxischer Information durch das periphere und zentrale Nervensystem wird als Nozizeption bezeichnet“ (S.449). Als eigene Sinnesmodalität ist Schmerz gleichzusetzen mit Sehen, Hören und Riechen.

motorischer Bewegungsmuster, Stereotypen, kommen (vgl. Ahlgrimm, 1999, Meßlinger, 2002).

Im Detail kommt es meist zur Kontraktur und Atrophie der hüftumgreifenden Muskulatur, sowie durch die Schmerzen zu einem Schonhinken. Durch Gelenkerguss und Kapselreizung tritt charakteristischerweise eine Außenrotations-Adduktions-Beugekontraktur auf (Horstmann et al., 1995). Dies entspricht einer funktionellen Beinlängenverkürzung und führt kompensatorisch zu einer Hyperlordose der unteren Lendenwirbelsäule mit zusätzlicher Rotation und Neigung zur Gegenseite, sowie Beckenverwringung mit Verstellung der Sacroiliacalgelenke. Weiterhin kommt es zur Spitzfußstellung des ipsilateralen Beins und Flexions-Adduktions-Haltung der anderen Hüfte. Die Ursachen der Gangstörung sind demnach die veränderte Statik, die Schrittverkürzung durch die Kontraktur, die schmerzbedingten Ausweichbewegungen, die Beinlängenverkürzung und die Abduktoreninsuffizienz (vgl. Tschauner, 1997, S.217ff).

Es kommt zu einem *Circulus vitiosus* aus der Pathologie der Lastübertragung, der Pathologie des Knorpels und subchondralen Knochens, der Pathologie des Synoviums, der Pathologie der Deformität und Kontraktur, der Pathologie der Periarthropathia coxae und des Arthrose-Schmerzes als pathogenetischer Co-Faktor. Die Pathologie der Lastübertragung manifestiert sich in einer pathologischen Drucksteigerung an den tragenden Gelenkflächen durch Inkongruenz (vgl. Tschauner, 1997, S.217ff). Dies führt zu mechanischer Überbeanspruchung. Die Pathologie des Knorpels und subchondralen Knochens stellt sich als mechanische oder metabolisch-entzündliche Veränderung dar, mit verringerter Wasserbindung, Auffaserung, Abnahme der Druck- und Scherfestigkeit, verstärktem Abrieb und abnormen Kollagen. Die Veränderung des subchondralen Knochens sind Sklerosierung und Cystenbildung und die Bildung von randständigen Osteophyten (cytokinbedingt). Die Pathologie des Synoviums entsteht durch Gewebeteile im Gelenk, die zur Phagozyteninduktion, Freisetzung von Schmerz- und Entzündungsmediatoren, sowie Freisetzung toxischer Radikale führen und damit die Autodestruktion des Knorpels durch abbauende Chondrozyten (Chondroklasten) beschleunigen. Die Pathologie der Deformität und Kontraktur führt zur Verschlechterung der Lastübertragung durch zunehmende Deformierung und Inkongruenz, was einer „Mechanischen Eskalation“ entspricht. Unter Periarthropathia coxae versteht man überlastungsbedingte und schmerzreflektorische Muskelverspannung mit Triggerpunkten im Bereich des M. gluteus med., M.tensor fasciae latae und der Adduktoren, sowie Ansatzentzündungen und

einer Bursitis trochanterica. Der Schmerz wirkt als pathogenetischer Co-Faktor mit verschiedenen nachteiligen Effekten auf die Pathologie der Coxarthrose. Es kommt zur arthogenen Muskelschwäche, Arthro-tendo-myotischer-Reflex (d.h., die regionale Muskulatur ist teils hypertone tendomyotisch, teils hypotone tendomyotisch). Die Schonhaltung begünstigt eine Kontraktur. Die Aktivitätsabnahme führt zur Verschlechterung der Gelenkknorpelernährung und Gewichtszunahme mit Belastungserhöhung. Regionär kommt es zur Erhöhung der Sympathikusaktivität mit vegetativem Reizzustand. Dazu kommt die chronische Schmerzkrankheit durch Sensibilisierung von Nozizeptoren und zentraler Bahnung mit psychischer Komponente (vgl. Tschauner, 1997, S.217ff).

Selbst nach einer Endoprothesenoperation sind muskuläre Defizite und Hinken Monate bis Jahre später noch nachweisbar (Horstmann et al., 1995, Andriacchi und Hurwitz, 1997).

2.3. Trendelenburg-Duchenne-Hinken

Klinisch äußert sich ein solches verändertes Bewegungsmuster bei Patienten mit Coxarthrose, bzw. nach Implantationen einer Hüftendoprothese als sogenanntes „Trendelenburg–Duchenne–Hinken, bzw. „Trendelenburg–Zeichen“ (Peltier, 1998, Beckers und Deckers, 1997).

Ende des 18. Jahrhunderts beschrieb Friedrich Trendelenburg dieses Phänomen bei Patienten mit kongenitaler Hüftluxation. Durch eine Schwäche der im Hüftgelenk abduzierenden Muskulatur, hauptsächlich der Musculi gluteus medius und minimus, kommt es beim Gehen oder beim Einbeinstand auf der Seite des betroffenen Beins zu einem Absinken des Beckens zur Spielbeinseite (Trendelenburg-Zeichen). Nimmt man das Kräftemodell von Pauwells als Grundlage (siehe Abb. 1), versucht der Patient den Schwerpunkt des Körpers in den veränderten Kraftvektor zu legen, um die Balance halten zu können und neigt den Thorax zur Standbeinseite (Duchenne – Zeichen, siehe Abb. 2) (vgl. Peltier, 1998). Das gleiche Phänomen fand Duchenne bei Patienten mit Lähmung der Hüftabduktoren durch Poliomyelitis (Duchenne, 1885, zitiert nach Schröter et al., 1999).

Statische und dynamische Betrachtungen von Schröter et al., 1999 legen dar, dass es dadurch zu einer Entlastung im Bereich des Hüftgelenks kommt und empfehlen eine modifizierte Variante dieser Gangart als konservative Strategie zur Behandlung bei moderater Hüftdysplasie, Coxarthrose und nach Totalendoprothese des Hüftgelenks (vgl. auch Neumann, 1989, 1992, 1994).

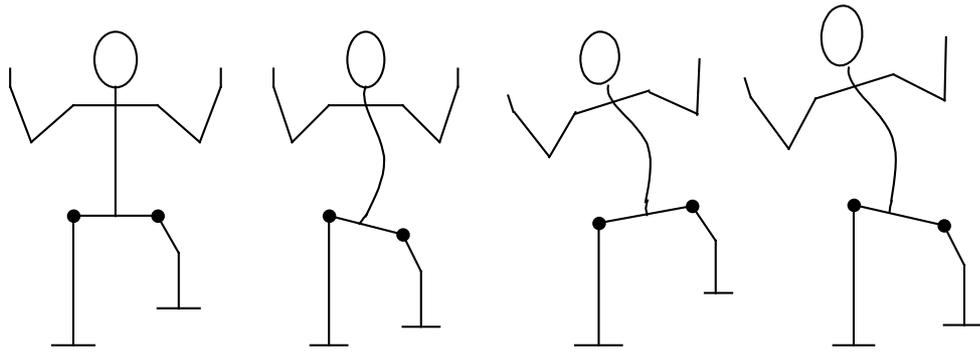


Abbildung 2: Trendelenburg-Duchenne-Phänomen: a) Normal. Im Einbeinstand bleibt das Becken waagrecht in der Horizontalen. B) Positives Trendelenburgzeichen. Becken fällt wegen Insuffizienz der Abduktoren auf der Spielbeinseite ab. C) Duchenne positiv. Durch Überneigen des Oberkörpers und einhergehender Körperschwerpunktverlagerung über das Standbein gelingt es, das Becken anzuheben und das Hüftgelenk zu entlasten. D) In schweren Fällen ist sowohl das Trendelenburg- als auch das Duchenne-Phänomen vorhanden.

2.4. Ganganalyse

2.4.1. Allgemeine Aspekte

„Die Bewegungen, die der Mensch beim Gehen und Laufen ausführt, eignen sich ebenso für eine genauere Untersuchung wie mehrere andere bewundernswürdige Bewegungen des menschlichen Körpers, z.B. die des Herzens und der Lunge, denn es ist hierbei möglich, vieles genau zu messen und durch die Anwendung der physikalischen Methode der Untersuchung auf die Physiologie zu sicheren Tatsachen zu gelangen, auf die man fortbauen kann.“ (Gebrüder E. und W. Weber, 1836, zitiert nach Knüsel, 2000b).

Besonders im angelsächsischen Raum wurde die Ganganalyse in den letzten fünfzig Jahren vorangetrieben. Knüsel, 2000b, Knüsel, 2000a nennt die Autoren Saunders (Saunders et al., 1953), Inman (Inman et al., 1981), Perry (Perry, 1992) und Winter (Winter, 1989, 1991), sowie für den deutschsprachigen Raum Feldkamp (Feldkamp, 1979), Debrunner (Debrunner, 1968) und Baumann (Baumann, 1973) als Beispiele.

Dabei ist die Ganganalyse nicht nur eine wissenschaftliche Methode, sondern:

„Die computergestützte Ganganalyse hat inzwischen eine breite Akzeptanz in der klinischen Anwendung gefunden. Sie unterstützt sowohl die Beurteilung der Ausgangssituation vor einer Behandlung, ist Hilfe bei der Therapieplanung und dient der Dokumentation und Beurteilung von konservativen Therapieverläufen.“ (Kopf et al., 1998)

Historische und aktuelle Entwicklung der klinischen Ganganalyse stellte Whittle, 1996 in einer Übersichtsarbeit dar. Er beschreibt den Anwendungsbereich der klinischen Ganganalyse als weitreichend, wobei hauptsächlich auf Gebieten bei

zerebralparetischen Kindern, Kopf- und Rückenmarkstraumata, Schlaganfällen, Multipler Sklerose, Parkinson, Arthrose und rheumatoider Arthritis gearbeitet wurde. Die grundlegenden Arbeitsbereiche der klinischen Ganganalyse sind Kinematik (Bewegungsanalyse), Kinetik (Kraftanalyse), Elektromyographie (Messung der elektrischen Muskelaktivität) und die mathematische Modellierung der Bewegungsprozesse.

Kadaba et al., 1989 untersuchten das Gütekriterium der Wiederholbarkeit von Gangparametern und fanden „exzellente“ Werte für Parameter in der sagittalen Ebene und gute Werte in der frontalen und transversalen Ebene sowie innerhalb eines Tages, als auch innerhalb von 3 Tagen. Auch für die elektromyographischen Daten wurde eine ausreichende Reproduzierbarkeit ermittelt.

In Arbeiten von Winter und Yack, 1987, sowie Winter, 1984 wurde die Variabilität kinematischer, als auch elektromyographischer Daten untersucht.

Knüsel, 2000a beschreibt die klassischen Ganganalyse-Parameter (siehe Tabelle 2 und Abbildung 4) und die sechs von Saunders et al., 1953 definierten Determinanten des Ganges: 1.) Beckenrotation in der Horizontalebene, 2.) Beckenseitneigung in der Frontalebene, 3.) Kniebeugung in der Standphase, 4.), bzw. 5.) Knie- und Fußzusammenspiel in der Sagittalebene, 6.) Seitliche Beckenbewegung in der Frontalebene.

Tabelle 6: Ganganalyse-Parameter (aus Knüsel, 2000).

Gemessene Werte	Berechnete Werte
Zeit- und Distanzparameter: Schrittkadenz (Frequenz) (Schritte/Minute) (Doppel-)Schrittlänge (Meter) Ganggeschwindigkeit (Meter/Sekunde)	Geschwindigkeit und Beschleunigung des Körpers, einzelner Teile oder von Referenzpunkten
Stand- und Schwungphasenanteil (in % des Doppelschrittes)	Rotationsachsen in den Gelenken
Anteil des Doppel- bzw. Einbeinstand (in % des Doppelschrittes)	Darstellung des Vektors der Bodenreaktionskraft während des Bodenkontakts
Kinematische Parameter Bewegung des Massenschwerpunktes des ganzen Körpers oder einzelner Glieder Winkel zwischen verschiedenen Gliedern Bewegung anatomischer Referenzpunkte Orientierung des Körpers bzw., einzelner Teile im Raum	Drehmomente in den Gelenken
Kinetische Parameter Bodenreaktionskräfte zwischen Fuß bzw. Schuhsohle und Unterlage	

Croce et al., 2001 untersuchten die Größe des Einflusses der 6 klassischen Determinanten des Ganges und legten ein Modell zur Reduzierung der Vertikalbewegung des Körperschwerpunktes aus energetischer Sicht zu Grunde.

Besonders großen Einfluss haben demnach die Parameter „Heel rise“ (Fußbewegung in der Sagittalebene) und „pelvic obliquity“ (Beckenbewegung in der Frontalebene).

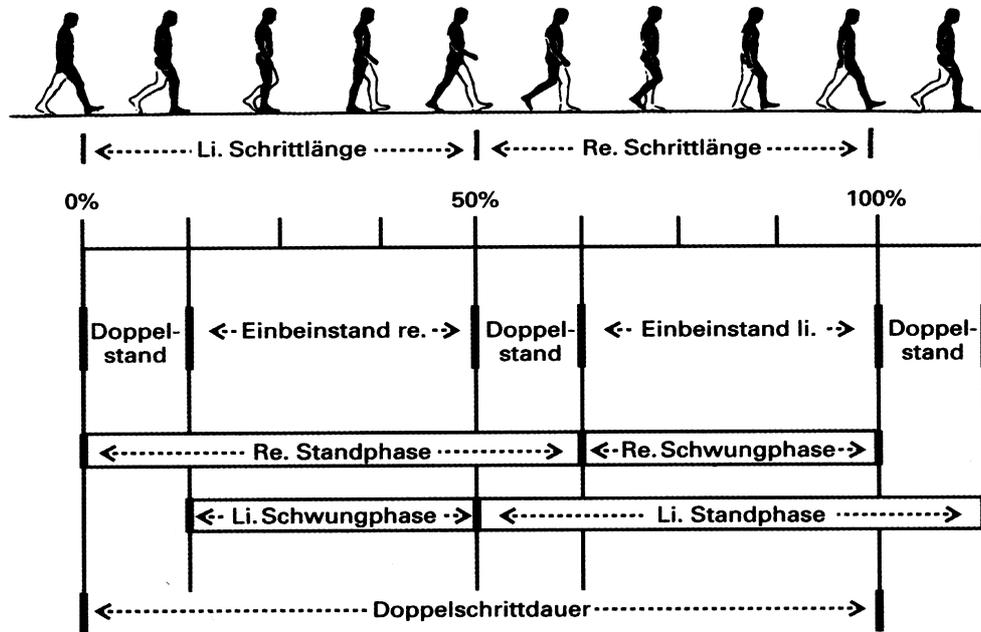


Abbildung 3: Zeit- und Distanzparameter des Ganges (nach Knüsel, 2000a, S. 107)

Ein weitere Zusammenstellung von relevanten Determinanten des Ganges findet sich bei Hatze, 1986, der ein anthropomorphes Segmentmodell des Körpers zur Errechnung von Kräften und Energien zu Grunde legt, oder bei Schutte et al., 2000, der einen Index für Abweichungen vom normalen Gangbild definiert oder bei Sadeghi et al., 2000, als Zusammenstellung von Symmetriemaßzahlen beim Gang.

Hatze, 1986 (S. 99ff) beschreibt, dass seit den Arbeiten von Pedotti und Winter nicht mehr von dem gesunden Referenzmuster des Ganges ausgegangen werden kann, da dieses individuell sehr verschieden ist.

„Aufgrund dieser Ergebnisse konnte die Validität der Erstellung von Normprofilen oder der Analyse von Einzelparametern nicht mehr aufrechterhalten werden“ (Hatze, 1986, S.100).

Eine Übersichtsarbeit zur angenommenen Symmetrie³ des „gesunden“ Gangbildes und dem damit nicht konform gehenden Phänomen der Lateralität haben Sadeghi et al., 2000 verfasst. Sie kamen zu dem Schluss, dass Symmetrie-Eigenschaften, z.B. zwischen beiden Beinen, häufig zur Vereinfachung eines Problems benutzt wurden, wobei Asymmetrie als pathologisch galt. Die Bewegungen der beiden Beine sollen also gleich, oder wenigstens ähnlich⁴, sein. Jedoch wurden auch, in Abhängigkeit der zugrunde gelegten Definition, bei Gesunden Asymmetrien gefunden, so dass die Autoren davon ausgehen, dass der gesunde Gang asymmetrisch ist, in dem Sinne, dass ein Bein den Antrieb übernimmt (leading limb) und das andere Bein stabilisierend wirkt (trailing limb). Lateralität bis hin zur Hemisphärendominanz der Großhirnrinde werden als Einflussfaktoren diskutiert, die a priori gegen ein symmetrisches Gangbild sprechen.

3 Symmetrie

Das griechische Wort „symmetria“ bedeutet „Ebenmaß“. Symmetrie ist ein fachübergreifender Begriff, der sowohl in Natur- und Geisteswissenschaften, sowie in Mathematik, Medizin und Kunst von Bedeutung ist. Mathematisch formuliert ist die Symmetrie geometrischer Körper. Unter ihr versteht man „die Gesamtheit der kinematischen Operationen, die den Körper mit sich selbst zur Deckung bringen“ (Martienssen, 1994, S.126). Auf diese Weise kann man Körpern unterschiedliche Symmetrie-Operationen zuweisen, z.B. Drehungen, Verschiebungen, Inversion (woraus Spiegelungen abgeleitet werden). Als geometrischer Körper weist auch der Mensch solche Symmetrien auf. Die Physik definiert zusätzlich Symmetrien von Naturgesetzen als „die Gesamtheit der Koordinaten-Transformationen, die das Gesetz unverändert lassen“ (Martienssen, 1994, S.133). Besondere Anwendung erfolgt in der Quantenmechanik. In der Physik ist das Auffinden von Symmetrieeigenschaften eine Möglichkeit zur Klassifikation von Systemen und Gesetzen (vgl. Martienssen, 1994, S.136). Auch in der Kunst trifft man auf Symmetrien, z.B. der geometrischer Körper. Hier tritt ein weiterer Aspekt der Symmetrie zutage, nämlich ihre vom Menschen subjektiv empfundene Ästhetik. Die Verwandtschaft von Symmetrie und Selbstähnlichkeit wird am mathematischen Beispiel der Mandelbrotmenge deutlich. Dabei ist eine einfache Gleichung dazu in der Lage, graphisch dargestellt, ästhetisch ansprechende, aus der Natur bekannte Strukturen zu erschaffen, die sich in unterschiedlichen Vergrößerungen reproduzieren (vgl. Peitgen, 1988). In belebter und unbelebter Natur gibt es viele weitere Beispiele für Symmetrien: Bewegung von erhitztem Wasser, Schneckenhäuser, Pilzwachstum (vgl. Haken, 1988, S.62) und viele mehr. Die Natur bildet diese Symmetrien in einem Akt der Selbstorganisation aus. Auch in Bewegungen kommen Symmetrien z.B. als Rhythmus vor. Solche Rhythmen treten u.a. beim Galopp des Pferdes, beim Tanzen (vgl. Haken, 1988, S.62) oder beim Gehen auf.

4 Ähnlichkeit

Leist, 1979 unterscheidet vier Arten von Ähnlichkeit: Konstruierte oder logische Ähnlichkeit, Theoretisch klassifizierte Ähnlichkeit, Phänomenale Ähnlichkeit, Effektive Ähnlichkeit. Konstruierte Ähnlichkeit kann durch das Auffinden sich entsprechender Teile eines Ganzen analysiert werden. Deutlich wird das an einem Beispiel aus der Psychologie, bei dem Ähnlichkeit zwischen sinnfreien Silben (z.B. zkl und gw) durch das Vorkommen gleicher Buchstaben nachweisbar ist. Ähnlichkeit bei Bewegungen wäre zu finden „auf phänographischem Weg durch die Feststellung identischer oder ähnlicher Phasen oder Sequenzen“ (Leist, 1979, S.40). Die theoretisch klassifizierte Ähnlichkeit ist mathematisch beschreibbar. Leist, 1979 nennt als Methode die Faktorenanalyse, die im Bereich des Sports z.B. im Zehnkampf (Rieder und Bäuml, 1972) angewendet wurde. Sie liefert anhand von Korrelationen Gruppen voneinander unabhängiger Variablen, deren Ladung ein Maß für „das Gemeinsame“ ist (vgl. Bortz, 1999). Dabei liefert die Analyse der Faktorenanalyse Gruppen, denen jeweils ein Faktor zugewiesen wird, der Ähnliches beinhaltet. Man erhält dadurch eine Information über die Dimensionalität eines Problems (vgl. Bortz, 1999). Dabei wird unter dem Begriff der Faktorenanalyse eine Vielzahl von Methoden zusammengefasst, wobei die Hauptkomponentenanalyse (PCA) beispielhaft genannt sei. Die Hauptkomponentenanalyse wurde z.B. von Schöllhorn, 1993 bei Diskuswurfbewegungen angewandt. Ein weiteres Verfahren zum Strukturieren von Objekten nach ihrer mathematisch beschreibbaren Ähnlichkeit ist die Clusteranalyse. Sie ist ein Überbegriff für verschiedene Methoden der multivariaten Statistik, die versuchen Strukturen aufzudecken und die vorhandenen Objekte in Klassen (Gruppen, Cluster) einzuteilen, innerhalb derer große Homogenität und zwischen denen große Heterogenität herrscht. Zur bildlichen Darstellung werden Dendrogramme verwendet (vgl. Hartung, 1995, S.443ff). Eine genauere Beschreibung der Clusteranalyse folgt in Kapitel 4.3.6. Bei der phänomenalen Ähnlichkeit steht das urteilende Subjekt im Mittelpunkt. Z.B. entscheidet der Trainer, ob die Bewegungsausführung seines Schülers mit der gewünschten Zielbewegung aus seiner Sicht übereinstimmt. In dieser subjektiven, durch Erfahrung stark beeinflussten Wahrnehmung sieht Leist, 1979, S.43) aber auch das Problem, denn „vor allem wird der Lernende Identität oder Ähnlichkeit sehr oft anders beurteilen als der Lehrende“. Die Definition der effektiven Ähnlichkeit stammt aus der Psychologie, wobei zwei Situationen als ähnlich angenommen werden, wenn sie zum gleichen Resultat, also gleichem Verhalten, führen (vgl. Leist, 1979, S.43f).

2.4.2. Coxarthrose

Arbeiten mit ganganalytischen Versuchsmethoden im Bereich des Krankheitsbildes der Coxarthrose wurden von verschiedenen Autoren publiziert:

Eine Übersichtsarbeit zum Thema Biomechanik des Gangs und Endoprothesen-Entwicklung stammt von Andriacchi und Hurwitz, 1997. Die Autoren beschreiben Ergebnisse früherer Arbeiten (Murray et al., 1972; Murray et al., 1976, Stauffer et al., 1974), die mit Hilfe von Elektrogoniometern und

Photographien mit einer Frequenz von 5-20 Hz noch Jahre nach der Operation Defizite, im Sinne einer langsameren Gehgeschwindigkeit und geringerem Range of Motion von Knie- und Hüftgelenk, nachweisen konnten. Eine geringere Gehgeschwindigkeit wurde auch von Perrin et al., 1985 bei Patienten mit Schaftlockerung beschrieben. Hurwitz und Andriacchi, 1993; Hurwitz et al., 1992a beschrieben ein abnormes Muster der Flexions-Extensions-Bewegung vor und nach Hüftendoprothesen-Operation (siehe Abb. 3). Eine Verringerung des dynamischen Bewegungsausmaßes (Range of Motion) der Hüfte korrelierte mit der Höhe auftretender Torsionskräfte bzw. Mikrobewegungen im Hüftgelenk bei Patienten mit zementloser Schaftebefestigung (Hurwitz et al., 1992b, Bergmann et al., 1995, Davy et al., 1988, zitiert nach Andriacchi und Hurwitz, 1997). Andriacchi und Hurwitz, 1997 kommen zu dem Schluss, dass die Adaptationsprozesse auf Schmerz, Instabilität oder Muskelschwäche durch Methoden der Ganganalyse besser und schneller aufgedeckt werden können als durch klinische oder radiologische Untersuchungen.

Lafuente et al., 2000 definierten eigene multivariate Bewertungsschemata aus Parametern die über Kraftmessplatten erhoben wurden. Dabei fanden sie Defizite in der Arthrosegruppe im Vergleich zur gesunden Kontrollgruppe, die mit den jeweiligen Scores (u.a. Harris Hip Score) korrelierten. Die definierten Defizite nahmen zu, wenn die Patienten schneller laufen sollten. Interessant ist, dass beim Gang ohne Schuhe die intraindividuelle Variabilität, also die Vielseitigkeit der Bewegungsausführung, geringer war als mit Straßenschuhen.

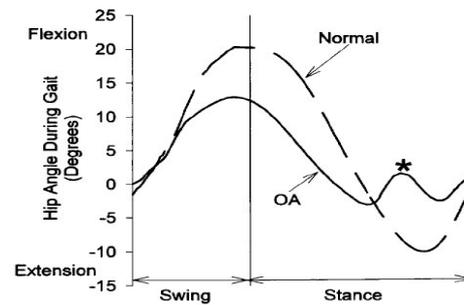


Abbildung 4: Aus Hurwitz, 1992, 1993 zitiert nach Andriacchi, 1997). Muster der Hüft Beuge-Streck-Bewegung bei Coxarthrosepatienten und einigen Patienten nach TEP-OP, demonstriert ein irreguläres Muster in der mittleren Standphase and stellt eine Umkehr der Beuge-Streckbewegung dar (mit * gekennzeichnet).

Knüsel, 2000a beschreibt das Gangbild bei Coxarthrose (definiert durch eine hohe Zahl beim Score nach Lequesne, 1991) mit einer Abnahme von Ganggeschwindigkeit, relativer Doppelschrittlänge, der totalen sagittalen Hüft- und Kniebewegung und der maximalen Hüftextension. Er findet zwei Gruppen, wobei die eine das Hüftextensionsdefizit durch eine vermehrte Hüftflexion bei Fersenkontakt kompensiert, wodurch das Bewegungsausmaß weniger eingeschränkt wird, die Schrittlänge nur gering verkürzt ist und die Ganggeschwindigkeit aufrechterhalten werden kann, aber der Körperschwerpunkt wird nach vorne verlagert und es kommt zu größeren Kräften beim Auftreten. Die andere Gruppe kann das Extensionsdefizit nicht ausgleichen, der Oberkörper wird nicht so stark nach vorne gelehnt, der „Aufprall“ ist nicht so stark, aber das Bewegungsausmaß ist eingeschränkt. Es entsteht eine stärkere Schrittasymmetrie.

Perron et al., 2000 fanden bei weiblichen Patienten nach Hüfttotalendoprothesen-Operation mit Hilfe von kinematischen, kinetischen und elektromyographischen Methoden ein Jahr postoperativ im Vergleich zu einer gesunden Kontrollgruppe eine geringere Gehgeschwindigkeit, Schrittlänge, Kadenz und Hüftextension, sowie Störungen in allen drei Ebenen (frontal, sagittal, transversal) der Bewegung. Dabei spielt die Sagittalebene die wichtigste Rolle:

„The small total range of motion in the frontal and transverse plane as well as the large inter subject variability in the transverse plane, that contrast with that in the sagittal plane, likely preclude the possibility to detect significant differences“. (Perron et al., 2000)

Des Weiteren traten in Knie- und Sprunggelenk Veränderungen auf, die mit der verringerten Hüftextension korrelierten und die die Autoren für eine veränderte Strategie der motorischen Kontrolle verantwortlich machen.

Hurwitz et al., 1998 untersuchten den Zusammenhang von Knochendichte mit der Belastung beim Gang bei Patienten mit Coxarthrose. Insbesondere das Bewegungsausmaß im Hüftgelenk, die Spitzen-Adduktions-Momente und Spitzen-Außenrotations-Momente waren signifikant korreliert mit der Knochendichte. Damit untermauern die Autoren die Theorie, dass lokale Osteopenie im Bereich des proximalen Femurs auf verringerte Belastung des betroffenen Beins zurückgeführt werden kann.

Mit Hilfe eines EMG-Biofeedback-Systems für die elektrische Aktivität des Musculus gluteus medius erreichte Petrofsky, 2001 eine Verringerung des Trendelenburg-Hinkens bei Patienten mit partieller Querschnittssymptomatik und Paralyse der

Hüftabduktoren. Der Autor ist der Meinung, dass dieses System auch bei Patienten nach Coxarthrose Anwendung finden könnte, da die Entstehung von Pathologien an anderen Gelenken der unteren Extremität drohe (vgl. Romano et al., 1996).

Loizeau et al., 1995 befassten sich in ihrer Arbeit mit Muskelkraft und Energie in der Abstoßphase des Gangs bei Patienten nach Hüfttotalendoprothesen-Operation. Im Vergleich zu einer gesunden Kontrollpopulation fanden sie bei der Prothesengruppe neben einer geringeren Ganggeschwindigkeit, kürzeren Schrittlängen und längeren Standphasen, geringere Spitzenkraftwerte in der Hüfte der operierten Seite in der Frontalebene, sowie geringere Energien in der Hüfte sowohl in der Frontal-, als auch Sagittalebene. Die Diskrepanzen in der Frontalebene wurden interpretiert als „reduced action of the hip abductors“, was zu „weak or poor trunk control during body weight transfer from the affected to the nonaffected side“ führt (Loizeau et al., 1995). Weiterhin untersuchten die Autoren andere Gelenke der unteren Extremität und fanden Veränderungen an der kontralateralen Hüfte sowie den Kniegelenken. Sie interpretierten dies als mechanische Dysfunktionen und erwähnten die Möglichkeit von zukünftigen orthopädischen Problemen an diesen Stellen.

Die Kräfte im Hüftgelenk, insbesondere im Acetabulum, sowie den Einfluss der Beckenmuskulatur untersuchten Pedersen et al., 1997 anhand von Modellrechnungen.

Bergmann et al., 2001 führten in vivo Messungen mittels mit Kraftaufnehmern ausgestatteter Hüft-TEP-Implantaten durch und untersuchten synchron mehrere Gangparameter. Verschiedene Aktivitäten des täglichen Lebens wurden von den Versuchspersonen durchgeführt, wobei besonders für Gehen und Treppensteigen hohe Belastungen im Sinne von Kontaktkräften und Drehmomenten im Hüftgelenk auftraten.

Benedetti et al., 1998 untersuchten die Reliabilität von über 100 Gangparametern. Sie fanden Veränderungen abhängig von Ganggeschwindigkeit, Probandenalter und Geschlecht, wobei geschlechtsspezifische Veränderungen von Crosbie et al., 1997a in Bezug auf Beckenbewegungen nicht bestätigt werden konnten. In Hinsicht auf das Alter traten Veränderungen auf, wobei Crosbie et al., 1997a der Meinung sind, dass das Bewegungsausmaß im Alter über den für das Gehen notwendigen Bereich hinausreicht, so dass mit Einschränkungen nicht zu rechnen ist.

Murray et al., 1971 untersuchten die Gangparameter von Patienten mit Hüftschmerzen, z.T. wegen Coxarthrose, z.T. wegen avaskulärer Hüftkopfnekrose. Sie fanden ebenfalls eine niedrigere Kadenz, sowie eine geringere Schrittlänge und Hüfttextension auf der betroffenen Seite. Diese Diskrepanz wurde durch größere

Bewegungen in der Becken- und Lendenwirbelregion versucht auszugleichen. Die Autoren versuchten das Trendelenburg-Hinken zu messen und fanden für die seitliche Neigung des Thorax zustimmende Daten. Das Absinken des Beckens auf der Spielbeinseite wurde jedoch nicht bei allen Patienten, aber z.T. bei gesunden Probanden beobachtet, was ein uneinheitliches Bild abgibt.

Watanabe et al., 1999 untersuchten gangparametrische Veränderungen an Patienten mit Coxarthrose vor und nach varisierender Femurosteotomie (einer weiteren operativen Therapieoption). Die Dauer der Standphase war kürzer und die Kraft der Abduktoren war geringer bei den operierten Patienten als bei den nicht-operierten und den gesunden Teilnehmern. Veränderungen der Beckenbewegung in der Sagittal- und Frontalebene waren geringer und die Veränderungen der willkürlichen Kontraktion von Gluteus medius und Tensor fascia latae waren größer als in der gesunden Gruppe. Die Autoren beschreiben ein horizontaleres Halten des Beckens nach Osteotomie, was durch die verbesserte Performance der abduzierenden Muskulatur erklärt wird. In einer frühen Phase der Coxarthrose sei durch diese Operationsmethode eine Verbesserung der Situation erreichbar.

2.4.3. Stellenwert von Wirbelsäulen- und Beckenbewegung

Thurston, 1983 untersuchte den Zusammenhang von Coxarthrose mit Rückenschmerzen, der als solcher schon lange bekannt ist (Rothman und Simeone, 1975). Mit einem Kamerasystem wurden die Bewegungen im Bereich des thorakolumbalen und des lumbosakralen Übergangs, sowie der unteren Extremität beim Barfußgang mit frei wählbarer Geschwindigkeit gemessen. Der Autor fand eine Reduktion des „range of motion“ der betroffenen Seite, jedoch keine Veränderungen auf der gesunden Seite im Vergleich zur Kontrollgruppe. Bei Patienten mit starker Einschränkung der Bewegung im Hüftgelenk wurde, kompensatorisch, eine größere Bewegung in der Sagittalebene des Beckens beobachtet. Die Patienten hatten jedoch eine geringere Bewegung in der Frontalebene. Veränderungen der Sagittal- und Frontalebene der Versuchsgruppe waren signifikant, in der Transversalebene zwar ebenfalls vorhanden, jedoch nicht signifikant. Diese Verringerung wurde von Murray et al., 1971 deutlicher vorgefunden, ebenso wie die Bewegungszunahme in der Sagittalebene. In der Frontalebene konnten von Murray et al., 1971 keine Veränderungen gefunden werden. Für die Bewegungsänderungen der Wirbelsäule konnte Thurston, 1983 keine pathognomischen Veränderungen finden. Thurston und Harris, 1985 untersuchten auch an gesunden Männern die Bewegungen von

Wirbelsäule und Becken. Sie gehen davon aus, dass „no two people have identical gaits, and it is this variation, from subject to subject, which characterises an individual's movements during walking.“ Zur Rolle der untersuchten Merkmale heißt es, „It is the response of pelvis and spine to the action of the lower limb that produces characteristic movements during walking.“ Untersucht wurde das Bewegungsausmaß und die Bewegungsmuster in jeder Ebene. Kadenz, sowie die Bewegungen von Becken und Wirbelsäule in der Sagittal- und Transversalebene zeigten eine Altersabhängigkeit. Die Bewegung von Wirbelsäule und Becken bei Gesunden untersuchten Crosbie et al., 1997b mit Markern auf verschiedenen Höhen der Wirbelsäule sowie des Beins. Sie kamen zu dem Schluss: „There does tend to be some inter-subject variability, although we observed intra-subject consistency.“

Den Zusammenhang der Bewegungen von Wirbelsäule, Becken und Hüfte beim Rennen stellen Schache et al., 1999 in einer Übersichtsarbeit dar. Er geht auch auf die Theorie der „Spine Engine“ von Gracovetsky, 1985 ein, der die Wirbelsäule als Ausgangsorgan für die menschliche Fortbewegung sieht, wobei eine Seitwärtsneigung der Wirbelsäule in eine Rotation in der Transversalebene umgewandelt wird.

Feipel et al., 2001 untersuchten die Bewegung der lumbalen Wirbelsäule auf dem Laufband bei gesunden Probanden in Abhängigkeit von der Gehgeschwindigkeit. Sie fanden eine Zunahme der Rotations- und Seitneigungsbewegungen mit zunehmender Laufbandgeschwindigkeit, wobei die Bewegung in der Sagittalebene keinen Zusammenhang mit der Geschwindigkeit zeigte. Sie kommen zu dem Schluss: „The hypothesis of the existence of an individually variable walking speed producing a more harmonic lumbar contribution was advanced.“

Weitere ganganalytische Studien zur Wirbelsäulen- bzw. Beckenbewegung auf dem Laufband wurden u.a. durchgeführt von Lafandra et al., 2003 in Abhängigkeit von Laufbandgeschwindigkeit und Zusatzgewichten. Maruyama und Nagasaki, 1992 untersuchten die Variabilität zeitlicher Parameter bei zunehmender Laufbandgeschwindigkeit und kamen zu dem Schluss, dass mit höherer Ganggeschwindigkeit das Bewegungsmuster (gemessen mit dem „coefficient of variation“ nach Winter, 1983) stabiler wird.

Siler et al., 1997 untersuchten den Unterschied von Gangparametern auf dem Laufband mit und ohne Festhalten am Geländer und kamen zu dem Ergebnis, dass es auf die gemessenen Parameter in der sagittalen Ebenen keinen Einfluss hat.

Taylor et al., 1996 und Bair, 1998 untersuchten die Zeit, die gesunde Probanden benötigen, um sich an die Gehbewegung auf dem Laufband zu gewöhnen. Wo Bair,

1998 keine eindeutigen Ergebnisse aufweisen kann, empfehlen Taylor et al., 1996 eine Eingewöhnungszeit von 4 Minuten, um von stabilen Bewegungsmustern von Wirbelsäule und Becken ausgehen zu können.

Dalichau et al., 1998 benutzten zur Analyse von Lendenwirbelsäulen- und Beckenbewegung ein, im Vergleich zu anderen Systemen, günstiges Ultraschall-Topometrie-System (CMS 70P, Zebris) bei einer Messrate von 25 Hz, mit dem Ziel, Normwerte gesunder Probanden zu gewinnen. Während individueller Geschwindigkeiten befanden sich sowohl Lendenwirbelsäule und Becken in einer Vorneigung. Die Rotation und Seitneigung der Lendenwirbelsäule war symmetrisch, die des Beckens asymmetrisch nach links geneigt. Die Zunahme der Laufbandgeschwindigkeit erhöhte die Ausschläge (range of motion) in allen Richtungen, eine Zunahme der Steigung nur die Ausschläge in der Sagittalebene. Zum verwendeten Meßsystem schreiben sie:

„Das in der vorliegenden Studie verwendete 3-D kinematographische Ultraschall-gestützte Messverfahren ist geeignet, die Bewegungen von Lendenwirbelsäule und Becken während der bipedalen Lokomotion dreidimensional zu erfassen. Das nicht-invasive Verfahren erfüllt die Hauptgütekriterien, ist praktikabel und anwenderfreundlich.“ (Dalichau et al., 1998, S.346)

In ähnlicher Weise wurde dieses Meßsystem verwendet von Babisch et al., 2001, Banzer und Vogt, 1997, Bernhardt und Banzer, 1998, Castro et al., 2000, Vogt und Banzer, 1999, Vogt, 2000 und anderen.

2.4.4. Nicht-klassische Untersuchungsmethoden ganganalytischer Daten

Watelain et al., 2000 befassten sich mit den Altersunterschieden im Gangbild gesunder männlicher Probanden unter Verwendung der Clusteranalyse. Sie fanden separate Gruppierungen für junge (zwischen 20 und 35 Jahre alt) und alte (Durchschnittsalter 65 Jahre) Probanden, sowie drei Untergruppierungen der älteren Probanden, die auf Unterschiede in zeitlichen Parametern, sowie Muskelkräften zurückgeführt wurden. „Variability in the gait patterns of elderly subjects could reflect natural adaptations or compensations.“ Diese sollten jedoch nicht als Defizit oder als krankhaft betrachtet werden (vgl. Whittle, 1996).

Deluzio et al., 1999 verwendeten eine Hauptkomponenten-Analyse zur Datenreduktion und Modellierung von Ganganpassung bei Patienten nach einer Knieoperation. Sie fanden gute Übereinstimmungen zwischen dem entwickelten Score und einem bereits etablierten Knie-Score („Knee Society Score“).

Aus dem Bereich der Nichtlinearen Dynamik beschäftigten sich Van Emmerik und Wagenaar, 1996 mit den Phasenunterschieden der Bewegung zwischen Thorax und Becken und versuchten den Ansatz von Schöner et al., 1990 zum vierbeinigen Gang auf den zweibeinigen Gang anzupassen. Im Gegensatz zur klassischen Sicht, dass es bei der zweibeinigen Fortbewegung nur zwei Bewegungsmuster gibt, nämlich Gehen und Rennen, konnte nachgewiesen werden, dass die Bewegung zwischen Becken und Thorax mehrere stabile Modi (in der nichtlinearen Dynamik auch als Attraktoren bezeichnet) aufweist und somit „multistabil“ ist. Die Gehgeschwindigkeit ist dabei der Kontrollparameter, von dessen Veränderung die entstehenden Gangmuster abhängig sind. Am Übergang von einem Bewegungsmuster zum nächsten treten häufig, entsprechend der synergetischen Theorie von Haken, 1977, Fluktuationen auf, teilweise erfolgt der Übergang stufenweise ohne diese Fluktuationen. Mit zunehmender Geschwindigkeit bewegte sich das Phasenverhältnis zwischen Thorax und Becken von einem mehr In-Phase- zu einem mehr Außer-Phase-Verhältnis. Wagenaar und Van Emmerik, 2000 untersuchten auf ähnliche Weise den Einfluss der Resonanzfrequenzen der Arm- und Beinbewegung auf den Gang. Sie erweiterten damit das Model von Van Emmerik und Wagenaar, 1996, bzw. das Model von Holt et al., 1990. Sie schreiben:

„The present study supports the claim of a number of authors that frequency dynamics of system components can offer fundamental explanations for emerging patterns in the system's behavior, for example, in terms of relative phase dynamics (e.g. Braiman et al., 1995; Haken, 1977; Kugler and Turvey, 1987, Strogatz, 1995).“ (Wagenaar und Van Emmerik, 2000, S.859)

Weitere Untersuchungen zur begleitenden Bewegung der Arme wurden unter anderem von Dietz et al., 2001 und Rau et al., 2000 durchgeführt.

Crosbie und Vachalathiti, 1997 untersuchten die Synchronizität von Becken- und Hüftbewegungen während des Gangs. Sie fanden keinen Einfluss von Alter und Geschlecht. Ähnlich wie Van Emmerik und Wagenaar, 1996 folgte jedoch aus einer höheren Gehgeschwindigkeit eine geringere Variabilität in der Phasenverschiebung.

Eine Zusammenstellung über nicht-klassische Analysemethoden von Kinematik, Kinetik und Elektromyographie in der Ganganalyse stammt von Chau, 2001a, 2001b. Behandelt werden hier u.a. „Wavelets“, „Fuzzy-Technologie“ und „Neuronale Netze“.

2.4.5. Elektromyographie

Die Elektromyographie ist eine Methode, um Informationen über die Aktivität der Muskulatur zu erhalten. Mit ihr misst man Summenaktionspotentiale analog der Elektrokardiographie (EKG) am Herzen. Das empfangene Signal ist ein

Interferenzmuster aller emittierenden motorischen Einheiten (vgl. Gollhofer und Schmidtbleicher, 1993, S. 240). Eine historische Übersicht zur Elektromyographie in der Biomechanik, aber auch zu Kinematik und Kinetik findet sich bei Kleissen et al., 1998 und Sutherland, 2001, 2002.

Zur Messung stehen entweder intramuskuläre Methoden mittels Nadelelektroden zur Verfügung oder Oberflächenelektroden, die auf die Haut geklebt werden. „In general,

surface electrodes are used where only general information on muscle activity is required, and fine wire electrodes are used to answer specific questions on a particular muscle (Davis, 1988)“ (Whittle, 1996). Häufig kommen wegen ihres nichtinvasiven Charakters Oberflächenelektroden zum Einsatz (vgl. Noth, 1993, S.199f). Leitregeln zur ihrer Durchführung hat z.B. Zipp, 1989 zusammengestellt.

Von Interesse sind meist „(...) Beginn, Dauer, sowie das Integral des gleichgerichteten und über mehrere Versuche gemittelten EMGs (IEMG)...“ (Schöllhorn, 1996a, S.58, Harris und Wertsch, 1994).

Die häufig verwendeten Methoden sind „wave rectification, linear envelope or moving average, and integration of full wave rectified EMG“ (Harris und Wertsch, 1994, S.222) (vgl. Abb.5).

Gollhofer et al. verwendeten zum Auffinden von Automatisierungen bei Sprüngen und Gehbewegungen die Aufsummation von Einzelbewegungen: Dadurch „... kann erwartet werden, dass nichtsystematische Variationen in den unterschiedlichen Kontraktionen weniger häufig repräsentiert sind, wohingegen systematische Aktivitäten präzise reproduziert werden“ (Gollhofer et al., 1993, S.238f). Des Weiteren fanden sie heraus, dass die Veränderung der Elektrodenposition beim Oberflächen-EMG die Verlaufskarakteristik nicht ändert, wohl aber die Amplitude.

Von den gemessenen EMG-Daten kann man jedoch nicht uneingeschränkt auf die produzierte Bewegung zurückschließen. „Ein linearer Zusammenhang von IEMG und kinematischen bzw. dynamischen Größen konnte bisher nur bei eingelenkigen isometrischen Kontraktionen (...), eingelenkigen Bewegungen mit konstanter

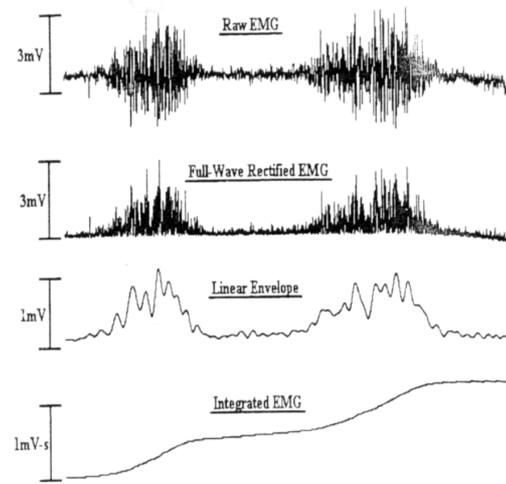


Abbildung 5: Verschiedene Darstellungen und Bearbeitungsmethoden für elektromyographische Daten (aus Harris, 1994, S. 222).

Geschwindigkeit (...) oder bei geführten Bewegungen, (...), nachgewiesen werden“ (Schöllhorn, 1996a, S. 59). Schöllhorn weist in diesem Zusammenhang darauf hin, dass Schwankungen des EMGs durch Mittelung „herausgeglättet“ werden (vgl. auch Kleissen et al., 1998, S.150). Man kann sie jedoch im Rahmen des systemdynamischen Ansatzes als Ausdruck der Anpassungsfähigkeit betrachten. „Unterscheidet man einen zeitlichen Merkmalsverlauf nach Amplitude (Quantität) und phasischen Komponenten (Qualität), so ist das Aufsummieren bzw. die Mittelwertbildung mehrerer Kurven mit einem Informationsverlust bezüglich der phasischen Komponenten verbunden“ (Schöllhorn, 1998, S.59f).

Kopf et al., 1998 weist auf die Variabilität des EMG-Signals schon bei verschiedenen Durchgängen der gleichen Bewegung bei einer Person, aber auch interindividuell hin.

Welche Parameter des EMGs verwendet werden, ist von der Fragestellung der Untersuchungen abhängig. Dies betrifft auch die Signalverarbeitung. Verfahren sind z.B. Gleichrichtung, Integration, Glättung, Tiefpass- und Hochpassfilterung, sowie die Fourier-Analyse (vgl. Gollhofer und Schmidtbleicher, 1993, S.244, Zschorlich, 1989, Zhang et al., 1991). Es werden also Verfahren der digitalen und analogen Signalverarbeitung verwendet, die im Bereich der Nachrichtenübertragung explizit beschrieben sind (vgl. z.B. Lücke, 1995). Bei Fink, 1998 findet sich eine Zusammenstellung digitaler Filtermethoden in der kinematischen Bewegungsanalyse. Zschorlich, 1989 beschreibt verschiedene digitale Filtermethoden für EMGs. Prinzipiell nennt er vier Möglichkeiten der frequenzabhängigen Filterung: lowpass-, bandpass-, highpass- und notch-Filter. Relevante Information tritt erst über fünf Hertz auf (Zschorlich, 1989, S.83).

Shiavi und Griffin, 1981 stellen eine Methode zur multivariaten Analyse von sechzehn Merkmalen (EMG-Aktivitätszeiten, Bodenkontaktzeiten) beim Gehen vor. Dabei wird ein Gangzyklus in 16 Intervalle eingeteilt, so dass bei 16 Merkmalen eine 16x16-Matrix entsteht. Die Aktivitätszeiten werden durch die Intervalle charakterisiert, in denen sie auftreten. Zur Dimensionsreduzierung wird ein Karhunen-Loeve-Verfahren und eine Hauptkomponentenanalyse verwendet, woran sich eine Clusteranalyse anschließt. Auf diese Weise ist es möglich, trotz der individuellen Muster, die Probanden in Gruppen einzuteilen.

Zhang et al., 1991 untersuchten die EMGs von gesunden Probanden und solchen mit vorderer Kreuzbandruptur beim Gehen mit verschiedenen Geschwindigkeiten. Sie testeten ein autoregressives Modell und eine „discrete fourier transform (DFT) method“ (S.778) zur Mustererkennung der „linear envelopes“ ihrer EMGs, wobei sich

die Phasenspektren als ausschlaggebend zeigten. Speziell führten sie eine Analyse des EMGs des M. vastus lateralis durch und versuchten Gruppen mit Hilfe einer Clusteranalyse zu finden. Die 46 Probanden (20 mit ACL-Ruptur, 26 gesund) wurden in sechs Cluster eingeteilt. Man kann ein Cluster mit dem „normalen Muster“ und eines, das zu 89% verletzte Probanden enthält, finden. Bei Betrachtung der zugehörigen „linear envelopes“ kommen die Autoren zum Schluss: „... the clustering results were considered as reasonable: members with similar patterns were partitioned into same clusters“ (S.782).

Die Frage, wie viele Zyklen notwendig sind, um reliable EMG-Daten bei einer Ganganalyse zu erhalten, untersuchten Arsenault et al., 1986 an den „linear envelopes“ von 5 Muskeln der unteren Extremität. Sie kamen zu dem Schluss:

„Thus, a minimal number of strides ($N=3$) per subject, should offer very reliable EMG data for this subject. It could even be stated that only one stride would be sufficient to give a representation of the peculiarities for this subject within a given condition (Pedotti, 1977). What the ensemble average of a few strides might be doing is averaging out the step to step variability, that is caused by posture control and support by the weight bearing limb.“ (Arsenault et al., 1986, S.135)

Gabel und Brand, 1994 untersuchten den Einfluss verschiedener Filter- und Analysemethoden auf EMG-Vergleiche. In Bezug auf die Anzahl der Zyklen für „ensemble averages“ nennen sie 20 als Anhaltspunkt. Sie kommen zu dem Schluss, dass Vorsicht geboten ist, da unterschiedliche Filtermethoden zu unterschiedlichen Ergebnissen führen können. Insbesondere Vergleiche verschiedener Studien sind dann nur schwer möglich.

Bogey et al., 1992 versuchten mit 3 verschiedenen Methoden individuelle EMG-Profile einzelner Probanden beim Gang zu erstellen. Am besten gelang ihnen dies mit dem sogenannten „intensity filtered average (IFA)“, das einer „ensemble average“-Methode entspricht, wobei jedoch die kurzdauernden EMG-Muster (Onset-Zeit geringer als 5% eines Gangzyklus) und diejenigen mit niedriger Amplitude (geringer als 5% der maximalen Amplitude) entfernt wurden.

Durch Spektralanalysen der Frequenzen des Oberflächen-EMGs konnten u.a. Bonato et al., 1998 Ermüdungserscheinungen durch einen Trend zu niedrigeren Frequenzen nachweisen.

Hof et al., 2002 fanden eine Abhängigkeit des „average-EMG“ von der Gehgeschwindigkeit und konnten dieses Muster mit Hilfe von mathematischen

Funktionen modellieren. Sie sehen darin eine Unterstützung der Theorie Zentraler Mustergeneratoren⁵.

EMG-Profile, Bewegungsmuster und den Harris-Hip Score untersuchten Long et al., 1993. Sie fanden bei Patienten nach zementloser Hüftprothesen-Operation eine Verbesserung der Situation gemessen durch den Harris Hip Score. Aber auch zwei Jahre postoperativ waren noch Defizite in der Kinematik und Kinetik nachweisbar. Weiterhin untersuchten sie die Nadelelektroden-EMGs folgender Muskeln: Mm. gluteus medius, tensor fascia latae, adductor longus, rectus femoris, sowie proximaler und distaler Anteil des M. gluteus maximus. Nur knapp die Hälfte der untersuchten Patienten zeigte präoperativ pathologische Muskelaktivitäten. Dabei konnten zwei Gruppen unterschieden werden. Ein Patiententeil mit verminderter Aktivität der Gluteus-Gruppe, sowie klinisch positivem Trendelenburg-Zeichen. Eine zweite Gruppe mit kontinuierlicher Aktivität der Muskeln (Mm. Tensor fascia latae, adductor longus, rectus femoris), die das irritierte Hüftgelenk stabilisieren. Ein Jahr postoperativ waren alle pathologischen EMG-Muster verschwunden. Vier Patienten entwickelten neue pathologische Muster, die mit einer aseptischen Prothesenlockerung vergesellschaftet schienen.

2.5. Prozessorientierte Analyse

Analysen können methodologisch in resultat- und prozessorientierte Ansätze gegliedert werden (vgl. Schöllhorn, 1998, S.33).

Analysen kinematischer und elektromyographischer Daten verwenden häufig diskrete Werte, wie maximale Gelenkwinkel oder Gelenkwinkelgeschwindigkeit, integrierte EMGs über Phasen der Bewegung oder deren Aktivitätszeiten, sowie Schrittlänge, Kadenz oder „range of motion“. Sie geben Auskunft über die Quantität der Werte und sind resultatorientiert. Die Bewegungen und die elektrischen Aktivitäten der Muskeln sind jedoch zeitkontinuierliche Größen. Mit Hilfe prozessorientierter Analysemethoden ist es möglich, Aussagen über Qualitäten eines Musters zu erhalten.

⁵ Zentrale Mustergeneratoren.

Schon auf Rückenmarksebene werden Aktivitätsmuster und Bewegungsrhythmen generiert, was durch Experimente nachgewiesen werden konnte (vgl. Shepherd, 1993, Grillner, 1996). Prinzipiell kann man die Beinbewegung beim Laufen in Stemm- und Schwungphasen einteilen, die sich zyklisch wiederholen. An spinalisierten Katzen (deren Rückenmark unterhalb des Hirnstamms durchtrennt wurde) und auch anderen Tieren, konnten solche Laufbewegungen ebenfalls beobachtet werden. Sogar der Übergang von einer Gangart in eine andere, bei veränderter Laufgeschwindigkeit wurde nachvollzogen (vgl. Shepherd, 1993, S. 385ff). Grillner, 1996 konnte die Verschaltung auf Rückenmarksebene beim Neunauge aufdecken und durch einen mathematischen Algorithmus verifizieren. Blickhan, 1996 beschreibt diese spinalen Mustergeneratoren als nichtlineare Kopplung von Oszillatoren und als „ein sich selbst ordnendes, kooperative System“ (S. 200), was an das Konzept von ERICH VON HOLST (1937) erinnert (vgl. Stadler et al., 1996, S. 139ff).

Der Verlauf sowohl von Kinematik als auch der elektromyographischen Daten wird wenig berücksichtigt, obwohl in diesem zusätzliche Informationen stecken (vgl. Schöllhorn, 1996, S.101). Deutlich wird das an einem Versuch von Johansson, 1973, der Lampen an bestimmten Körperstellen von Menschen anbrachte. Lässt man in einem dunklen Raum eine Versuchsperson die präparierten Menschen betrachten, können diese keine Menschen erkennen. Bewegen sich die Menschen mit den Lampen jedoch, werden sie sofort erkannt und eine Unterscheidung verschiedener Laufstile, bzw. sogar eine Trennung in männlich und weiblich ist möglich (vgl. Haken, 1996, S.36, Cutting und Kozlowski, 1977 zitiert nach Schöllhorn et al., 2002).

Verlaufsanalysen von Krankheitsprozessen werden z.B. in der Psychologie verwendet (vgl. Schiepek und Strunk, 1994). Der Prozess ist dabei in zeitdiskrete Messpunkte im Abstand von Stunden, Tagen oder Wochen unterteilt. Ähnliche Modelle werden auch in den Wirtschaftswissenschaften zur Analyse von Unternehmensentwicklungen angewandt (vgl. z.B. Kruse, 1997). Untersuchungen im Millisekundenbereich führte z.B. Fuchs, 1990 durch. Ihm gelang es, Elektroenzephalogramme mit synergetischen Systemen zu modellieren und Aussagen über epileptische Anfälle zu treffen. Ähnliches untersuchte Lorenz, 1994 beim Blutkreislauf.

Technikanalysen in der Biomechanik wurden mit prozessorientierten Ansätzen u.a. zum Weitsprung (Ballreich und Schöllhorn, 1992, Stiller, 1998), Sprintlauf (Ballreich et al., 1993, zitiert bei Stiller, 1998), Diskuswurf (Schöllhorn, 1993), Stabhochsprung (Jaitner, 1995), Mittel- und Langstreckenlauf (Simon, 1997) und Kugelstoßen (Bauer, 1997) durchgeführt. Außerdem von Jaitner et al., 1998; Jaitner et al., 1999b, Koller et al., 1997, Römer, 1998, Bauer und Schöllhorn, 1997, Schöllhorn und Bauer, 1998a; Schöllhorn und Bauer, 1998b, Schöllhorn, 1999.

Im Bereich der Ganganalyse untersuchten Wagenaar und Van Emmerik, 2000 Phasenveränderungen der Armbewegungen sowohl zeitkontinuierlich als auch diskret. Sie kamen zu deutlicheren Ergebnissen bei den diskreten Parametern, die in ihrer Aussage jedoch mit den zeitkontinuierlichen vergleichbar waren.

Schöllhorn et al., 2002 untersuchten die Veränderungen, die beim Gehen mit unterschiedlichen Absatzhöhen auftreten. Sie verwendeten künstliche neuronale Netze zur Analyse der kinematischen und kinetischen Daten. Es wurden in hohem Maße individuelle Gangmuster gefunden, die bis zu einer Absatzhöhe von 54 mm ähnlich blieben, bei 85 mm bei einem Großteil der Probanden zu einem anderen individuellen Gangmuster führten.

2.6. Forschungsdefizite

Arthrose im Bereich des Hüftgelenks, sowie die Implantation einer Total-Endoprothese haben längerfristig Einfluss auf das Gangmuster des Patienten (vgl. Andriacchi und Hurwitz, 1997, Hurwitz und Andriacchi, 1993; Hurwitz et al., 1992a; Hurwitz et al., 1992b, Knüsel, 2000a, Horstmann et al., 1995).

Dabei spielen neben kinematischen und kinetischen Parametern auch neuromuskuläre Faktoren eine Rolle (vgl. Long et al., 1993).

Die biomechanische Ganganalyse bietet ein adäquates Mittel zur Analyse all dieser Parameter, deren Güte in vielen Studien nachgewiesen werden konnte (vgl. Winter und Yack, 1987; Winter, 1984, Kadaba et al., 1989, Sutherland, 2001, 2002, Davis, 1988, Whittle, 1996, Kleissen et al., 1998).

Von besonderem Interesse waren bisher die Bewegungen des Hüftgelenks (z.B. Hurwitz et al., 1998), sowie die Veränderungen der klassischen Bewegungsparameter nach Saunders et al., 1953.

Defizite bestehen in der Analyse der Beckenbewegungen von Patienten nach Hüfttotalendoprothesen-Operation, sowie in der Analyse elektromyographischer Daten dieses Kollektivs beim Gehen.

Weiterhin sind zur quantitativen Untersuchung von Elektromyogrammen diese meist über mehrere Versuche gemittelt. Die Individualität der Personen und die Variabilität der einzelnen Bewegungsausführungen, bzw. Innervationsmuster bleibt dadurch jedoch oft unberücksichtigt (vgl. Schöllhorn, 1998, S.59f, Kleissen et al., 1998).

Ein weiteres Defizit besteht darin, dass Einzelmerkmale zur Beschreibung von pathologischen Prozessen verwendet werden. Insbesondere zur Ganganalyse stehen heute hochdimensionale Messverfahren zur Verfügung, die eine Datenreduktion notwendig machen (vgl. Chau, 2001a). Die hohe Variabilität ganganalytisch gewonnener Daten schwächt die Möglichkeiten klassischer statistischer Verfahren zur Identifizierung charakteristischer Muster ab (vgl. Chau, 2001a). Der mögliche Einsatz multivariater Analysemethoden wird in der Literatur selten angetroffen (z.B. Shiavi und Griffin, 1981, Zhang et al., 1991, Jaitner et al., 1999a; Jaitner et al., 1999b, vgl. auch Chau, 2001a, S. 53ff).

3. Problemstellung

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der multivariaten verlaufsorientierten Analyse der dreidimensionalen kinematischen Parameter der Beckenbewegung und der myoelektrischen Aktivität des Musculus gluteus medius beidseits bei Patienten nach Hüfttotalendoprothesen-Operation.

Dabei werden folgende Hypothesen behandelt:

H1:

Mit Hilfe der verwendeten verlaufsorientierten multivariaten Analyseverfahren lassen sich individuelle Gangmuster erkennen.

H2:

Ungemittelte Elektromyogramme weisen individuelle Personenmuster auf und tragen positiv zu einer individuellen Gruppierung bei.

H3:

Es lassen sich innerhalb der Patientenpopulation verschiedene Gruppen entsprechen unterschiedlicher Ganganpassungen an die veränderte Gelenksituation finden.

H4:

Patienten und Kontrollpersonen weisen gruppenspezifisch einheitliche Unterschiede auf, die zu einer Trennung der beiden Gruppen führen.

4. Methodik

Es wurde eine Querschnittsstudie an einer Gruppe von Patienten nach Hüft – Total – Endoprothesen - Operation durchgeführt, die sich zu einem stationären Aufenthalt in einer Rehabilitationsklinik (Wirbelsäulenklinik, Bad Homburg) befanden.

4.1. Personenstichprobe

Die Personenstichprobe der Versuchsgruppe bestand aus neun weiblichen und 12 männlichen Probanden mit einem Durchschnittsalter von $60,9 \pm 8,3$ Jahren (43-71 Jahre), was mit Populationen anderer Untersuchungen vergleichbar ist (Thurston, 1983). Die Probanden wurden durchschnittlich vor $38,8 \pm 5,3$ Tagen operiert (21-42 Tage) und hielten sich $10,6 \pm 4,2$ Tage (3-17 Tage) in der Reha-Klinik auf.

In der Kontrollgruppe befanden sich drei weibliche und neun männliche Probanden mit einem Durchschnittsalter $58,2 \pm 6,8$ Jahren (47-71 Jahre), was mit der Versuchsgruppe vergleichbar ist und in anderen Untersuchungen (vgl. Thurston, 1983) ebenso verwendet wurde. Keiner der zwölf Probanden klagte in den letzten 24 Monaten über Beschwerden im Bereich des Bewegungsapparates der Wirbelsäule oder der unteren Extremität. Beindeformitäten bzw. Beinlängendifferenzen (> 1 cm) lagen nicht vor. Eine detaillierte Auflistung der Probandendaten findet sich im Anhang III.

Einschlusskriterien für die Patientengruppe sind:

- Uni- oder bilaterale Hüft-TEP
- Op-Indikationen: Arthrose
- Keine Tumorleiden
- Keine neurologischen Erkrankungen mit Einfluss auf das Gangbild
- Keine peripheren Durchblutungsstörungen
- Keine für die Leistungsfähigkeit bezüglich einer 10-minütigen Gehdauer relevanten Herz-Kreislauf-Erkrankungen
- Keine laufenden Renten-, Berufsunfähigkeits- oder Arbeitsunfähigkeitsanträge
- Volle Belastbarkeit
- Freie Gehfähigkeit ohne Gehhilfe
- Kein Erkrankungen des rheumatischen Formenkreises
- keine Beinlängendifferenz > 1 cm

Die Versuchsgruppe wurde anhand von eventuell stattgefundenen Voroperationen und Einschränkungen auf der kontralateralen Seite in einen homogenen Teil von zwölf Probanden, und einen inhomogenen Teil von neun Probanden gegliedert. Der

homogene Teil weist ein Durchschnittsalter von $58,8 \pm 8,7$ Jahren (43-71 Jahre) auf und besteht aus fünf weiblichen und sieben männlichen Teilnehmern.

Der inhomogene Teil weist ein Durchschnittsalter von $63,7 \pm 7,4$ Jahren (52-71 Jahre) auf und besteht aus vier weiblichen und fünf männlichen Teilnehmern.

4.1.1. Stichprobenauswahl der Schritte

Auf Grund der großen Anzahl an Einzelschritten und der artefaktbedingten unterschiedlichen Anzahl benutzbarer Schritte, muss zur Übersichtlichkeit und Standardisierung eine Auswahl an Schritten getroffen werden. Artefakte bei einem der gemessenen Merkmale führte zur Entfernung des betroffenen Schrittes.

Die Anzahl der ausgewählten Schritte sollte zwar möglichst groß sein, aber eine zu große Anzahl erschwert die spätere Auswertung anhand der errechneten Dendrogramme.

Die Auswahl wird randomisiert mittels eines Computerprogramms in IDL (Interactive Data analysis Language, Research Systems Inc., Boulder, Colorado) getroffen. (vgl. auch.

Es handelt sich um Pseudo-Zufallszahlen⁶, die auf Grundlage der Systemuhrzeit berechnet werden.

Probanden mit artefaktbedingt nur sehr geringer Anzahl verwendbarer Schritte wurden aus der Analyse entfernt. Die geringste Anzahl an verwendbaren Schritten ist 11 (Proband ER140935). Es wurden keine Schritte doppelt verwendet. Die ausgewählten Schritte sind in Anhang IV tabellarisch aufgelistet.

4.2. Datenerhebung

Die Datenerhebung gliedert sich in einen ganganalytischen Teil und einen Fragebogenteil:

- Ganganalyse
 - Kinematik
 - Beckenbewegung in 3 Ebenen
 - Thoraxbewegung in 3 Ebenen
 - Elektromyographie
 - Musculus gluteus medius bilateral
- Fragebögen

⁶ In der Online-Hilfe von IDL 3.5 findet man dazu: „The random number generator is taken from: "Random Number Generators: Good Ones are Hard to Find", Park and Miller, Communications of the ACM, Oct 1988, Vol 31, No. 10, p. 1192.”

- Anamnese relevanter Daten
- Western Ontario and McMaster University Osteoarthritis Index (WOMAC)
- Harris Hip Score (modifiziert ohne Funktionsprüfung)

4.2.1. Ganganalyse

Wie in Kapitel 2 dargestellt sind ganganalytische Studien erfolgreich an Patienten mit Coxarthrose, bzw. nach operativer Therapie einer solchen Erkrankung durchgeführt worden (vgl. Lafuente et al., 2000, Knüsel, 2000a, Perron et al., 2000, Hurwitz et al., 1998, Hurwitz et al., 2003, Petrofsky, 2001, Romano et al., 1996, Loizeau et al., 1995, Pedersen et al., 1997, Bergmann et al., 2001, Andriacchi und Hurwitz, 1997).

Zur Analyse der dreidimensionalen Bewegung wurde das Mess-System CMS 70 der Firma Zebris (Isny, Germany) verwendet, das auf der Bestimmung räumlicher Koordinaten durch Messung von Ultraschallsignalen beruht. Dieses System wird mit einem Personalcomputer verbunden und dient zusammen mit dem Softwarepaket WinData v2.0 der Speicherung der Daten

Die Aufzeichnung der myoelektrischen Aktivität erfolgte über eine portable 16-Kanal-Elektromyographieanlage (BIOVISION®, Wehrheim/Germany) die an das System CMS 70 (Zebris®, Isny/Germany) angeschlossen wurde. Auf diese Weise ist eine synchrone Aufnahme der kinematischen und elektromyographischen Daten möglich.

Für die Untersuchung der Patientengruppe wurde ein Lamellenlaufbandergometer (Woodway® Reha ES2), sowie für die Kontrollgruppe Schleiflaufband (H-P-Cosmos® QUARSARmed) mit gummierten Laufflächen von 160 cm Länge und 60 cm Breite verwendet.

4.2.1.1. Testvorbereitung

Es wurden dreidimensional die Bewegungen im Bereich des Beckens mit einem Triplet aus Ultraschallsendern auf dem Sakralwirbelkörper 1 (SWK 1) und im Bereich des Thorax mit einem Ultraschalltriplett auf dem Brustwirbelkörper 7 (BWK 7) aufgezeichnet.

Wie in Abb. 6 zu sehen ist, wurden zwei T-förmige Kunststoffträger mit je drei Ultraschallsendern an den Ecken der Träger mit Klebestreifen und Gurten fixiert und gegen Verrutschen gesichert. Dieses Verfahren wurde von Thurston, 1983; Thurston, 1982; Thurston et al., 1981, Stokes, 1984, Callaghan et al., 1999 und Vogt, 2000 erfolgreich angewendet.

Der Mittelpunkt der T-Träger lag zur Registrierung der Thoraxbewegung auf dem Processus spinosus von BWK 12, bzw. für die Beckenbewegung auf SWK 1.

Die Bewegung eines starren Körpers im Raum wird vollständig durch 6 Freiheitsgrade beschrieben, wobei einer die Translation eines willkürlich gewählten Punktes mit drei Freiheitsgraden und die Rotation des Körpers um diesen mit weiteren drei Freiheitsgraden beschrieben wird, „Theorem von Chasles“ (vgl. Greiner, 1989). Translationsbewegungen sind im Allgemeinen gering und nur schwer messbar (vgl. Cappozzo, 1984), so dass sich hier auf die Registrierung der Rotationskomponenten beschränkt wird.

Das Software-Paket WinData v2.0 berechnet aus den Laufzeitunterschieden der Ultraschallsignale die Bewegungsveränderung des jeweiligen Senders und aus der Kombination der Sender mit Hilfe der Vektorrechnung drei Winkel, die die Lage des Triplets im Raum charakterisieren (vgl. Obens et al. 1996). Die mit Hilfe des Ultraschalltripletts auf Höhe SWK 1 berechneten Winkel des Beckens beziehen sich auf das ortsfeste Koordinaten-system, wobei die Thoraxbewegungen relativ zum Becken betrachtet werden (vgl. Thurston et al. 1981; Taylor et al. 1999). Die gewonnenen Merkmale sind demnach Winkelzeitverläufe in der Frontal-, Sagittal- und Transversalebene.

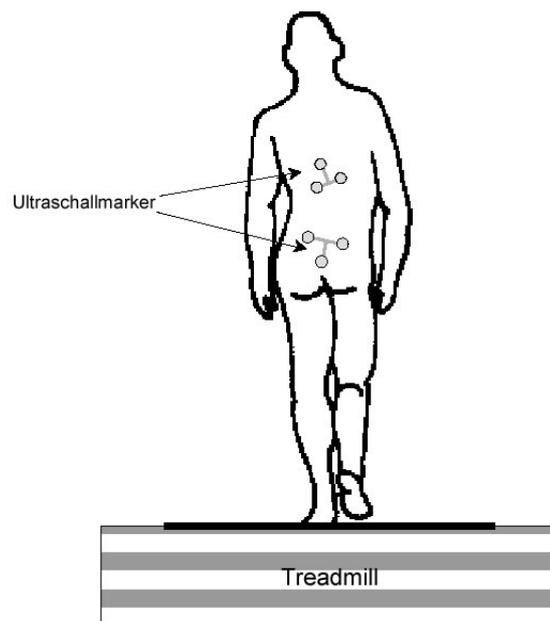


Abbildung 6: Position der Ultraschalltripletts (aus Vogt, 2000)

Die Messung der myoelektrischen Potentiale erfolgte bilateral am Musculus gluteus medius. Die verwendeten Einmal-Elektroden der Marke Blue Sensor® hatten einen Interelektrodenabstand von 2 cm. Zur Platzierung wurde die Mitte zwischen Tuberculum majus des Femur und jeweiliger Crista iliaca verwendet. Entsprechend internationalen Standards (Winter et. Al. – ISEK 1980) wurden die Positionen palpatorisch bestimmt, die Behaarung an dieser Stelle rasiert, die Haut mit Alkohol gesäubert und mit feinem

Schmirgelpapier aufgeraut. Darauf folgend wurden die Elektroden mit minimal möglichem Abstand (2 cm) dem Faserverlauf entsprechend aufgeklebt und mit Klebvlies gesichert. Die Referenzelektrode wurde auf der Haut über der Crista iliaca angebracht. Die EMG-Signale wurden visuell überprüft.

Die Anbringung wurde immer durch den selben Untersucher durchgeführt. Es wurde darauf geachtet, dass sowohl exakte Fixierung, als auch möglichst ungestörte Bewegungsfreiheit auf dem Laufband gewährleistet waren.

Die Bodenkontakte wurden mit Hilfe von zwei drucksensitiven Fußkontaktschaltern unter jedem Fuß registriert. Dabei lag je ein Kontaktplättchen unter dem Großenzehenballen und der Ferse.

4.2.1.2. Testdurchführung

Zur Gewöhnung hatte der Proband vor dem Anbringen des Messinstrumentariums die Gelegenheit, sich mit der Laufbewegung auf dem Laufband vertraut zu machen.

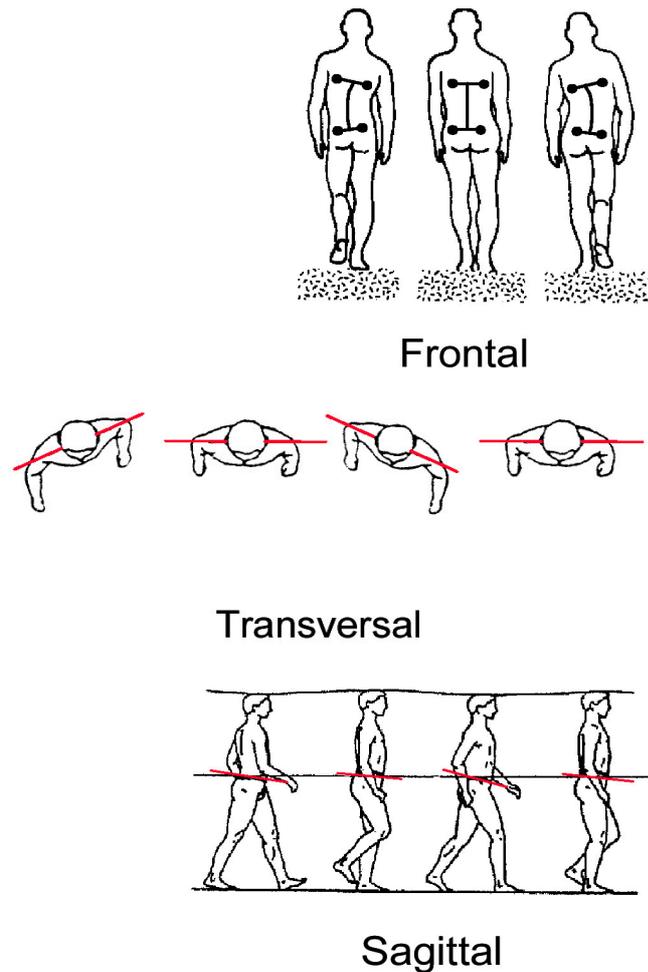


Abbildung 7: Anatomische Ebenen zur 3-D-Analyse von Rumpf- und Beckenbewegungen (aus Vogt, 2000)

Danach erfolgte das Positionieren der Ultraschallmarker, der EMG-Elektroden und der Fußkontaktsensoren, sowie die Verkabelung mit dem Mess-System. Die Kabel wurden zur Seite abgeführt, um eine Störung der nach hinten sendenden Ultraschallsender zu vermeiden. Nach einer nochmaligen individuell wählbaren Einlaufzeit zur Gewöhnung an die Elektroden und Verkabelung, sowie zur Feststellung der frei wählbaren angenehmen normalen Gehgeschwindigkeit, wird der Proband zur Nullabgleichung gebeten, kurze Zeit gerade mit herunterhängenden Armen still zu stehen (Neutralstellung).



Abbildung 8: Photo des Messplatzes mit Tripletposition. Der Ultraschallempfänger ist nicht sichtbar und steht normalerweise hinter dem Probanden.

Danach beginnt die eigentliche Messung, bei der der Proband ca. eine Minute bei der vorher gewählten Laufbandgeschwindigkeit frei geht.

Die gewählten Laufbandgeschwindigkeiten lagen in der Versuchsgruppe bei $2,0 \pm 0,5$ (0,9 – 3,2) km/h, bei der Kontrollgruppe bei $2,9 \pm 0,7$ (1,9 – 4,5) km/h.

Sowohl die kinematischen, als auch die neuromuskulären Parameter wurden synchron digital aufgezeichnet und mit Hilfe des zugehörigen Softwarepakets WinData v2.0 verarbeitet und dann als ASCII-Code gemeinsam gespeichert.

4.2.1.3. Messfehler

Die Gütekriterien Reliabilität und Objektivität des verwendeten Versuchsaufbaus untersuchten Vogt und Banzer, 1996, 1997a, 1997b und bewerteten das System als „hinreichend reliabel und geeignet“ (Vogt, 2000). Eine ausreichende Reproduzierbarkeit wurde weiterhin in Studien von Vogt und Banzer, 1999 und Portscher et al., 2000 nachgewiesen.

Himmelreich et al., 1998 fand für das verwendete Ultraschalltopometer einen relativen Messfehler von 0.6%.

Den zusätzlich auftretenden Fehlern durch Hautverschiebung der Marker wurde nach Empfehlungen von Benedetti et al., 1998 durch die Verwendung von festen Markeranordnungen, sog. Triplettkonfigurationen (Montage dreier Marker auf verbundener Kunststoffplatte) begegnet.

4.2.2. Anamnese und Fragebogenscore

Zur Einschätzung der Probanden wurden verschiedene Fragen zur Ursache, Intensität und Dauer der Erkrankung, sowie der bisheriger Therapie gestellt. Eine detaillierte Zusammenstellung der Fragen findet sich im Anhang II.

Zur Systematisierung wurden zwei standardisierte Fragebögen erhoben.

- Western Ontario and McMaster University Osteoarthritis Index (WOMAC)
- Harris Hip Score (modifiziert ohne Funktionsprüfung)

Beim Western Ontario and McMaster University Osteoarthritis Index (WOMAC) handelt es sich um einen Patientenfragebogen mit 24 Fragen in den drei Bereichen Schmerz, Steifigkeit und körperliche Tätigkeit (Funktion). Der Patient beantwortet die Fragen anhand 10 cm langer visueller Analogskalen (VAS) durch Ankreuzen an der jeweiligen Stelle. Auf Grund der Anzahl der Fragen in den jeweiligen Bereichen ergibt sich ein Gesamtsummen-Score von 0 bis 2400 mm, bzw. Teilscores für Schmerz von 0 bis 500 mm, für Steifigkeit von 0 bis 200 mm und für die Funktion von 0 bis 1700 mm. Der WOMAC ist vielfach überprüft (vgl. Stucki et al., 1996) und auch in verschiedensten Sprachen angewendet worden (vgl. Soederman und Malachau, 2001). Stucki et al., 1996 beschreiben den WOMAC als „ein zuverlässiges und gültiges Instrument zur Erfassung der Symptome und der physikalischen Funktionseinschränkung bei Patienten mit Gon- oder Coxarthrose“.

Weiterhin wurde ein modifizierter Harris Hip Score (vgl. Harris, 1969) verwendet. Dabei wurde auf die klinische Funktionsprüfung des Hüftgelenks aus versicherungstechnischen Gründen verzichtet. Der Berechnungsalgorithmus findet

sich im Anhang. Auch beim Harris Hip Score handelt es sich um ein valides Instrument zur Charakterisierung der Situation von Patienten nach Hüft-TEP-Implantation (vgl. Soederman und Malachau, 2001).

Die Fragebögen wurden zur Beschreibung der einzelnen Probanden und zur Definition von Ein- bzw. Ausschlußkriterien verwendet (vgl. Kapitel 4.1.).

Auch der Kontrollgruppe wurde ein Fragebogen vorgelegt (siehe Anhang II), um eventuell bestehende Einschränkungen aufzudecken.

4.3. Datenauswertung

Nachdem die Daten mit Hilfe der zugehörigen Zebris-Software als ASCII-Datei gespeichert wurden, kann man die Auswertung grob in 4 Bereiche gliedern:

- Vorbereitung für die automatische Bearbeitung
- Gleichrichtung der EMGs, sowie Filtern und zeitliche Normierung aller Daten
- Korrelation und Berechnung der Ähnlichkeitsmaße.
- Clusterung und graphische Darstellung

4.3.1. Vorbereitung

Bei sechs kinematischen und zwei elektromyographischen Parametern, sowie den Fußrastern an beiden Fußsohlen, ergaben sich Datensätze mit elf Spalten für 10 Merkmale einschließlich der Spalte für die verstrichene Zeit in Millisekunden.

Da die Kinematik in Anlehnung an Winter, 1982 mit 25 Hz und die EMGs mit 1200 Hz gemessen wurden, mussten die Kanäle vorerst getrennt werden, so dass die ASCII-Datensätze zweigeteilt wurden. Die Zeit- und Fußrasterspalten wurden in beide Files übernommen.

Jeder Datensatz enthielt jetzt alle Schritte des jeweiligen Probanden. Anhand der Fußrastersignale wurden die einzelnen Schritte ausgeschnitten. Dabei handelt es sich um ganze Zyklen (z.B. linker Fuß am Boden bis wieder der linke Fuß am Boden ist). Dazu dient ein selbst geschriebenes IDL-Computerprogramm.

Zur Vereinheitlichung wurden in der Versuchsgruppe die Schritte immer so geschnitten, dass das operierte Bein vorne ist, also den Bodenkontakt auslöst. In der Kontrollgruppe wurde das linke Bein ausgewählt, um den Schnittzeitpunkt zu definieren. Die Wahl zwischen rechtem und linkem Bein wurde randomisiert getroffen.

Um die rechts operierten Probanden mit denen vergleichen zu können, die links operiert wurden, bzw. mit der Kontrollgruppe vergleichen zu können, wurden die

Winkelverläufe der rechts operierten Probanden mit -1 multipliziert und die beiden EMG-Kanäle getauscht.

Die so gewonnenen Merkmalszeitverläufe der einzelnen Schritte wurden visuell kontrolliert und bei fehlerhaftem Verlauf komplett entfernt.

4.3.2. Gleichrichten und Filtern

Die Gleichrichtung erfolgte nur für die EMG-Kanäle. Anschließend wurden diese

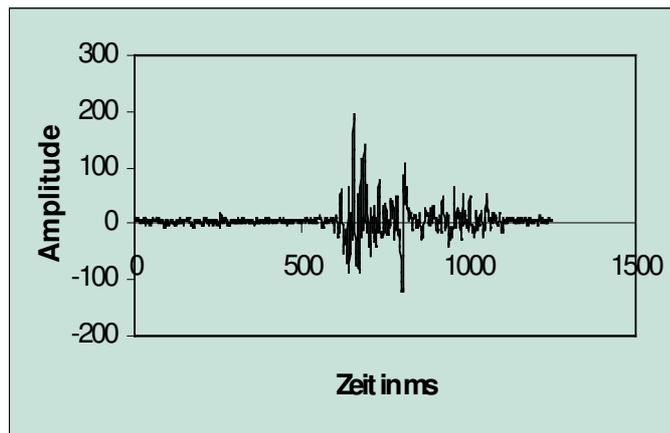


Abbildung 9: Rohdaten-EMG (Amplitude in mV)

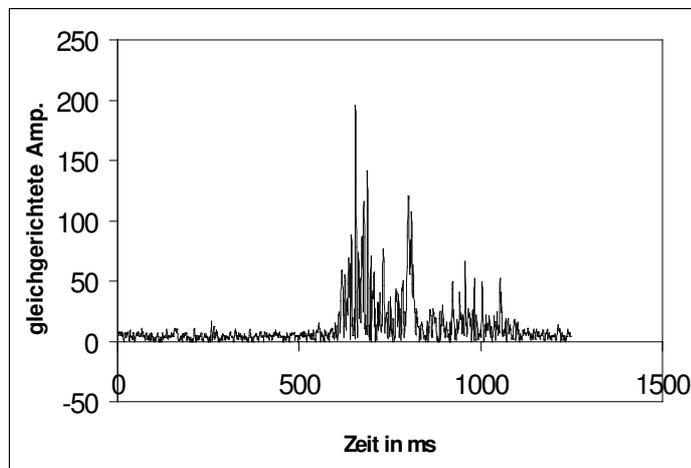


Abbildung 10: Gleichgerichtete Rohdaten

durch einen „moving average“-Filter geglättet. Es handelt sich hierbei um einen akusalen, nichtrekursiven Filter, der das arithmetische Mittel berechnet (vgl. Fink, 1998, S.26). Die Fensterbreite wurde so gewählt, dass die Graphen der gefilterten EMGs ca. zehn Wendestellen zeigen, was sich für die spätere Korrelation mit den zehn orthogonalen Referenzfunktionen als günstig erweist. Dadurch ergab sich ein 50ms breites Fenster. Eine Darstellung der Auswirkungen verschiedener Fensterbreiten auf die Form der Graphen ist in Anhang V zu finden.

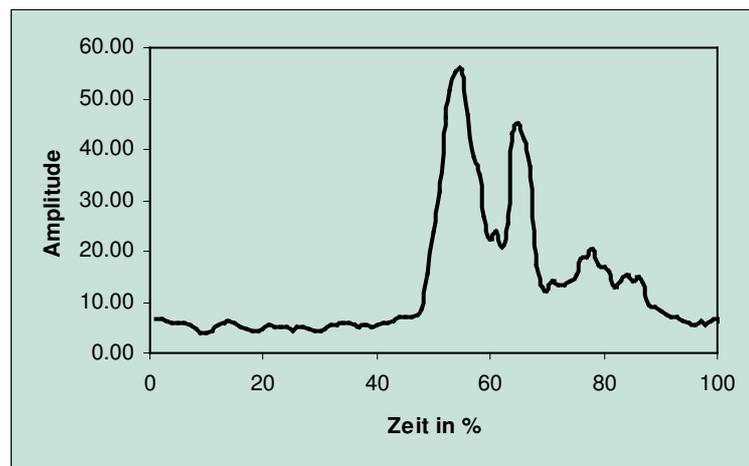


Abbildung 11: EMG, nach moving average von 50 ms Breite. (Amplitude in mV)

Die kinematischen Merkmalszeitverläufe wurden mit einem rekursiven Butterworthfilter 2. Ordnung (Cutoff-Frequenz = 5Hz), der von C. Fink zur Verfügung gestellt wurde, geglättet (siehe Abb.12 und 13). Es handelt sich um einen rekursiven Tiefpaßfilter, der in der Sportwissenschaft häufig anzutreffen ist (vgl.Fink, 1998, S.30). Da er eine Phasenverschiebung zwischen Eingangs- und Ausgangsdaten verursacht, muß er zur Korrektur dieser in beide Zeitrichtungen angewandt werden, was als rekursiv bezeichnet wird.

4.3.3. Normierung

Die gleichgerichteten und gefilterten Computerdaten wurden im nächsten Schritt mit Hilfe des Programms Watsscope (University of Waterloo, Canada) auf 101 Datenpunkte normiert (entspricht 0-100 % eines Zyklus).

Dies wurde für die Kinematik- und EMG-Datensätze gleichermaßen durchgeführt.

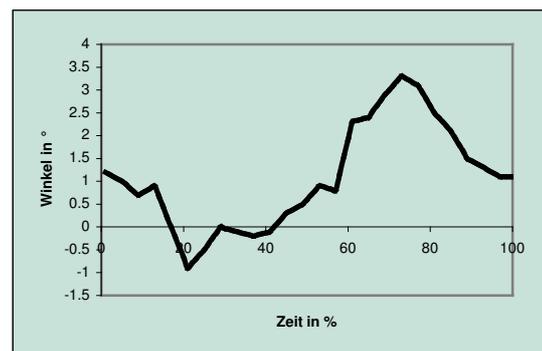


Abbildung 12: Rohdaten der Sakrumbewegung in der Frontalebene.

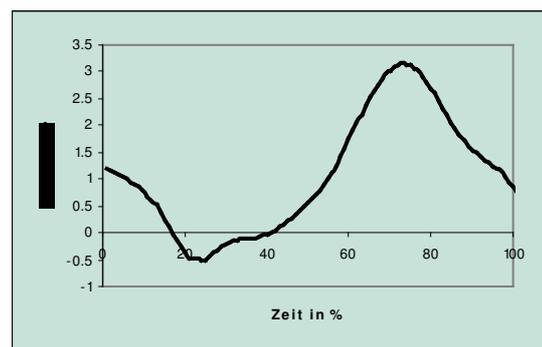


Abbildung 13: Gefilterte Rohdaten der Sakrumbewegung in der Frontalebene

Die entstandenen Datensätze wurden dann zu gemischten Datensätzen kombiniert, die dann alle Merkmalszeitverläufe enthalten.

Die Datensätze hatten das Format: 8 Spalten (Merkmale), 101 Zeilen (Zeitpunkte innerhalb eines Schrittzklus).

4.3.4. Korrelation mit orthogonalen Referenzfunktionen

Die zeitkontinuierliche Analyse der Verläufe sowohl der kinematischen, als auch der elektromyographischen Merkmale erfolgte anhand einer Korrelation mit zehn orthogonalen Referenzfunktionen, wie sie bei Schöllhorn, 1996a; Schöllhorn, 1998 eingehend beschrieben ist. Die verwendeten Referenzfunktionen sind in Abb.15 dargestellt.

Die mathematische Bedingung der Orthonormalität ist:

$$\int_{-\tau}^{+\tau} f(x)g(x)dx = \begin{cases} 1 & \forall f(x)=g(x) \\ 0 & \forall f(x)\neq g(x) \end{cases}$$

Entsprechende Funktionen können entweder in Tabellen nachgeschaut oder anhand der Bedingung für Orthonormalität berechnet werden.

Durch diese Korrelation wird der Verlauf eines Merkmals auf einen 10-spaltigen Vektor abgebildet. Mit den vorhandenen acht Merkmalen (sechs kinematische, zwei elektromyographische) wird die gemessene Information der acht Verläufe auf eine 8x10-Matrix abgebildet (siehe Abb.14 als Beispiel für eine 4x4 Matrix). Werden weniger

		Referenz Funktionen			
		y_i			
					
zeitlicher Verlauf der Merkmale x_i		-.09	-.89	.39	-.25
		.12	.96	-.18	.19
		.98	-.04	-.05	-.00
		.88	.43	.23	.01

Abbildung 14: Korrelation von 4 Merkmals-Zeit-Verläufen mit 4 orthogonalen Referenzfunktionen (aus: Schöllhorn, 1996, S.103).

Merkmale verwendet, z.B. nur die drei kinematischen Merkmale des sakralen Ultraschalltripletts ergibt sich eine kleinere Matrix (hier: 3 x 10).

Ein Beispiel einer berechneten Matrix ist in Tabelle 3 zu sehen. Die Koeffizienten liegen zwischen -1 und $+1$. Eine hohe positive Korrelation (z.B. von $0,955$ in der ersten Spalte) deutet auf einen ähnlichen Verlauf. Eine hohe negative Korrelation spricht für einen komplementären Verlauf (z.B. zwei Parabeln, wobei eine nach oben, die andere nach unten geöffnet ist). Ist keine Ähnlichkeit im untersuchten Sinne vorhanden, ergibt sich eine Korrelation von Null.

„Da der Satz an Referenzfunktionen für alle Bewegungsversuche identisch ist, kann problemlos ein mathematischer Vergleich der Matrizen beliebiger Bewegungsformen vorgenommen werden“ (Schöllhorn, 1996a, S.104). Der Vorteil der Methode mit orthogonalen Referenzfunktionen, gegenüber einer ebenfalls möglichen Faktorenanalyse, ist die Verwendung eines „externen Bezugssystems“ (Schöllhorn, 1996b, S.170) (eben der Referenzfunktionen). Im Gegensatz dazu wird beim Durchführen einer Faktorenanalyse aus dem verwendeten Datensatz die größtmögliche Varianz aufgeklärt. Das Bezugssystem ist also nicht konstant, sondern ändert sich mit jedem zu analysierenden Datensatz.

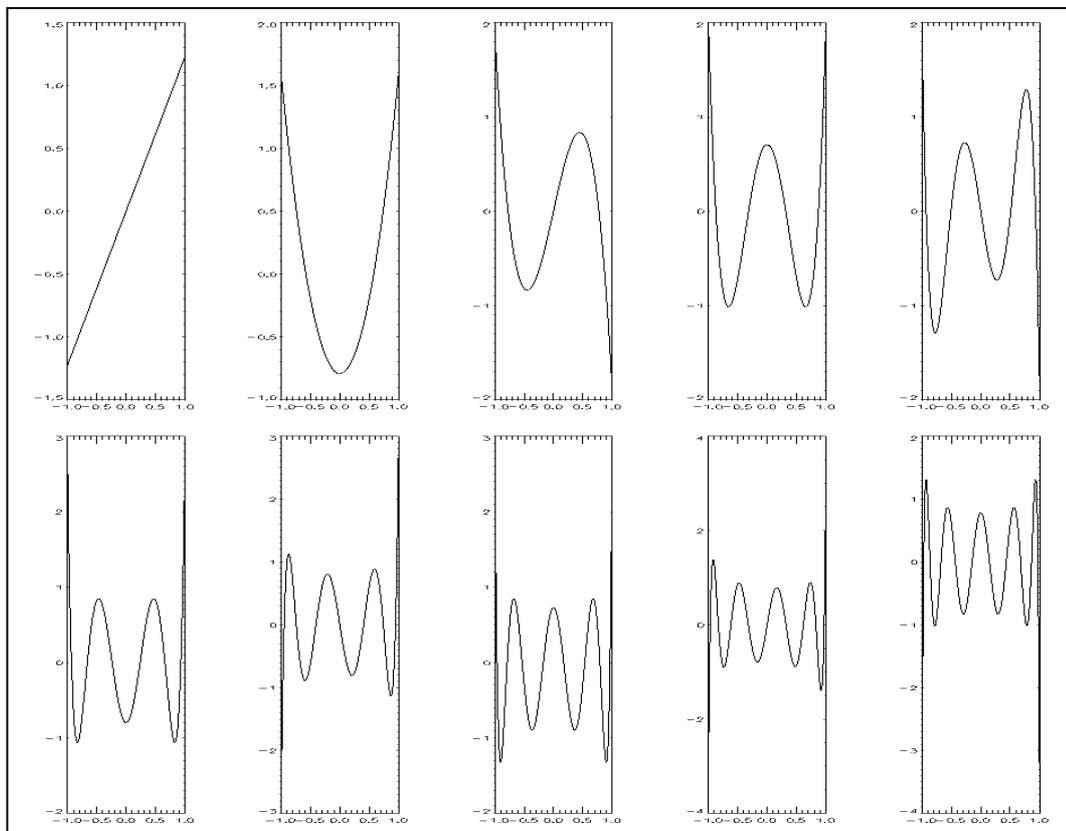


Abbildung 15: Verwendete zehn orthogonale Referenzfunktionen (Berechnet mit Programm von T.Jaitner).

Tabelle 7: Beispiel für eine 8x10 Korrelationsmatrix der Merkmale eines Schrittes mit zehn orthogonalen Referenzfunktionen

	10 orthogonale Referenzfunktionen									
8 Merkmale	0.828	-0.138	0.452	0.051	0.053	-0.045	-0.087	-0.005	0.006	0.016
	0.478	0.779	-0.158	-0.349	0.160	0.074	0.024	-0.007	0.021	-0.057
	0.955	-0.154	0.119	-0.088	0.388	0.045	-0.005	-0.056	0.015	0.017
	-0.854	0.362	-0.167	-0.059	-0.100	0.238	0.073	-0.040	-0.002	-0.061
	-0.639	-0.142	-0.405	0.448	-0.230	0.298	0.304	0.142	0.107	-0.081
	-0.939	-0.168	-0.228	0.109	-0.303	-0.002	0.004	0.016	0.029	-0.004
	0.167	-0.588	-0.032	-0.101	0.378	0.129	0.338	-0.209	-0.113	-0.119
	-0.363	0.175	0.241	0.039	0.050	-0.046	0.119	-0.151	0.145	0.163

4.3.5. Vergleich der Korrelationsmatrizen

Die Korrelationsmatrizen stellen eine Abbildung der Merkmals-Zeit-Verläufe der untersuchten Bewegungen dar. Wenn man also die Matrizen vergleicht, erhält man ein Maß für die Ähnlichkeit der Bewegungen.

Die Definition des Maßes kann entweder für Korrelationsmatrizen einzelner Merkmals-Zeit-Verläufe (z.B. nur des EMGs des rechten M. gluteus medius) oder für Korrelationsmatrizen von Gruppen von Merkmalszeitverläufen (z.B. alle sechs Kinematik-Verläufe) erfolgen.

Bei Korrelationsmatrizen einzelner Merkmals-Zeit-Verläufe handelt es sich um Vektoren, mit der Anzahl von Komponenten, die der Anzahl der verwendeten Referenzfunktionen entspricht. Ein Maß für die Ähnlichkeit zweier Vektoren ist nach Schöllhorn, 1996a (S.105) ihr normiertes Skalarprodukt (Gleichung 2). Gleichung 2 definiert das Ähnlichkeitsmaß für den Vergleich von Korrelationsvektoren einzelner Merkmals-Zeit-Verläufe (Schöllhorn, 1996a, S.105).

$$s_{kl} = \frac{\sum_m c_{klm} c_{k'lm}}{\sqrt{\sum_m c_{klm}^2 \sum_m c_{k'lm}^2}}$$

Dabei entspricht s dem Ähnlichkeitsmaß des Merkmals l in den Situationen k und k'. m ist die Nummer der orthogonalen Referenzfunktion und c der durch die Indices (k, k', l, m) definierte Korrelationskoeffizient in den Matrizen.

Für den Vergleich ganzer Merkmalsgruppen wird das Ähnlichkeitsmaß s in Gleichung 3 (Schöllhorn, 1996a, S.105) folgendermaßen angepasst:

$$s_{pk} = \frac{tr C'_k C_{k'}}{\sqrt{tr C'_k C_k tr C'_{k'} C_{k'}}$$

Im Gegensatz zu Gleichung 2 stellt c hier nicht mehr die Koeffizienten, sondern, als C , die komplette Matrix der Koeffizienten, beziehungsweise als C' ihre transponierte Matrix (Zeilen und Spalten sind vertauscht) dar. Die Operation „tr“ bildet die Spur (englisch „trace“) der Matrix und entspricht der Summe ihrer Diagonalelemente. Erwähnt sei hier, dass diese Operation aus der Matrizenrechnung (Eigenwertprobleme) bekannt ist (vgl. Hartung, 1995, S.53ff).

Die Ähnlichkeitsmaße aus Gleichung 2 und Gleichung 3 bewegen sich im Bereich zwischen -1 und $+1$. Wenn zwei Vektoren senkrecht aufeinander stehen, ergibt ihr Skalarprodukt Null. Zeigen sie in entgegengesetzte Richtungen, taucht ein negatives Vorzeichen auf.

Durch ein angepaßtes Computerprogramm von T. Jaitner wurden auf diese Weise Ähnlichkeitsmaße zwischen verschiedenen Gruppen berechnet:

1. Für jede Gruppe (Versuchs- und Kontrollgruppe) einzeln.
2. Für beide Gruppen zusammen

Um den Einfluss der verschiedenen Merkmale zu untersuchen, wurden die Ähnlichkeitsmaße für Korrelationsmatrizen von verschiedenen Merkmalskombinationen berechnet:

- Alle acht Merkmale
- Alle sechs kinematischen Merkmale
- Nur die drei kinematischen Merkmale des sakralen Ultraschall-Triplets
- Nur die drei kinematischen Merkmale des thorakalen Ultraschall-Triplets
- Nur die beiden elektromyographischen Merkmale

Und weiterhin

- Die drei kinematischen Merkmale des sakralen Triplets plus die beiden elektromyographischen Merkmale der Mm. Glutei medii

Berechnet man z.B. die Ähnlichkeitsmaße von Korrelationsmatrizen aller Merkmals-Zeit-Verläufe von neun Schritten einer Person (Schritt 1 bis Schritt 10), erhält man eine 10×10 – Matrix (vgl. Tabelle 4).

In der Diagonalen steht immer eine „1“, da hier die einzelnen Schritte mit sich selbst verglichen werden (z.B. Schritt 1 mit Schritt 1). Das Ähnlichkeitsmaß für den Vergleich unterschiedlicher Versuche ist mehr oder weniger weit von eins entfernt (z.B. Schritt 1 mit Schritt 5 verglichen, ergibt 0.523). Aufgrund der Symmetrie an der Diagonalen reicht eine halbe Tabelle zum Vergleich aus.

Tabelle 8: Ähnlichkeit zwischen zehn Schritten eines Probanden der Kontrollgruppe, berechnet anhand des Ähnlichkeitsmaßes für Matrizen (Gleichung 3), bei Verwendung aller 8 Merkmale. Erläuterungen im Text.

	Schritt 1	Schritt 2	Schritt 3	Schritt 4	Schritt 5	Schritt 6	Schritt 7	Schritt 8	Schritt 9	Schritt 10
Schritt 1	1	0.859	0.731	0.675	0.523	0.822	0.767	0.388	0.618	0.729
Schritt 2	0.859	1	0.644	0.609	0.586	0.767	0.659	0.398	0.621	0.744
Schritt 3	0.731	0.644	1	0.874	0.766	0.679	0.563	0.675	0.597	0.719
Schritt 4	0.675	0.609	0.874	1	0.754	0.645	0.607	0.716	0.656	0.82
Schritt 5	0.523	0.586	0.766	0.754	1	0.671	0.363	0.587	0.705	0.669
Schritt 6	0.822	0.767	0.679	0.645	0.671	1	0.649	0.391	0.582	0.608
Schritt 7	0.767	0.659	0.563	0.607	0.363	0.649	1	0.396	0.442	0.74
Schritt 8	0.388	0.398	0.675	0.716	0.587	0.391	0.396	1	0.442	0.599
Schritt 9	0.618	0.621	0.597	0.656	0.705	0.582	0.442	0.442	1	0.762
Schritt 10	0.729	0.744	0.719	0.82	0.669	0.608	0.74	0.599	0.762	1

4.3.6. Clusteranalyse

Um die ermittelten Ähnlichkeitsmaße zu ordnen, bietet sich nach Schöllhorn, 1993 (S. 47) die Clusteranalyse an.

„Die Clusteranalyse ist – ähnlich wie die Faktorenanalyse - ein heuristisches Verfahren zur systematischen Klassifikation der Objekte einer gegebenen Objektmenge“ (Bortz, 1999, S. 547). „Sie gehört also zu den Q-Techniken der multivariaten Statistik“ (Hartung, 1995, S. 443). Synonym wird die Clusteranalyse als multivariate Klassifikationsanalyse, in der Psychologie als Taxonomie, in der Biologie als numerische Taxonomie oder in der Mathematik als automatische Klassifikation bezeichnet (vgl. Deimer, 1987, S. 16f). Die Vielfalt von Clusteranalysemethoden ist unter anderem von Hartung, 1995 beschrieben.

Zur Klassifikation der berechneten Ähnlichkeitsmaße und damit zur Bildung von Gruppen von Bewegungsausführungen wird im Folgenden eine hierarchische Clusteranalyse verwendet, die im Statistikprogramm SPSS für Windows (Version 10.0.7) enthalten ist. Dabei wird mit der größtmöglichen Anzahl an Gruppen

begonnen, was hier der Anzahl aller Bewegungen entspricht. Als nächstes wird die zu definierende Distanz (Unähnlichkeit) zwischen den Gruppen berechnet und die beiden mit der geringsten Distanz zusammengefasst. Damit ist die Anzahl der Objekte um eins reduziert. Das Verfahren wird nun so lange wiederholt, bis zuletzt alle Objekte in einem Cluster zusammengefasst sind. Zur graphischen Darstellung der Analyse wurde das Dendrogramm benutzt (siehe Anhang I)

Das verwendete Softwarepaket SPSS für Windows (Version 10.0.7) stellt verschiedene Clusteranalysemethode zur Verfügung. Hier fiel die Entscheidung auf das Verfahren „Average Linkage (Between Groups)“, da sich diese Methode in anderen Arbeiten (vgl. Römer, 1998, Stiller, 1998) bewährt hat. Des Weiteren bildeten sich bei ihr, im Vergleich zu den anderen in SPSS enthaltenen Methoden („Linkage innerhalb der Gruppen“, „nächstgelegener Nachbar“, „entferntester Nachbar“, „Zentroid-Clustering“, „Median-Clustering“, „Ward-Methode“), die Cluster am deutlichsten heraus. Das Gleiche gilt für das verwendete Maß der „quadrierten euklidischen Distanz“.

Die Beschreibung und Interpretation der vorliegenden Untersuchung erfolgt auf Grundlage der Dendrogramme und der Zuordnungsübersichten, aus denen die zusammengeführten Cluster pro Schritt entnehmbar sind. Das Vorgehen wird im Kapitel Ergebnis detailliert dargestellt.

4.3.7. Assessment Rate (AR)

Ein Maß zur Bewertung der erstellten Dendrogramme ist die „Assessment Rate (AR)“ nach Schöllhorn et al., 2002:

$$AR = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n m_i / p_i \cdot 100[\%]$$

(n = Anzahl der Probanden, m_i = Anzahl der Schritte im größten Cluster eines Probanden i, p_i = Anzahl der Schritte insgesamt des Probanden i)

Die AR wird kleiner, wenn Ähnlichkeiten zwischen den Probanden (interindividuell) größer sind, als intraindividuell (vgl. Schöllhorn et al., 2002).

Mit der AR hat man neben der Beschreibung und Interpretation der Dendrogramme eine weitere Möglichkeit der Auswertung, die nicht rein qualitativen Charakter hat, sondern auch eine Quantifizierung zulässt.

4.3.8. Zusammenfassung

Nach den Vorbereitungen, sowie dem Normieren, Ausschneiden, Gleichrichten, und Filtern ist der Ablauf des Bewegungsstrukturvergleichs in Abbildung 16 zusammengestellt.

Dabei entspricht der jeweilige Versuch (v_1 bis v_m) einem Schritt und M1 bis M $_n$ den gemessenen Merkmalen (Kinematik, bzw. Elektromyographie). Ref1 bis Ref4 bezeichnet hier beispielhaft vier verwendete Referenzfunktionen, wobei die in der vorliegenden Arbeit verwendete Anzahl zehn beträgt.

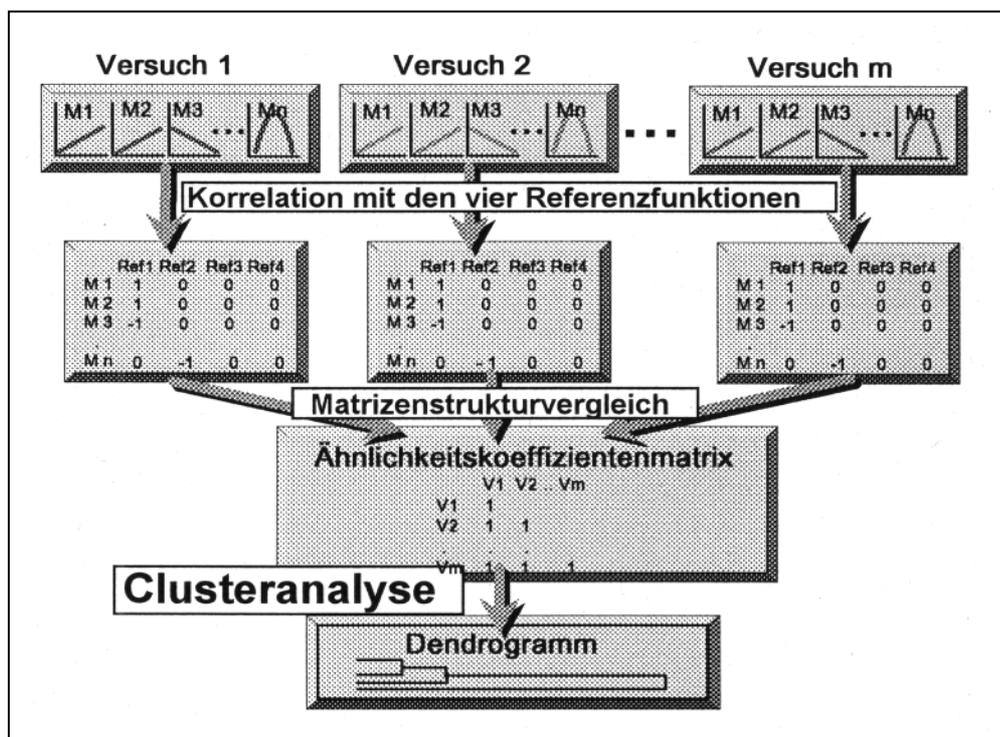


Abbildung 16: Ablauf des Bewegungsstrukturvergleichs (Simon, 1997, S.98)

5. Ergebnisse

Die Analyse gliedert sich in verschiedene Bereiche. Die beiden Gruppen werden zuerst für sich analysiert, um die Variabilität und Ähnlichkeit innerhalb der Gruppen besser beurteilen zu können, denn eine geringere Anzahl an Probanden führt zu kleineren und damit übersichtlicheren Dendrogrammen. Die Darstellung der Ergebnisse ist folgendermaßen aufgebaut:

- Kontrollgruppe
- Versuchsgruppe
- Kontroll- und komplette Versuchsgruppe zusammen
- Kontrollgruppe und homogenerer Teil der Versuchsgruppe

Weiterhin werden die Auswirkungen der für die Analyse verwendeten Merkmale betrachtet. Dazu wurden für die Berechnung der Ähnlichkeitsmatrizen folgende Kombinationen verwendet:

- Alle acht Merkmale
- Alle Sechs kinematischen Merkmale
- Nur die drei kinematischen Merkmale des sakralen Ultraschall-Triplets
- Nur die drei kinematischen Merkmale des thorakalen Ultraschall-Triplets
- Nur die beiden elektromyographischen Merkmale

Und weiterhin

- Die drei kinematischen Merkmale des sakralen Triplets plus die beiden elektromyographischen Merkmale der Mm. Glutei medii. (Diese werden im Folgenden als „Beckenmerkmale“ bezeichnet, da es sich bei den elektromyographischen Merkmalen um Muskelpotentiale handelt, die direkt Einfluss auf die sakrale Kinematik haben können).

Im Anschluss an die Analyse der Kontrollgruppe schließt sich die Analyse der Versuchsgruppe an.

Zunächst soll jedoch auf die Fluktuation der thorakalen kinematischen Merkmale eingegangen werden.

5.1. Kinematische Merkmale des thorakalen Ultraschall-Triplets

Die starken Fluktuationen im Bereich der Kinematik des thorakalen Ultraschalltriplets werfen die Frage nach der Wertigkeit dieser Merkmale auf.

Betrachtet man sich das Dendrogramm der Analyse der thorakalen Merkmale aller Probanden (Abb. Z4) fällt eine sehr inhomogene Verteilung auf. Verschiedene

Probanden befinden sich immer noch in eigenen Clustern, jedoch nie in nur einem einzigen. Diese Cluster beinhalten maximal sieben Schritte eines Probanden (GB300355). Einzelne Schritte sind oft weit von anderen entfernt.

Vergleicht man das Dendrogramm der Analyse aller 8 Merkmale zur Übersichtlichkeit diesmal nur der Kontrollgruppe (siehe Abb. K1, sowie Beschreibung im nächsten Kapitel) mit dem Dendrogramm nur der fünf Beckenmerkmale (siehe Abb. K6, sowie Beschreibung im nächsten Kapitel) stimmen große Teile überein. Z.B. die Zusammengruppierung von Schritten des Probanden IS230640 mit denen von MS291244 sind selbst im Detail fast identisch in beiden Dendrogrammen zu finden. Gleiches gilt für das große Cluster von Proband DM310542 und RL220147. MS291244 und KH040344 sind in beiden Abbildungen inhomogen verteilt, teilweise jedoch zusammengruppiert. UB160143, AA060745 und RA050941 werden in beiden eng zusammengruppiert. Auch die Struktur von AT090229 ähnelt sich in beiden Dendrogrammen.

Zu einem ähnlichen Ergebnis kommt man bei Vergleich der Versuchsgruppe (Abb. V1, für Analyse aller 8 Merkmale, Abb. V6 für die Analyse der 5 Beckenmerkmale, siehe auch Beschreibung im Kapitel 5.3.).

Da der Einfluss der Daten des thorakalen Ultraschalltripletts nicht ausschlaggebend zu sein scheint, wird auf die Besprechung dieser Daten (abgesehen von den gerade genannten Dendrogrammen) im Weiteren verzichtet.

5.2. Kontrollgruppe

Die im Folgenden besprochenen Dendrogramme befinden sich im Anhang I (Abb. K1 bis K6).

5.2.1. Kinematik und EMG (alle 8 Merkmale)

(Abb. K1) Proband AA060745 befindet sich mit einem großen Cluster von UB160143 und RA050941 zusammen in einer Gruppe, die eine Hälfte eines großen Clusters bildet.

Die andere Hälfte ist etwas inhomogener und besteht aus einem Subcluster mit allen Schritten von IS230644, zu denen sich vier Schritte von MS291244 gruppieren. In einem nächsten Schritt folgen sechs Schritte von Proband RK180854.

An dieses Cluster gliedert sich ein größeres hinzu, welches die restlichen sieben Schritte von MS291244 in einem eigenen Cluster enthält. Mehrere Schritte von KH040344 sind über das große Cluster verteilt. Das größte Subcluster von KH040344

enthält fünf Schritte. Proband DM310542 und RL220147 finden sich in relativ homogenen Clustern ebenfalls hier.

Mit großer Distanz entsteht ein Extracuster mit einer homogenen Verteilung von Proband DK040230, sowie inhomogener für Proband AT090229, sowie den restlichen Schritten von RK180854, zusammen mit zwei Schritten von KH040344.

5.2.2. Kinematik (thorakale und sakrale Merkmale)

Das Dendrogramm (Abb. K2) wirkt im Vergleich zum Dendrogramm der Analyse aller Merkmale etwas inhomogener. Dafür verantwortlich sind ebenso wie zuvor die Probanden KH040344 und RK180854.

AA060745, RA050941 und UB160143 sind weiterhin in einem gemeinsamen Cluster, diesmal aber weit von allen anderen Schritten entfernt.

Auf ähnlich weiter Distanz befinden sich zwei weitere Cluster.

Eines enthält die Schritte von Proband DK040230, sowie AT090229 zwischen die sich fünf Schritte von RK180854 mischen.

Im letzten großen Cluster finden sich sieben Schritte von MS291244 in einem kleinen Cluster. IS230644 ist auf zwei kleine Cluster je fünf bzw. sechs Schritte aufgespalten, wobei in einem noch drei Schritte von MS291244 kommen.

KH040344 ist auf mehrere kleine z.T. einzelne Schritte verteilt. Relativ homogen verteilt finden sich RL220147 und DM310542.

5.2.3. Kinematik (sakrale Merkmale)

In der zugehörigen Abbildung K3 unterscheidet sich das Gesamtbild etwas von den vorher beschriebenen Charakteristika.

IS230644 befindet sich zusammen mit RL220147 in einem relativ homogenen Cluster, zu dem auch drei Schritte von MS291244 und in einer geringen Distanz fünf Schritte von RL220147 mit zweien von KH040344 gehören.

Separiert von diesem großen Cluster findet man ein weiteres, das nahezu alle Schritte von UB160143 homogen verteilt enthält. Dazu kommt ein homogenes Cluster von DM310542, außerdem ein gemeinsames Cluster mit drei Schritten von AA060745 und fünf Schritten von RA050941. Ein weiteres Extracuster enthält relativ homogen die Schritte von DK040230.

Ein drittes großes Cluster ist durch maximale Distanz von den restlichen Schritten getrennt. Es beinhaltet die übrigen Schritte von RA050941 und AA060745 in einem gemeinsamen Cluster, sowie ein kleines inhomogenes Cluster von KH040344 und ein

gemeinsames Cluster von fünf Schritten von AT090229 und vier Schritten von RK180854.

5.2.4. Elektromyographische Merkmale

Hier (Abb. K5) finden sich wie in den zuvor beschriebenen Dendrogrammen auch Gruppierungen der Schritte einzelner Probanden. Die Struktur ist jedoch etwas anderes.

Man findet ein eigenes Cluster von MS291244. In den kinematischen Analysen war dieser Proband eher inhomogen verteilt.

Eng dazugruppiert wurde ein Cluster von RL220147, zu dem sich zwei kleine Cluster von AA060745 gesellen.

Ebenfalls dicht daran findet sich ein homogenes Cluster von DM310542 und RA050941, gefolgt von einem inhomogenen Teilstück in dem kleinere Gruppierungen von UB160143, RL220147 und KH040344 auffallen.

Ein zweites großes Hauptcluster beinhaltet ein relativ homogenes IS230644-Cluster und DK040230-Cluster, sowie einzelne Schritte der Probanden RA050941, UB160143, AT090229, KH040344 und RK180854.

RK180854 findet man auch im dritten von den anderen Schritten separierten Hauptcluster in einem homogenen Subcluster, zusammen mit je einem kleinen homogenen Cluster von AT090229 und DK040230.

5.2.5. Fünf Beckenmerkmale

In Abb. K6 findet sich auf den ersten Blick eine homogene Verteilung der einzelnen Probanden. Insbesondere DK040230, IS230644, RL220147 und DM310542 sind fast komplett in eigenen Gruppierungen. Auch UB160143 und AT090229 sind in eigenen Clustern, jedoch nicht so sauber, wie die vorher genannten. RK180854 liegt in einem eigenen kleinen Cluster, wobei jedoch vier Schritte im AT090229-Cluster zu finden sind. In diesem Cluster sind auch zwei Schritte von MS291244 und KH040344.

MS291244 ist ebenso wie KH040344 auf ein weiteres kleines Cluster (sechs bzw. fünf Schritte) verteilt.

Die Probanden RA050941 und AA060745 sind auf zwei zusammengruppierte Cluster verteilt, die nahe an UB160143 und den kleinen Clustern von KH040344 und MS291244 liegen.

5.2.6. Zusammenfassung

Sowohl im Bereich der Analyse nur der Kinematik als auch nur der EMGs finden sich plausible Strukturen im Sinne von homogenen Clustern der Schritte einzelner

Probanden, die sich z.T. jedoch darin unterscheiden, welche Probanden homogene Cluster aufweisen und welche Probanden in große Cluster zusammengefasst werden.

Die Kombination von Kinematik und EMG der Beckenregion (Abb. K6) ergibt ebenfalls plausible homogene Subcluster.

Hinsichtlich der gemessenen Parameter (Laufbandgeschwindigkeit, Probandengrößen, -gewicht, -alter, - geschlecht) ist folgendes festzuhalten:

Die beiden Probanden mit der höchsten Laufbandgeschwindigkeit (KH040344 mit 4,1 km/h, MS291244 mit 4,5 km/h), werden bei Analyse der 5 Beckenmerkmale sehr inhomogen verteilt (Abb K6). Bezüglich der Laufbandgeschwindigkeit ist für den langsamsten Probanden aus der Kontrollgruppe (AT090229 mit 1,9 km/h) zu erwähnen, dass er nicht das homogenste Cluster bildet (Abb. K6), was im Umkehrschluss hätte angenommen werden können. Im Weiteren findet sich eine gemeinsame Eingruppierung auf Grund ähnlicher Laufbandgeschwindigkeiten nicht.

Der Einfluss der Probandengröße spielt für die Klassifikation keine Rolle. Z.B. sind die Probanden RA050941 (h = 180 cm) und AA060745 (h = 160 cm) zusammen in einem Cluster eingeteilt (Abb. K6).

Gleiches gilt für das Körpergewicht. Proband UB160143 (m = 65 kg) und DK040230 (m = 66 kg) haben ähnliches Gewicht, sind jedoch in unterschiedlichen Clustern. Dagegen sind Proband AT090229 (m = 82 kg) und DK040230 (m = 66 kg) mit unterschiedlichen Gewichten gemeinsam in ein separates Cluster eingeteilt (Abb. K6).

Zum Einfluss des Alters ist zu sagen, dass die beiden ältesten Teilnehmer (AT090229 und DK040230, beide 71 Jahre alt) in einem gemeinsamen Cluster liegen. Ansonsten ist kein Zusammenhang feststellbar. Der hier nachgewiesene Alterseinfluss verschwindet bei der Analyse von Versuchs- und Kontrollgruppe (siehe nächstes Kapitel) und bei Analyse nur der kinematischen Beckenmerkmale der Kontrollgruppe.

Für den Einfluss des Geschlechts findet sich kein Zusammenhang. Proband AT090229 (♂) und DK040230 (♀) sind gemeinsam gruppiert, ebenso wie RA050941 (♂) und AA060745 (♀).

5.3. Versuchsgruppe

Die im Folgenden besprochenen Dendrogramme befinden sich im Anhang I (Abb. VH1 bis VH6 für den homogenen Teil Versuchsgruppe mit strenger gewählten Einschlusskriterien, bzw. Abb. V1 bis V6 für die komplette Versuchsgruppe).

5.3.1. Kinematik und EMG (8 Merkmale) – Komplette Versuchsgruppe

In der betreffenden Abbildung (V1) findet man eine homogene Verteilung insbesondere der Probanden UH130745, AF050334, IH280948, CL010942, LD280337, WH030830, GB300355, GG060334, SU020747.

In einem Extracuster finden sich Schritte von SU020747. Ein weiteres separiertes Cluster enthält Subcluster von GG060334, ER140935 und GB300355 eng zusammen.

Eng zusammen findet man auch UH130745, HS180731 und AG180357, sowie in einem anderen Cluster AF050334, IH280948 und dazu AK140436.

PH080741 und EW180230 sind teilweise auch eng zusammen.

5.3.2. Kinematik (sakrale Merkmale) – Komplette Versuchsgruppe

In dieser Abbildung (V3) fallen zwei Schritte von RD131246 in ein separates Cluster.

Ein größeres separates Cluster enthält in zwei getrennten Subclustern alle Schritte von SU020747 und neun Schritte von GG060334.

Das nächste Cluster trennt sich in zwei sehr große Teile. In einen Teil befinden sich homogen die Schritte von UH130745, sowie durchmischt die Schritte von AG180357 und RD131246 jedoch in kleinen Cluster probandenspezifisch gruppiert.

Dazu gesellt sich noch ein homogenes Cluster von HS180731 und ein inhomogenes mit sechs Schritten von LW271044 und zwei Schritten von PH080741, bzw. dreien von HB290430.

Das nächste Cluster ist sehr groß und kann nochmals in mehrere große Cluster eingeteilt werden.

Man findet einen gemischten Teil mit sieben Schritten von GB300355 und vier Schritten von ER140935.

IO181232 und LD280337 sind in einem gemeinsamen Cluster eng zusammengruppiert.

In einem weiteren Cluster gilt das selbe für CL010942 und HB290430.

In einem nächsten Schritt kommen sechs Schritte von HH100131 und fünf von ER140935, sowie vier von GB300355 dazu

In nächsten größeren Cluster findet man homogen alle Schritte von WH030830 in einem eigenen Untercluster. Eigene Untercluster findet man ebenso für AK140436, IH280948, JB050243, neun Schritte von EW180230 und acht Schritte von AF050334 und PH080741.

5.3.3. Kinematik (sakrale Merkmale) – Homogene Versuchsgruppe

Wählt man die Einschlusskriterien der Versuchsgruppe enger, findet sich für die verwendeten Probanden eine sehr ähnliche Verteilung wie mit den anderen Versuchsgruppenteilnehmern (Abb. VH3).

Das größere Cluster mit relativ homogener Verteilung von UH130745, HB290430 mit AG180357 und HS180731 bleibt so bis in Detail erhalten.

Auch das Cluster mit neun Schritten von PH080741, sowie fünf, bzw. drei Schritten von LW271044 findet sich auch wieder.

Die Gruppierung von AF050334, JB050243 und HH100131 als ähnlich tritt genauso auch wieder auf.

Auch taucht ein gemeinsames Cluster von GB300355 und ER140935 wieder auf.

Die Schritte von LD280337 waren beim Vergleich mit allen Probanden hauptsächlich zu den anderen Probanden gruppiert. Hier kommt es zu einem gemeinsamen Cluster mit sechs Schritten von LW271044 und zweien von PH080741.

5.3.4. Elektromyographische Merkmale – Komplette Versuchsgruppe

Betrachtet man das Dendrogramm aller teilnehmenden Probanden der Versuchsgruppe (Abb. V5) fällt auf, dass nur fünf Cluster auffindbar sind. Innerhalb der einzelnen Cluster ist die Distanz minimal.

SU020747 befindet sich in einem eigenen Cluster von allen anderen getrennt.

Ein eigenes Cluster findet sich auch für GB300355, zu dem sich ein weiteres Cluster mit sechs Schritten von LW271044 und vier Schritten von HB290430 gesellt.

Ein größeres Cluster enthält relativ inhomogen die Schritte von CL010942, AG180357, RD131246 und HH100131. Eine Unterteilung in Subcluster ist wegen der geringen Distanz nicht erkennbar.

Das letzte Cluster ist sehr groß. Eine Subclusterung ist auch hier nicht erkennbar. Es enthält relativ homogen Schritte der Probanden HS180731, IO181232, PH080741, IH280948, WH030830, ER140935 und GG060060334. Inhomogen verteilt sind die Schritte von UH130745, JB050243, LD280337, AF050334, EW180230, AK140436 und HH100131.

5.3.5. Elektromyographische Merkmale – Homogene Versuchsgruppe

Abb. VH5. Analysiert man nur den homogenen Anteil der Versuchsgruppe ergibt sich eine etwas andere Gruppierung als bei Einbeziehung der kompletten Population. Auf Grund des Fehlens der Schritte von SU020747, die sich stark von den anderen

Schritten unterscheiden, kommt es zu einer besseren Auflösung bei den anderen Probanden.

Man findet ein separates Cluster, das sich in zwei Subcluster einteilen lässt. Die Schritte von HS180731 findet man in einem Teil homogen, wozu sich in einem kleinen Cluster noch sechs Schritte von GB300355 hinzufügen. Der zweite Teil des Clusters enthält relativ inhomogen acht Schritte von AG180357 vermischt mit Schritten von RD131246, sowie ein kleines Cluster mit fünf Schritten von HH100131.

In einem nächsten Schritt kommen sechs Schritte von LW271044 dazu.. Darauf folgend fünf Schritte von GB300355.

Die Schritte der restlichen Probanden sind in einem sehr großen Cluster ähnlich dem der Analyse aller Versuchsgruppenprobanden, mit geringen Distanzen innerhalb der Gruppierung.

Es finden sich kleine relativ homogene Gruppierungen mit Schritten von PH080741 und RD131246, zu denen einzelne Schritte von JB050243, UH130745, LD280337, AG180357 und LW271044 kommen.

Ein kleines Cluster mit sechs Schritten von HH100131 taucht noch auf.

Inhomogen finden sich in einem großen Cluster mit minimalen Distanzen Schritte von LD280337, AF050334, UH130745, ER140935 und JB050243, wobei ER140935 in zwei je vier Schritte umfassenden Cluster auftaucht.

5.3.6. Fünf Beckenmerkmale – Komplette Versuchsgruppe

In der zugehörigen Abbildung (Abb. V6) findet man die Schritte der einzelnen Probanden homogen verteilt.

Proband SU020747 ist wieder in einem eigenen separaten Cluster.

Mit einer geringeren Distanz findet sich ein weiteres separates Cluster mit Schritten des Probanden HS180731 (eigenes Cluster mit zehn Schritten) dazu gruppieren sich vier Schritte von RD131246. Der zweite Teil des Cluster enthält sechs Schritte von LW271044, sowie HB290430 mit zwei PH080741-Schritten.

Die restlichen Probanden findet man in einem großen Cluster.

Ein Subcluster davon enthält alles Schritte von GB300355, dazu gruppiert sich ein kleines Cluster mit sechs Schritten von ER140935, durchmischt mit zwei Schritten von GG060334 und einem von EW180230. Die übrigen Schritte von GG060334 finden sich in einem dazugruppierten eigenen Cluster.

Mit nächst höherer Distanz findet man ein größeres Cluster bestehend aus einem Untercluster das die restlichen Schritte von ER140935 enthält, zu denen sich sechs Schritte von HH100131 gesellen. Davon mit geringer Distanz getrennt findet sich ein

eigenes Subcluster für alle Schritte von Proband CL010942. Weitere Subcluster finden sich für alle elf Schritte von LD280337, sowie für zehn Schritte von IO181232.

Zu beschreiben sind jetzt noch zwei große Cluster.

Das größere von beiden enthält einige homogene Cluster einzelner Probanden. Dazu gehören homogene Subcluster von AF050334, JB050243, AK140436 und WH030830, die jeweils alle Schritte des betreffenden Probanden enthalten. Ausserdem ein Cluster mit elf Schritten von IH280948, zusammen mit fünf Schritten von HB290430.

Weiterhin finden sich Untercluster mit neun Schritten von EW180230, sowie eines mit ebenfalls neun Schritten diesmal von Proband PH080741, durchmischt mit vier Schritten von LW271044.

Das letzte größere Cluster enthält homogen die Schritte von Proband UH130745, sowie inhomogener sieben Schritte von Proband RD131246, zusammen mit vier Schritten von AG180357. Außerdem tritt ein kleines Cluster mit fünf Schritten von HH100131 auf.

Die restlichen Schritte von AG180357 sind in einem kleinen Extracuster untergebracht.

5.3.7. Fünf Beckenmerkmale – Homogene Versuchsgruppe

In der zugehörigen Abbildung (VH6) findet man zwei Hauptcluster.

Im kleineren von beiden findet man in einem Untercluster homogen die Schritte von GB300355, zu denen sich sechs Schritte von ER140935 gesellen. Im zweiten Teil dieses Hauptclusters finden sich homogen die Schritte von LD280337 sowie in einem gemeinsamen Subcluster die restlichen Schritte von ER140935 mit sechs Schritten von HH100131.

Das größere der beiden Hauptcluster kann in mehrere Gruppierungen eingeteilt werden. Man findet homogen die Schritte von UH130745 und HS180731.

HS180731 befindet sich in einem größeren Untercluster mit einem gemischten Cluster von AG180357 und RD131246, sowie sechs Schritten von LW271044 und zweien von PH080741.

In einem anderen Untercluster des großen Hauptclusters finden sich ebenfalls gemischt die restlichen Schritte von AG180357 und RD131246, eng daran das homogene UH130745 -Cluster.

JB050243 und AF050334 sind in einem gemeinsamen Cluster, z.T. vermischt untergebracht.

Dazu gruppiert sich mit größerer Distanz ein Cluster mit den übrigen Schritten von PH080741 und LW271044.

5.3.8. Zusammenfassung

Ebenso wie bei der Analyse der Kontrollgruppe treten hier nachvollziehbare Klassifizierungen sowohl bei der ausschließlicher Betrachtung kinematischer, als auch neuromuskulärer Parameter auf. Für die gemeinsame multivariate Analyse trifft dies ebenfalls zu.

In eigenen Clustern sind bei der Analyse nur der Kinematik mehr oder weniger die Probanden UH130745, HS180731, CL010942, WH030830, AK140436, EW180230, IH280948, JB050243, GG060334, SU020747, sowie LD280337 und IO181232 zusammen in einem Cluster, ebenso wie AG180357 und RD131246. Eher inhomogen sind LW271044, HB290430, ER140935, HH100131 und AF050334 verteilt. Sieben Schritte von PH080741 sind mit einzelnen LW271044-Schritten in einem Cluster. An der Verteilung ändert sich bei Wahl einer homogenen Versuchsgruppe nicht sehr viel. Lediglich die Ähnlichkeit zwischen PH080741 und LW271044 kommt besser zur Geltung.

Die Untersuchung der elektromyographischen Parameter ergibt sehr reine Clusterung nur für GB300355 und SU020747. Mäßige Homogenität findet sich für CL010942, HS180731, IO181232, PH080741, IH280948, WH030830 und GG060334. Der Anteil eher verstreuter Schritte ist größer und findet sich für den Rest der Probanden. Die Analyse wird übersichtlicher bei engeren Wahl der Einschlusskriterien. Zu den oben genannten relativ homogenen Versuchspersonen kommen HH100131 und RD131246 hinzu. GB300355 ist dafür jetzt stärker verteilt.

Betrachtet man die fünf Beckenmerkmale, so fällt einem die gute homogene Verteilung der einzelnen Probanden in eigenen Subcluster auf. Teilweise auszuklammern sind die Probanden HB290430, HH100131, ER140935 und LW271044, die in mehrere, meist zwei kleine Cluster aufgespalten sind. Bei den Probanden AG180357 und RD131246 gibt es immer eine enge Durchmischung miteinander, auch bei Analyse von Kinematik und EMGs, wobei sich keine Erklärung aus den Patientendaten und Fragebogenscores ergibt (vgl. Anhang III).

Fasst man die Einschlusskriterien enger, um eine homogenere Versuchsgruppe zu generieren, treten sehr ähnliche Verteilungen auf. Ein Vorteil ist dabei, dass Probanden, die sich stark von den anderen unterscheiden hier z.T. nicht mehr dabei sind, z.B. SU020747. Dadurch ist es möglich vorher sehr ähnlich klassifizierte Schritte etwas genauer zu unterscheiden.

Die Parameter (Laufbandgeschwindigkeit, Probandengrößen, -gewicht, -alter, -geschlecht, Fragebogenscore) geben weitere Informationen.

Der Proband mit der höchsten Laufbandgeschwindigkeit (JB050243 und RD131246 mit 2,5 km/h) sind relativ inhomogen verteilt, jedoch nicht so inhomogen, wie die schnellen Probanden in der Kontrollgruppe. Weiterhin gibt es inhomogen verteilte Probanden mit niedriger Laufbandgeschwindigkeit (z.B. LW271044 mit 1,9 km/h). Die maximalen Laufbandgeschwindigkeiten ($v_{\max} = 2,5$ km/h) sind jedoch deutlich langsamer als in der Kontrollgruppe ($v_{\max} = 4,5$ km/h). Der Proband mit der geringsten Laufbandgeschwindigkeit (GB300355 mit 0,9 km/h) ist homogen in einem Cluster mit ca. der Hälfte der Schritte von Proband ER140935 ($v = 1,8$ km/h). Dazu ist jedoch zu sagen, dass Probanden GB300355 auf Grund dysplastischer Hüftgelenke 17 Jahre mit einer Beinlängendifferenz von 5 cm gelaufen ist, was ihn von den anderen Probanden selektiert.

Die Körpergröße hat auch bei Analyse der Versuchsgruppe keinen Einfluss auf die Klassifizierung. Der größte Versuchsgruppenteilnehmer JB050243 ($h = 182$ cm) und der kleinste AF050334 ($h = 156$ cm) sind in einem gemeinsamen Cluster.

Da der schwerste Proband UH130745 ($m = 94$ kg) mit leichten Probanden wie AG180357 und RD131246 ($m = 72$ kg) eng zusammengruppiert wurde, ist auf einen Einfluss des Gewichts nicht zu schließen.

Die enge Zusammengruppierung von AG180357 (♀) und RD131246 (♂) spricht auch gegen einen Einfluss des Geschlechts.

Zum Parameter Alter ist zu sagen, dass sich drei der vier jüngsten Probanden UH130745 (55 Jahre), AG180357 (43 Jahre) und RD131246 (54 Jahre) in einem gemeinsamen Cluster befinden. GB300355 (46 Jahre) befindet sich jedoch in einem anderen Cluster, wobei der oben erwähnte Krankheitsverlauf von GB300355 hier einen Einfluss haben kann, der andere Größen überlagert. Eine Gruppierung der jüngsten Teilnehmer fand sich in der Analyse der Kontrollgruppe nicht. Die beiden ältesten Probanden der Versuchsgruppe HS180731 (69 Jahre) und HH100131 (71 Jahre) sind jedoch nicht, wie dies in der Kontrollgruppenanalyse der Fall war zusammengruppiert.

Der Einfluss der Scores wird am WOMAC beschrieben. Proband GB300355 mit dem größten WOMAC (1480) ist teilweise mit Proband ER140935 (kleinster WOMAC = 40) zusammengruppiert. Die Probanden mit zweit- und dritthöchstem Score (AF050334 (530) und AG180357(580)) weisen ebenfalls keinen herausragenden Zusammenhang miteinander bzw. mit GB300355 auf, ebensowenig wie die Probanden mit den kleinsten Scores (ER140935 (40) und PH080741 (WOMAC = 70)). Betrachtet

man den Harris Hip Score finden sich auch dort keine Einflußnahmen auf die Klassifizierung.

5.4. Gemeinsame Analyse aller Probanden

Die im Folgenden besprochenen Dendrogramme berücksichtigen sowohl die Kontroll- als auch die Versuchsgruppenprobanden und befinden sich im Anhang I (Abb. ZH1 bis ZH6 für den homogenen Teil Versuchsgruppe mit strenger gewählten Einschlusskriterien, bzw. Abb. Z1 bis V6 für die komplette Versuchsgruppe).

5.4.1. Kinematik (sakrale Merkmale) – Komplette Versuchsgruppe

In diesem Dendrogramm (Abb. Z3) fällt SU020747 nicht in ein eigenes Cluster, sondern mit GG060334 zusammen, jeder der beiden Proband für sich jedoch in einem eigenen Subcluster.

Separiert von allen anderen Probanden findet sich ein Cluster mit einem Untercluster von HS180731, dazu vier Schritte von RD131246 und in einem davon getrennten kleinen Cluster drei Schritte von AT090229 und je zwei von KH040344, HS180731, MS291244 und RK180854.

Die übrigen Probanden verteilen sich auf mehrere große Cluster.

Eines davon enthält verschiedene kleine Cluster. Dazu zählen sieben Schritte von GB300355 mit sechs Schritten von ER140935 und zweien von GG060334. Fünf Schritte von MS291244 kommen noch hinzu.

Ein anderes großes Cluster kann man in zwei Teile trennen, wobei im kleineren sechs Schritte von IO181232, sowie fünf von LD280337 liegen. Dazu kommen noch je zwei von AT090229 und DK040230. Im anderen Teil sind zehn Schritte von CL010942, fünf von ER140935, drei von LD280337 und zwei von HH100130.

Das nächste große Cluster beherbergt neun Schritte von UB160143 und von diesen getrennt alle Schritte von DM310542 und IH280948 miteinander vermischt. Außerdem findet man vier Schritte von HB290430 und einzelne von KH040344, LW271044 und RK180854. Im nächsten Schritt gruppiert sich ein Cluster mit sieben Schritten von PH080741 und inhomogen verteilten sechs Schritten von RA050941 dazu. Außerdem sind einzelne Schritte von AA060745, LW271044, UB160143 und KH040344 dabei.

Das folgende große Cluster ist inhomogen. Es enthält die Schritte von EW180230, RL220147, AK140436 und IS230644. Hinzu kommt ein weiteres Cluster mit den

homogen gruppierten Schritten von WH030830, sowie fünf Schritte des Probanden RK180854, vier von GB300355, drei Schritte von MS291244 und zwei von IS230644. In der Beschreibung fehlt jetzt noch ein sehr großes Cluster, das weiter unterteilt werden muß und ein kleineres Cluster mit acht Schritten von AA060745, vier Schritten von RA050941 und KH040344, sowie zweien von LW271044 und einem von PH080741 und UB160143.

Die Schritte von JB050243 und AF050334 bilden ein gemeinsames Subcluster innerhalb des großen Cluster, wobei jeder Proband in einen relativ homogenen Teil gruppiert wurde. Weiterhin homogen verteilt findet man UH130745. Ein durchmischtes Cluster der beiden Probanden AG180357 und RD131246 ist auch vorhanden. Zu erwähnen sind noch ein kleines Untercluster mit sechs Schritten von LW271044 und je zwei Schritten von PH080741 und HB290430, sowie ein weiteres kleines Cluster von fünf Schritten von HH100130, zusammen mit vier von AT090229 und zwei von RK180854.

5.4.2. Kinematik (sakerale Merkmale) – Homogene Versuchsgruppe

Auf den ersten Blick fällt auf, dass es mehrere große Cluster gibt, die vorwiegende Versuchsgruppen- bzw. Kontrollgruppenprobanden enthalten, es jedoch keine strikte Trennung nach Versuchs- oder Kontrollgruppe gibt (Abb. ZH 3).

Das größte Cluster mit Versuchsgruppenprobanden enthält die Schritte von UH130745, sowie der Probanden AG180357 und RD131246 miteinander durchmischt, ähnlich wie bei den Probanden JB050243 und AF050334, wozu sich jedoch noch ein kleines Cluster mit fünf Schritten von HH100130 gesellt.

Die allermeisten Schritte der Kontrollgruppe finden sich in einem sehr großen Cluster, das man nochmals grob in drei große Subcluster einteilen kann.

Im ersten Subcluster finden sich alle Schritte von RL220147 mit zehn Schritten von IS230644, dazu sechs Schritte von RK180854 und einzelne von KH040344 und MS291244.

Im zweiten großen Subcluster findet man neben den Schritten von DM310542 und UB160143, sowie einzelnen Schritten von RA050941, AA060745 und RK180854 auch sieben Schritte der Versuchsgruppenproband PH080741, sowie drei von LW271044.

Im dritten Subcluster zehn Schritte von AA060745, sechs Schritte von RA050941 und einzelne Schritte von UB160143, KH040344 sowie einzelne von wieder PH080741 und LW271044.

Übrig sind letztlich noch zwei große Cluster, die weniger selektiv die Probanden der einzelnen Gruppen enthalten.

Im ersten sind die Schritte der Versuchsgruppenprobanden WH030830, GB300355 und ER140935 in einem gemeinsamen Subcluster, zu dem sich in einem weiteren Untercluster die restlichen Schritte von ER140935 und Schritte von HH100130, sowie neun Schritte der Kontrollgruppenprobanden DM310542, fünf von MS291244 und zwei von IS230644 gruppieren.

Das letzte zu beschreibende Cluster ist von den anderen Schritten mit maximaler Distanz entfernt. Es enthält in der einen Hälfte neun Schritte des Versuchsgruppenprobanden HS180731 und vier von RD131246. Die andere Hälfte enthält inhomogen sieben Schritte der Kontrollgruppenprobanden AT090229, vier von RK180854, zwei von KH040344 und MS291244, sowie zwei weitere Schritte des Versuchsgruppenprobanden HS180731

5.4.3. Elektromyographische Merkmale – Komplette Versuchsgruppe

Mit sehr großer Distanz sind hier (Abb. Z5) alle Schritte von SU020747 in einem eigenen Cluster.

Weiterhin fällt auf, dass sich nur noch drei andere Cluster finden lassen, wobei dort die Distanzen innerhalb der Cluster minimal sind. Auf Grund dieser geringen Distanzen ist eine Strukturierung kaum noch möglich.

Neben dem Cluster für SU020747 gibt es eines für GB300355, zu dem sich ein weiteres anfügt. Dort sind sechs Schritte von DK040230, je fünf Schritte von LW271044 und AT090229 und drei Schritte von HB290430, sowie noch zwei von RK180854 enthalten.

Das nächste Cluster ist sehr groß und weist nachvollziehbare Strukturen im Sinne mehr oder weniger kleiner homogener Cluster für die Probanden RA050941, IS230644 und CL010942 auf. Einzelne inhomogen verteilte Schritte kommen nahezu bei allen anderen Probanden vor. Subcluster sind nicht vorhanden.

Das letzte Cluster besteht ebenfalls aus Schritten, die alle mit minimaler Distanz untereinander verbunden sind. Kleinere homogene Strukturen findet man für DM310542, MS291244, RL220147, UB160143, HS180731, AK140436, IH280948, HB290430, WH030830, EW180230, PH080741 und GG060324.

5.4.4. Elektromyographische Merkmale – Homogene Versuchsgruppe

Dieses Dendrogramm (Abb. ZH5) stellt sich abgesehen von ein paar Ausnahmen sehr inhomogen dar.

Ausnahmen sind die Probanden GB300355, IS230644 und DM310542, die sich in relativ homogenen Clustern finden. Ein gemeinsames durchmischtes Cluster der

Probanden JB050243, AG180357, RD131246 und PH080741 ist ebenfalls zu finden, wobei ein kleines homogenes Cluster (sieben Schritte) von PH080741 besteht.

Weitere kleine Cluster lassen sich für die Probanden HH100130, MS291244, HS180731, RA050941, DK040230 und AT090229 finden.

Von den anderen Schritten separiert sind dabei GB300355, einzelne Schritte von RK180854, sowie kleine Cluster von DK040230, AT090229 und LW271044.

Ansonsten tauchen immer wieder kleinere Gruppierungen (drei oder vier Schritte) einzelner Probanden auf, ohne jedoch eine Struktur erkennen zu lassen.

Ein Verteilung nach Versuchs- und Kontrollgruppe fällt nicht auf.

5.4.5. Fünf Beckenmerkmale – Komplette Versuchsgruppe

Siehe Abbildung Z6.

Es finden sich individuell eigene Cluster für die meisten Probanden. Eine einheitliche Gruppierung in Kontrollgruppe und Versuchsgruppe lässt sich nicht erkennen.

SU020747 befindet sich wieder in einem separaten Cluster.

Für KH040344 findet sich kein eigenes Cluster. Die Schritte weisen eine große Variabilität auf.

Homogene Cluster ähneln denen bei der Analyse der einzelnen Gruppen. Es sind folgende: GB300355, GG060324, JB050243, UH130745, AG180357 (diesmal nicht stark mit RD131246 vermischt), IS230644, EW180230, RL220147 mit AK140436 zusammen, WH030830, DM310542, IH280948, IO181232, LD280337, CL010942, DK040230, HS180731 und SU020747.

Kleiner Cluster findet man für die Probanden LW271044 (sechs Schritte mit HS180731 verknüpft, wozu sich auch vier Schritte von RD131246 gruppieren), AT090229, PH080741, RA050941 und AA060745 (jetzt weniger miteinander verknüpft), UB160143, RD131246, ER140935 und MS291244. HH100130 ist in zwei Subcluster verteilt, die zusammen mit fünf weiteren Schritten von ER und den beiden großen Clustern von LD280337 und IO181232 in einem übergeordneten Cluster liegen.

5.4.6. Fünf Beckenmerkmale – Homogene Versuchsgruppe

Es bilden sich verschiedene Cluster, die teilweise nur aus Probanden der Versuchs- bzw. Kontrollgruppe bestehen. Eine vollständige Zusammengruppierung der Versuchsgruppenprobanden im Sinne eines typischen, bei allen ähnlich auftretenden Musters findet sich jedoch nicht.

Die Anpassung scheint vielmehr bei manchen Probanden zwar ähnlich zu sein (z.B. AG180357 und RD131246), bei anderen jedoch wieder völlig anders, so dass von einer individuellen Anpassung ausgegangen werden könnte.

Ein großes Cluster enthält aus der Versuchsgruppe Subcluster von HS180731, LW271044 und RD131246, sowie aus der Kontrollgruppe Schritte der Probanden AT090229, RK180854, KH040344 und AA060745.

Ein weiteres großes Cluster enthält neben den Schritten von DK040230 (Kontrollgruppe), Cluster der Versuchsgruppenprobanden LD280337, HH100130 und ER140935.

Ausschließlich Kontrollgruppenprobanden findet man in einem weiteren großen Cluster. Daran sind beteiligt RK180854, RL220147, MS291244 und IS230644.

Mit größerer Distanz zu diesem Cluster kommt ein weiteres hinzu, das Untergruppierungen für die Versuchsgruppenteilnehmer GB300355 und ER140935, sowie aus der Kontrollgruppe MS291244 enthält.

Ein weiteres großes Cluster enthält die Kontrollgruppenprobanden RA050941, UB160143 und DM310542, sowie drei Schritte von AA060745 und KH040344. Dazu kommen sieben Schritte von PH080741 und zwei von LW271044.

Die restlichen Probanden (bis auf zwei Schritte von UB160143 und AT090229, sowie einen von AT090229 ausschließlich Versuchsgruppenprobanden) findet man in einem großen Cluster. Eine Hälfte davon enthält homogen verteilt die Schritte von JB050243 und AF050334. Im anderen Teil liegen in einem eigenen Cluster die Schritte von UH130745 und von diesen getrennt die Schritte von AG180357 und RD131246 miteinander durchmischt.

5.4.7. Zusammenfassung

Die Analyse der 5 Beckenmerkmale der homogenen Gruppe bildet ein relativ homogenes Kontrollgruppencluster mit den Probanden AA060745, RA050941, UB160143 und DM310542. Bei alleiniger Analyse der Kontrollgruppe, war DM310542 in einem anderen Cluster, eng an RL220147 gebunden. RL220147 befindet sich jetzt mit IS230644 in einem kleinen Kontrollgruppencluster. Der Versuchsgruppenproband PH080741 (WOMAC = 70) und 5 Schritte von LW271044 (WOMAC = 190) sind auch in diesem Cluster.

Interessant ist, dass bei der Analyse nur der sakralen Merkmale ohne die EMGs, das Kontrollgruppencluster größer wird, denn die Kontrollgruppenprobanden IS230644, RL220147 und RK180854, die bei Analyse der 5 Beckenmerkmale in einem gemeinsamen Subcluster im zweiten Versuchsgruppencluster waren, sind jetzt noch

hier eingruppiert worden. PH080741 bleibt ebenfalls hier. Der Einfluss der beiden EMGs führt also zu einer Ausgruppierung von Kontrollgruppenprobanden aus dem Kontrollgruppencluster, obwohl bei Analyse nur der EMGs (Abb. ZH5) RL220147 und IS230644 nahe an RA050941 und AA060745 gruppiert wurde, wie dies auch in der Analyse nur der 3 sakralen Merkmale geschah. Ansonsten sind die Unterschiede zwischen dem Dendrogramm der Analyse der Beckenmerkmale und der Analyse nur der 3 sakralen kinematischen Merkmale gering ausgeprägt.

Ein Einfluss der Laufbandgeschwindigkeit auf die Bildung dieses Cluster ist möglich (alle um 1,9 km/h liegend), jedoch finden sich Probanden mit ähnlich Laufbandgeschwindigkeit auch in anderen Clustern.

Weiter findet sich ein großes Versuchsgruppencluster mit Schritten von UH130745, RD131246, AG180357, AF050334 und JB050243, wobei sich hier von den Charakteristika der Probanden keine Einheitlichkeit finden lässt (junge und alte Probanden, Größe und Gewicht uneinheitlich, Laufbandgeschwindigkeit unregelmäßig, WOMAC zwischen 170 und 580).

Ein weiteres Cluster ist separat und enthält die Personen AT090229, RK180854, LW271044, HS180731 und RD131246. Als Gemeinsamkeiten dieser Probanden fällt, abgesehen von einem Schritt von AA060745, auf, dass alle männlich sind. Andererseits findet man männliche Probanden auch in anderen Clustern ohne dass dieser Parameter zu weiteren Strukturen führt. Die restlichen Parameter (Geschwindigkeit, Gruppenzugehörigkeit, Gewicht, Größe, WOMAC (160-260)) scheinen keinen Einfluss zu haben.

Weitet man die Analyse auf den inhomogenen Teil aus, finden sich keine zusätzlichen erklärbaren Strukturen. Die Probanden werden grob auf die verschiedene, so erhaltene gebliebenen Cluster der Analyse der homogenen Gruppe verteilt, wobei ein Einfluss des WOMAC nicht hervorsticht. IH280948 (WOMAC = 100) und 5 Schritt HB290430 (WOMAC = 430) im Kontrollgruppencluster mit PH080741 (WOMAC = 70). WH030830 (WOMAC = 260), AK140436 (WOMAC = 140) und EW180230 (WOMAC = 100) im Cluster der Kontrollgruppenprobanden RL220147 und IS230644. Das bei Analyse der homogenen Proband auftretende Versuchsgruppencluster bleibt nahezu unverändert. In das Cluster von GB300355 gruppiert sich noch GG060324 hinzu (WOMAC beidseits = 0).

6. Diskussion und Ausblick

Gangveränderungen bei Patienten mit Coxarthrose oder nach stattgefundener Hüfttotalendoprothesen-Operation sind von verschiedenen Autoren beschrieben (vgl. Andriacchi und Hurwitz, 1997, Otsuki et al., 1999, Horstmann et al., 1995, Schröter et al., 1999, Knüsel, 2000a, Lafuente et al., 2000, Lee et al., 1999, Berman et al., 1987, Murray et al., 1971, Loizeau et al., 1995). Nach Tschauner, 1997 und Ahlgrimm, 1999 sind für diese Veränderungen des Gangmusters unterschiedliche Krankheitsprozesse verantwortlich, die neben mechanischen Aspekten der Lastübertragung des Knorpels und Knochens und der begleitenden Entzündung des Synoviums mit einhergehender Periarthropathia coxae auch einen Zusammenhang mit dem Schmerz haben, der sowohl arthroseassoziiert, aber auch als eigenständiger Pathomechanismus auftritt.

Die Möglichkeiten der modernen Ganganalyse, eine Vielzahl an Parametern mit einer hohen Auflösung synchron zu messen, sowie die große Variabilität der Daten, die auf klassisch-statistischer Weise nur unzufrieden behandelbar ist, macht den Einsatz multivariater datenreduzierender Analysemethoden sinnvoll (Chau, 2001a). In klassischen Analysen werden häufig Mittelwerte (z.B. der Schrittlänge) der Probanden oder einer Untersuchungsgruppe verglichen. Die Variabilität der Daten schlägt sich dann als Wert der Varianz bzw. Standardabweichung nieder. Doch gerade in diesem einen Wert stecken weitere individuelle Informationen, die durch moderne Analysemethoden aufgedeckt werden und damit Aufschluß über weitere Komponenten eines selbstorganisierten Systems geben können (Schöllhorn, 1999).

Ziel der vorliegenden Arbeit war daher eine solche Analyse kinematischer und elektromyographischer Merkmale mit der Fragestellung, ob Unterschiede innerhalb und zwischen den Gruppen der gesunden Probanden und denen nach Hüft-Totalendoprothesen-Operation bestehen. Die verwendete Methode basiert auf der Transformation von Merkmals-Zeit-Verläufen auf Matrizen mittels Korrelation mit orthogonalen Referenzfunktionen (vgl. Kapitel 4). Sie hat die Besonderheit, keine Mittelung über mehrere Gangzyklen vorzunehmen, so dass ein Vergleich der einzelnen Bewegungsausführungen (sogar von Schritt zu Schritt) sowohl intraindividuell als auch interindividuell möglich ist.

Es wurde untersucht, ob mit der verwendeten verlauforientierten multivariaten Analysemethode individuelle Gangmuster erkannt werden können, und welchen Einfluss auf die Personengruppierung die mit Ultraschalltechnik gemessenen

kinematischen (dreidimensionale Becken- und Thoraxbewegung) und myoelektrische (Oberflächen-EMGs der Mm. Glutei medii beidseits) Parameter haben.

Aus diesem Grund wurden vier Hypothesen aufgestellt (vgl. Kapitel 3), die im Folgenden diskutiert werden sollen.

Hypothese H1 geht davon aus, dass sich mit Hilfe der verwendeten verlaufsorientierten multivariaten Analyseverfahren sich individuelle Gangmuster der Probanden erkennen lassen. Solche individuellen Gangmuster konnten in der vorliegenden Arbeit sowohl durch Analyse der kinematischen, als auch der elektromyographischen Daten nachvollzogen werden, so dass die Hypothese H1 angenommen wurde. Eine individuelle Verteilung der Gangmuster entspricht dabei einer engen Bindung aller verwendeten Schritte eines Probanden möglichst in einem Cluster.

Es bestehen jedoch deutliche Unterschiede in der Effektivität der Analyse in Abhängigkeit von den einbezogenen Merkmalen. Sehr gute Ergebnisse lieferte die multivariate Analyse der fünf Beckenmerkmale (entspricht den dreidimensionalen Beckenbewegungen plus den beiden Oberflächen-EMGs der Mm. Glutei medii), aller acht gemessenen Merkmale und der drei sakralen kinematischen Merkmale alleine.

Bei der Analyse der fünf Beckenmerkmale der Kontrollgruppe wurden neun von zwölf Probanden relativ homogen in eigene Cluster eingeteilt, wobei jedoch bei vielen Probanden einzelne Schritte auch in anderen Gruppierungen auftauchten. Zur Quantifizierung der Verteilung wird die Assessment-Rate (AR) nach Schöllhorn et al., 2002 herangezogen. Sie stellt den prozentualen Anteil der Schritte im größten Cluster im Verhältnis zu allen Schritten eines Probanden dar (vgl. Kapitel 4.3.7.). Für Fünf Probanden konnte eine Assessment-Rate von mehr als 90% errechnet werden. Weitere vier haben ARs zwischen 73% und 64%. Zwei Probanden sind eher inhomogen verteilt ($AR_{MS291244} = 55\%$, $AR_{KH040344} = 46\%$).

Bezieht man nur die beiden elektromyographischen Merkmale in die multivariate Analyse ein, findet man relativ homogene Cluster für sechs von zwölf Probanden mit einer AR zwischen 64% und 91%. Insgesamt sind hier die Cluster weniger „rein“, also mehr Schritte der Probanden auch in anderen Clustern zu finden.

Wenn man sich die Dendrogramme detaillierter betrachtet, fallen mehrere Probanden auf, die im Folgenden kurz besprochen werden sollen.

Proband MS291244, der bei alleiniger Analyse der EMGs relativ homogen eingegliedert wurde (AR=82%), hat bei Analyse der Beckenkinematik eine AR von 54%, was deutlich inhomogener ist (Abb. K5). Daraus ist zu schließen, dass selbst bei ähnlichen EMG-Aktivierungsmustern der Mm. Gluteii medii die Beckenbewegungen unterschiedlich ausgeprägt sein können (s.u.). Dabei ist jedoch zu bedenken, dass in der vorliegenden Studie die EMGs von nur zwei Muskeln im Beckenbereich gemessen wurden. Ähnliche Tendenzen sind bei den Probanden DK040230 und IS230644 feststellbar, die in einem gemeinsamen Cluster liegen, wenn nur die EMGs in der Analyse berücksichtigt werden (Abb. K5), jedoch weit entfernt bei Analyse der sakralen Kinematik (Abb. K3). Für aussagekräftigere Schlußfolgerungen müssten in zukünftigen Studien natürlich mehr an der Beckenbewegung beteiligte Muskeln in die Analyse einbezogen werden. Weiterhin fallen die Probanden DM310542, RA050941 und AA060745 auf. Sie sind sowohl bei Analyse nur der Kinematik (Abb. K2), als auch nur der EMGs (Abb. K5) eng aneinander gebunden, was auf einen ähnlichen Laufstil schließen lässt. Anhand der Probandendaten sind aber keine Gemeinsamkeiten feststellbar. Welche Faktoren aus der Probandenanamnese zu ähnlichen Laufstilen führen, muss in folgenden Studien separat geklärt werden. Auch eine rein zufällige Zusammengruppierung ist denkbar.

Ähnliche Strukturen wie in der Kontrollgruppe finden sich auch bei der Analyse der Versuchsgruppe. Betrachtet man die fünf Beckenmerkmale, so fällt einem die gute homogene Verteilung der einzelnen Probanden in eigenen Subcluster auf. 13 von 21 Patienten weisen eine AR > 90% auf. Die niedrigste AR beträgt 55% und wird von vier Patienten erreicht (HB290430, HH100131, ER140935, LW271044), die in mehrere, meist zwei kleine Cluster aufgespalten sind.

Der Anteil verstreuter Schritte ist bei Analyse nur der EMGs deutlich größer. Es finden sich nur noch zwei Probanden mit einer AR > 90% (GB300355, SU020747).

Die Analyse wird übersichtlicher, aber nicht homogener, bei engeren Wahl der Einschlusskriterien (Neun Patienten mit Voroperationen oder Einschränkungen auf der kontralateralen Seite wurde nicht mehr in die Analyse aufgenommen). Die ARs der Patienten verändern sich durch die andere Auswahl der Subpopulation nicht.

Kurz soll noch auf die Probanden AG180357 und RD131246 eingegangen werden. Diese stellen sich in allen Analysen der Versuchsgruppe in einer engen Durchmischung miteinander dar, wobei sich keine Erklärung aus den Patientendaten und Fragebogenscores ergibt (vgl. Anhang III). Ähnlich wie bei der Analyse der

Kontrollgruppe handelt es sich hier um im Sinne der Analysemethode ähnlich laufende Probanden, wobei die Einflussfaktoren unklar bleiben.

Die Analyse nur der elektromyographischen Parameter der gesamten Versuchsgruppe ergibt sehr reine Clusterungen ($AR > 90\%$) nur für zwei von 21 Patienten (GB300355, SU020747). Allenfalls mäßige Homogenität findet sich für sieben weitere Probanden, wobei eine minimale AR von 64 % gewählt wurde.

Die deutlich geringere Homogenität bei der Analyse nur der EMGs kann man z.T. auf den höheren Informationsgehalt von Analysen kombinierter Merkmale im Vergleich zu Analysen von nur zwei neuromuskulären Merkmalszeitverläufen zurückführen. Zum anderen ist jedoch festzuhalten, dass ähnliche Verläufe der EMGs und daraus resultierende Dendrogramme nicht zwangsläufig auch zu ähnlichen Verläufen der Kinematik führen.

Dies entspricht der anerkannten Meinung, dass Zusammenhänge zwischen Kinematik, EMG und auch der Kinetik nur eingeschränkt erlaubt sind. Kleissen et al., 1998 stellt die Situation mathematisch so dar, dass hier ein Gleichungssystem mit mehr Unbekannten als Gleichungen besteht, was rein formal zu unendlich vielen Lösungsmöglichkeiten führt. Ein ähnliche Einschätzung bezüglich der Ableitung der Kinematik aus den messbaren Gelenkmomenten beim menschlichen Gang findet sich bei Winter, 1984. Welche konkreten Schlüsse speziell aus gemessenen EMGs auf die Bewegungen gezogen werden können, wurde in verschiedenen Arbeiten untersucht. Z.B. besteht ein Zusammenhang zwischen EMG-Amplitude und Muskelspannung bei isometrischen Bewegungen. Ob dieser jedoch linear oder nicht-linear ist, hängt von der Höhe der Muskelspannung ab (vgl. Winter, 1987). Ein linearer Zusammenhang wurde für eingelenkige isometrische Bewegungen (Bigland et al., 1954, Bouisset, 1973, Lippold, 1952, Komi et al., 1977, Viitasalo et al., 1975, 1980, zitiert nach Schöllhorn, 1998), eingelenkige Bewegungen mit konstanter Geschwindigkeit (Bouisset, 1983, Gottlieb et al., 1992 zitiert nach Schöllhorn, 1998) und geführte Bewegungen (vgl. Schöllhorn, 1998) gefunden. Schöllhorn, 1998 stellt noch ein weiteres Problem bei der Interpretation nur der EMGs dar. Es handelt sich hier um die Betrachtung der vom ZNS generierten Muskelaktivierung. Dabei werden die für das Zustandekommen der Bewegung mit verantwortlichen Kräfte, nämlich Trägheits- und Schwerkraft, vernachlässigt.

Bezüglich der Variabilität fällt vor allem Proband KH040344 auf, dessen inhomogenere Verteilung einer größeren Variabilität der Verlaufsmuster entspricht. Hierbei handelt es sich um einen Kontrollgruppenprobanden mit der höchsten

individuellen Laufbandgeschwindigkeit, der am stärksten inhomogen verteilt wurde. Entgegen anderen Untersuchungen, die bei zunehmender Laufbandgeschwindigkeit, ein stabileres Bewegungsmuster fanden, scheint es hier instabiler zu werden (vgl. Van Emmerik und Wagenaar, 1996). Crosbie und Vachalathiti, 1997 untersuchten die Synchronizität von Becken- und Hüftbewegungen während des Gangs. Ähnlich wie Van Emmerik und Wagenaar, 1996 folgte aus einer höheren Gehgeschwindigkeit eine geringere Variabilität in der Phasenverschiebung zwischen Becken- und Hüftdynamik. Einen Einfluss von Alter und Geschlecht fanden sie nicht.

Bei Überlegungen zum Einfluss einer höheren Laufbandgeschwindigkeit ist zu unterscheiden, ob diese freiwillig vom einem Probanden höher als bei anderen Probanden gewählt wurde, oder ob es sich um eine von außen vorgegebene, also erzwungene schnellere Geschwindigkeit handelt. In der vorliegenden Arbeit war es den Probanden belassen, ihre eigene angenehme Gehgeschwindigkeit zu wählen, was auch in anderen Studien angewendet wurde (vgl. Giakas, 1997). Die größere Variabilität der Verteilung der schnell laufenden Probanden KH040344 und MS291244 der Kontrollgruppe im Vergleich zu langsamer laufenden Probanden sowohl der Kontroll- als auch der Versuchsgruppe, lässt darauf schließen, dass die freiwillige Wahl schnell zu gehen, mit einer hohen Flexibilität der Bewegungsausführung (im Sinne von vielen Freiheitsgraden) einhergeht. Die hohe Geschwindigkeit zwingt dabei nicht zur Verringerung der Freiheitsgrade. Wie sich dies bei erzwungener höherer Geschwindigkeit verhält, ist damit jedoch nicht geklärt. Die oben genannten Studien lassen jedoch auf eine Verringerung der Variabilität schließen.

Winter, 1983 untersuchte die Abhängigkeit kinetischer, kinematischer und elektromyographischer Muster von verschiedenen vorgegebenen Laufbandgeschwindigkeiten, bzw. Kadenzen. Die gemessenen Gelenkwinkelmuster der unteren Extremität, die Sprunggelenkmomente, das „timing“ der gemessenen EMGs und der berechneten Energien waren konstant. Jedoch zeigten sich die Knie- und Hüftgelenkmomente insgesamt als sehr variabel, wobei diese Variabilität bei zunehmender Kadenz abnahm. Hof et al., 2002 untersuchten die Geschwindigkeitsabhängigkeit von gemittelten EMG-Profilen und konnten diese Abhängigkeit durch mathematische Funktionen modellieren. LaFiandra et al., 2003, fanden mit zunehmender Gehgeschwindigkeit einen linearen Anstieg der Schrittfrequenz (Kadenz), Schrittlänge und Beckenrotation in der Transversalebene.

Zu den Anforderungen an das neuromuskuläre System beim schnelleres Gehen schreibt Prentice, 1998:

„Walking at faster rates places additional requirements upon the locomotor control system to ensure safe foot placement, maintain postural equilibrium and compensate for muscle fatigue while increasing the propulsion needed over successive strides. Not only will these demands vary with different walking speeds, they will also vary from stride to stride within any one speed.“ (Prentice, 1998, S.479)

Die Hypothese H2 wird ebenfalls angenommen (H2: „Ungemittelte Elektromyogramme weisen individuelle Personenmuster auf und tragen positiv zu einer individuellen Gruppierung bei.“)

Die Variabilität der Daten bei alleiniger Analyse der myoelektrischen Merkmale ist jedoch weitaus größer, wie dies auch schon von anderen Autoren dargestellt wurde (vgl. Winter, 1987, Kopf et al., 1998, Chau, 2001a). Dies fällt z.B bei Betrachtung der Dendrogramme der gemeinsamen Analyse von Kontrollgruppe und homogener Versuchsgruppe auf: In relativ homogenen Clustern finden sich GB300355, IS230644 und DM310542; ansonsten tauchen immer wieder kleinere Gruppierungen (drei oder vier Schritte) einzelner Probanden auf, ohne jedoch eine eindeutige Struktur erkennen zu lassen. Eine Verteilung nach Versuchs- und Kontrollgruppe scheint nicht erkennbar.

Zur Beschreibung der Variabilität von EMG-Mustern beim menschlichen Gang wurden verschiedene Untersuchungen durchgeführt (vgl. Winter 1983, 1984, 1987, 1991). Dabei wurden für die distalen und eingelenkigen Muskeln geringere Variabilitäten gefunden, als für die zweigelenkigen oder proximalen Muskeln (vgl. auch Schöllhorn, 1998).

Einsichtig wird die im Vergleich zur Kinematik größere Variabilität durch den Aspekt, dass über 20 Muskeln der unteren Extremität direkt an der Gehbewegung beteiligt sind. Dabei ist der stabilisierende Einfluss von Wirbelsäulenmuskulatur und der Einfluss der Arme noch nicht berücksichtigt. Eine unterschiedliche Innervation dieser Muskeln kann in gleichen Bewegungsausführungen resultieren (s.o.).

Festzuhalten ist, dass EMG-Verläufe einzelner Zyklen durchaus verwertbare individuelle Informationen enthalten, die zwar stärkeren Fluktuationen unterworfen sind, aber den Vorteil haben, Unterschiede zwischen einzelnen Versuchen („step-to-step-variability“) nicht herauszumitteln (vgl. Arsenault et al., 1986, Schöllhorn, 1996a, S.101). In den meisten Untersuchungen wird eine Mittelwertbildung über mehrere Zyklen vorgenommen, mit dem Ziel, dadurch die charakteristischen Merkmale aus den zufällig auftretenden Strukturen (sog. Rauschen) herauszufiltern. Arsenault, 1986 beschreibt jedoch, dass eine Mittelung in der Regel über nur drei Zyklen ausreichend

ist, dass sogar ein einziger Zyklus genügt, um die charakteristischen Merkmale zu erfassen. Faßt man das Rauschen nun nicht als einen fehlerhaften Prozess auf, sondern als Komponente des Systems, verliert man mit der Herausmittlung sogar Information (vgl. Schöllhorn, 1998).

Des Weiteren sollte in der vorliegenden Arbeit betrachtet werden, ob krankheits- bzw. behandlungsspezifische Veränderungen der Verlaufskarakteristik der gemessenen Merkmale mit Hilfe der verwendeten verlaufsorientierten multivariaten Analyseverfahren aufgefunden werden können.

Die Hypothese H4 (auf Hypothese H3 wird später eingegangen), die davon ausgeht, dass Patienten und Kontrollpersonen gruppenspezifisch einheitliche Unterschiede bezüglich dieser Verläufe aufweisen, die zu einer Trennung der beiden Gruppen führen, wird abgelehnt, denn Kontrollgruppen- und Versuchsgruppenprobanden wurden bei keiner der gewählten Merkmalskombinationen in zwei voneinander getrennte Cluster eingeteilt. Von der verwendeten Methode wurden also keine für alle Versuchsgruppen- oder Kontrollgruppenprobanden einheitlichen Muster gefunden, die dazu geführt hätten, dass die Merkmals-Zeit-Verläufe dieser Probanden als ähnlich im Sinne des Mustervergleichs angesehen worden wären. Ein einheitliches „Hinkmuster“, wie z.B. das Trendelenburg-Hinken, dominierte die Gruppierung also nicht, bzw. wurde messtechnisch durch die verwendete Analyse nicht abgebildet.

Veränderungen des Gangbildes nach Hüft-TEP-Operationen bzw. bei Coxarthrose wurden jedoch von anderen Autoren beschrieben (vgl. Tabelle 5). Häufig wurden bei Patienten nach Hüft-TEP-Operation eine Verringerung der Gehgeschwindigkeiten und eine Reduktion des Bewegungsausmaßes im Hüftgelenk (Range of Motion) gefunden (Murray et al., 1972, Murray et al., 1976, Stauffer et al., 1974, Perrin et al., 1985, Knüsel, 2000a, Perron et al., 2000, Loizeau et al., 1995, Murray et al., 1971). Aber auch Veränderungen der Bewegung im Hüftgelenk und des Beckens wurden beschrieben (Hurwitz et al., 1992b, Bergmann et al., 1995, Davy et al., 1988, Perron et al., 2000, Watanabe et al., 1999, Murray et al., 1971, Long et al., 1993).

Tabelle 9: Zusammenstellung einiger Arbeiten zu Gangveränderungen bei Coxarthrose, bzw. nach Hüft-Totalendoprothesen-Operation.

Autor	Patienten-Population	Resultate
Hurwitz und Andriacchi, 1993; Hurwitz et al., 1992a	Hüft-TEP-Op	Beschreiben ein abnormes Muster der Flexions-Extensions-Bewegung im Hüftgelenk.
Murray et al., 1972; Murray et al., 1976, Stauffer et al., 1974	Hüft-TEP-Op	Fanden langsameren Gehgeschwindigkeit und geringeres Bewegungsausmaß in Knie- und Hüftgelenk.
Perrin et al., 1985	Hüft-TEP-Patienten mit Schafflockerung	Fanden geringere Gehgeschwindigkeit.
Hurwitz et al., 1992b, Bergmann et al., 1995, Davy et al., 1988	Hüft-TEP-Op (zementlos)	Fanden eine Verringerung des dynamischen Bewegungsausmaßes (Range of Motion) der Hüfte, dass mit der Höhe auftretender Torsionskräfte bzw. Mikrobewegungen im Hüftgelenk korrelierte.
Lafuente et al., 2000	Coxarthrose	Erstellten eigene multivariate Bewertungsschemata aus Parametern die über Kraftmessplatten erhoben wurden. Diese zeigten signifikante Veränderungen zwischen gesunden und Arthrosepatienten.
Knüsel, 2000a	Coxarthrose	Beschreibt eine Abnahme von Gehgeschwindigkeit, relativer Doppelschrittlänge, totalen sagittalen Hüft- und Kniebewegung und der maximalen Hüftextension.
Perron et al., 2000	Hüft-TEP-Op (Weibliche Probanden)	Fanden geringere Gehgeschwindigkeit, Schrittlänge, Kadenz und Hüftextension, Störungen in allen drei Ebenen (frontal, sagittal, transversal), sowie Veränderungen in Knie- und Sprunggelenk, die mit einer verringerten Hüftextension korrelierten.
Loizeau et al., 1995	Hüft-TEP-Op	Beschreiben geringere Gehgeschwindigkeit, kürzeren Schrittlängen und längeren Standphasen, geringere Spitzenkraftwerte in der Hüfte der operierten Seite in der Frontalebene, sowie geringere Energien in der Hüfte sowohl in der Frontal-, als auch Sagittalebene. Weiterhin traten Veränderungen an der kontralateralen Hüfte sowie den Kniegelenken auf.
Murray et al., 1971	Hüftschmerzen, z.T. wegen Coxarthrose, z.T. wegen avaskulärer Hüftkopfnekrose	Fanden niedrigere Kadenz, geringere Schrittlänge und Hüftextension auf der betroffenen Seite. Diese Diskrepanz wurde durch größere Bewegungen in der Becken- und Lendenwirbelregion versucht auszugleichen. Die Autoren versuchten, das Trendelenburg-Hinken zu messen und fanden für die seitliche Neigung des Thorax zustimmende Daten. Das Absinken des Beckens auf der Spielbeinseite wurde jedoch nicht bei allen Patienten, aber z.T. bei gesunden Probanden beobachtet.
Watanabe et al., 1999	Coxarthrose (vor und nach varisierender Femurosteotomie)	Die Dauer der Standphase war kürzer und die Kraft der Abduktoren war geringer bei den operierten Patienten als bei den nicht-operierten und den gesunden Teilnehmern. Veränderungen der Beckenbewegung in der Sagittal- und Frontalebene waren geringer und die Veränderungen der willkürlichen Kontraktion der Mm. Gluteus medii und Tensor fascia latae waren größer als in der gesunden Gruppe.
Thurston, 1983	Zusammenhang von Coxarthrose mit Rückenschmerzen	Fanden eine Reduktion des Bewegungsausmaßes der betroffenen Seite, jedoch keine Veränderungen auf der gesunden Seite im Vergleich zur Kontrollgruppe. Bei Patienten mit starker Einschränkung der Bewegung im Hüftgelenk wurde, kompensatorisch, eine größere Bewegung in der Sagittalebene des Beckens beobachtet. Die Patienten hatten jedoch eine geringere Bewegung in der Frontalebene.
Murray et al., 1971	Zusammenhang von Coxarthrose mit Rückenschmerzen	Beschreiben eine geringere Bewegung in der Transversalebene, jedoch eine Bewegungszunahme in der Sagittalebene.
Long et al., 1993	Hüft-TEP-Op (zementlos)	Fanden eine Verbesserung der Situation gemessen durch den Harris Hip Score. Aber auch zwei Jahre postoperativ waren noch Defizite in der Kinematik und Kinetik nachweisbar. Nur knapp die Hälfte der untersuchten Patienten zeigte präoperativ pathologische Muskelaktivitäten. Ein Jahr postoperativ waren alle pathologischen EMG-Muster verschwunden.

Eine mehr klassische Analyse der gleichen Daten wie sie der vorliegenden Arbeit zu Grunde lagen, kam z.T. zu signifikanten Unterschieden zwischen Kontroll- und Probandengruppe (Vogt et al., 2003). Insbesondere wurden signifikant geringere Laufbandgeschwindigkeit in der Patientengruppe gefunden. Eine Analyse des Fragebogenscores WOMAC ergab ebenfalls signifikante Unterschiede zwischen operierter und nicht-operierter Körperseite der Patientengruppe bzw. der Kontrollgruppe. Keine Seitenunterschiede wurden für die Schrittdauer (in % des Gangzyklus) gefunden. Auch das Bewegungsausmaß von Becken- und

Thoraxbewegung (Range of Motion) in der Frontalebene ergab keine inter- und intragruppenspezifischen Unterschiede. Ein berechneter Asymmetrieindex (vgl. Vogt et al., 2003) deckte ebenfalls keine signifikanten Defizite in diesem Bereich auf. In einem Vergleich der Patientengruppe zu einer noch hinzugezogenen deutlich jüngeren Kontrollgruppe wurden jedoch signifikante mediolaterale Abweichungen im Rumpf- und Beckenbereich aufgedeckt. Dabei wurde festgestellt, dass die Patienten zwar in Bezug auf die Oszillation um eine Mittelebene symmetrisch laufen, jedoch diese Mittelebene im Thoraxbereich bei 2/3 der Patienten zur operierten Seite geneigt und bei 1/3 der Patienten zur nicht-operierten geneigt ist. Im Beckenbereich stellt sich dieses Verhältnis so dar, dass 2/3 der Patienten ihr Becken zur nicht-operierten Seite und zu 1/3 zur operierten Seite neigen. Diese uneinheitlichen Veränderungen werden als Ausprägung individueller Bewegungs- bzw. Anpassungsstrategien verstanden, die eventuell auch auf Defizite auf der nicht-operierten Seite im Sinne einer schon vorhandenen Arthrose hinweisen (vgl. Vogt et al., 2003).

Dass in der vorliegenden Arbeit eine krankheitsspezifische Anpassungen nicht eindeutig gefunden werden konnten, kann mehrere Ursachen haben:

Zum einen ist es möglich, dass die verwendete verlaufsorientierte multivariate Methode kein adäquates Mittel darstellt, um krankheitsspezifische Veränderung der Kinematik, bzw. der elektromyographischen Merkmalszeitverläufe aufzudecken. In anderen Studien zur Erfassung von Veränderungen von Bewegungsmustern hat sie sich jedoch als anwendbar erwiesen. Z.B. in der biomechanischen Forschung (vgl. Ballreich und Schöllhorn, 1992, Stiller, 1998, Ballreich et al., 1993, zitiert bei Stiller, 1998, Schöllhorn, 1993, Jaitner, 1995, Simon, 1997, Bauer, 1997, Jaitner et al., 1998, Jaitner et al., 1999b, Koller et al., 1997, Römer, 1998, Bauer und Schöllhorn, 1997, Schöllhorn und Bauer, 1998a, Schöllhorn und Bauer, 1998b, Schöllhorn, 1999). Die in den meisten anderen Untersuchungen verwendeten Merkmale waren Winkel-Zeit-Verläufe größerer Körpergelenke (z.B. Ballreich und Schöllhorn, 1992, Stiller, 1998, Jaitner, 1995, Schöllhorn, 1999), die im Vergleich zu den hier gemessenen Winkeln deutlich größere Ausschläge zu verzeichnen hatten. Weiterhin ging es meist nicht um Alltagsbewegung, sondern um sportartspezifische Technikanalysen, die häufig am körperlichen Leistungslimit stattfanden.

Eine andere Möglichkeit, für die nicht vorhandene einheitliche Aufdeckungen krankheitsspezifischer Muster, ist, dass die charakteristischen Merkmale, bzw. die charakteristische Merkmalskombination nicht gemessen wurde. Auf Grund der Beschreibung des klassischen Trendelenburg-Hinkens wurde von charakteristischen

Bewegungsverläufen der Becken- und Thoraxbewegung ausgegangen, die ihre Ursache vermutlich in einer Abduktoren-Schwäche der Hüftmuskulatur der betroffenen Seite haben (vgl. Peltier, 1998). Veränderungen dieser Parameter wurden von anderen Autoren gefunden (z.B. Watanabe et al., 1999, Thurston, 1983), z.T. traten jedoch Uneinheitlichkeiten zwischen gesunden und hüftkranken Probanden auf (vgl. Murray et al., 1971). Eventuell waren diese Veränderungen in der hier untersuchten Population zu schwach ausgeprägt, so dass andere Parameter sensitiver gewesen wären. Auch die Asymmetrie-Analyse der gleichen Daten durch Vogt et al., 2003 konnte keine signifikanten Unterschiede aufdecken. Es stellt sich die Frage, ob die durchschnittlich circa 10 Tage in der Rehabilitationsklinik therapierten Patienten unter Umständen schon „zu gut“ trainiert waren. Hier wäre die Wahl eines früheren Messzeitpunktes sinnvoll.

Eventuell könnte man in weiterführenden Studien prüfen, ob Kraft-Zeit-Verläufe (Kinetik) besser Ergebnisse liefern, als die verwendeten kinematischen und myoelektrischen Parameter. Auch sollte man neben den Bewegungen von Becken und Thorax den Hüftgelenkwinkel zumindest der betroffenen Seite berücksichtigen, da eine Veränderung dort von vielen Autoren beschrieben wurde (z.B. Murray et al., 1971, Perron et al., 2000, Hurwitz und Andriacchi, 1993, Hurwitz et al., 1992a, Murray et al., 1972; Murray et al., 1976, Stauffer et al., 1974).

Eine grundlegende Frage ist weiterhin, ob die vorgegebenen Testbedingungen für die Patienten zu leicht waren, so dass Defizite nicht auftraten. Im Speziellen stellt sich die Frage nach einer höheren Laufbandgeschwindigkeit. In der vorliegenden Studie konnten die Probanden die für sie angenehme (normale) Gehgeschwindigkeit selbst wählen. Dieses Vorgehen wurde auch in anderen Untersuchungen verwendet (z.B. Perron et al., 2000). Es wäre aber auch möglich, dass die Testbedingungen zu schwer waren und die Patienten angstbedingt zurückhaltender gingen. Eine längere Eingewöhnungszeit wäre dann angebracht. Falls die verwendete Eingewöhnungszeit, die alle Probanden individuell wählen konnten, bis sie sich sicher auf dem Laufband fühlten, jedoch zu kurz war, ist es möglich, dass Anpassungsprozesse in den Bereich der Messung fielen und so zu intraindividuellen Unterschieden geführt haben. In weiterführenden Studien sollte versucht werden, mit erzwungenen höheren und eventuell auch geringeren Laufbandgeschwindigkeiten Defizite aufzudecken. Es stellt sich jedoch die Frage, wie weit die z.T. noch sehr unsicher laufenden Patienten eine solche Maßnahme tolerieren.

Eine weitere grundlegende Frage stellt sich bezüglich der gewählten Populationen. Hier gibt es verschiedene Möglichkeiten, die für die nicht vorgefundene einheitliche Trennung nach Patienten und gesunden Probanden ursächlich sein könnten. Zum einen ist es möglich, dass die ausgewählten Patienten eventuell in ihrem Rehabilitationsprozess schon weit fortgeschritten waren und deshalb nicht hinkten oder dass sehr unsicher laufende Patienten auf Grund des Verletzungsrisikos auf dem Laufband gar nicht für die Untersuchung in Frage kamen. Dadurch ist es möglich, dass die untersuchten Patienten nur unterdurchschnittliche krankheitsspezifische Defizite hatte, jedoch sind durch einen z.T. deutlich pathologischen WOMAC, bzw. auch Harris Hip Score zumindest subjektiv empfundene Defizite bei den Patienten dokumentiert. Da die Totalendoprothesen-Operation durchschnittlich nur circa einen Monat zurück liegt und die Patienten im Alltag noch mit zwei Unterarmgehstützen gehen, ist auch von dieser Seite nicht auf „zu gesunde“ Versuchsgruppenprobanden zu schliessen. Diesem Problem könnte man in folgenden Studien mit einem Längsschnitt-Design begegnen, so dass die Patienten in festgelegten Abständen vor und nach der Operation, bzw. vor, während und nach ihrem Reha-Aufenthalt untersucht werden.

Die andere Fehlermöglichkeit ist, dass die Kontrollgruppen-Probanden auf Grund des vergleichbaren Alters ebenfalls ein verändertes Gangmuster aufweisen. Hier könnte man durch Paralleluntersuchung einer jüngeren Kontrollgruppe einen Aufschluss gewinnen.

Da keine einheitlichen krankheitsspezifischen Muster durch die hier verwendete verlaufsorientierte Analyse erkannt werden konnten, besteht die Möglichkeit, dass es diese bei den gemessenen Parametern nicht gibt. Vielmehr erweckt es den Anschein, dass hier individuelle Anpassungen der Patienten an eine veränderte Situation, im Sinne individueller Lösungsstrategien, vorgenommen wurden.

Eine gewisse Struktur in der Gruppenbildung ist dennoch vorhanden, so dass Hypothese H3, die besagt, dass sich innerhalb der Patientenpopulation verschiedene Gruppen finden lassen, zum Teil zutrifft, wobei eine Charakterisierung der Gruppen schwierig ist.

Betrachtet man sich das Dendrogramm der gemeinsamen Analyse der Kontrollgruppe und der homogenen Patientengruppe finden sich fünf große Cluster, wenn in der Analyse die fünf Beckenmerkmale einbezogen werden (Abb. ZH6). Dabei enthält zumindest eines der Cluster fast ausschließlich Versuchsgruppenprobanden. In einem zweiten finden sich größtenteils Kontrollgruppenprobanden, sowie die Schritte des Patienten PH080741, der einen niedrigen WOMAC-Score aufweist. Die drei weiteren

Cluster beinhalten sowohl Kontrollgruppenprobanden, als auch Versuchsgruppenprobanden, die jedoch hinsichtlich ihrer Charakterisierung keine Einheitlichkeit aufweisen; weder Score-Punktzahl, Alter, Geschlecht oder Körpergröße, noch Gewicht oder individuelle Laufbandgeschwindigkeit zeigen Gemeinsamkeiten.

Da Patient PH080741 einen niedrigen WOMAC (70) aufweist, kann man schließen, dass er als relativ „gesunder“ bzw. gut rehabilitierter Proband in das Cluster der „gesunden“ Kontrollgruppe eingruppiert wurde. Andererseits ist kein Schritt des Patienten ER140935 (WOMAC = 40) in diesem Cluster zu finden, ob er einen noch niedriger Score-Wert von 40 Punkten hat. Sechs der Schritte von Patient ER140935 sind sogar im Cluster eines Patienten mit einem sehr hohen WOMAC ($\text{WOMAC}_{\text{GB300355}} = 1480$) zu finden. Die restlichen fünf Schritte von ER140935 tauchen in einem Cluster mit zwei Versuchsgruppenprobanden mit durchschnittlichem Fragebogenscore auf (LD280337, HH100130), woraus sich kein unmittelbarer Einfluss des WOMAC auf die Clusterbildung ableiten lässt. Festzuhalten ist jedoch, dass der WOMAC als evaluiertes Maß bei Coxarthrose bzw. nach Hüft-TEP-Op gilt (vgl. Stucki, 1996). Es handelt sich bei diesem Score um einen Fragebogen, der die subjektive Einschätzung der Patienten widerspiegelt. Diese Selbsteinschätzung der Probanden schlägt sich in der vorliegenden Studie zumindest nicht in einer Zusammengruppierung nieder. Es gibt also deutliche Diskrepanzen zwischen der subjektiven Einschätzung der Situation der Patienten anhand des WOMAC und den Ergebnissen der verlaufsorientierten Analyse.

Andere Faktoren die einen denkbaren Einfluss auf den Verlauf bzw. die Variabilität der Bewegungsmuster haben könnten, zeigten kaum Auswirkungen. Ein Einfluss von Alter, und Geschlecht, wie ihn z.B. Thurston, 1985 oder Benedetti et al., 1998 darstellten, konnte nur eingeschränkt nachvollzogen werden. Dies stimmt auch mit Untersuchungen von Crosbie et al., 1997a überein, die bezüglich Becken- und Thoraxbewegungen keinen solchen Einfluss nachweisen konnten.

Körpergröße oder Gewicht zeigten ebenfalls keinen Einfluss, genauso wenig wie das Geschlecht. Hier muss jedoch einschränkend auf die niedrige Probandenanzahl und bezüglich dieser Parameter inhomogenen Stichprobe hingewiesen werden.

Es scheint dennoch zwischen Kontroll- und Versuchsgruppe Unterschiedlichkeiten hinsichtlich des Gangbildes zu geben, da es verschiedene Cluster für die beiden Gruppen gibt. Eine Einheitlichkeit für alle Probanden der jeweiligen Gruppe wird durch die Methode jedoch nicht aufgedeckt. Eine Einheitlichkeit der Probanden

innerhalb der fünf Cluster ist ebenfalls nicht klar. Eine erkennbare Gruppierung in personenspezifische Cluster war jedoch immer vorhanden. Nicht einheitliche Anpassungen wurden auch von Long et al., 1993 beschrieben. Dies stützt insgesamt die Annahme von individuellen Gangmustern, die sowohl bei Patienten nach einer TEP-Operation, als auch bei altersentsprechenden gesunden Probanden in der vorliegenden Untersuchung auftraten.

Der individuelle Ausführungscharakter von Gangmustern und anderen Bewegungen ist allgemein akzeptiert (vgl. Hatze, 1986). Die Individualität von Gangmuster konnten z.B. Schöllhorn et al., 2002 bei unterschiedlichen Absatzhöhen durch zeitkontinuierliche und zeitdiskrete Analyse mit Hilfe neuronaler Netzwerke nachweisen.

In der vorliegenden Arbeit erwiesen sich die Gangmuster sowohl in der Versuchs- als auch in der Kontrollgruppe als sehr individuell. Gemessen durch die „Assessment Rate“ (nach Schöllhorn et al., 2002) ergab sich für die Kontrollgruppe bei Analyse der 5 Beckenmerkmale ein durchschnittlicher Wert von 71%. Die AR der Versuchsgruppe ebenfalls bei Analyse der 5 Beckenmerkmale lag bei durchschnittlich 76%. Detaillierter betrachtet, heisst das: Von 11 Probanden der Kontrollgruppe finden sich 4 in sehr homogenen ($AR > 90\%$) eigenen Clustern, mehrere andere noch in relativ homogenen ($AR > 70\%$) Clustern. Von 10 Probanden der homogenen Versuchsgruppe finden sich jedoch 8 in sehr homogenen eigenen Clustern. Die Variabilität (entsprechend einer inhomogeneren Verteilung) ist also bei der Kontrollgruppe größer als bei der Versuchsgruppe. Dies lässt die Vermutung zu, dass es zu einer Einschränkung der Freiheitsgrade nach einer Hüft-TEP-Operation gekommen ist. Im alltäglichen Leben ist eine variable Bewegungsausführung von Nutzen, um sich den ständig ändernden Situationen und Umgebungen anzupassen. Mit einem sehr stereotypen Bewegungsmuster ist es den Patienten eventuell noch nicht möglich, allen Situation gewachsen zu sein, was die Unsicherheit und damit das Verletzungsrisiko erhöht. Eine Zunahme der Variabilität wäre in diesem Sinne ein diskutierbares Rehabilitationsziel, was jedoch in folgenden Studien untersucht werden sollte.

Allgemein kann man formulieren, dass bei der verwendeten verlaufsorientierten multivariaten Analyseverfahren die intraindividuelle Ähnlichkeit der Merkmals-Zeit-Verläufe von Kinematik und EMG gegenüber der interindividuelle Ähnlichkeit dieser Merkmale, falls durch einen krankheitsspezifischen Anpassungsprozess vorhanden, stark überwiegt.

In zukünftigen Studien sind deshalb weitere, bzw. andere Merkmale in die Analyse einzufügen (Hüft- und Kniewinkelverläufe, weitere EMGs (Glutealregion, Erector Spinae, Quadriceps und biceps femoris, Adduktoren, Triceps surae, Tib.ant, als ganganalytisch gut untersuchte Muskeln der kinetischen Kette der unteren Extremität). Weiterhin sollte mit Hilfe klassischer Methoden (vgl. Knüsel, 2000a) überprüft werden, ob ganganalytische Defizite bestehen, die dann mit der vorliegenden Methode nachvollzogen und eventuell weiter differenziert werden können. Andere multivariate Analysemethoden sollten zu Ergänzung, bzw. Vervollständigung ebenfalls untersucht werden. Insbesondere ist hier die Diskriminanzanalyse zu nennen, mit deren Hilfe die Gewichtung der einzelnen Variablen am Zustandekommen der Gruppen ermittelt werden kann (vgl. Bortz, 1999, S. 558ff).

Weiterhin sollten die Unstimmigkeiten zwischen der subjektiven Selbsteinschätzung der Patienten anhand des WOMAC und objektiven Messergebnissen weiter untersucht werden. Eine Einschätzung des Gangstils durch eine ganganalytisch geschulte Person wäre in diesem Zusammenhang ebenfalls interessant.

Interessant wäre auch eine Längsschnittsstudie mit prä- und postoperativem Verlauf, sowie mehrmonatigem und –jährigem Follow-up.

Abschließend ist festzuhalten, dass die Individualität (vgl. Schöllhorn, 1999) eine vorherrschende Stellung einnimmt. Sie sollte deshalb neben den bekannten klassischen Defiziten nach Hüfttotalendoprothesen-Operationen, wie z.B. der Abduktorenschwäche (vgl. Long et al., 1993, Horstmann et al., 1995) vermehrt auch im Rehabilitationsprozess beachtet werden.

Dies steht natürlich in drastischem Gegensatz zu den aktuellen Einsparungsplänen im Gesundheitssektor bei dramatischer Situation der öffentlichen Kassen.

Zur verwendeten verlaufsorientierten multivariaten Methode ist zu sagen, dass eine rechnerisch so aufwendige Technik, sich mit einfacheren Verfahren, wie z.B. der Analyse der Schrittlänge oder der Laufbandgeschwindigkeit auch wirtschaftlich vergleichen lassen muß. In weiteren Studien, eventuell auch an anderen Krankheitsbildern, wie z.B. nach vorderer Kreuzbandruptur, Morbus Parkinson, Schlaganfall und Cerebralparese, muß die Einsatzfähigkeit und der mögliche Informationsgewinn überprüft und der nützliche Einsatz diskutiert werden.

7. Literaturverzeichnis

- Ahlgrimm, E. (1999). Fehlfunktionen des Bewegungssystems als Ausdruck einer Störung in der Bewegungssteuerung. Ein Erklärungsmodell. *Manuelle Medizin*, 37, 132-136.
- Aminian, K., Rezakhanlou, K., De Andres, E., Fritsch, C., Leyvraz, P. F., & Robert, P. (1999). Temporal feature estimation during walking using miniature accelerometers: an analysis of gait improvement after hip arthroplasty. *Med Biol Eng Comput*, 37(6), 686-691.
- Anders, S. , Schaumburger , J. , & Grifka, J. (2001). Intraartikuläre operative Maßnahmen bei Arthrose. *Orthopäde*, 30, 866-880.
- Andriacchi, Thomas P. , & Hurwitz, Debra E. (1997). Gait biomechanics and the evolution of total joint replacement. *Gait Posture*(5), 256-264.
- Arnold, W., & Schliebe, G. (1992). Ganganalysen an Patienten mit Hüfttotalendoprothesen. Teil II: Prä- und postoperative Ganganalysen. *Z Gesamte Inn Med*, 47(1), 15-20.
- Arsenault, A. B., Winter, D. A., Marteniuk, R. G., & Hayes, K. C. (1986). How many strides are required for the analysis of electromyographic data in gait? *Scand J Rehabil Med*, 18(3), 133-135.
- Aßmann, H. (1925). Klinische Einteilung der chronischen Gelenkerkrankungen. *Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlung*, 33, 901-943.
- Babisch, J., Seidel, E.J., & Conradi, S. (2001). 3D-Ultraschall-Ganganalyse ZEBRIS bei Dysplasiekoxarthrose vor und nach der Hüft-TEP- Implantation - eine Pilotstudie. *Phys Med Rehab Kuror*, 11(4), 139.
- Bair, Bernd Siegfried. (1998). *Die kinematische Beschreibung von Gangparametern und ihre Abhängigkeit von der Dauer des Untersuchungsablaufes - Eine zeitbezogene Ganganalyse auf dem Laufband. Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin der Med. Fakultät der Universität Ulm.*
- Ballreich, R., & Schöllhorn, W.I. (1992). *Verlaufsorientierte biomechanische Technikanalyse in leichtathletischen Lauf-, Sprung- und Wurfdisziplinen. Endbericht zum Forschungsvorhaben V/F 0407/05/02/91 des Bundesinstituts für Sportwissenschaften.*
- Banzer, W., & Vogt, L. (1997). Reproduzierbarkeit thorakaler und lumbaler Wirbelsäulenbewegungen mit der 3D-Ultraschalltopometrie. *Phys Rehab Kur Med*, 7, 21-25.
- Bauer, H.U., & Schöllhorn, W.I. (1997). Self-Organizing Maps for the Analysis of Complex Movement Patterns. *Neural Processing Letters*, 5, 193-199.

- Bauer, J. (1997). *Partitionierung großmotorischer Zustands- und Bewegungsmuster am Beispiel der Dreh- und Angleittechnik im Kugelstoßen. Unveröffentlichte Examensarbeit an der Johann Wolfgang Goethe - Universität, Frankfurt am Main.*
- Baumann, J.U. (1973). *Cinephotographische und elektromyographische Ganguntersuchung. Universität Basel: Habilitationsarbeit.*
- Beckers, Dominiek, & Deckers, Jos. (1997). *Ganganalyse und Gangschulung: therapeutische Strategien für die Praxis.* Berlin: Springer.
- Benedetti, M. G., Catani, F., Leardini, A., Pignotti, E., & Giannini, S. (1998). Data management in gait analysis for clinical applications. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13(3), 204-215.
- Bergmann, G., Deuretzbacher, G., Heller, M., Graichen, F., Rohlmann, A., Strauss, J., & Duda, G. N. (2001). Hip contact forces and gait patterns from routine activities. *J Biomech*, 34(7), 859-871.
- Bergmann, G., Graichen, F., & Rohlmann, A. (1995). Is Staircase Walking a Risk for the Fixation of Hip Implants? *J Biomech*, 28(5), 535-553.
- Bergmann, G., Graichen, F., & Rohlmann, A. (1999). Hip joint forces in sheep. *Journal of Biomechanics*, 32, 769-777.
- Berman, A. T., Zarro, V. J., Bosacco, S. J., & Israelite, C. (1987). Quantitative gait analysis after unilateral or bilateral total knee replacement. *J Bone Joint Surg Am*, 69(9), 1340-1345.
- Bernhardt, M., & Banzer, W. (1998). Beurteilung der klinischen Einsetzbarkeit der Ultraschalltopometrie. *Dtsch. Z. Sportmed.*, 49(Sonderheft 1), 199-202.
- Bernhardt, M., Himmelreich, H., Pfeifer, K., & Vogt, L. (1999). *Funktionsanalyse des Bewegungsapparates in der Sportmedizin - Der Einsatz moderner Verfahren für Leistungsdiagnose und Risikoscreening des Leistungssportlers. Unveröffentlichte Arbeit am Arbeitsbereich Sportmedizin der Johann Wolfgang Goethe - Universität, Frankfurt am Main.*
- Bernstein, N.A. (1987). *Bewegungsphysiologie.* Leipzig: Barth.
- Bigland, B., & Lippold, O.C.J. (1954). The relationship between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. *Journal of Physiology*, 123, 214-224.
- Bitzer, E.M., Dörning, H., & Schwartz, F.W. (2001). Effekte der Rehabilitation nach Hüftgelenkoperation auf indikationsspezifische Beschwerden und Funktionseinschränkungen. *Rehabilitation*, 40, 43-49.
- Blickhan, R. (1996). Motorische Systeme in Vertebraten. In J. Dudel & R. Menzel & R. F. Schmidt (Eds.), *Neurowissenschaft: Vom Molekül zur Kognition* (pp. 191-213). Berlin, Heidelberg, New York: Springer.

- Boardman, D. L., Dorey, F., Thomas, B. J., & Lieberman, J. R. (2000). The accuracy of assessing total hip arthroplasty outcomes: a prospective correlation study of walking ability and 2 validated measurement devices. *J Arthroplasty*, 15(2), 200-204.
- Bogey, R. A., Barnes, L. A., & Perry, J. (1992). Computer algorithms to characterize individual subject EMG profiles during gait. *Arch Phys Med Rehabil*, 73(9), 835-841.
- Bonato, P., Roy, Serge H., Knaflitz, M., & DeLuca, Carlo J. (1998). Time-Frequency Parameters of the Surface Myoelectric Signal for Assessing Muscle Fatigue during Cyclic Dynamic Contractions. *IEEE Trans Biomed Eng*, 48(7).
- Bortz, Jürgen. (1999). *Statistik für Sozialwissenschaftler. (5., vollständig überarbeitete und aktualisierte Auflage)*. Berlin, Heidelberg, New York, Barcelona, Hong Kong, London, Mailand, Paris, Singapur, Tokio: Springer.
- Bouisset, S. (1973). EMG and muscle force in normal motor activities. In J. E. Desmedt, *New Developments in Electromyography and Clinical Neurophysiology 1* (S. 547-583). Basel: Karger.
- Bouisset, S. (1983). Fundamental motor patterns in simple voluntary movements. In H. Matsui & K. Kobayashi (Eds.), *Biomechanics VIII B* (pp. 615-627).
- Braiman, Y., Lindner, J.F., & Dito, W.L. (1995). Taming spatiotemporal chaos with disorder. *Nature*, 378, 465-467.
- Bryant, M.J., Kernohan, W.G., Nixon, J.R., & Mollan, R.A.B. (1993). A statistical analysis of hip scores. *J Bone Joint Surg*, 75-B(5), 705-709.
- Callaghan, J. P., Patla, A. E., & McGill, S. M. (1999). Low back three-dimensional joint forces, kinematics, and kinetics during walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(3), 203-216.
- Cappozzo, A. (1984). Gait analysis methodology. *Human Movement Science*, 3, 27-50.
- Castro, W., Sautmann, A., Schilgen, M., & Sautmann, M. (2000). Noninvasive Three-Dimensional Analysis of Cervical Spine Motion in Normal Subjects in Relation to Age and Sex. *Spine*, 25(4), 443-449.
- Catani, F., Benedetti, M. G., Binazzi, R., De Zerbi, M., Leardini, A., & Giannini, S. (1998). Functional evaluation in total hip replacement patients. *Chir Organi Mov*, 83(4), 349-357.
- Chau, T. (2001). A review of analytical techniques for gait data. Part 1: Fuzzy, statistical and fractal methods. *Gait Posture*, 13(1), 49-66.
- Chau, T. (2001). A review of analytical techniques for gait data. Part 2: neural network and wavelet methods. *Gait Posture*, 13(2), 102-120.
- Croce, U.D., Riley, P.O., Lelas, J.L., & Kerrigan, D.C. (2001). A refined view of the determinants of gait. *Gait Posture*(14), 79-84.

- Crosbie, J., & Vachalathiti, R. (1997). Synchrony of Pelvic and Hip Joint Motion During Walking. *Gait Posture*, 6, 237-248.
- Crosbie, J., Vachalathiti, R., & Smith, R. (1997). Patterns of spinal motion during walking. *Gait Posture*(5), 6-12.
- Crosbie, J., Vachalathiti, R., & Smith, R. (1997). Age, gender and speed effects on spinal kinematics during walking. *Gait Posture*, 5, 13-20.
- Cutting, J.E., & Kozlowski, L.T. (1977). Recognizing friends by their walk: gait perception without familiarity cues. *Bull Psychonomic Soc*, 9, 353-356.
- Dalichau, S., Scheele, K., Reissdorf, C., & Huebner, J. (1998). Die kinematische Ganganalyse unter besonderer Berücksichtigung von Lendenwirbelsäule und Becken. *Dtsch.Zeitschrift für Sportmedizin*(11+12), 340-346.
- Dalstra, M., & Huiskes, R. (1995). Load Transfer Across the Pelvic Bone. *J Biomech*, 28(6), 715-724.
- Davis, R. B. (1988). Clinical Gait Analysis. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 9, 35-40.
- Davis, R. B. (1997). Reflections on clinical gait analysis. *J Electromyogr Kinesiol*, 7(4), 251-257.
- Davy, D. T., Kotzar, G.M., Brown, R.H., Heipel, K.G., Goldberg, V.M., Berilla, J., & Bursteing, A.H. (1988). Telemetric Force Measurements Across the Hip after Total Hip Arthroplasty. *J Bone Joint Surg*, 70-A(1), 45-50.
- Debrunner, H.U. (1968). Messmethoden in der Orthopädie unter Berücksichtigung der Internationalen Vorschläge. *Verh dtsch Orthop Ges*, 54, 331-350.
- Deimer, Reinhard. (1987). *Unschärfe Clusteranalyse. Eine problemorientierte Darstellung zur unscharfen Klassifikation gemischter Daten. Reihe 2, Betriebswirtschaftliche Beiträge, Band 105*: Schulz-Kirchner-Verlag.
- Deluzio, K.J., Wyss, U.P., Costigan, P.A., Sorbie, C., & Zee, B. (1999). Gait Assessment in Unicompartmental Knee Arthroplasty Patients: Principal Component Modelling of Gait Waveforms and Clinical Status. *Human Movement Science*, 18, 701-711.
- Dietz, V., Fouad, K., & Bastiaanse, C.M. (2001). Neuronal coordination of arm and leg movements during human locomotion. *Eur J Neurosci*, 14, 1906-1914.
- Duchenne, G.B. (1885). *Physiologie der Bewegung*. Cassel, Berlin: Theodor Fischer.
- Dujardin, F., Aucouturier, T., Bocquet, G., Duparc, F., Weber, J., & Thomine, J. M. (1998). [Kinematics of the healthy and arthritic hip joint during walking. A study of 136 subjects]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 84(8), 689-699.

- Feipel, V. , De Mesmaeker, T., Klein, P. , & Rooze, M. (2001). Three-dimensional kinematics of the lumbar spine during treadmill walking at different speeds. *Eur Spine J*, 10, 16–22.
- Feldkamp, M. (1979). *Ganganalyse bei Kindern mit Zerebralen Bewegungsstörungen*. München: Pflaum.
- Felson, D.T. (1998). Epidemiology of Osteoarthritis. In K. D. Brandt, Doherty, M., Lohmander, L.S. (Ed.), *Osteoarthritis* (pp. 13-22). Oxford, New York, Tokyo: Oxford University Press.
- Fink, Christian. (1998). *Anwendung digitaler Filtermethoden in der Bewegungsanalyse unter Berücksichtigung neurophysiologischer Aspekte. Unveröffentlichte Examensarbeit, Institut für Sportwissenschaften, Johann Wolfgang Goethe - Universität Frankfurt*.
- Fuchs, Armin. (1990). *Synergetische Systeme zur Mustererkennung und zur phänomenologischen Modellierung raum-zeitlich aufgelöst gemessener EEG's. Von der Fakultät der Universität Stuttgart zur Erlangung der Würde eines Doktors der Naturwissenschaften genehmigte Abhandlung. Institut für Theoretische Physik und Synergetik der Universität Stuttgart*.
- Gabel, R. H., & Brand, R. A. (1994). The effects of signal conditioning on the statistical analyses of gait EMG. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 93(3), 188-201.
- Ghez, Claude, & Gordon, Jim. (1996). Bewegung. In E. R. Kendal & J. H. Schwartz & T. M. Jessell (Eds.), *Neurowissenschaften. Eine Einführung*. Heidelberg, Berlin, Oxford: Spektrum Akademischer Verlag.
- Giakas, G., & Baltzopoulos, V. (1997). Time and frequency domain analysis of ground reaction forces during walking: an investigation of variability and symmetry. *Gait Posture*(5), 189-197.
- Gollhofer, A., Horstmann, G.A., Schmidtbleicher, D., & Schönthal, D. (1990). Reproducibility of electromyographic patterns in stretch-shortening type contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 90(60), 7-14.
- Gollhofer, Albert, & Schmidtbleicher, Dietmar. (1993). Protokoll der Expertendiskussion: Methodische Probleme der Elektromyographie. In K. Blischke & R. Daughes (Eds.), *Aspekte der Motorikforschung. Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft Nr.50* (pp. 240-245). Sankt Augustin: Academia-Verlag.
- Gollhofer, Albert, Schmidtbleicher, Dietmar, & Horstmann, Gerhard. (1993). Reproduzierbarkeit von neuromuskulären Aktivierungsmustern im Dehnungs-Verkürzungs-Zyklus. In K. Blischke & R. Daughes (Eds.), *Aspekte der Motorikforschung (S.230-239). Schriften der Deutschen Vereinigung für Sportwissenschaft Nr.50*. Sankt Augustin: Academia-Verlag.
- Gottlieb, G.L., Corcos, D.M., & Agarwal, G.C. (1992). Bioelectrical and biomechanical correlates of rapid human elbow movement. In G. E. Stelmach & J. Requin, *Tutorials in Motor Behavior II*. Amsterdam: North-Holland.

- Gracovetsky, S. (1985). An hypothesis for the role of the spine in human locomotion: a challenge to current thinking. *J Biomed Eng*, 7(3), 205-216.
- Gracovetsky, S.A. (1988). *The Spinal Engine*. New York: Springer.
- Graichen, Friedmar , Bergmann, Georg , & Rohlmann, Antonius. (1999). Hip endoprosthesis for in vivo measurement of joint force and temperature. *Journal of Biomechanics*, 32, 1113-1117.
- Greiner, Walter. (1989). *Mechanik, Teil 2 (5. überarbeitete und erweiterte Auflage)*. Thun, Frankfurt: Harri Deutsch.
- Grillner, Sten. (1996). Bewegungssteuerung im Wirbeltierrückenmark. *Spektrum der Wissenschaft*, 96(3), 50-56.
- Günther, K.P., Puhl, W., Brenner, H., & Stürmer, T. (2002). Klinische Epidemiologie von Hüft-und Kniegelenkarthrosen: Eine Übersicht über Ergebnisse der „Ulmer Osteoarthrose-Studie“. *Z Rheumatol*, 61, 244 –249.
- Haase, Henning. (1999). Abschied vom mechanistischen Modell. Eine Vorbemerkung zum Beitrag von Wolfgang Schöllhorn. *Leistungssport*, 99(2), 4.
- Haken, H. (1977). *Synergetics: An Introduction*. Berlin: Springer.
- Haken, Hermann. (1988). Die Rolle der Symmetrie in der Synergetik: Spontane Entstehung von Strukturen in der Natur. In R. Wilke (Ed.), *Symmetrie in Geistes- und Naturwissenschaft* (pp. 58-72). Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo: Springer.
- Haken, Hermann. (1990). *Synergetik. Eine Einführung. Nichtgleichgewichts-Phasenübergänge und Selbstorganisation in Physik, Chemie und Biologie. (Übersetzt von A.Wunderlin. 3., erweiterte Auflage)*. Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, Hong Kong: Springer.
- Haken, Hermann. (1991). Die Selbstorganisation der Information inbiologischen Systemen aus der Sicht der Synergetik. In B.-O. Küppers (Ed.), *Ordnung aus dem Chaos. Prinzipien der Selbstorganisation und Evolution des Lebens(3.Aufl.)* (pp. 127-156). München: Piper.
- Haken, Hermann. (1996). Zur Selbstorganisation komplexer Systeme in Physik, Biologie und Soziologie. In J.-P. Janssen & K. Carl & W. Schlicht & A. Wilhelm (Eds.), *Synergetik und Systeme im Sport* (pp. 23-38). Schorndorf: Hofmann.
- Handwerker, H.O. (1993). Somatosensorik. In R. F. Schmidt (Ed.), *Neuro- und Sinnesphysiologie* (pp. 221-248). Berlin: Springer.
- Harris, G. F., & Wertsch, J. J. (1994). Procedures for gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil*, 75(2), 216-225.

- Harris, W. H. (1969). Traumatic arthritis of the hip after dislocation and acetabular fractures: treatment by Mold arthroplasty. An end result study using a new method of result evaluation. *J Bone Jt Surg*, 51-A, 737-755.
- Hartung, Joachim. (1995). *Multivariate Statistik. Lehr- und Handbuch der angewandten Statistik. (5., durchgesehene Aufl.)*. München, Wien: Oldenburg-Verlag.
- Haskell, W.L. (2000). Sport, Bewegung und Gesundheit. *Orthopäde*, 29, 930-935.
- Hatze, Herbert. (1986). *Methoden biomechanischer Bewegungsanalyse*. Wien: Österreichischer Bundesverlag.
- Hess, Benno, & Markus, Mario. (1991). Ordnung und Chaos in chemischen Uhren. In B.-O. Küppers (Ed.), *Ordnung aus dem Chaos. Prinzipien der Selbstorganisation und Evolution des Lebens(3. Aufl.)*. München: Piper.
- Hesse, S., Sonntag, D., Bardeleben, A., Kading, M., Roggenbruck, C., & Conradi, E. (1999). Das Gehen von Patienten mit voll belastbarem künstlichen Hüftgelenk auf dem Laufband mit partieller Körpergewichtsentlastung, im Kreuzgang und hilfsmittelfrei. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 137(3), 265-272.
- Himmelreich, H., Stefanicki, E., & Banzer, W. (1998). Die Ultraschallgesteuerte Anthropometrie (UGA) - Zur Entwicklung eines neuen Verfahrens in der Asymmetriediagnostik. *Sportverl Sportschad*, 2, 60-65.
- Hof, A.L., Elzinga, H., Grimmius, W., & Halbertsma, J.P.K. (2002). Speed dependence of average EMG profiles in walking. *Gait Posture*, 16, 78-86.
- Holt, K. G., Hamill, J., & Andres, R. O. (1990). The Force Driven Harmonic Oscillator as a Model for Human Locomotion. *Human Movement Science*, 9, 55-68.
- Horstmann, Th., Martini, F., Knak, J., Mayer, F., Sell, S., Zacher, J., & Küswetter, W. (1994). Isokinetic Force-Velocity Curves in Patients Following Implantation of an Individual Total Hip Prosthesis. *Int J Sports Med*, 15, S64-S69.
- Horstmann, T., Martini, F., Mayer, F., Sell, S., Knak, J., & Zacher, J. (1995). Kraftverhalten der hüftumgreifenden Muskulatur und Gehfähigkeit bei Patienten nach Implantation einer zementfreien Hüftendoprothese. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 133(6), 562-567.
- Hulet, C., Hurwitz, D. E., Andriacchi, T. P., Galante, J. O., & Vielpeau, C. (2000). [Functional gait adaptations in patients with painful hip]. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot*, 86(6), 581-589.
- Hurwitz, D. E., & Andriacchi, T. P. (1993). *Gait Characteristics in Patients with Cementless or Hybrid Total Hip Replacement*. Paper presented at the 8th Annual East Coast Gait Conference, Rochester, Minnesota.

- Hurwitz, D. E., Chertack, C.C., & Andriacchi, Thomas P. (1992). *How Gait Changes in Preoperative and Postoperative Patients with Total Hip Replacement*. Paper presented at the Proceedings NACOB II, The 2nd North American Congress on Biomechanics.
- Hurwitz, D. E., Foucher, K. C., & Andriacchi, T. P. (2003). A new parametric approach for modeling hip forces during gait. *J Biomech*, 36, 113-119.
- Hurwitz, D. E., Foucher, K. C., Sumner, D. R., Andriacchi, T. P., Rosenberg, A. G., & Galante, J. O. (1998). Hip motion and moments during gait relate directly to proximal femoral bone mineral density in patients with hip osteoarthritis. *J Biomech*, 31(10), 919-925.
- Hurwitz, D. E., Guyton, J.A., Andriacchi, T. P., & Rosenberg, A. G. (1992). *How Canal Fill in Uncemented Total Hip Replacement Affects the Biomechanics of Gait*. Paper presented at the 38th Annual Meeting Orthopaedic Research Society, Chicago: Rider Dickerson.
- Inman, V.T., Ralston, H.J., & Todd, F. (1981). *Human Walking*. Baltimore: Williams and Wilkins.
- Ipavec, M., Brand, R. A., Pedersen, D. R., Mavcic, B., Kralj-Iglic, V., & Iglic, A. (1999). Mathematical modelling of stress in the hip during gait. *J Biomech*, 32(11), 1229-1235.
- Isbell, Lynne A. , & Young, Truman P. (1996). The evolution of bipedalism in hominids and reduced group size in chimpanzees: alternative responses to decreasing resource availability. *Journal of Human Evolution*, 30, 389–397.
- Isobe, Y., Okuno, M., Otsuki, T., & Yamamoto, K. (1998). Clinical study on arthroplasties for osteoarthritic hip by quantitative gait analysis. Comparison between total hip arthroplasty and bipolar endoprosthetic arthroplasty. *Biomed Mater Eng*, 8(3-4), 167-175.
- Jaitner, Thomas. (1995). *Prozessorientierte Bewegungsanalyse im Stabochsprung*. Unveröffentlichte Diplomarbeit an der Johann Wolfgang Goethe - Universität, Frankfurt am Main.
- Jaitner, T., Ernst, H., Fink, C., Mendoza, L., & Schöllhorn, W. I. (1999). Elektromyographische Messung einer dynamischen Bewegung mittels eines mobilen Speichersystems. In K. Nicol & K. Peikenkamp (Eds.), *Apparative Biomechanik*.
- Jaitner, T., Mendoza, L., & Schöllhorn, W. I. (1998). Possibilities Of ImplicitMotor Learning In Long Jump Performance Investigated Biomechanically. In H. J. Riehle & M. Vieten (Eds.), *Proceedings II*. (pp. 201-204). Konstanz: Universitätsverlag.
- Jaitner, T., Schöllhorn, W. I., Ernst, H. , Mendoza, L., & . (). . In W. & A. , S.. (1999). Individual Changes Of EMG Patterns In Learning A Ballistic Movement. In W. Herzog & A. Jinha (Eds.), *Proceedings Of The XVII ISB Congress* (pp. 941). Calgary.

- Jerosch, Jörg, Effenberger, Harald, & Fuchs, Susanne. (1996). *Hüftendoprothetik*. Stuttgart: Thieme.
- Jerosch, J., Heisel, J., & Fuchs, S. (1995). *Endoprothesenschule. Rehabilitations- und Betreuungskonzepte für die ärztliche Praxis*. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag.
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., Wootten, M. E., Gainey, J., Gorton, G., & Cochran, G. V. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *J Orthop Res*, 7(6), 849-860.
- Kellgren, J.H., & Lawrence, J.S. (1957). Radiological Assessment of Osteoarthritis. *Ann. Rheum. Dis.*, 16, 494.
- Kelso, J.A.Scott. (1995). *Dynamic Patterns. The Self-Organisation of Brain and Behaviour*. Cambridge: MIT.
- Kladny, B. , & Beyer, W. F. (2001). Nichtmedikamentöse konservative Therapie der Arthrose. *Orthopäde*, 30, 848-855.
- Kleissen, R.F.M., Buurke, J.H., Harlaar, J., & Zivold, G. (1998). Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. *Gait Posture*(8), 143-158.
- Knüsel, O. (2000). Das Gangmuster von Patienten mit Hüftarthrose. In L. Zichner & M. Engelhardt & J. Freiwald (Eds.), *Sport bei Arthrose und nach endoprothetischem Einsatz. 5. unveränderte Auflage* (pp. 99-111). Nürnberg: Novartis Pharma Verlag.
- Knüsel, O. (2000). Der menschliche Gang. *Phys. Rehab. Kur. Med.*(10), 25-28.
- Koller, T., Schöllhorn, W.I., Bauer, J., & Mendoza, L. (1997). Zeitabhängige Probleme bei ganzheitlicher und elementhafter Betrachtung komplexer Bewegungsabläufe. In F. Hirtz & F. Nüske (Eds.), *Bewegungs-koordination und sportliche Leistung integrativ betrachtet* (pp. 316-320). Hamburg: Czwalina.
- Komi, P.V., & Viitasalo, J.T. (1977). Changes in motor unit activity and metabolism in human skeletal muscle during and after repeated eccentric and concentric contractions. *Acta physiol. scand.*, 100, 246-254.
- Kopf, A., Pawelka, S., & Kranzl, A. (1998). Klinische Ganganalyse - Methoden, Limitationen und Anwendungsmöglichkeiten. *Acta Med Austriaca*, 25(1), 27-32.
- Krämer, K.L., & Maichl, F.P. (1993). *Scores, Bewertungsschemata und Klassifikationen in Orthopädie und Traumatologie*. Stuttgart, New York: Thieme.
- Krämer, K.L., Stock, M., & Winter, M. (1997). *Klinikleitfaden: Orthopädie. (3., neu bearbeitete Aufl.)*. Ulm, Stuttgart, Jena, Lübeck: Gustav Fischer.
- Kruse, Peter. (1997). Selbstorganisationskonzepte in der Unternehmensführung. In G. Schiepek & W. Tschacher (Eds.), *Selbstorganisation in Psychologie und Psychiatrie* (pp. 307-326). Braunschweig, Wiesbaden: Vieweg.

- Kugler, P.N., & Turvey, M.T. (1987). *Information, Natural Law, and the Self-Assembly of Rhythmic Movement*. London: Lawrence Erlbaum.
- LaFiandra, M., Wagenaar, R. C., Holt, K. G., & Obusek, J. P. (2003). How do load carriage and walking speed influence trunk coordination and stride parameters? *J Biomech*, 36(1), 87-95.
- Lafuente, R., Belda, J. M., Sanchez-Lacuesta, J., Soler, C., Poveda, R., & Prat, J. (2000). Quantitative assessment of gait deviation: contribution to the objective measurement of disability. *Gait Posture*, 11(3), 191-198.
- Leakey, Meave, & Walker, Alan. (1997). Frühe Hominiden. *Spektrum der Wissenschaft*, 8, 50-55.
- Lee, T. H., Tsuchida, T., Kitahara, H., & Moriya, H. (1999). Gait analysis before and after unilateral total knee arthroplasty. Study using a linear regression model of normal controls -- women without arthropathy. *J Orthop Sci*, 4(1), 13-21.
- Leist, Karl-Heinz. (1979). *Transfer im Sport. Zur Analyse von Bewegunghandeln und -lernen sowie Konstruktion von Lernangeboten*. Schorndorf: Hofmann.
- Lequesne, M. (1991). Indices of severity and disease activity for osteoarthritis. *Semin Arthritis Rheum*, 20(6 Suppl 2), 48-54.
- Leven, Ronald W., Koch, Bernd-Peter, & Pompe, Bernd. (1989). *Chaos in dissipativen Systemen*. Braunschweig, Wiesbaden: Vieweg.
- Lippold, O.C.J. (1952). The relation between integrated action potentials in human muscle and its isometric tension. *Journal of Physiology*, 117, 492-499.
- Loizeau, J., Allard, P., Duhaime, M., & Landjerit, B. (1995). Bilateral gait patterns in subjects fitted with a total hip prosthesis. *Arch Phys Med Rehabil*, 76(6), 552-557.
- Long, W. T., Dorr, L. D., Healy, B., & Perry, J. (1993). Functional recovery of noncemented total hip arthroplasty. *Clin Orthop*(288), 73-77.
- Lorenz, Wolfgang A.. (1994). *Der Blutkreislauf als synergetisches System - numerische Datenanalyse. Von der Fakultät der Universität Stuttgart zur Erlangung der Würde eines Doktors der Naturwissenschaften genehmigte Abhandlung. Institut für Theoretische Physik und Synergetik der Universität Stuttgart*. Aachen: Verlag Shaker.
- Lücke, Hans Dieter. (1995). *Signalübertragung. Grundlagen der digitalen und analogen Nachrichtenübertragungssysteme. (6., neubearbeitete und erweiterte Auflage)*. Berlin, Heidelberg: Springer.
- Martienssen, Werner. (1994). *Einführung in die Physik I. Mechanik. (7. überarbeitete und erweiterte Auflage)*. Frankfurt am Main, Thun: Deutsch.
- Maruyama, H., & Nagasaki, H. (1992). Temporal variability in the phase durations during treadmill walking. *Human Movement Science*, 11, 335-348.

- Masur, Harald. (2000). *Skalen und Scores in der Neurologie: Quantifizierung neurologischer Defizite in Forschung und Praxis. (2., überarb. und aktualisierte Aufl.)*. Stuttgart, New York: Thieme.
- Meincke, H.H.(). (1987). *Kriterien und Schemata zur klinischen Beurteilung der Alloarthroplastik am Knie und an der Hüfte. Ein Literaturbericht. (Medizinische Dissertation)*: TU München.
- Merle d'Aubigné, R., & Postel, M. (1954). Functional Results of Hip Arthroplasty with Acrylic Prosthesis. *J Bone Joint Surg*, 36-A, 451-475.
- Meßlinger, K. (1997). Was ist ein Nozizeptor? *Schmerz*(11), 353-366.
- Meßlinger, K. (2002). Physiologie und Pathophysiologie der Schmerzentstehung. *Manuelle Medizin*, 40, 13 –21.
- Murray, M.P., Brewer, B.J., & Zuege, R.C. (1972). Kinesiologic Measurements of Functional Performance Before and After McKee-Farrar Total Hip Replacement. *J Bone Joint Surg*, 54-A(2), 237-256.
- Murray, M.P., Gore, Donald R., Brewer, B.J., Zuege, R.C., & Gardener, G.M. (1976). Comparison of Functional Performance after McKee-Farrar Charnley and Muller Total Hip Replacement. *CORR*, 121, 33-43.
- Murray, M.P., Gore, Donald R., & Clarkson, B.H. (1971). Walking patterns of patients with unilateral hip pain due to Osteo-Arthritis and avascular necrosis. *J Bone Jt Surg*, 53-A(2), 259-274.
- Netter, Frank Henry. (2001). *Netters Orthopädie*. Stuttgart: Thieme.
- Neumann, D. A. (1989). Biomechanical analysis of selected principles of hip joint protection. *Arthritis Care Res*, 2(4), 146-155.
- Neumann, D. A., Cook, T. M., Sholty, R. L., & Sobush, D. C. (1992). An electromyographic analysis of hip abductor muscle activity when subjects are carrying loads in one or both hands. *Phys Ther*, 72(3), 207-217.
- Neumann, D. A., & Hase, A. D. (1994). An electromyographic analysis of the hip abductors during load carriage: implications for hip joint protection. *J Orthop Sports Phys Ther*, 19(5), 296-304.
- Noth, Johannes. (1993). Physiologische Grundlagen der Entstehung Elektromyographisch ableitbarer Spannung. In R. Daugh (Ed.), *Aspekte der Motorikforschung. dvs-Protokolle Nr.35* (pp. 199-211). Clausthal-Zellerfeld.
- Otsuki, T., Nawata, K., & Okuno, M. (1999). Quantitative evaluation of gait pattern in patients with osteoarthrosis of the knee before and after total knee arthroplasty. Gait analysis using a pressure measuring system. *J Orthop Sci*, 4(2), 99-105.
- Pauwels, F. (1973). *Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte*. Berlin, Heidelberg, New York: Springer.

- Pedersen, D. R., Brand, R. A., & Davy, D. T. (1997). Pelvic muscle and acetabular contact forces during gait. *J Biomech*, 30(9), 959-965.
- Pedotti, A. (1977). A Study of Motor Coordination and Neuromuscular Activities in Human Locomotion. *Biol.Cybernetics*, 26, 53.
- Peitgen, Heinz-Otto. (1988). Symmetrie im Chaos - Selbstähnlichkeit in komplexen Systemen. In R. Wilke (Ed.), *Symmetrie in Geistes- und Naturwissenschaft* (pp. 30-49). Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo: Springer.
- Peltier, Leonard F. (1998). The Classic: Trendelenburg's Test. *Clin Orthop*, 355, 3-7.
- Perrin, T., Dorr, L. D., Perry, J., Gronley, J., & Hull, D. B. (1985). Functional evaluation of total hip arthroplasty with five- to ten-year follow-up evaluation. *Clin Orthop*(195), 252-260.
- Perron, M., Malouin, F., Moffet, H., & McFadyen, B. J. (2000). Three-dimensional gait analysis in women with a total hip arthroplasty. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 15(7), 504-515.
- Perry, J. (1992). *Gait Analysis*. Thorofare: Slack.
- Petrofsky, J. S. (2001). The use of electromyogram biofeedback to reduce Trendelenburg gait. *Eur J Appl Physiol*, 85(5), 491-495.
- Pförringer, W. (2000). Die pharmakologische Behandlung der Arthrose. In L. Zichner & M. Engelhardt & J. Freiwald (Eds.), *Sport bei Arthrose und nach endoprothetischem Einsatz. 5. unveränderte Auflage*. (pp. 135-142). Nürnberg: Novartis Pharma Verlag.
- Portscher, M, Vogt, L., Pfeifer, K., & Banzer, W. (2000). Reproduzierbarkeit kinematischer Messungen der Lumbalregion in der klinischen Ganganalyse. *Sportverl Sportschad*, 14, 1-5.
- Prentice, S.D., Patla, A.E., & Stacey, D.A. (1998). Simple artificial neural network models can generate basic muscle activity patterns for human locomotion at different speeds. *Exp Brain Res*, 123, 474-480.
- Puhl, W. (2000). Ätiologie, Pathogenese und Pathochemie der degenerativen Gelenkerkrankungen. In L. Zichner & M. Engelhardt & J. Freiwald (Eds.), *Sport bei Arthrose und nach endoprothetischem Einsatz. 5. unveränderte Auflage*. (pp. 9-22). Nürnberg: Novartis Pharma Verlag.
- Pullig, O., Pfander, D., & Swoboda, B. (2001). Molekulare Grundlagen der Arthroseinduktion und -progression. *Orthopäde*, 30, 825-833.
- Rau, G., Disselhorst-Klug, C., & Schmidt, R. (2000). Movement biomechanics goes upwards: from the leg to the arm. *J Biomech*, 33(10), 1207-1216.

- Rauschmann, M.A. , Habermann, B. , & Thomann, K.-D. (2001). Der Weg vom Malum coxae senile zum Begriff der Arthrosis deformans. Eine Zusammenfassung der bekanntesten Theorien und Klassifikationen. *Orthopäde*, 30, 815-824.
- Rieder, H., & Bäumlner, G. (1972). Dimensionen der großmotorischen Geschicklichkeit. In G. Bäumlner & H. Rieder & W. Seitz (Eds.), *Sportpsychologie*. Schorndorf.
- Romano, C. L., Frigo, C., Randelli, G., & Pedotti, A. (1996). Analysis of the gait of adults who had residua of congenital dysplasia of the hip. *J Bone Joint Surg Am*, 78(10), 1468-1479.
- Römer, Jens. (1998). *Verlaufsorientierte Betrachtung des Angriffsschlags frontal im Volleyballspiel. Unveröffentlichte Examensarbeit, Institut für Sportwissenschaften, Johann Wolfgang Goethe - Universität Frankfurt.*
- Rothman, R.H., & Simeone, F.A. (1975). *The Spine* (Vol. 1). Philadelphia: WB Saunders.
- Sadeghi, H., Allard, P., Prince, F., & Labelle, H. (2000). Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture*, 12(1), 34-45.
- Saunders, J.B., Inman, V.T., & Eberhart, H.D. (1953). The Major Determinants in Normal and Pathological Gait. *J Bone Joint Surg*, 35, 543-588.
- Schache, A.G., Bennell, K.K., Blanch, P.D., & Wrigley, T.V. (1999). The coordinated movement of the lumbo-pelvic-hip complex during running: a literature review. *Gait Posture*, 9, 10-17.
- Schaible, H.-G., & Schmidt, R.F. (1996). Nozizeption und Schmerz. In J. Dudel & R. Menzel & R. F. Schmidt (Eds.), *Neuronwissenschaft: Vom Molekül zur Kognition* (pp. 191-213). Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
- Schiebler, T.H., Schmidt, W., & Zilles, K. (1995). *Anatomie: Zytologie, Histologie, Entwicklungsgeschichte, makroskopische und mikroskopische Anatomie des Menschen. (6., neu verfaßte Aufl.)*. Berlin, Heidelberg, New York, Barcelona, Budapest, Hong Kong, London, Mailand, Paris, Tokyo: Springer.
- Schiepek, Günther, & Strunk, Guido. (1994). *Dynamische Systeme: Grundlagen und Analysemethoden für Psychologen und Psychiater*. Heidelberg: Asanger.
- Schiepek, Günther, & Tschacher, Wolfgang. (1997). *Selbstorganisation in Psychologie und Psychiatrie*. Braunschweig, Wiesbaden: Vieweg.
- Schöllhorn, W.I. (1993). *Biomechanische Einzelfallanalyse im Diskuswurf: Prozeß- und produktorientierte Technikanalyse mechanischer Energieformen. Band 19: Beiträge zur Sportwissenschaft*. Frankfurt: Harri Deutsch.
- Schöllhorn, W.I. (1996). Orthogonale Referenzfunktionen zur Erkennung von Bewegungsmustern. In J. Krug (Ed.), *Zeitreihenanalyse und "multiple statistische Verfahren" in der Trainingswissenschaft. Berichte und Materialien des Bundesinstituts für Sportwissenschaften, Band 1996, 4* (pp. 101-118). Köln: Sport und Buch Strauß.

- Schöllhorn, W.I. (1996). Verfahren für den quantitativen Vergleich von komplexen Bewegungsmustern mit Hilfe von prozeßorientierten Modellen. In R. Ballreich & W. Baumann (Eds.), *Grundlagen der Biomechanik des Sports: Probleme, Methoden, Modelle (2.Aufl.)* (pp. 161-173). Stuttgart: Enke.
- Schöllhorn, W.I. (1998). *Systemdynamische Betrachtung komplexer Bewegungsmuster im Lernprozeß: Prozeßorientierte Strukturierung der Entwicklung eines Bewegungsablaufs mit Hilfe biomechanischer Beschreibungsgrößen. Band 3: Sportpsychologie*. Frankfurt am Main, Berlin, Bern, New York, Paris, Wien: Peter Lang.
- Schöllhorn, W.I. (1999). Individualität - ein vernachlässigter Parameter? *Leistungssport*, 99(2), 5-12.
- Schöllhorn, W.I. , & Bauer, H.U. (1998). Erkennung von individuellen Laufmustern mit Hilfe von neuronalen Netzen. In J. Mester & J. Perl (Eds.), *Informatik im Sport*. Köln.
- Schöllhorn, W.I., & Bauer, H.U. (1998). *Identifying individual movement styles in high performance sports by means of self organizing kohonen maps*. Paper presented at the XVI. International Symposium on biomechanics in sports. Proceedings, Konstanz.
- Schöllhorn, W.I., Nigg, B.M., Stefanyshyn, D.J., & Liu, W. (2002). Identification of individual walking patterns using time discrete and time continuous data sets. *Gait Posture*, 15, 180–186.
- Scholz, R., & von Salis-Soglio, G. (2002). Sportfähigkeit nach endoprothetischem Gelenkersatz. *Orthopäde*, 31, 423-431.
- Schöner, G., Jiang, W. Y., & Kelso, J. A. (1990). A synergetic theory of quadrupedal gaits and gait transitions. *J Theor Biol*, 142(3), 359-391.
- Schröter, J., Guth, V., Overbeck, M., Rosenbaum, D., & Winkelmann, W. (1999). The 'Entlastungsgang'. A hip unloading gait as a new conservative therapy for hip pain in the adult. *Gait Posture*, 9(3), 151-157.
- Schutte, L. M., Narayanan, U., Stout, J. L., Selber, P., Gage, J. R., & Schwartz, M. H. (2000). An index for quantifying deviations from normal gait. *Gait Posture*, 11(1), 25-31.
- Shepherd, Gordon M. (1993). *Neurobiologie (2.Aufl.)*. Berlin, Heidelberg, New York, London, Paris, Tokyo, Hong Kong, Barcelona, Budapest: Springer.
- Shiavi, R., & Griffin, P. (1981). Representing and Clustering Electromyographic Gait Patterns with Multivariate Techniques. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 81(19), 605-611.
- Siler, William L., Jorgensen, Amy L., & Norris, Rosemary A. (1997). Grasping the Handrails During Treadmill Walking Does Not Alter Sagittal Plane Kinematics of Walking. *Arch Phys Med Rehabil*, 78, 393-398.

- Simon, Christian. (1997). *Zur Effizienz und Ökonomie des Mittel- und Langstreckenlaufs. Unveröffentlichte Dissertationsschrift an der Johann Wolfgang Goethe - Universität, Frankfurt am Main.*
- Skibbe, H., Börner, M., Lahmer, A., & Wiesel, U. (1999). Computerunterstützte Operationen in der Hüftgelenkendoprothetik. Ergebnisse der 4-Jahres-Untersuchung. *Trauma Berufskrankh, 1*, 104-107.
- Soederman, Peter, & Malachau, Henrik. (2001). Is the Harris Hip Score system useful to study the outcome of total hip replacement. *Clin. Orthop., 384*, 189-197.
- Soederman, Peter, & Malachau, Henrik. (2001). Outcome of Total Hip Replacement. A comparison of different measurement methods. *Clin. Orthop., 390*, 163-172.
- Stadler, Michael, Vogt, Stefan, & Kruse, Peter. (1996). Selbstorganisationsansätze in der Bewegungsforschung. In J.-P. Janssen & K. Carl & W. Schlicht & A. Wilhelm (Eds.), *Synergetik und Systeme im Sport* (pp. 137-156). Schorndorf: Hofmann.
- Starker, M., Freiwald, J., & Fröhling, M. (2000). Isokinetische Funktionsmessung nach zementierten und nicht zementierten Hüftgelenkprothesen. In L. Zichner & M. Engelhardt & J. Freiwald (Eds.), *Sport bei Arthrose und nach endoprothetischem Einsatz, 5. unveränderte Auflage* (pp. 71-81). Nürnberg: Novartis Pharma Verlag.
- Stauffer, R.N., Schmidt, G.L., & Wadsworth, J.B. (1974). Clinical and Biomechanical Analysis of Gait following Charnley Total Hip Replacement. *CORR, 99*, 70-77.
- Steinmeyer, J. (2001). Medikamentöse Therapie der Arthrose. *Orthopäde, 30*, 856-865.
- Stiller, Timo. (1998). *Prozessorientierte Technikanalyse des Weitsprungs. Vergleich unterschiedlicher Leistungsgruppen. Unveröffentlichte Examensarbeit, Institut für Sportwissenschaften, Johann Wolfgang Goethe - Universität Frankfurt.*
- Stokes, V.P. (1984). A method for obtaining the 3D kinematics of the pelvis and thorax during locomotion. *Human Movement Science, 3*, 77-94.
- Strogatz, S.H. (1995). Ordering chaos with disorder. *Nature, 378*, 444.
- Stucki, G., Meier, D., Stucki, S., Michel, B.A., Tyndall, A.G., Dick, W., & Theiler, R. (1996). Evaluation einer deutschen Version des WOMAC (Western Ontario und McMaster Universities) Arthroseindex. *Z.Rheumatol.(55)*, 40-49.
- Sulzbacher, I. (2000). Arthrose - Histologie und pathogenetische Ansätze. *Radiologe, 40*, 1126-1133.
- Sutherland, A. G., D'Arcy, S., Smart, D., & Ashcroft, G. P. (1999). Abductor weakness and stresses around acetabular components of total hip arthroplasty: a finite element analysis. *Int Orthop, 23(5)*, 275-278.
- Sutherland, D. H. (2001). The evolution of clinical gait analysis part I: kinesiological EMG. *Gait Posture, 14(1)*, 61-70.

- Sutherland, D. H. (2002). The evolution of clinical gait analysis. Part II: Kinematics. *Gait Posture*, 16, 159-179.
- Swoboda, B. (2001). Aspekte der epidemiologischen Arthroseforschung. *Orthopäde*, 30, 834-840.
- Swoboda, B., & Weseloh, G. (2002). Neue Aspekte zur Arthroseforschung. *Z Rheumatol*, 61, 227 –228.
- Taylor, N.F., Evans, O.M., & Goldie, P.A. (1996). Angular Movements of the Lumbar Spine and Pelvis Can Be Reliably Measured after 4 Minutes of Treadmill Walking. *Clin Biomech*, 11(8), 484-486.
- Thurston, A.J. (1982). Repeatability studies of a television/computer system for measuring spinal and pelvic movements. *J Biomed Eng*, 4, 129-312.
- Thurston, A. J. (1983). Spinal and Pelvic Kinematics in Osteoarthritis of Hip Joint. *Spine*, 10(5).
- Thurston, A. J., & Harris, J. D. (1985). Normal kinematics of the lumbar spine and pelvis. *Spine*, 8(2), 199-205.
- Thurston, A.J., Whittle, M.W., & Stokes, I.A.F. (1981). Spinal and pelvic movement during walking - a new method of study. *Eng Med*, 10(4), 219-222.
- Tschauner, Christian. (1997). *Die Hüfte*. Stuttgart: Ferdinand Enke Verlag.
- Tschauner, Christian, Hofmann, S., Fock, C.M., Raith, J., & Graf, R. (2002). Mechanische Ursachen der Koxarthrose bei jungen Erwachsenen. *Orthopäde*, 31, 1094 –1111.
- v. Eisenhart-Rothe, R., Witte, H., Steinlechner, M., Müller-Gerbl, M., Putz, R., & Eckstein, F. (1999). Quantitative Bestimmung der Druckverteilung im Hüftgelenk während des Gangzyklus. *Unfallchirurg*, 102, 625-631.
- van Emmerik, R. E., & Wagenaar, R. C. (1996). Effects of walking velocity on relative phase dynamics in the trunk in human walking. *J Biomech*, 29(9), 1175-1184.
- Viitasalo, J.T., & Komi, P.V. (1975). Signal Characteristics of EMG with special reference to reproducibility of measurements. *Acta physiol. scand.*, 93, 531-539.
- Viitasalo, J.T., & Komi, P.V. (1980). EMG, Reflex and reaction time components, muscle structure and fatigue during intermittent isometric contractions in man. *Int J Sports Med*, 1, 185-190.
- Vogt, Lutz. (2000). *Ganganalytische Untersuchung der Lumbopelvikalregion bei Patienten mit chronischem Rückenschmerz*. Berlin: dissertation.de.
- Vogt, L., & Banzer, W. (1996). Reproducibility of thoracic and lumbar flexion and extension movements with ultrasonic movement analysis. *Int J Sports Med*, 17, 73.

- Vogt, L., & Banzer, W. (1997). Reproduzierbarkeit thorakaler und lumbaler Wirbelsäulenbewegungen mit der 3-D-Ultraschalltopometrie. *Phys Rehab Kur Med*, 7, 21-25.
- Vogt, L., & Banzer, W. (1997). Reproduzierbarkeit cervikaler Flexionsbewegungen der Wirbelsäulenbewegungen mit der 3-D-Ultraschalltopometrie. In D. Schmidbleicher & K. Bös & A. Müller (Eds.), *Sport im Lebenslauf* (Vol. 85, pp. 92-97). Hamburg: Czwalina.
- Vogt, L., & Banzer, W. (1999). Measurement of lumbar spine kinematics in incline treadmill walking. *Gait Posture*, 9(1), 18-23.
- Vogt, L., & Banzer, W. (1999). Vergleichende oberflächenelektromyographische Untersuchung ausgewählter Rumpf- und Hüftmuskeln beim Gehen auf der freien Gehstrecke und dem Laufband. *Dtsch. Z. Sportmed.*(3), 84-88.
- Vogt, L., Pfeifer, K., Portscher, & Banzer, W. (2001). Influences of nonspecific low back pain on three-dimensional lumbar spine kinematics in locomotion. *Spine*, 26(17), 1910-1919.
- Vogt, L., Brettmann, K., Pfeifer, K., & Banzer, W. (2003). Walking patterns of hip arthroplasty patients: some observations on the medio-lateral excursion of the trunk. *Disability and Rehabilitation*, 25(7), 309-317.
- Wagenaar, R.C., & van Emmerik, R.E.A. (2000). Resonant frequencies of arms Legs identify different walking patterns. *Journal of Biomechanics*(33), 853-861.
- Watanabe, H., Shimada, Y., Kagaya, H., & Sato, K. (1999). Gait analysis following varus osteotomy of the femur for hip osteoarthritis. *J Orthop Sci*, 4(2), 89-98.
- Watelain, E., Barbier, F., Allard, P., Thevenon, A., & Angue, J. C. (2000). Gait pattern classification of healthy elderly men based on biomechanical data. *Arch Phys Med Rehabil*, 81(5), 579-586.
- Wessinghage, D. (2000). Historische Aspekte des Gelenkersatzes. Eine bibliographische Studie. *Orthopäde*, 29, 1067-1071.
- Whittle, M.W. (1996). Clinical gait analysis: A review. *Human Movement Science*, 96, 369-387.
- Wiedmer, L., Langer, T., & Knusel, O. (1992). [Gait pattern of patients with hip arthritis]. *Orthopäde*, 21(1), 35-40.
- Winter, D. A. (1982). Camera Speeds for Normal and Pathological Gait Analysis. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 20, 408-412.
- Winter, David A. (1983). Biomechanical Motor Patterns in Normal Walking. *Journal of Motor Behaviour*, 15, 302-330.
- Winter, D.A. (1984). Kinematic and kinetic patterns in human gait: variability and compensating effects. *Human Movement Science*, 3, 51-76.

-
- Winter, D.A. (1989). *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. Waterloo: University of Waterloo.
- Winter, D.A. (1991). *Biomechanics and Motor Control of Human Gait: Normal, Elderly and Pathological*. Waterloo: University of Waterloo.
- Winter, D. A., & Yack, H.J. (1987). EMG Profiles During Normal Walking: Stride-to-Stride and Inter-Subject Variability. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 6, 402-411.
- Wright, James G., & Young, Nancy L. (1997). A Comparison of Different Indices of Responsiveness. *J.Clin.Epidemiol.*, 50(3), 239-246.
- Zacher, J. , & Gursche, A. (2001). Diagnostik der Arthrose. *Orthopäde*, 30, 841-847.
- Zhang, Li-Qun, Shiavi, Richard, Hunt, Martin, A., & Chen, Jia-Jen J. (1991). Clustering Analysis and Pattern Discrimination of EMG Linear Envelopes. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 38(8), 777-784.
- Zichner, L. (2000). Der endoprothetische Gelenkersatz - eine Standortbestimmung. In L. Zichner & M. Engelhardt & J. Freiwald (Eds.), *Sport bei Arthrose und nach endoprothetischem Einsatz*, 5. unveränderte Auflage. (pp. 63-69). Nürnberg: Novartis Pharma Verlag.
- Zipp, Peter. (1989). Leitregeln für die Oberflächen-Myographie: ausgewählte Beispiele. In R. Daugh (Ed.), *Motorikforschung aktuell. dvs-Protokolle Nr.35*. Clauthal-Zellerfeld.
- Zschorlich, V.R. (1989). Digital filtering of EMG-signals. *Electromyogr. clin. Neurophysiol.*, 89(29), 81-86.

ANHANG

Anhang I - Dendrogramme der interindividuellen Analyse

Legende:

Kontrollgruppe:

AA060745
AT090229
DK040230
DM310542
IS230644
KH040344
MS291244
RA050941
RK180854
RL220147
UB160143

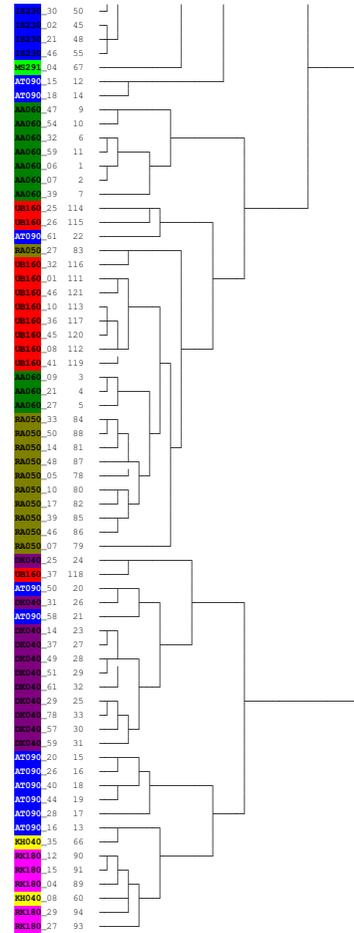
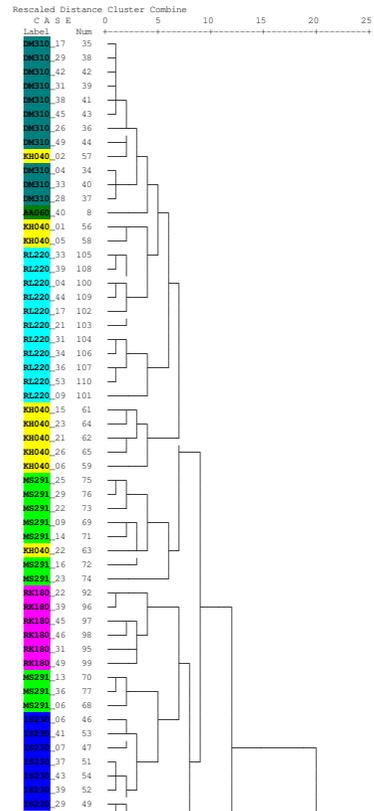
Versuchsgruppe:

AF050334
AG180357
ER140935
GB300355
HH100130
HS180731
JB050243
LD280337
LW271044
PH080741
RD131246
UH130745
+AK140436
+CL010942
+IO181232
+WH030830
+EW180230
+GG060324
+HB290430
+IH280948
+SU020747

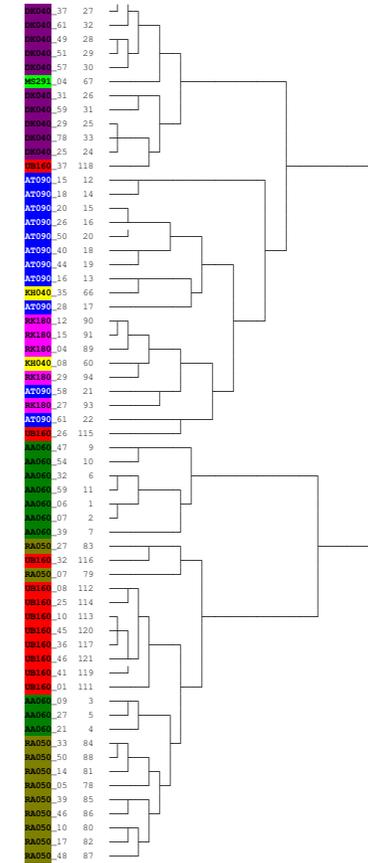
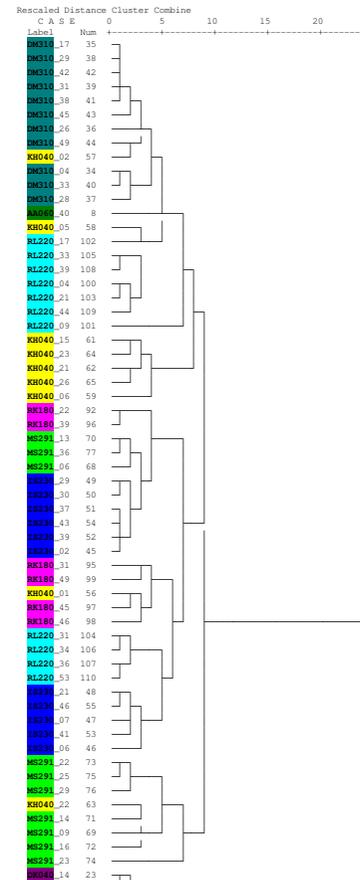
+: Versuchsgruppenteil, mit weniger engen Einschlusskriterien

Kontrollgruppe

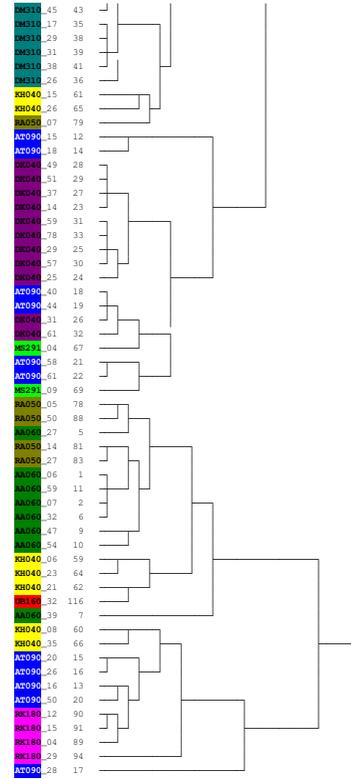
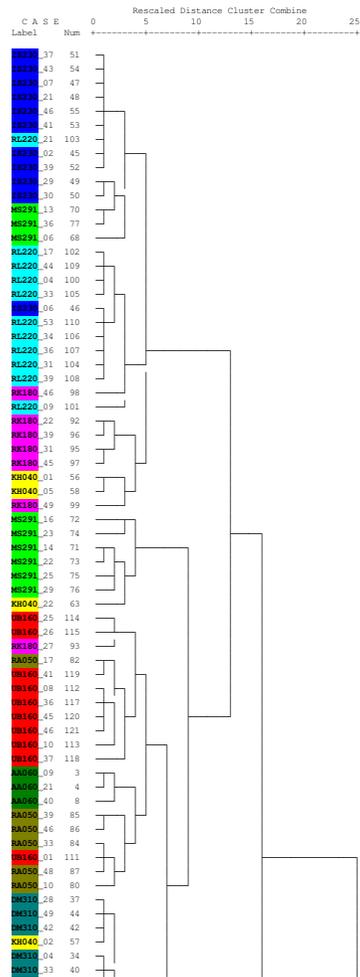
Dendrogramm K 1: 8 Merkmale



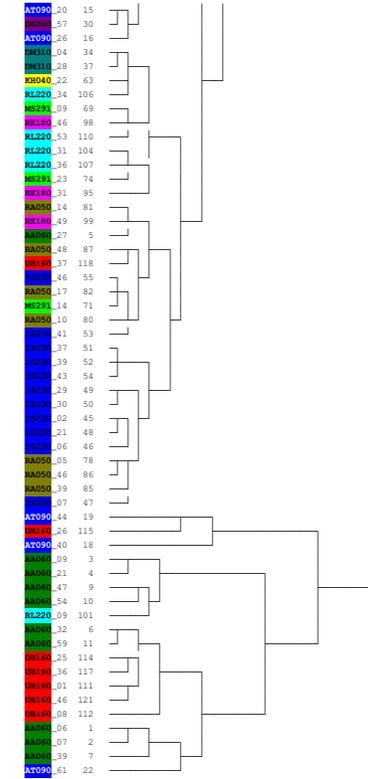
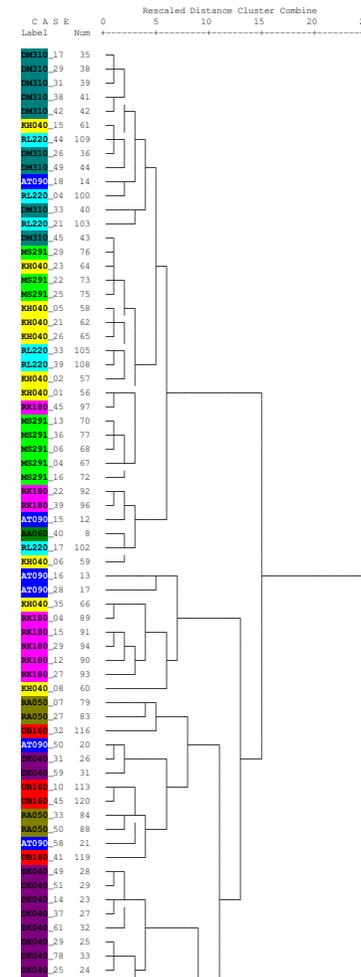
Dendrogramm K 2: 6 kinematische Merkmale



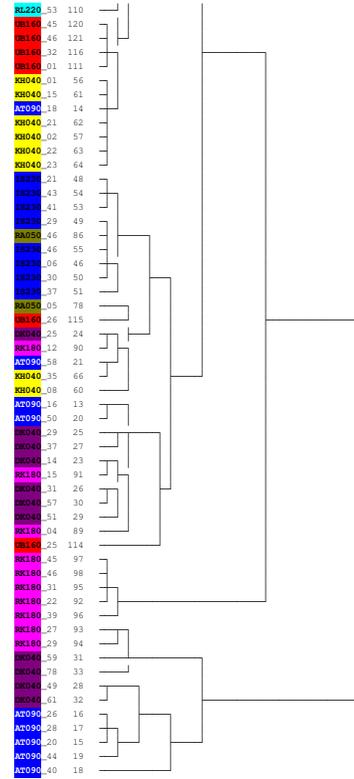
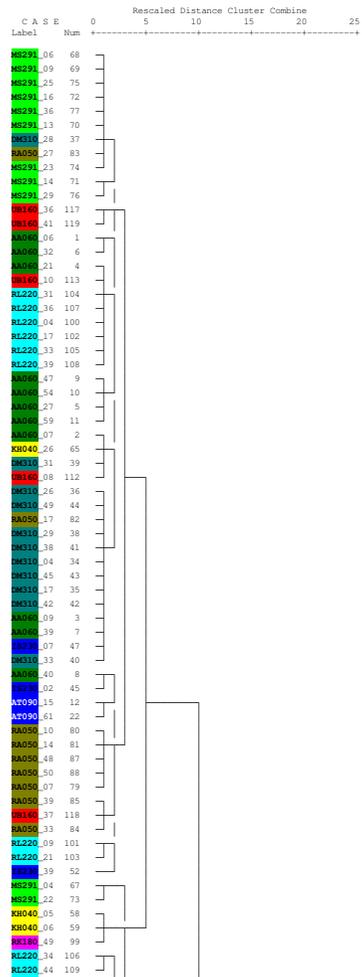
Dendrogramm K 3: 3 sakrale kinematische Merkmale



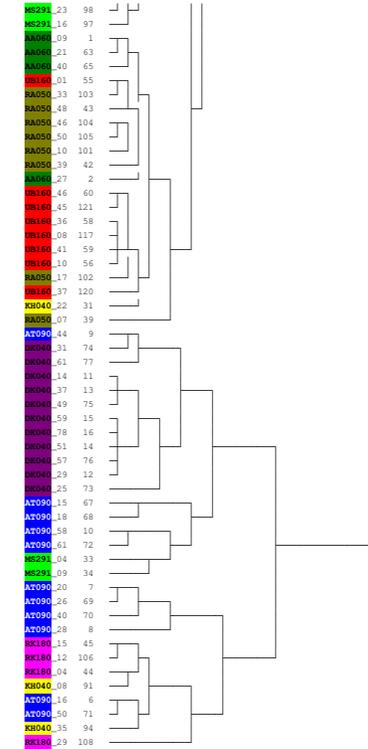
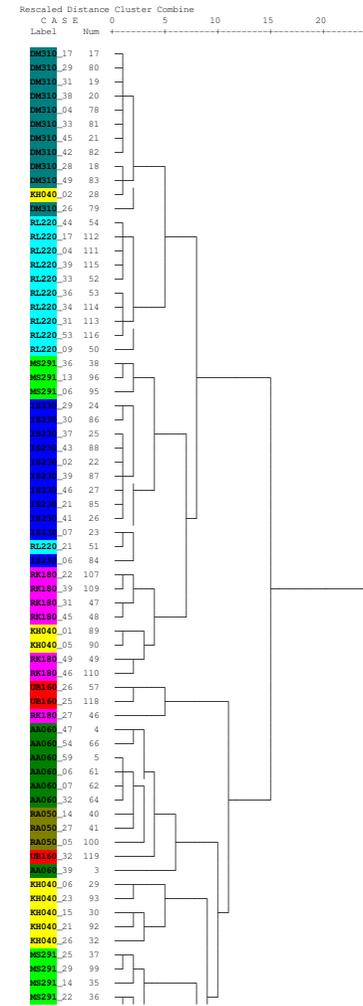
Dendrogramm K 4: 3 thorakale kinematische Merkmale



Dendrogramm K 5: 2 elektromyographische Merkmale

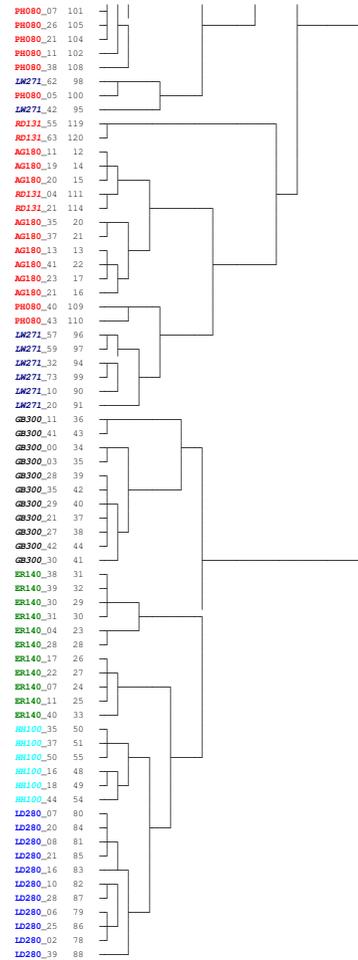
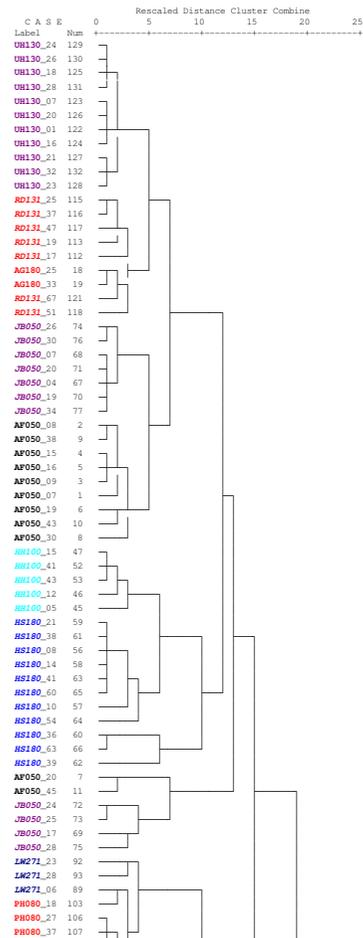


Dendrogramm K 6: 5 Beckenmerkmale

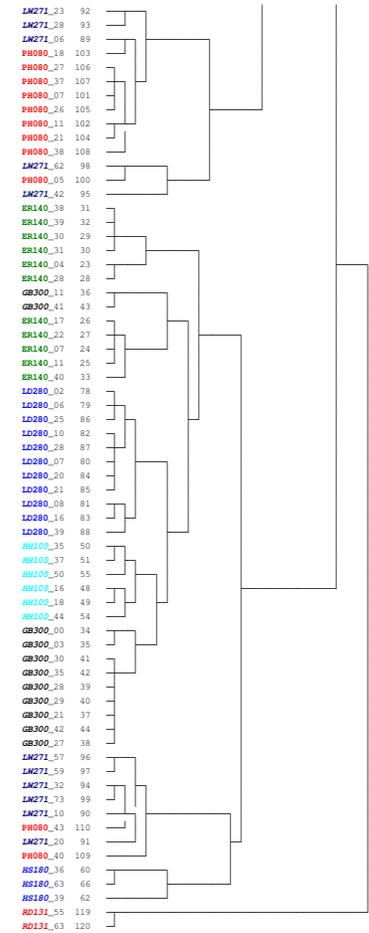
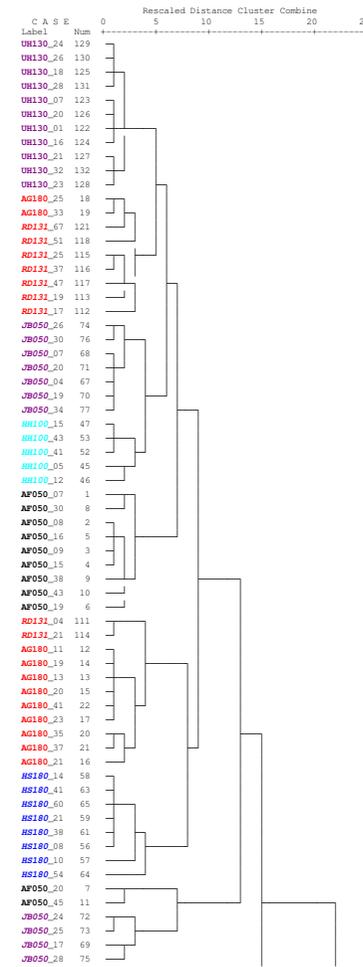


Homogene Versuchsgruppe

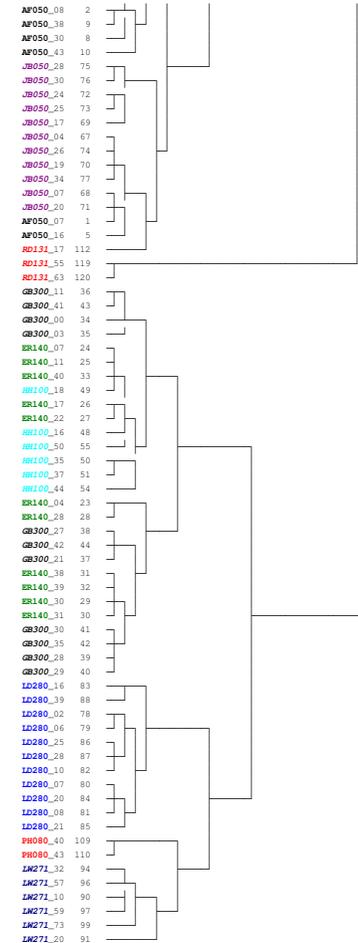
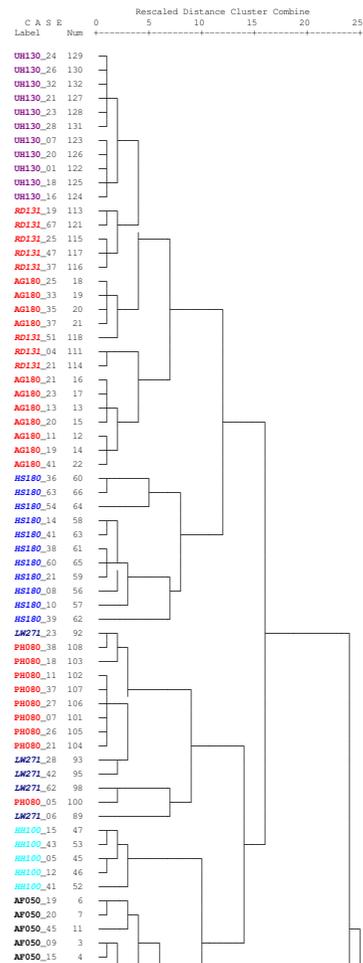
Dendrogramm VH 1: 8 Merkmale



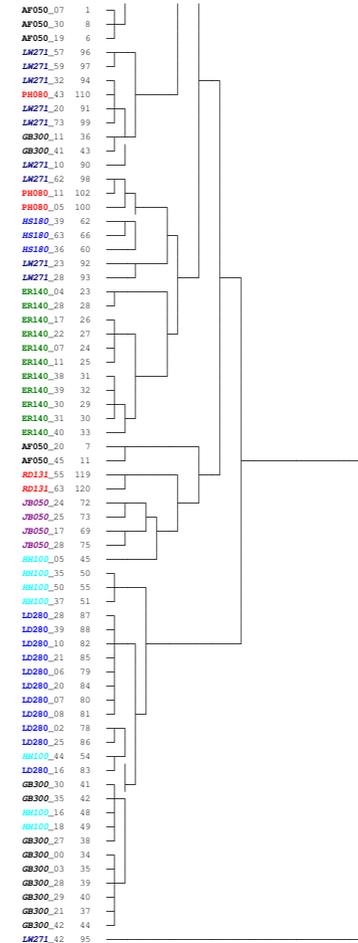
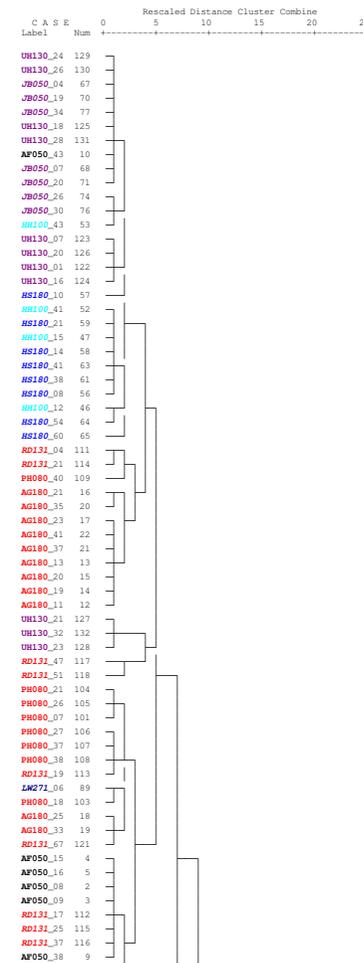
Dendrogramm VH 2: 6 kinematische Merkmale



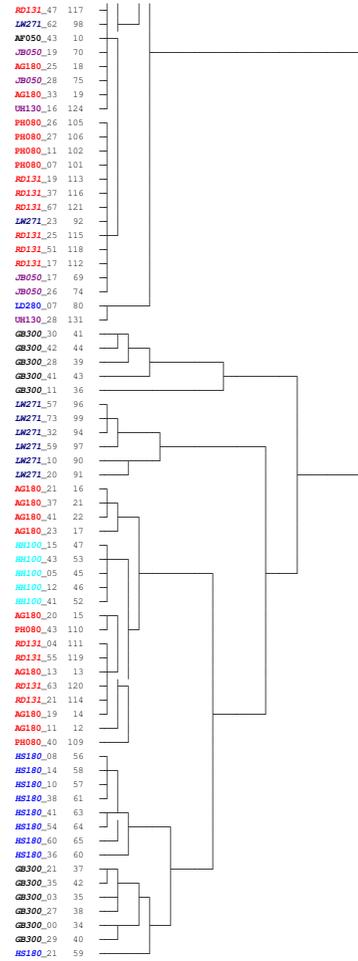
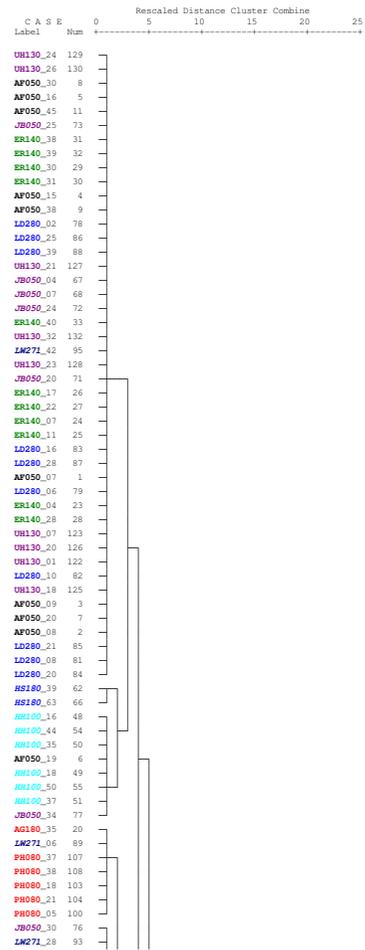
Dendrogramm VH 3: 3 sakrale kinematische Merkmale



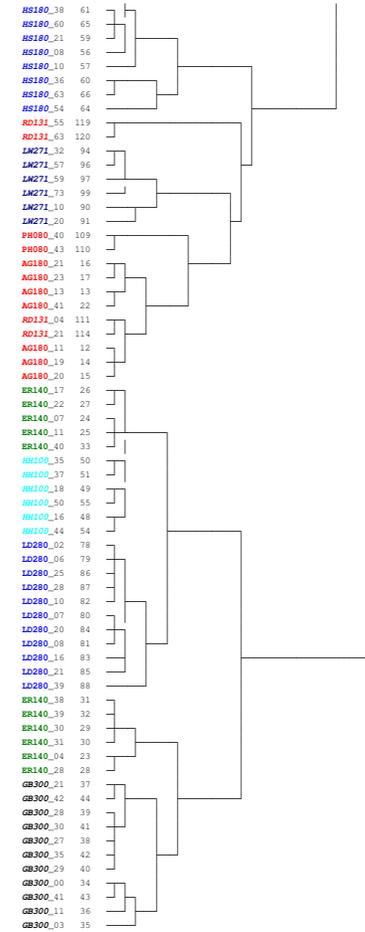
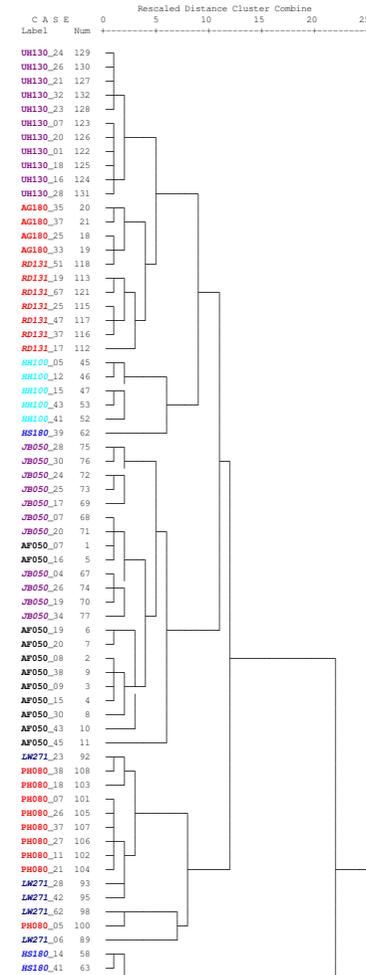
Dendrogramm VH 4: 3 thorakale kinematische Merkmale



Dendrogramm VH 5: 2 elektromyographische Merkmale

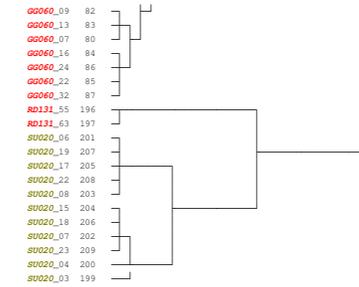
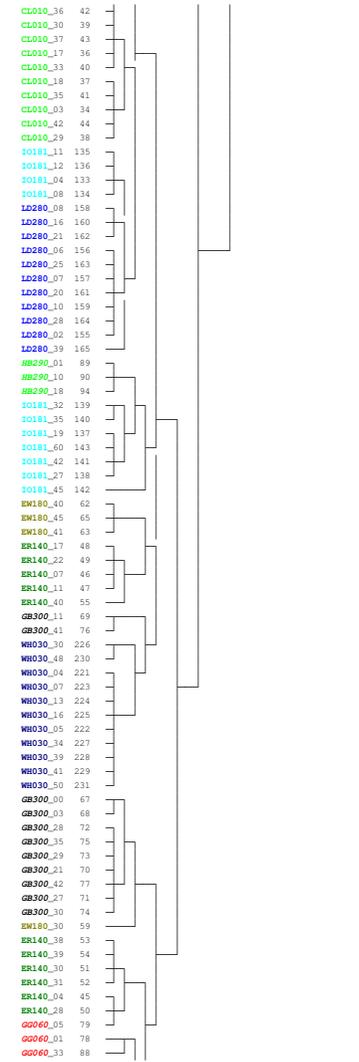
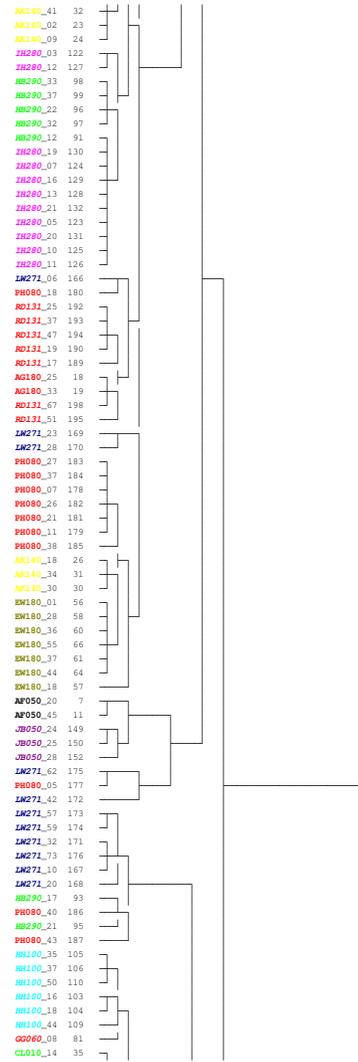
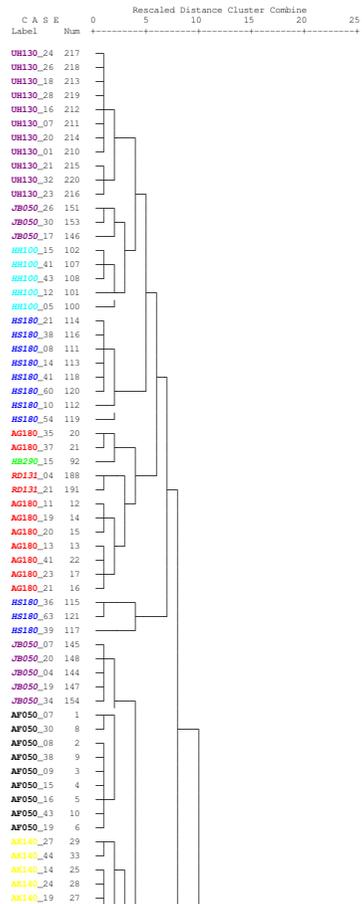


Dendrogramm VH 6: 5 Beckenmerkmale

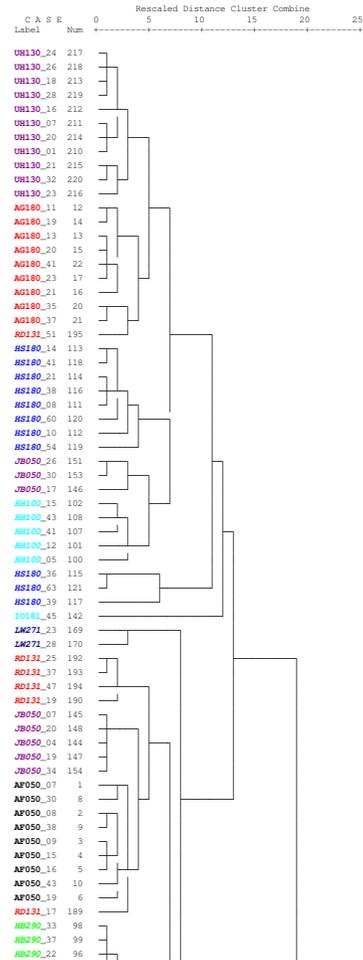


Versuchsgruppe (komplett)

Dendrogramm V 1: 8 Merkmale



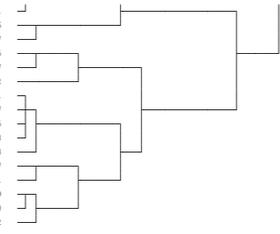
Dendrogramm V 2: 6 kinematische Merkmale



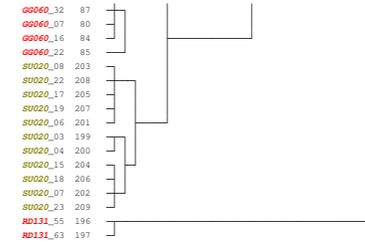
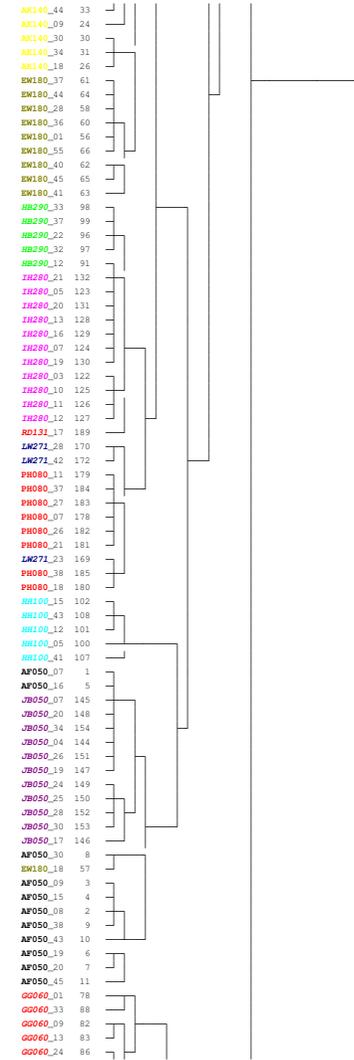
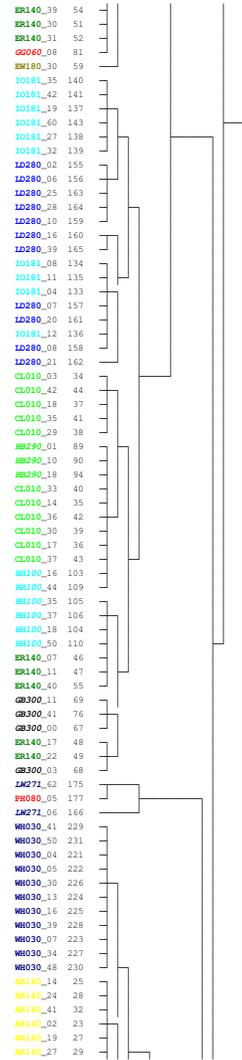
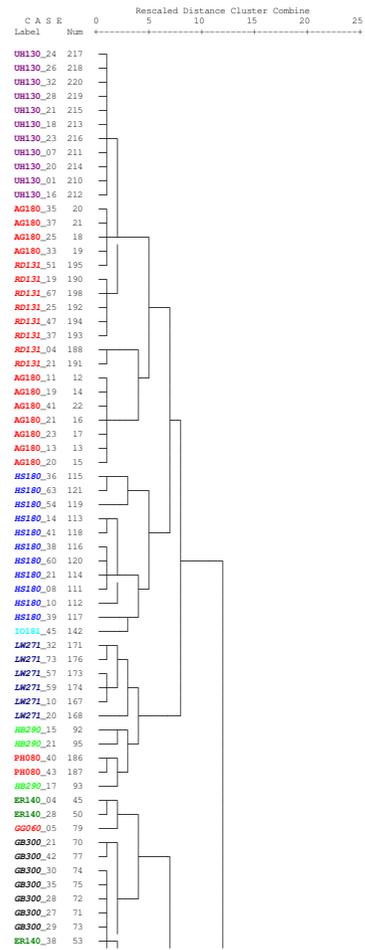
HB290_32	97
HB290_15	92
AG180_25	18
AG180_33	19
AG131_67	198
HS280_11	126
HS280_21	132
HS290_12	91
HS280_19	130
HS280_07	124
HS280_16	129
HS280_13	128
HS280_05	123
HS280_20	131
HS280_10	125
HS280_12	127
HS280_03	122
AK140_18	26
AK140_34	31
AK140_30	30
EM180_18	57
EM180_37	61
EM180_44	64
EM180_28	58
EM180_36	60
EM180_01	56
EM180_55	66
AK140_02	23
AK140_09	24
AK140_14	25
AK140_24	28
AK140_19	27
AK140_41	32
AK140_27	29
AK140_44	33
LN271_06	166
PH080_18	180
PH080_27	183
PH080_37	184
PH080_07	178
PH080_26	182
PH080_21	181
PH080_11	179
PH080_38	185
SU020_15	204
SU020_18	206
SU020_07	202
SU020_23	209
SU020_04	200
SU020_03	199
EM180_04	62
EM180_45	65
EM180_41	63
ER140_17	48
ER140_22	49
ER140_07	46
ER140_11	47
ER140_40	55
GO060_01	78
GO060_33	88
GO060_09	82
GO060_13	83
GO060_07	80
GO060_16	84
GO060_24	86
GO060_32	87
GO060_22	85
ER140_38	53
ER140_39	54
ER140_30	51
ER140_31	52
ER140_04	45
ER140_28	50
GO060_05	79
HI100_35	105

HI100_37	106
HI100_50	110
GB300_28	72
GB300_29	73
GB300_21	70
LN271_42	77
GB300_30	74
GB300_35	75
GB300_27	71
EM180_30	59
GO060_08	81
LN271_37	173
LN271_59	174
LN271_32	171
LN271_73	176
LN271_10	167
PH080_43	187
LN271_20	168
HB290_17	93
PH080_40	186
HB290_21	95
HI100_16	103
HI100_18	104
CI010_18	37
CI010_35	41
CI010_03	34
CI010_42	44
CI010_29	38
LD280_08	158
LD280_16	160
LD280_39	165
CI010_14	35
CI010_36	42
CI010_30	39
CI010_37	43
CI010_17	36
CI010_33	40
HB290_01	89
HB290_37	90
HB290_18	94
HI100_44	109
LD280_02	155
LD280_06	156
LD280_25	163
IO181_11	135
IO181_12	136
LD280_10	159
LD280_28	164
LD280_07	157
LD280_20	161
IO181_04	133
LD280_21	162
IO181_08	134
IO181_32	139
IO181_35	140
IO181_19	137
IO181_60	143
IO181_42	141
IO181_27	138
WHO30_30	226
WHO30_48	230
WHO30_04	221
WHO30_07	223
WHO30_41	229
WHO30_50	231
WHO30_05	222
WHO30_13	224
WHO30_16	225
WHO30_34	227
WHO30_39	228
GB300_11	69
GB300_41	76
GB300_00	67
GB300_03	68
RD131_04	188

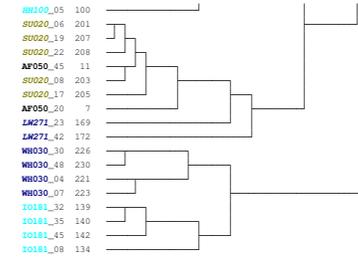
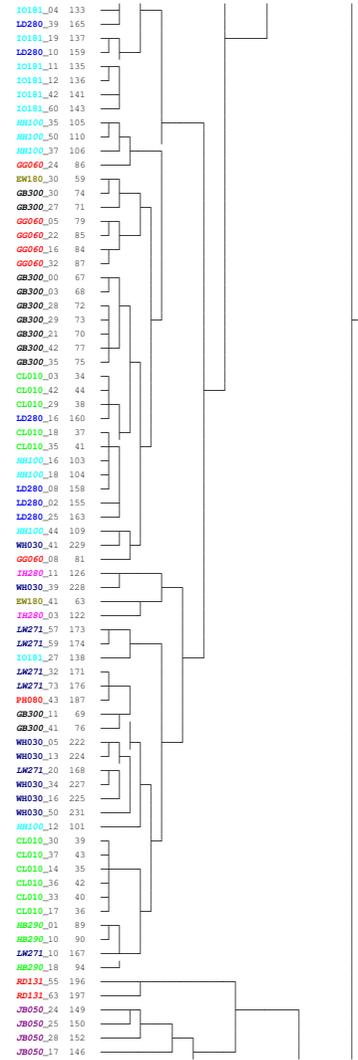
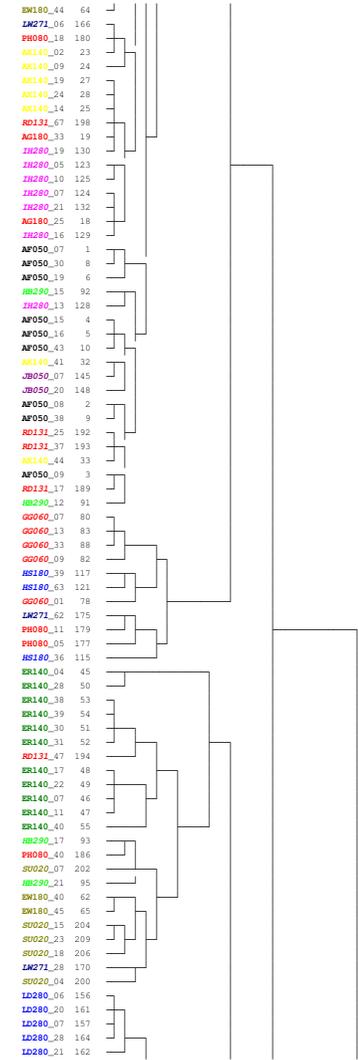
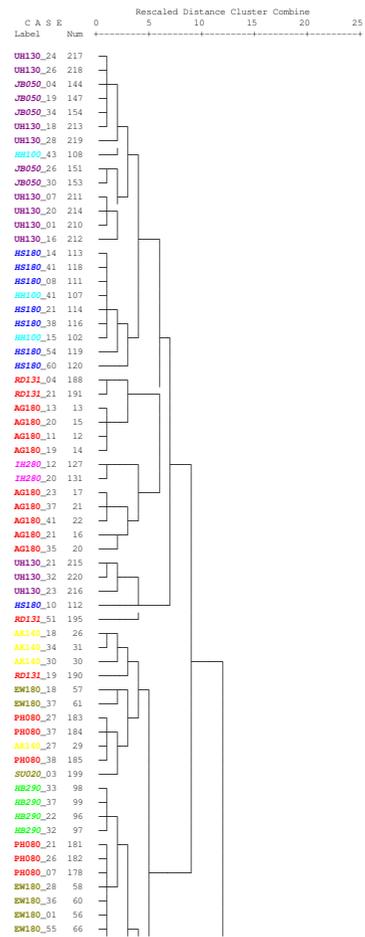
RD131_21	191
RD131_55	196
LN271_62	197
LN271_42	172
SU020_06	201
SU020_19	207
SU020_17	205
SU020_22	208
SU020_08	203
AF050_20	7
AF050_45	11
JB050_34	149
JB050_25	150
JB050_28	152



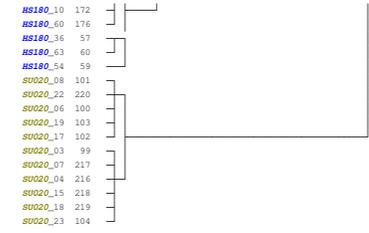
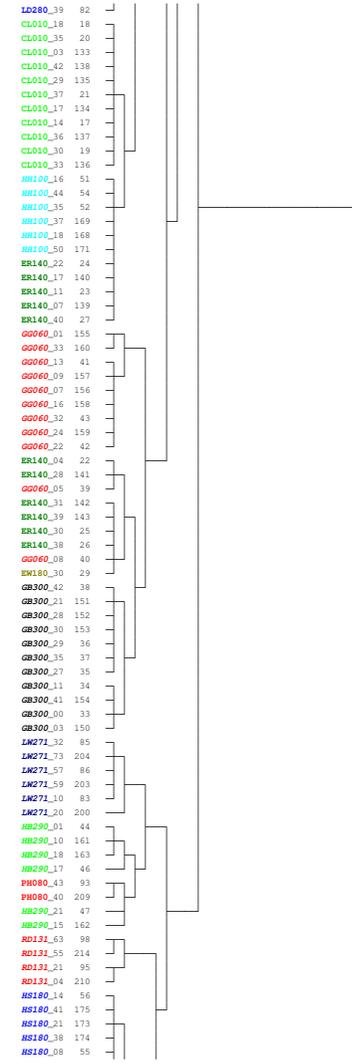
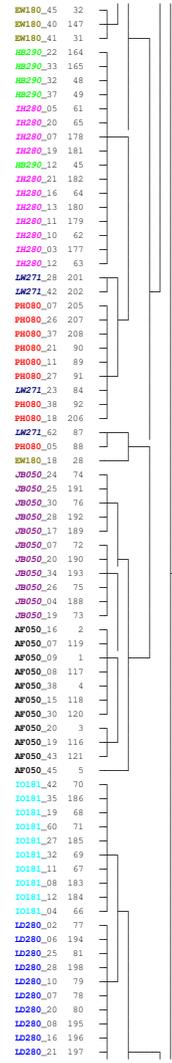
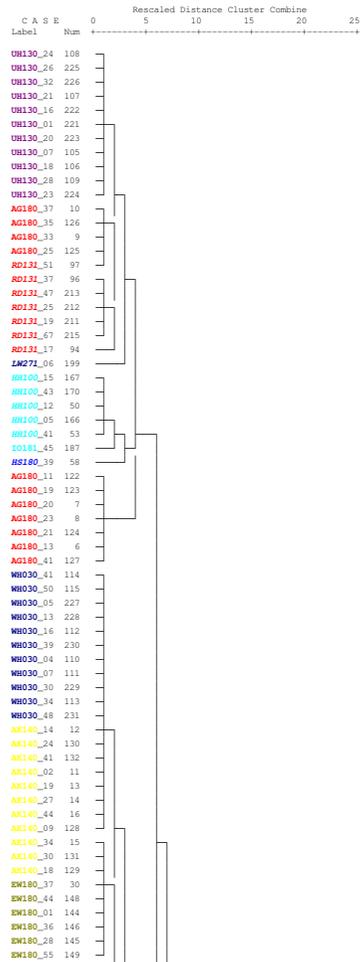
Dendrogramm V 3: 3 sakrale kinematische Merkmale



Dendrogramm V 4: 3 thorakale kinematische Merkmale

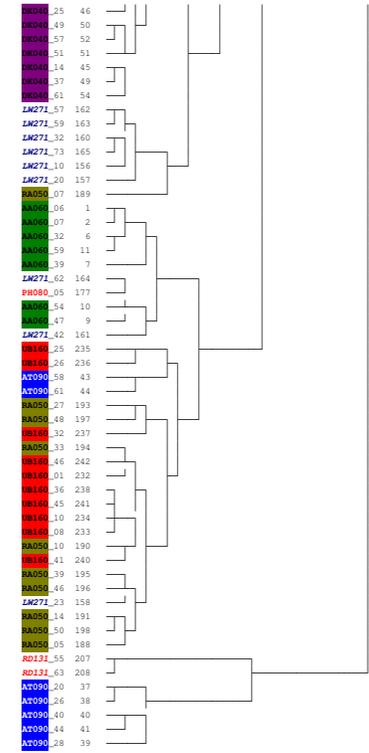
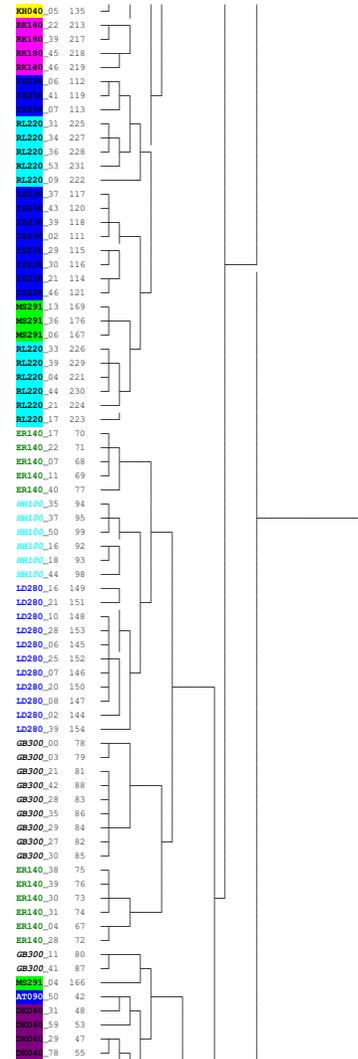
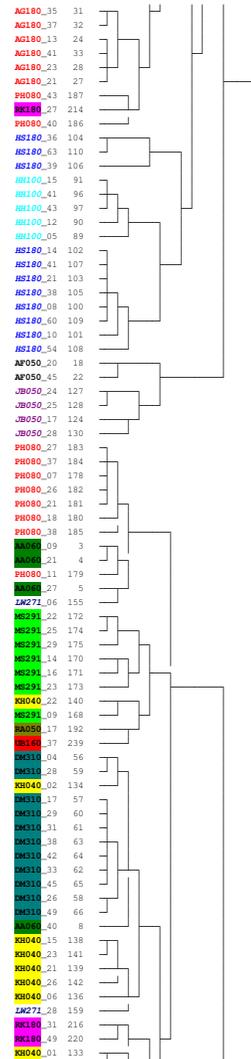
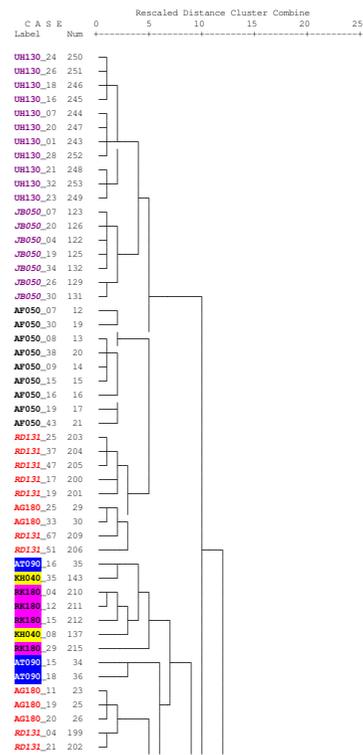


Dendrogram V 6: 5 Beckenmerkmale

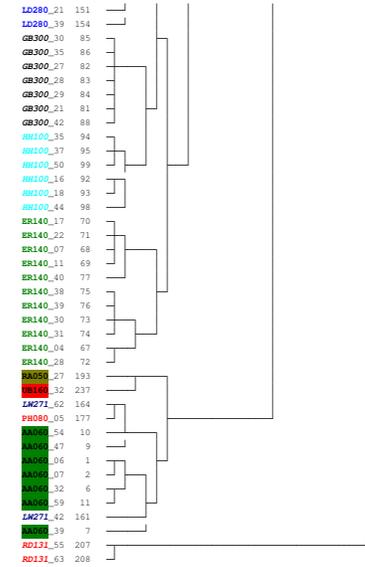
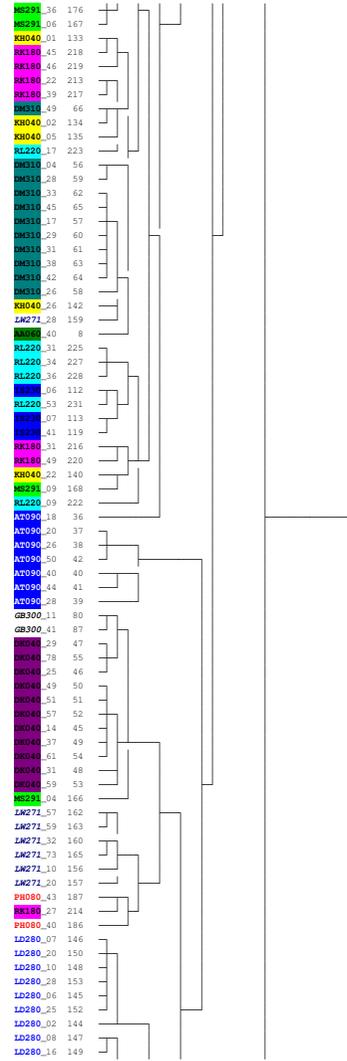
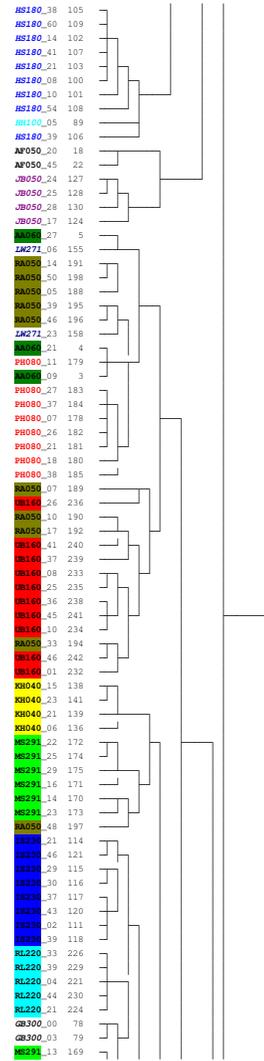
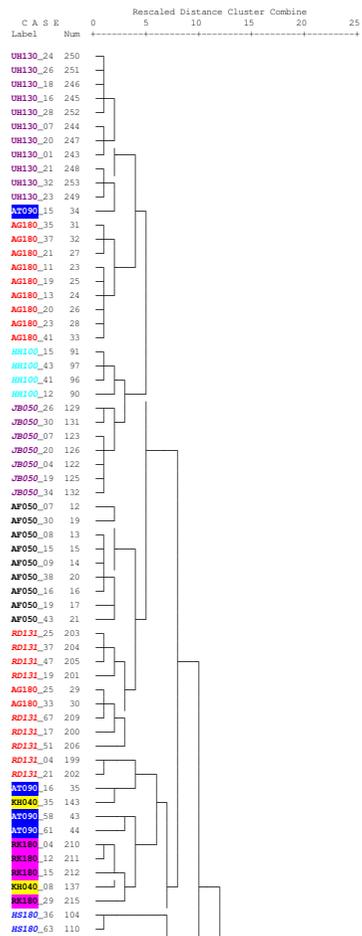


Kontrollgruppe und homogene Versuchsgruppe zusammen

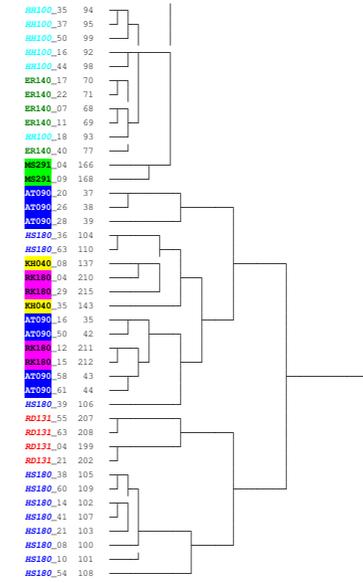
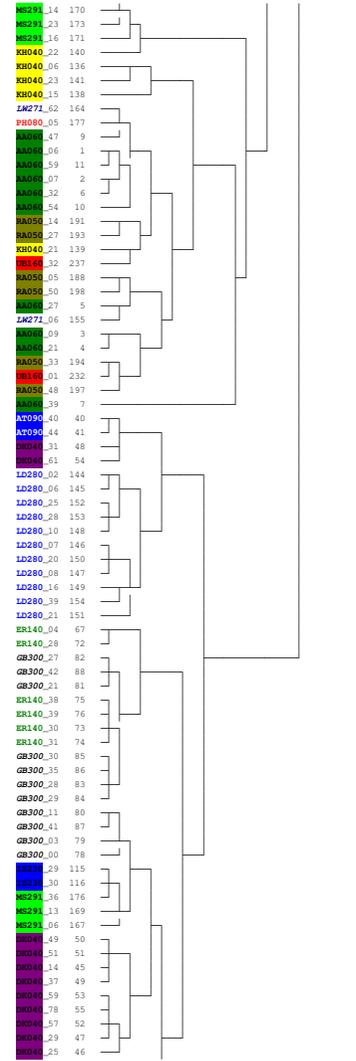
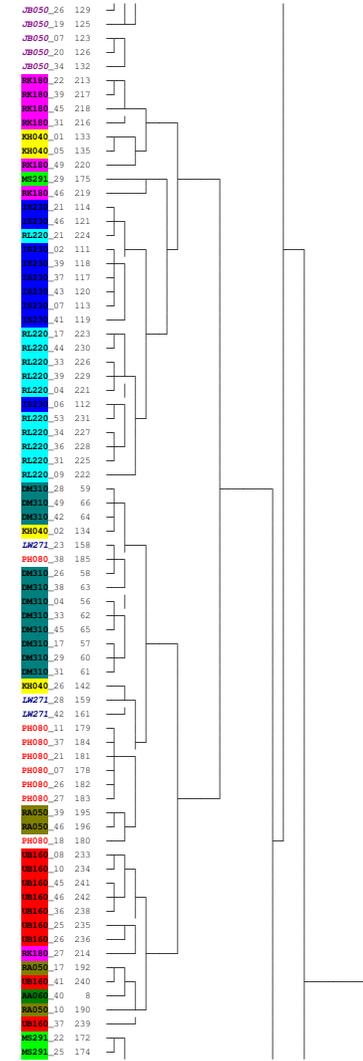
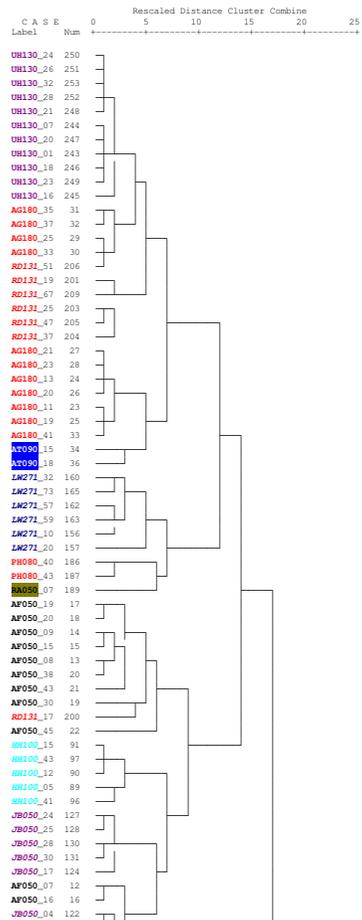
Dendrogramm ZH 1: 8 Merkmale



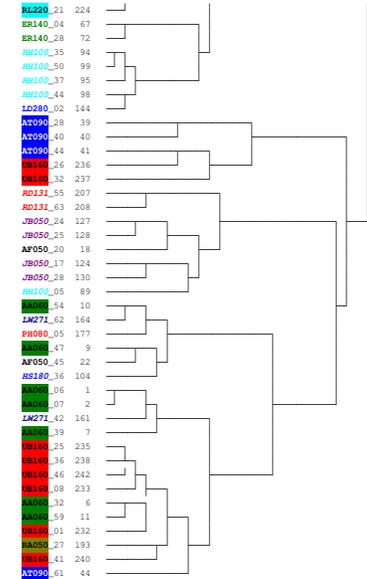
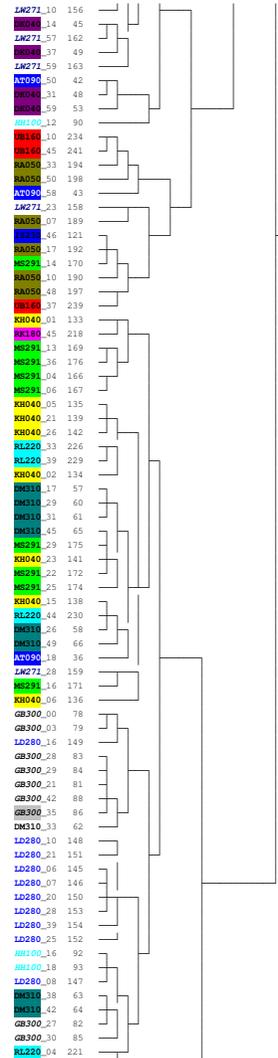
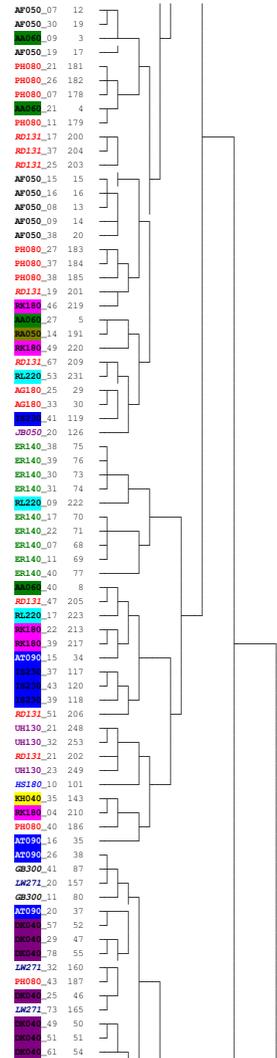
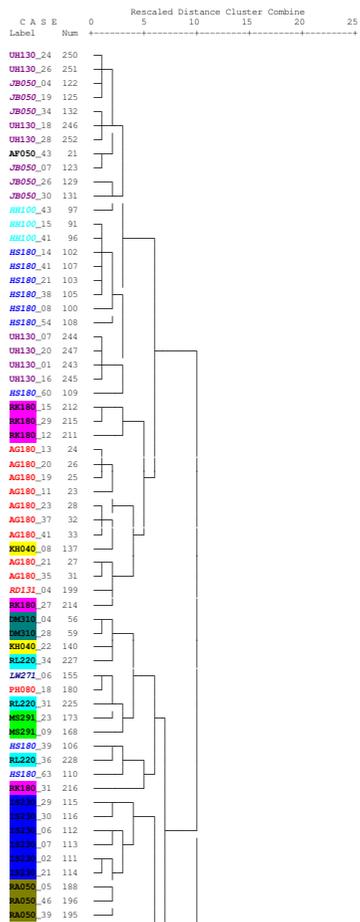
Dendrogramm ZH 2: (6 kinematische Merkmale)



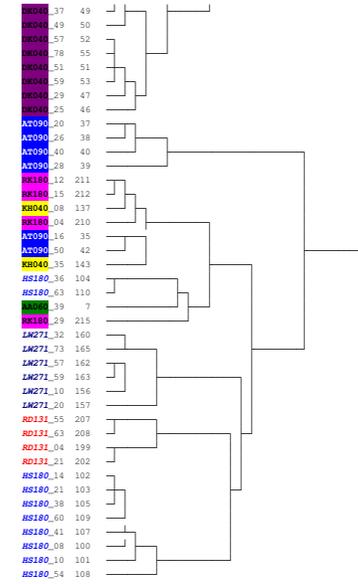
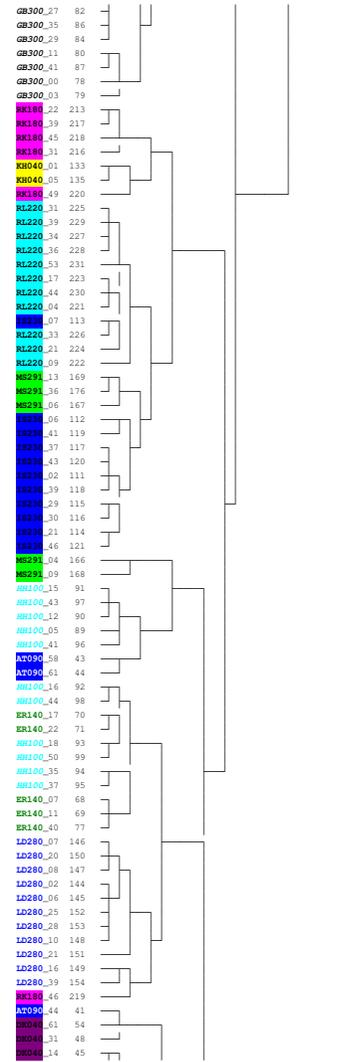
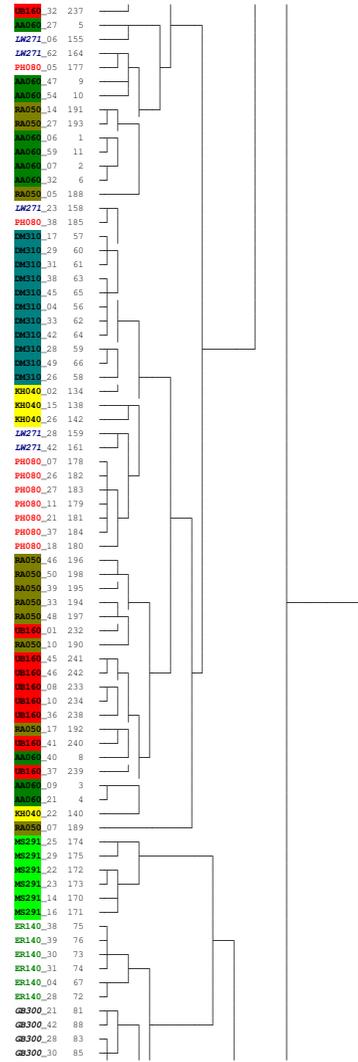
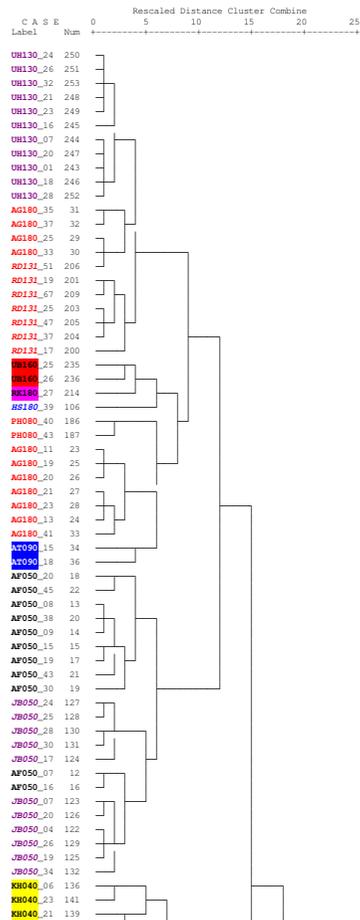
Dendrogramm ZH 3: 3 sakrale kinematische Merkmale



Dendrogramm ZH 4: 3 thorakale kinematische Merkmale

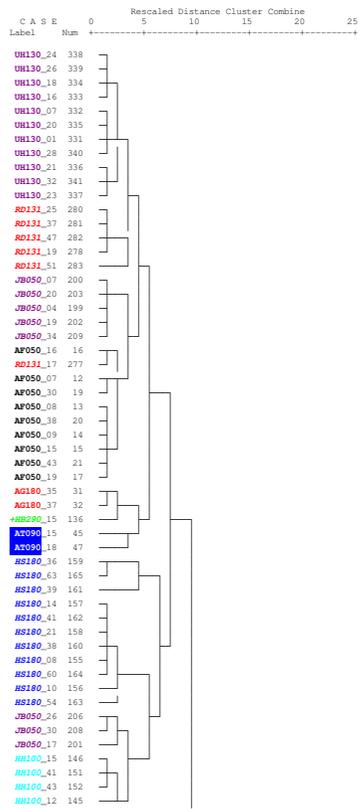


Dendrogramm ZH 6: 5
Beckenmerkmale

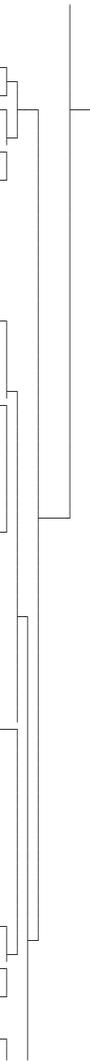


Kontrollgruppe und komplette Versuchsgruppe zusammen

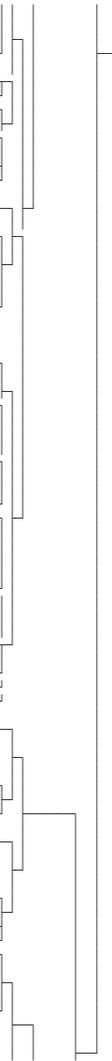
Dendrogramm Z 1: 8 Merkmale



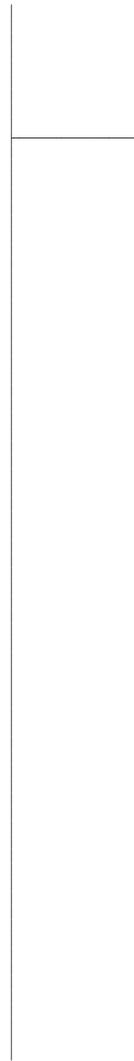
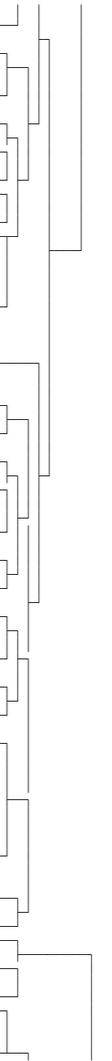
UH100_05	144
KH040_16	215
KH040_23	218
KH040_21	216
KH040_25	219
LM271_28	236
KH040_06	213
KH040_22	217
MS291_09	245
MS291_22	249
MS291_25	251
MS291_16	248
MS291_14	247
MS291_23	250
+AK140_14	36
+AK140_24	39
+AK140_19	38
+AK140_41	43
RL220_53	308
RL220_31	302
RL220_34	304
RL220_02	34
RL220_36	305
+AK140_09	35
+AK140_27	40
+AK140_44	44
RL220_17	300
PH080_38	262
+HW180_18	101
RL220_09	299
PH080_27	260
PH080_37	261
PH080_07	255
PH080_26	259
PH080_21	258
PH080_11	256
PH080_18	257
+AK140_18	37
+AK140_34	42
+AK140_30	41
+HW180_01	100
+HW180_28	102
+HW180_36	104
+HW180_35	110
+HW180_37	105
+HW180_44	108
AG180_25	29
AG180_33	30
RD131_67	286
+HZ290_33	142
+HZ290_37	143
+HZ290_22	140
+HZ290_32	141
+HZ290_05	167
+HZ290_20	175
+HZ290_07	168
+HZ290_16	173
+HZ290_13	172
+HZ290_21	176
+HZ290_12	171
+HZ290_12	135
+HZ290_19	174
+HZ290_10	169
+HZ290_11	170
HS180_09	3
HS180_21	4
HS180_27	5
LM271_06	232
LM271_23	235
MS050_39	272
MS050_17	269
MS050_41	350
MS050_50	352
+HW030_41	342
+HW030_29	342
+HW030_27	344



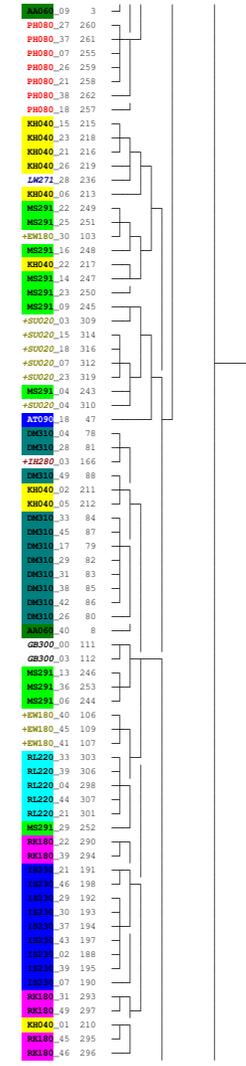
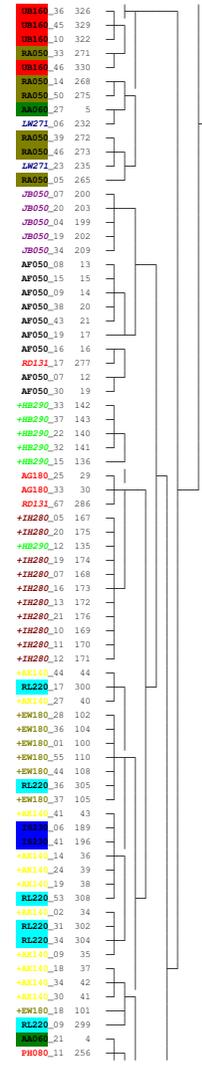
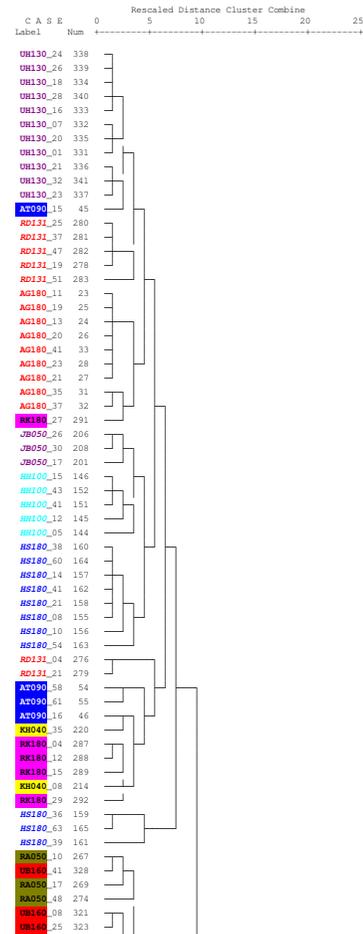
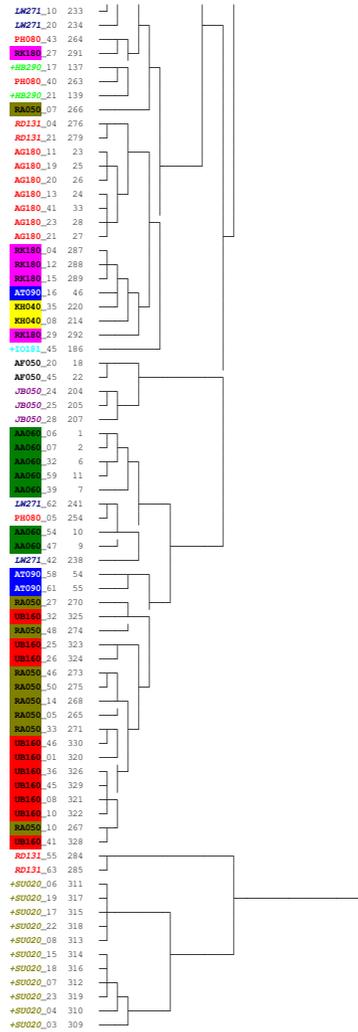
+HW030_13	345
+HW030_16	346
+HW030_23	348
+HW030_24	348
+HW030_29	349
ER140_21	293
ER140_49	297
ER140_22	290
ER140_39	294
KH040_01	210
KH040_05	212
ER180_45	295
ER180_46	296
ER290_06	189
ER290_11	196
ER290_07	190
ER290_21	191
ER290_46	198
ER290_37	194
ER290_43	197
ER290_19	195
ER290_02	188
ER290_29	192
ER290_30	193
MS291_13	246
MS291_36	253
MS291_06	244
+HW180_40	106
+HW180_45	109
+HW180_01	107
RL220_33	303
RL220_39	306
RL220_04	298
RL220_44	307
RL220_21	301
MS291_29	252
EM030_26	80
EM030_49	88
+AK140_34	79
EM030_29	82
EM030_31	83
EM030_38	85
EM030_42	86
EM030_35	84
EM030_45	87
EM030_04	78
EM030_28	81
KH040_02	211
+HZ290_03	166
ER140_40	8
ER140_04	89
ER140_28	94
+G000_05	123
ER140_38	97
ER140_39	98
ER140_30	95
ER140_31	96
+G000_08	125
+G000_16	128
+G000_24	130
+G000_22	129
+G000_32	131
+G000_09	126
+G000_13	127
+G000_07	124
+G000_01	122
+G000_33	132
GB300_00	111
GB300_03	112
GB300_21	114
GB300_42	121
+HW030_28	116
GB300_35	119
GB300_29	117
GB300_27	115

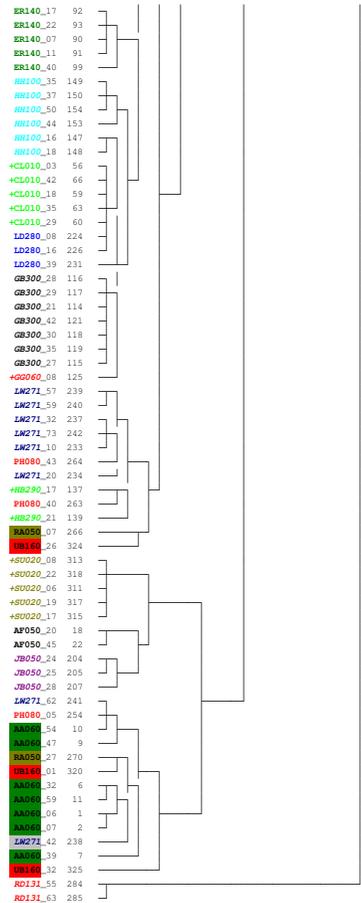
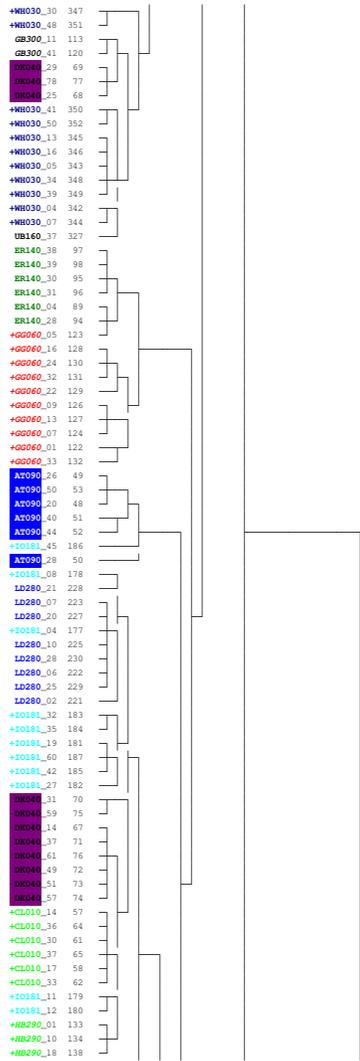


GB300_30	118
+HW180_30	103
ER140_17	92
ER140_22	93
ER140_07	90
ER140_11	91
ER140_40	99
UH100_35	149
UH100_37	150
UH100_50	154
UH100_16	147
UH100_18	148
UH100_44	153
LD290_08	224
LD290_16	226
LD290_39	231
+Y0181_08	178
LD290_21	228
LD290_07	223
LD290_20	227
LD290_10	225
LD290_38	230
LD290_06	222
LD290_25	229
LD290_02	221
+HW030_30	347
+HW030_48	351
EM040_29	69
EM040_78	77
EM040_25	68
EM040_37	327
+HZ290_01	133
+HZ290_10	134
+HZ290_18	138
EM040_49	72
EM040_57	74
EM040_14	67
EM040_27	71
EM040_61	76
AT030_50	53
EM040_31	70
EM040_59	75
+Y0181_19	181
+Y0181_60	187
+Y0181_42	185
+Y0181_11	179
+Y0181_32	180
+Y0181_04	177
+Y0181_32	183
+Y0181_35	184
+Y0181_27	182
+CLO10_03	56
+CLO10_42	66
+CLO10_18	59
+CLO10_35	63
+CLO10_39	60
+CLO10_14	57
+CLO10_36	64
+CLO10_30	61
+CLO10_37	65
+CLO10_17	58
+CLO10_33	62
EM040_51	73
GB300_11	113
GB300_41	120
MS291_04	243
AT030_20	48
AT030_26	49
AT030_40	51
AT030_44	52
AT030_28	50
LM271_67	239
LM271_69	240
LM271_32	237
LM271_73	242

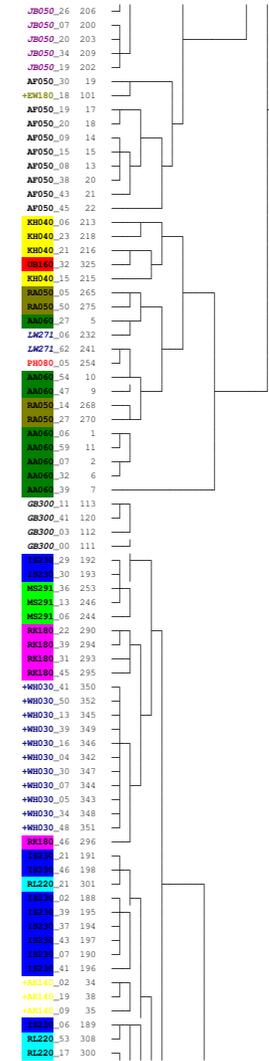
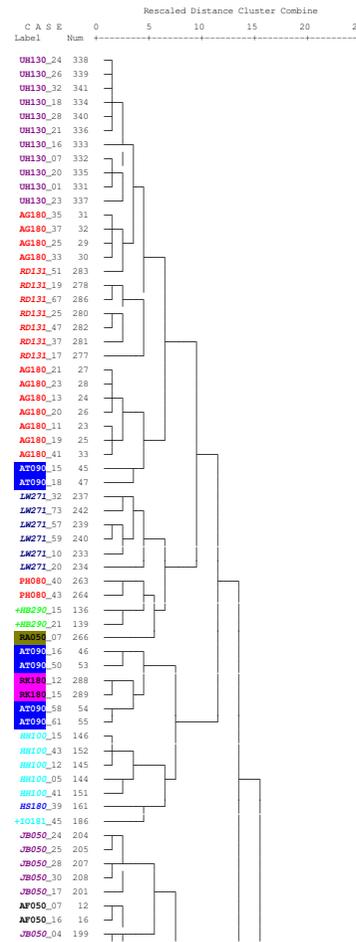


Dendrogramm Z 2: 6 kinematische Merkmale



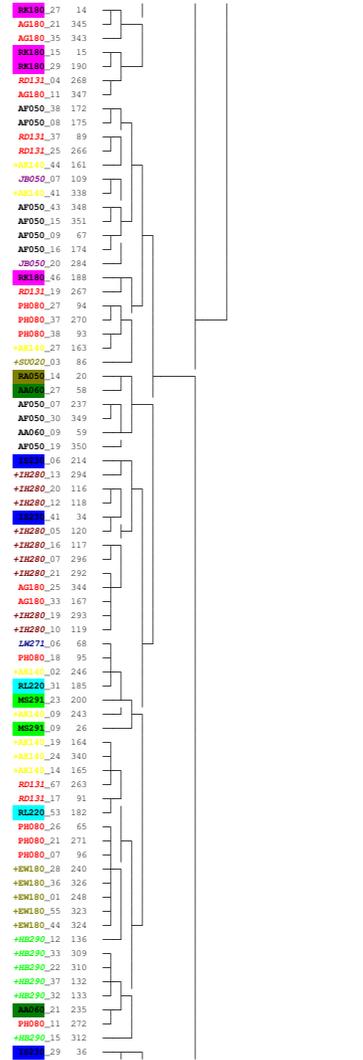
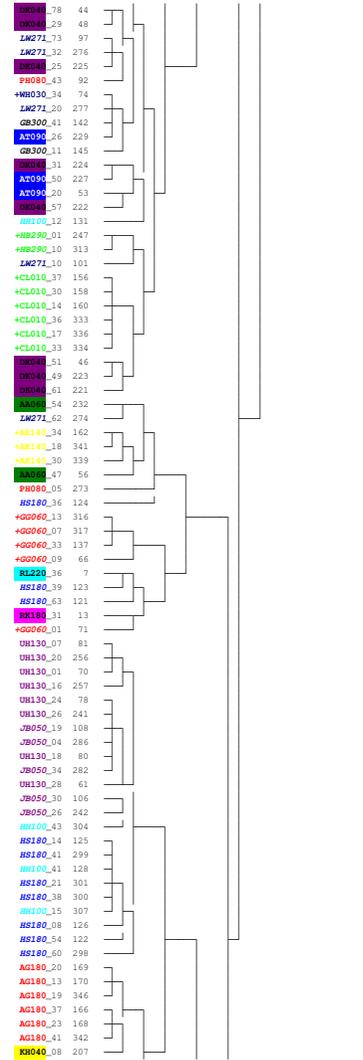
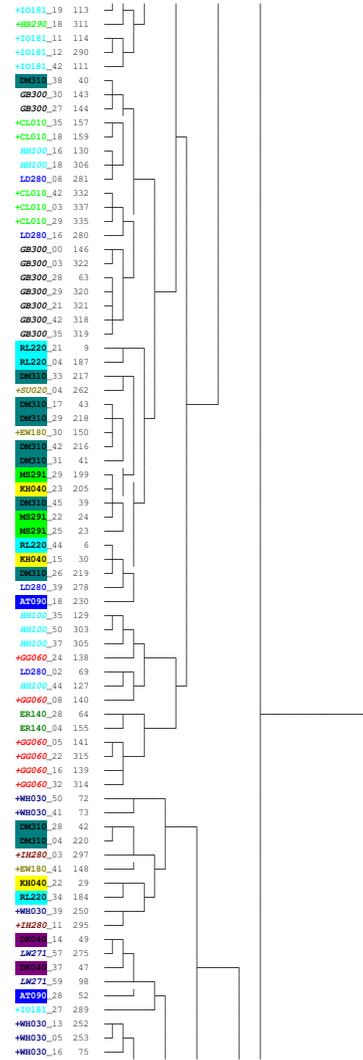
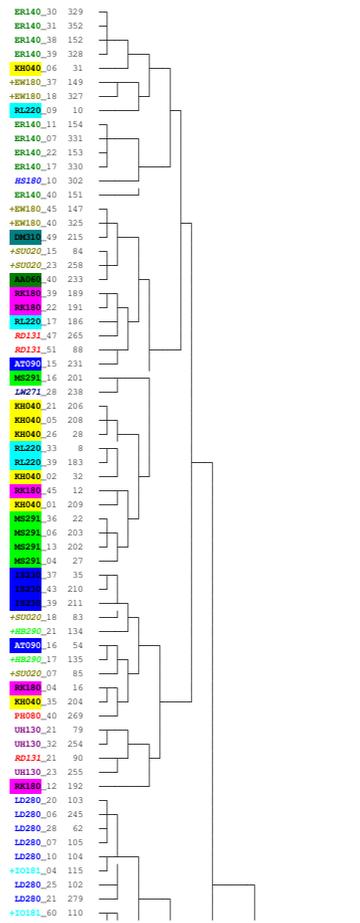


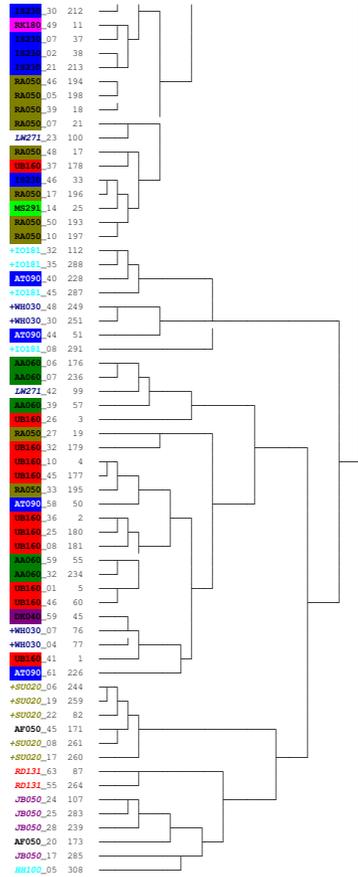
Dendrogram Z 3: 3 sakrale kinematische Merkmale



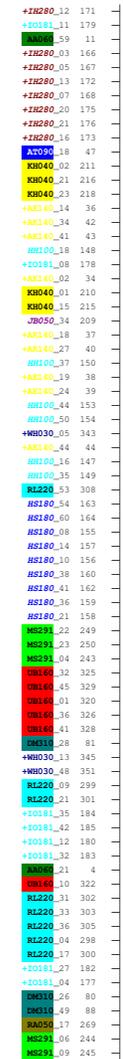
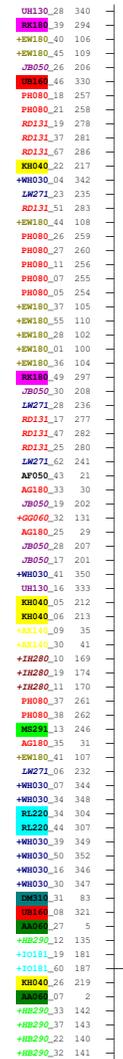
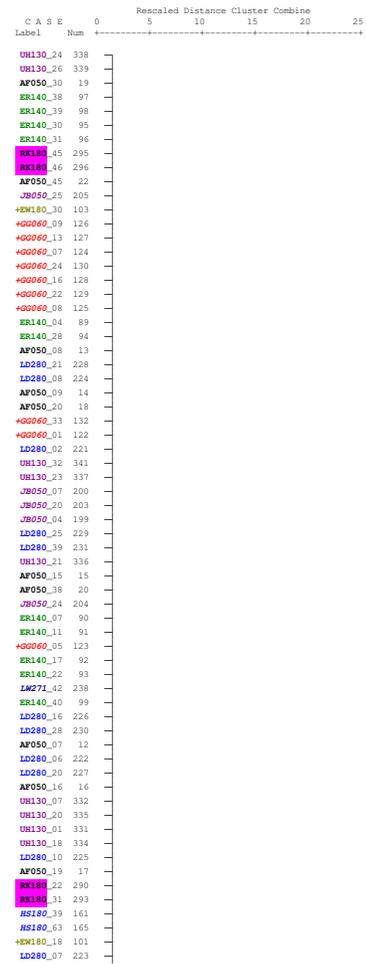
Dendrogramm Z 4: 3 thorakale kinematische Merkmale

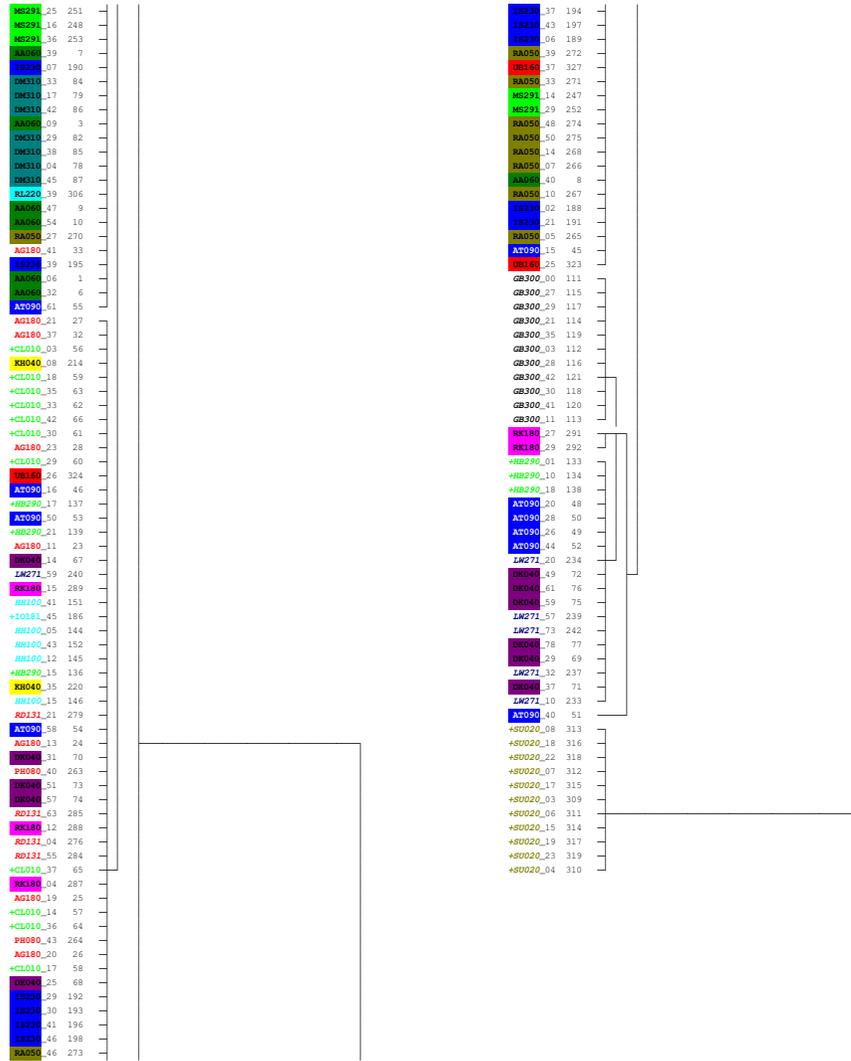
C A S R 0 Rescaled Distance Cluster Combine 25
 Label Num 5 10 15 20



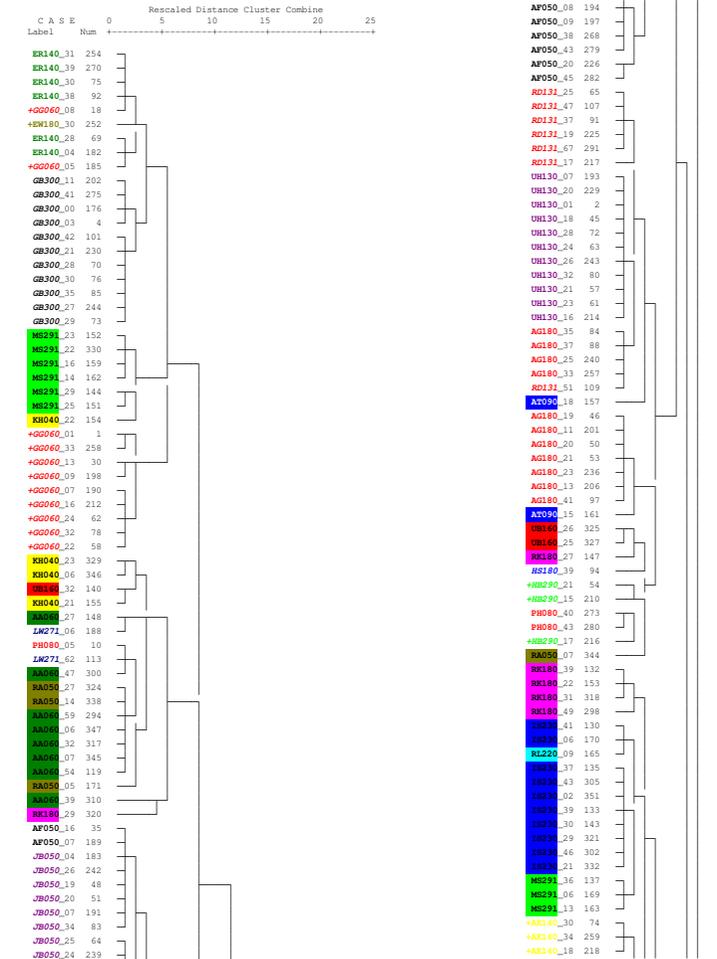


Dendrogram Z 5: 2
elektromyographische Merkmale





Dendrogram Z 6: 5 Beckenmerkmale



+EW180_37	89
+EW180_44	281
+EW180_36	87
+EW180_01	177
+EW180_28	246
+EW180_55	110
+EW180_40	96
+EW180_45	106
+EW180_41	98
RL220_34	138
RL220_36	313
RL220_31	141
RL220_53	296
+AX140_02	179
+AX140_19	223
+AX140_24	238
+AX140_41	274
+AX140_14	208
+AX140_27	67
+AX140_09	21
RL220_44	304
RL220_17	334
+AX140_44	104
RL220_39	308
RL220_33	315
RL220_04	172
RL220_07	168
RL220_21	331
+MH030_41	100
+MH030_50	285
+MH030_13	31
+MH030_05	187
+MH030_16	38
+MH030_39	95
+MH030_04	8
+MH030_30	77
+MH030_07	17
+MH030_34	260
+MH030_48	284
RX180_46	301
RX180_45	303
RA050_48	123
RA050_33	139
UB160_01	175
RA050_46	125
RA050_50	297
RA050_10	341
RA050_39	309
LA060_21	156
LA060_09	166
UB160_10	164
UB160_08	343
UB160_46	124
UB160_45	126
UB160_36	136
RA050_17	158
UB160_41	306
LA060_40	131
UB160_37	311
DM310_29	145
DM310_17	335
DM310_31	142
DM310_33	316
DM310_04	350
DM310_45	127
DM310_38	134
DM310_49	122
DM310_28	146
DM310_42	129
LM271_23	60
PH080_38	93
PH080_26	326
KH040_01	292
KH040_05	348
+HB290_32	255

+HB290_37	266
+HB290_33	82
+HB290_22	235
+HB290_13	207
+HB290_16	213
+HB290_07	14
+HB290_19	47
+HB290_05	186
+HB290_20	227
+HB290_12	204
KH040_02	174
+HB290_21	55
+HB290_03	181
+HB290_10	23
+HB290_11	26
+HB290_12	205
KH040_26	149
KH040_15	337
LM271_42	102
LM271_28	248
PH080_26	66
PH080_07	192
PH080_27	245
PH080_11	27
PH080_21	56
PH080_37	267
PH080_18	44
AX090_58	118
_51	293
HH100_15	34
HH100_43	103
HH100_12	28
HH100_05	9
HH100_41	99
+IO181_45	283
EM140_17	39
EM140_22	234
EM140_07	13
EM140_11	25
EM140_40	272
HH100_16	36
HH100_44	105
HH100_37	90
HH100_35	262
HH100_50	108
HH100_18	220
HS180_04	173
HS180_09	342
+IO181_35	86
+IO181_42	278
+IO181_19	224
+IO181_60	289
+IO181_27	68
+IO181_32	79
+IO181_08	19
+IO181_11	203
+IO181_04	6
+IO181_12	29
LD280_02	3
LD280_06	11
LD280_28	71
LD280_25	241
LD280_10	200
LD280_07	15
LD280_20	228
LD280_08	196
LD280_16	37
LD280_39	271
LD280_21	232
+CL010_03	180
+CL010_42	277
+CL010_18	42
+CL010_35	261
+CL010_29	249
+CL010_14	32

+CL010_36	263
+CL010_30	251
+CL010_37	265
+CL010_17	215
+CL010_33	81
+HB290_10	22
+HB290_01	178
+HB290_18	43
EX040_37	312
EX040_14	339
EX040_49	299
EX040_57	295
EX040_58	352
EX040_59	117
EX040_51	120
EX040_29	322
EX040_25	328
AX090_26	150
AX090_20	333
AX090_40	307
AX090_28	323
AX090_51	116
AX090_44	128
AX090_31	319
PK180_15	160
PK180_12	340
PH040_08	167
PK180_04	349
AX050_50	121
AX050_36	336
KH040_25	314
RD131_63	114
RD131_55	287
RD131_04	7
RD131_21	233
LM271_73	115
LM271_32	256
LM271_57	111
LM271_59	288
LM271_10	24
LM271_20	52
HS180_14	209
HS180_41	276
HS180_21	231
HS180_38	269
HS180_60	112
HS180_08	195
HS180_10	199
HS180_36	264
HS180_63	290
HS180_54	286
+SU020_08	20
+SU020_22	59
+SU020_17	41
+SU020_19	49
+SU020_06	12
+SU020_03	5
+SU020_04	184
+SU020_15	211
+SU020_18	221
+SU020_07	16
+SU020_23	237

Anhang II – Fragebögen

Fragebogen zum Projekt „Kinematische und neuromuskuläre Untersuchung bei Patienten mit Hüftgelenkprothese“

Sehr geehrte(r) Patient(in),

bitte nehmen Sie sich etwas Zeit die folgenden Fragen gewissenhaft zu beantworten. Der Fragebogen ist in einen allgemeinen Teil und einen speziellen Teil gegliedert. Im allgemeinen Teil können Sie Ihre Antworten in den Textfeldern unter den jeweiligen Fragen eintragen. Im speziellen Teil sollen Einschätzungen anhand einer Meßskala vorgenommen werden. Mit Hilfe eines Musters wird dieser Fragemodus dort genauer erklärt. Sollten Unklarheiten auftreten, helfen wir Ihnen gerne weiter.

Allgemeiner Teil

1. Welches ist das momentan betroffene Bein (links oder rechts)?
2. Warum wurde dieses Bein operiert?
3. Wie lange liegt die Operation ungefähr zurück?
4. In welchem Krankenhaus wurden Sie operiert?
5. Gab es nach der Operation Komplikationen, wenn ja welche?
6. Wie lange hatten Sie vor der Operation Beschwerden in dieser Hüfte?
7. Treten beim Gehen Schmerzen in anderen Gelenken des Beins (Knie, Fußgelenk) auf? Wenn ja, wo?
8. Haben Sie im anderen Hüftgelenk auch Beschwerden? Wenn ja, seit wann?
Ist das andere Hüftgelenk operiert? Falls ja, wann, und aus welchem Grund: Ist dort eine TEP eingesetzt worden?
9. Anderen Erkrankungen können das Gangbild beeinflussen, z.B. Diabetes mellitus, Durchblutungsstörungen der Beine, Herz-Kreislauf-Erkrankungen, neurologische Erkrankungen (Sensibilitätsstörungen im Bein, Lähmungen, Schlaganfall, Bandscheiben-/Wirbelsäulen-Probleme), Muskelverletzungen, Rheuma. Welche Erkrankungen sind bei Ihnen bekannt?

10. Welche Operationen im Bereich der Beine, der Hüfte und der Wirbelsäule sind bei Ihnen bisher durchgeführt worden?
11. Wurden zur Vorbereitung auf die Operation der Hüfte in den letzten 3 Monaten krankengymnastische, trainingstherapeutische oder andere Anwendungen (Massage, Eis, Elektrotherapie, ...) durchgeführt?
Wenn ja, welche? Wann? Wie lange? Wie oft?
12. Welche Schmerzmedikamente nehmen Sie zur Zeit in welcher Menge ein?

Spezieller Teil

WOMAC

Sehr geehrte(r) Patient(in),

Sie werden nun gebeten, nach diesem Muster die Stärke Ihrer Schmerzen, Ihrer Steifigkeit oder Behinderung anzugeben. Bitte vergessen Sie nicht, je mehr rechts Sie das „X“ ankreuzen, um so mehr Schmerz, Steifigkeit oder Behinderung haben Sie.

Muster:

Wie starke Schmerzen haben Sie beim Gehen auf ebenem Boden?

Keine Schmerzen

X																			
---	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 Extreme Schmerzen

(Wenn Sie Ihr Kreuz wie oben, ganz nach links setzen, bedeutet dies, daß Sie beim Gehen auf ebenem Boden keine Schmerzen verspüren.)

Keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 Extreme Schmerzen

(Setzen Sie Ihr Kreuz jedoch ganz nach rechts, bedeutet dies, daß Sie Schmerzen verspüren, die nach Ihrem Empfinden extrem sind und nicht übertroffen werden können.)

Zwischen dem minimalen (ganz links Kästchen) und dem maximalen (ganz rechts Kästchen) Wert können Sie entsprechend der Kästcheneinteilung abstufen. Sie können Ihr Kreuz in jedes Kästchen setzen, jedoch pro Frage nur ein Kreuz in genau ein Kästchen.

A Schmerzfragen

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Stärke der Schmerzen, die Sie im **operierten** (bzw. zuletzt operierten) Hüftgelenk haben. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Schmerzen an, die Sie in den letzten 2 Tagen verspürt haben. (Bitte kreuzen Sie das zutreffende Kästchen an).

Wie starke Schmerzen haben Sie beim

1. Gehen auf ebenem Boden
Keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 Extreme Schmerzen
2. Treppen hinauf- oder hinuntersteigen
Keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 Extreme Schmerzen
3. Nachts im Bett/Sitzen oder liegen
Keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 Extreme Schmerzen
4. Aufrecht stehen
Keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 Extreme Schmerzen

Die folgenden Fragen beziehen sich auf die Stärke der Schmerzen, die Sie im **anderen** Hüftgelenk haben. Bitte geben Sie für jede Frage die Stärke der Schmerzen an, die Sie in den letzten 2 Tagen verspürt haben. (Bitte kreuzen Sie das zutreffende Kästchen an).

Wie starke Schmerzen haben Sie beim

5. Gehen auf ebenem Boden
Keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 Extreme Schmerzen
6. Treppen hinauf- oder hinuntersteigen
Keine Schmerzen

--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--	--

 Extreme Schmerzen
7. Nachts im Bett

Harris-Hip-Score

1. Die nächste Frage bezieht sich **nur** auf das **operierte** (bzw. zuletzt operierte) Bein. Kreuzen Sie bitte vor der am ehesten zutreffenden Aussagen über den Schmerz in dieser Hüfte das Kästchen an.
Ignorieren Sie Ihre Schmerzen oder haben Sie keine Schmerzen?
Haben sie gelegentlich leichte Schmerzen, die ihre Aktivitäten aber nicht einschränken?
Haben sie schwache Schmerzen, die ihre gewöhnlichen Aktivitäten jedoch nicht beeinflussen? Treten bei außergewöhnlichen Aktivitäten manchmal mäßige Schmerzen auf? Nehmen sie unter Umständen Aspirin?
Haben sie mäßige aber erträgliche Schmerzen die ihr alltags und berufliche Aktivität leicht einschränken?
Nehmen sie gelegentlich Schmerzmittel die Stärker als Aspirin sind?
Haben sie starke Schmerzen die ihre Aktivität deutlich einschränken?
Schränkt der Schmerz ihre Selbständigkeit ein und macht sie hilfsbedürftig oder bettlägerig?
2. Die nächste Frage bezieht sich **nur** auf das **nicht-operierte** (bzw. früher operierte) Bein. Kreuzen Sie bitte vor der am ehesten zutreffenden Aussagen über den Schmerz in dieser Hüfte das Kästchen an.
Ignorieren Sie Ihre Schmerzen oder haben Sie keine Schmerzen?
Haben sie gelegentlich leichte Schmerzen, die ihre Aktivitäten aber nicht einschränken?
Haben sie schwache Schmerzen, die ihre gewöhnlichen Aktivitäten jedoch nicht beeinflussen? Treten bei außergewöhnlichen Aktivitäten manchmal mäßige Schmerzen auf? Nehmen sie unter Umständen Aspirin?
Haben sie mäßige aber erträgliche Schmerzen die ihr alltags und berufliche Aktivität leicht einschränken?
Nehmen sie gelegentlich Schmerzmittel die Stärker als Aspirin sind?
Haben sie starke Schmerzen die ihre Aktivität deutlich einschränken?
Schränkt der Schmerz ihre Selbständigkeit ein und macht sie hilfsbedürftig oder bettlägerig?
3. Hinken sie ? Ist ihr hinken?
Nein
Leicht
Mäßig
Stark
4. Benötigen sie eine Gehhilfe, wenn ja welche?
Nein

- Einen Stock nur für lange Spaziergänge
Regelmäßig einen Stock
Eine Unterarmgehstütze
Zwei Stöcke
Zwei Unterarmgehstützen oder bin nicht gehfähig.
5. Wie weit können sie gehen ?
Unbegrenzt
Innerhalb der weiteren Umgebung
In der nähe des Hauses
Innerhalb der Wohnung
Kann nur sitzen oder liegen
 6. Können sie Treppensteigen,
Ohne das Treppengeländer zu benutzen?
Mit Benutzung des Treppengeländers?
Haben sie eine andere Technik? _____
Ich kann keine Treppen steigen.
 7. Können sie ihre Schuhe und Socken an- bzw. ausziehen?
Gut möglich
Mit Schwierigkeiten
Bin nicht in der Lage
 8. Haben sie beim sitzen Probleme ?
Ich kann bequem auf einem normalen Stuhl eine Stunde lang sitzen.
Ich kann auf einem erhöhten Stuhl für eine halbe Stunden sitzen.
Ich kann auf keinem Stuhl bequem sitzen
 9. Können sie öffentliche Verkehrsmittel benutzen?
Ich kann
Ich kann **nicht**

Anhang III – Patienten-Daten

Kontrollgruppe

Tabelle 10: Patientendaten der Kontrollgruppe

CODE	Alter	Geschl.	Beinlängen- Diff.	Größe	Gewicht	BMI	Laufb.- Geschw.	aktuelle Beschwerden
AA060745	55	w	0	160	55	21.5	2.4	
AT090229	71	m	0	173	82	27.4	1.9	Bandscheiben- beschw.
DK040230	71	w	0	168	66	23.4	3	Rückenschm.
DM310542	59	m	0	167	69	24.7	3	
IS230644	57	m	0	166	78	28.3	2.6	
KH040344	56	m	0	180	88		4.1	
MS291244	56	m	0	174	77	25.4	4.5	
RA050941	59	m	0	180	82	25.3	2.4	
RK180854	47	m	0	175	100	32.7	2.7	
RL220147	54	m	0	175	96	31.3	2.6	
UB160143	58	w	0	172	65	22	3	
WV060746	55	m	unbek.	192	105	28.5	2.9	
Mittelwert	58.2			173.50	80.25	26.41	2.93	
Standardabw.	6.77			8.23	15.17	3.61	0.72	
Maximal	71			192	105	32.7	4.5	
Minimal	47			160	55	21.5	1.9	

Versuchsgruppe

Tabelle 11: Score-Bewertung der Versuchsgruppe

	Name	WOMAC operiert				WOMAC nicht-operiert				Harris Hip Score					
		Schmerz	Steifigkeit	Funktion	Gesamt	Schmerz	Steifigkeit	Funktion	Gesamt	Schmerz	Schmerz	Gang	Aktivität	Ges (op)	Ges.(nicht-op)
Homogener Teil der Versuchsgruppe	AF050334	0	0	530	530	0	0	0	0	44	44	13	7	64	64
	AG180357	0	40	540	580	0	0	0	0	44	44	16	4	64	64
	ER140935	0	0	40	40	0	0	0	0	44	44	19	12	75	75
	GB300355	250	120	1110	1480	0	0	0	0	10	44	13	9	32	66
	HH100131	30	0	150	180	0	0	0	0	44	44	30	14	88	88
	HS180731	30	10	120	160	0	0	0	0	10	44	13	10	33	67
	JB050243	0	50	120	170	0	0	0	0	44	44	16	12	72	72
	LD280337	50	30	400	480	0	0	0	0	40	44	19	7	66	70
	LW271044	20	20	150	190	0	0	0	0	40	44	19	14	73	77
	PH080741	0	20	50	70	0	0	0	0	44	44	22	14	80	80
	RD131246	90	30	140	260	0	0	0	0	40	44	19	11	70	74
UH130745	0	130	280	410	0	0	0	0	44	44	18	10	72	72	
Inhomogener Teil der Versuchsgruppe	AK140436	0	20	120	140	0	0	0	0	40	40	19	9	68	68
	CL010942	20	40	320	380	0	10	290	300	44	20	8	8	60	36
	EW180230	50	0	50	100	0	0	0	0	40	44	19	10	69	73
	GG060334	0	0	0	0	0	0	0	0	44	44	16	12	72	72
	HB290430	0	0	430	430	0	0	100	100	44	44	27	10	81	81
	IH280948	0	0	100	100	0	0	0	0	44	44	19	12	75	75
	IO181232	90	70	720	880	90	70	720	880	20	30	16	8	44	54
	SU020747	0	0	30	30	0	0	30	30	44	44	27	14	85	85
WH030830	20	10	230	260	0	10	0	10	44	44	19	9	72	72	

Tabelle 12: Personendaten der Versuchsgruppe (2 Seiten)

	Name	Geschl.	Alter	betr.Bein	anderes Bein	TEP auf anderer Seite	Größe	Gewicht	BMI	Beinl.-Diff.	Laufband-Geschw. (km/h)	Beschw. seit (Jahre)	Vb auf Op	Op-Termin (Tage)	Reha-Tag
Homogener Teil der Versuchsgruppe	AF050334	W	66	links	0		156	71	29.2	50mm links kürzer	2	5	KG 2x/Wo seit Jahren	35	13
	AG180357	W	43	links	leichte Beschw seit 2 Monaten		173	72	24.1	3 mm li.länger	1.8	14	regelm. 1x/Wo Gymn.	24	4
	ER140935	W	65	rechts	0		174	70	23.1	0	1.8	2	2 Wochen lang 3x/Wo KG	28	10
	GB300355	W	46	rechts	Rö: Dysplasie. Ileosakrale Beschwerden		156	74	30.4	Jetzt nicht mehr. Aber 17 Jahre mit 5cm Diff. Gelaufen	0.9	46	2x/Wo KG über Jahre	38	17
	HH100131	M	71	rechts	0		165	75	27.5	0	1.9	6	0	27	8
	HS180731	M	69	links	0		180	90	27.8	1-1.5cm; ausgeglich. Durch Schuhsohle	1.7	0.5	2x/Wo KG für 2 Mo.	35	17
	JB050243	M	58	links	Rö: Arthrose		182	88	26.6	1cm	2.5	4.5	1x/Wo KG für 1.5 Jahre	28	14
	LD280337	W	64	rechts	0		168	70	24.8	0	2	7.5	1x/Wo KG für 2 Mo	35	12
	LW271044	M	56	links	0		166	60	21.8	0	1.9	2	3x/Wo Krafttr. + Radf.+ Tanzen. !Selbst Fitness-Trainer!!!	42	9

										2cm links nach länger. Op Ausgegl. durch Schuhsohle							
	PH080741	M	59	links	Beschw seit 2 Jahren		176	83	26.8		2.3	3		0	28	8	
	RD131246	M	54	links		0	175	72	23.5	0	2.5	2		0	31	9	
	UH130745	M	55	links		0	173	94	31.4	0	2	3.5		0	28	10	
Inhomogener Teil der Versuchsgruppe	AK140436	M	65	links	vor 6 Monaten TEP-Implant.	x	179	85	26.5	50mm links länger	2.3	3		6 Monate 2x/Wo KG	30	11	
	CL010942	W	58	rechts	seit 2 Jahren Beschwerden		174	76	25.1		0	2.4	2	2 Monate vor Op 3x/Wo KG, Massage, Elektro, Eis	27	6	
	EW180230	W	71	links	seit 2 Jahren Beschwerden, TEP-Op März 1999	x	159	83	32.8	50mm links länger	1.3	2		0	35	13	
	GG060334	M	67	rechts	TEP: 1995	x	176	83	26.8		0	1.4	1.5		0	24	3
	HB290430	M	70	links	TEP: 1995	x	170	90	31.1		0	1.7	1	1x/Wo KG über Monate	28	8	
	IH280948	W	52	links	TEP: vor 2 Jahren	x	175	65	21.2		0	1.5	2	2x/Wo KG für 2 Mo.	21	11	
	IO181232	W	67	rechts	Beschw seit 9 Monaten		163	73	27.5		0	2	0.75		0	30	6
	SU020747	M	53	links	TEP: vor 1 Jahr	x	180	78	24.1	2mm re. Kürzer	3.2	3		2x/Wo KG +Kraftttr. Für 4- 5 Wochen	35	16	
	WH030830	M	70	links	seit kurzem leichte Beschw		168	87	30.8	50mm re. Länger	2	1.5		Rücken-Reha wg. Spinal- kanal-Stenose bis ca. vor 3 Monaten	38	17	

Anhang IV – Ausgewählte Schritte (Liste)

AA060745.S06	AT090229.S15	DK040230.S14	DM310542.S04	IS230644.S02	RD131246.S04
AA060745.S07	AT090229.S16	DK040230.S25	DM310542.S17	IS230644.S07	RD131246.S17
AA060745.S09	AT090229.S18	DK040230.S29	DM310542.S26	IS230644.S21	RD131246.S19
AA060745.S21	AT090229.S26	DK040230.S37	DM310542.S28	IS230644.S29	RD131246.S21
AA060745.S27	AT090229.S28	DK040230.S49	DM310542.S29	IS230644.S30	RD131246.S25
AA060745.S32	AT090229.S40	DK040230.S51	DM310542.S31	IS230644.S37	RD131246.S37
AA060745.S39	AT090229.S44	DK040230.S57	DM310542.S33	IS230644.S06	RD131246.S47
AA060745.S40	AT090229.S20	DK040230.S59	DM310542.S38	IS230644.S41	RD131246.S51
AA060745.S47	AT090229.S50	DK040230.S61	DM310542.S42	IS230644.S43	RD131246.S55
AA060745.S54	AT090229.S58	DK040230.S31	DM310542.S45	IS230644.S46	RD131246.S63
AA060745.S59	AT090229.S61	DK040230.S78	DM310542.S49	IS230644.S39	RD131246.S67
KH040344.S01	MS291244.S04	RA050941.S05	RK180854.S04	RL220147.S04	SU020747.S03
KH040344.S02	MS291244.S06	RA050941.S07	RK180854.S12	RL220147.S09	SU020747.S04
KH040344.S05	MS291244.S09	RA050941.S10	RK180854.S22	RL220147.S17	SU020747.S06
KH040344.S06	MS291244.S13	RA050941.S14	RK180854.S27	RL220147.S21	SU020747.S07
KH040344.S08	MS291244.S14	RA050941.S17	RK180854.S29	RL220147.S31	SU020747.S08
KH040344.S15	MS291244.S16	RA050941.S27	RK180854.S15	RL220147.S33	SU020747.S15
KH040344.S21	MS291244.S22	RA050941.S33	RK180854.S31	RL220147.S34	SU020747.S17
KH040344.S22	MS291244.S23	RA050941.S39	RK180854.S39	RL220147.S36	SU020747.S18
KH040344.S23	MS291244.S25	RA050941.S46	RK180854.S45	RL220147.S39	SU020747.S19
KH040344.S26	MS291244.S29	RA050941.S48	RK180854.S46	RL220147.S53	SU020747.S22
KH040344.S35	MS291244.S36	RA050941.S50	RK180854.S49	RL220147.S44	SU020747.S23
UB160143.S10	AF050334.S07	AG180357.S11	AK140436.S02	CL010942.S03	
UB160143.S01	AF050334.S08	AG180357.S13	AK140436.S09	CL010942.S17	
UB160143.S08	AF050334.S09	AG180357.S19	AK140436.S14	CL010942.S29	
UB160143.S25	AF050334.S15	AG180357.S20	AK140436.S18	CL010942.S30	
UB160143.S26	AF050334.S16	AG180357.S21	AK140436.S19	CL010942.S33	
UB160143.S32	AF050334.S20	AG180357.S23	AK140436.S24	CL010942.S35	
UB160143.S36	AF050334.S30	AG180357.S25	AK140436.S27	CL010942.S36	
UB160143.S37	AF050334.S38	AG180357.S33	AK140436.S30	CL010942.S37	
UB160143.S41	AF050334.S45	AG180357.S35	AK140436.S34	CL010942.S42	
UB160143.S45	AF050334.S19	AG180357.S37	AK140436.S41	CL010942.S14	
UB160143.S46	AF050334.S43	AG180357.S41	AK140436.S44	CL010942.S18	
IO181232.S04	LD280337.S02	PH080741.S05	UH130745.S01	WH030830.S04	
IO181232.S08	LD280337.S06	PH080741.S07	UH130745.S16	WH030830.S05	
IO181232.S11	LD280337.S07	PH080741.S11	UH130745.S18	WH030830.S07	
IO181232.S12	LD280337.S08	PH080741.S18	UH130745.S20	WH030830.S13	
IO181232.S19	LD280337.S10	PH080741.S21	UH130745.S21	WH030830.S16	
IO181232.S27	LD280337.S16	PH080741.S26	UH130745.S23	WH030830.S30	
IO181232.S32	LD280337.S20	PH080741.S27	UH130745.S24	WH030830.S34	
IO181232.S35	LD280337.S21	PH080741.S37	UH130745.S26	WH030830.S39	
IO181232.S42	LD280337.S28	PH080741.S38	UH130745.S28	WH030830.S41	
IO181232.S45	LD280337.S25	PH080741.S40	UH130745.S32	WH030830.S48	
IO181232.S60	LD280337.S39	PH080741.S43	UH130745.S07	WH030830.S50	
ER140935.S04	EW180230.S01	GB300355.S00	GG060334.S01	HB290430.S01	
ER140935.S07	EW180230.S18	GB300355.S03	GG060334.S05	HB290430.S10	
ER140935.S11	EW180230.S28	GB300355.S11	GG060334.S07	HB290430.S12	
ER140935.S17	EW180230.S30	GB300355.S21	GG060334.S08	HB290430.S15	
ER140935.S22	EW180230.S36	GB300355.S28	GG060334.S09	HB290430.S17	
ER140935.S28	EW180230.S37	GB300355.S27	GG060334.S13	HB290430.S18	
ER140935.S30	EW180230.S40	GB300355.S29	GG060334.S16	HB290430.S22	
ER140935.S31	EW180230.S41	GB300355.S30	GG060334.S22	HB290430.S32	
ER140935.S38	EW180230.S44	GB300355.S35	GG060334.S24	HB290430.S33	
ER140935.S39	EW180230.S45	GB300355.S41	GG060334.S32	HB290430.S37	
ER140935.S40	EW180230.S55	GB300355.S42	GG060334.S33	HB290430.S21	
HH100130.S05	HS180731.S08	IH280948.S03	JB050243.S04	LW271044.S06	
HH100130.S12	HS180731.S10	IH280948.S05	JB050243.S07	LW271044.S10	
HH100130.S15	HS180731.S14	IH280948.S07	JB050243.S17	LW271044.S20	
HH100130.S16	HS180731.S21	IH280948.S10	JB050243.S19	LW271044.S23	
HH100130.S18	HS180731.S36	IH280948.S11	JB050243.S20	LW271044.S28	
HH100130.S35	HS180731.S38	IH280948.S12	JB050243.S24	LW271044.S32	
HH100130.S37	HS180731.S39	IH280948.S13	JB050243.S25	LW271044.S42	
HH100130.S41	HS180731.S41	IH280948.S16	JB050243.S26	LW271044.S57	
HH100130.S43	HS180731.S54	IH280948.S20	JB050243.S28	LW271044.S59	
HH100130.S44	HS180731.S60	IH280948.S19	JB050243.S30	LW271044.S62	
HH100130.S50	HS180731.S63	IH280948.S21	JB050243.S34	LW271044.S73	

Anhang V – Beispiel der Auswirkung verschiedener Breiten des „moving-average“-Fensters auf das EMG-Profil

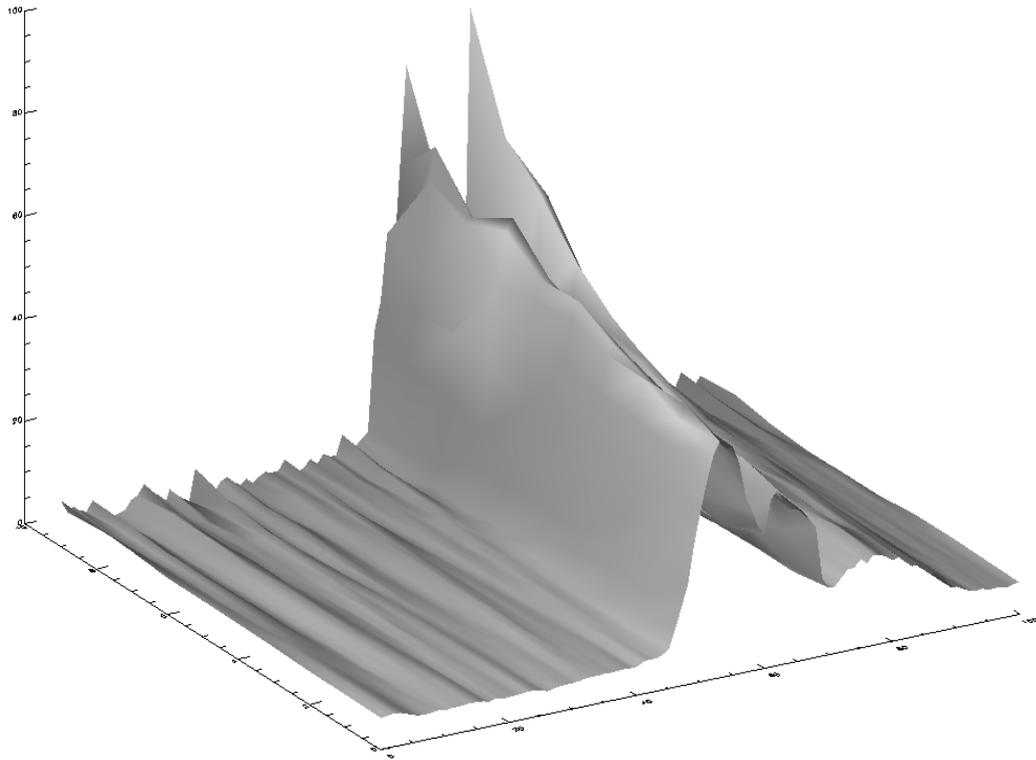


Abbildung 10: Darstellung der Auswirkung verschieden großer "moving window"-Bearbeitungen am Beispiel eines EMGs des M. gluteus medius des Probanden DM310542. (Z-Achse = Amplitude, Y-Achse = Zeit in %, X-Achse = moving window – Breite von hinten (Breite = 10ms) nach vorne (Breite = 100ms) zunehmend).

ZUSAMMENFASSUNG

Es wurde eine Querschnittsstudie an 21 Patienten (neun weibliche und 13 männliche, Durchschnittsalter von $60,9 \pm 8,3$ Jahren) einer Rehabilitationsklinik nach Hüfttotalendoprothesen-Operation und einer vergleichbaren Kontrollgruppe (drei weibliche und neun männliche Probanden, Durchschnittsalter $58,2 \pm 6,8$ Jahren) durchgeführt.

Dazu wurden beim Gehen auf dem Laufband bei frei wählbarer Geschwindigkeit die kinematischen Merkmale der Becken- und Thoraxbewegungen mit Hilfe eines ultraschallgestützten Messsystems (Zebri 70P) und elektromyographische Daten des Musculus gluteus medius beidseits registriert. Weiterhin wurden zwei spezifische Fragebogen-Scores erhoben: Harris Hip Score und WOMAC.

Die Datenauswertung wurde mit Hilfe eines multivariaten verlaufsorientierten Verfahrens (vgl. Schöllhorn, 1998) durchgeführt. Dabei wurden die Verläufe der gefilterten und zeitnormierten Daten einzelner Gangzyklen anhand von 10 orthonormalen Referenzfunktionen auf eine Ähnlichkeitsmatrix abgebildet. Anhand eines Ähnlichkeitsmaßes für Matrizen konnten dann die einzelnen Schritte multivariat miteinander verglichen werden. Mit einer anschließenden Clusteranalyse wurden die Ähnlichkeitsmaße in Bezug zueinander gesetzt und als Dendrogramme dargestellt, die dann interpretiert wurden.

Die Zielsetzung der vorliegenden Arbeit betrifft mehrere Aspekte:

1. Allgemein bewegungswissenschaftlich sollte untersucht werden, ob mit der verwendeten verlaufsorientierten multivariaten Analysemethode individuelle Gangmuster erkannt werden können, und welchen Einfluss elektromyographische und kinematische Parameter haben.
2. Im Speziellen sollte betrachtet werden, ob krankheits- bzw. behandlungsspezifische Veränderungen mit Hilfe der verwendeten verlaufsorientierten multivariaten Analysemethode aufgefunden werden können.

Individuelle Gangmuster konnten in der vorliegenden Arbeit sowohl durch Analyse der kinematischen als auch der elektromyographischen Daten erkannt werden. Sehr gute Ergebnisse lieferte dabei die multivariate Analyse von fünf Beckenmerkmalen (dreidimensionale Bewegung des Beckens und EMGs des Musculus gluteus medius beidseits), aller acht gemessenen Merkmale (zusätzlich zu den fünf Beckenmerkmalen

die dreidimensionale Bewegung des Thorax) und der dreidimensionalen Beckenbewegung alleine. Die alleinige Analyse der dreidimensionalen Thoraxbewegung lieferte etwas schlechtere Ergebnisse hinsichtlich einer individuellen Verteilung. Analysiert man die beiden elektromyographischen Merkmale alleine, erhält man zum Teil ebenfalls individuelle Muster, aber mit stärkeren Fluktuationen.

Gruppenspezifische Veränderungen der Muster konnten nur eingeschränkt gefunden werden.

Es wurde keine einheitliche Gruppierung von Kontrollgruppen und Versuchsgruppenprobanden gefunden, jedoch bildeten sich verschiedene Verbindungen aus.

Es finden sich fünf große Gruppen bei der multivariaten Analyse der fünf Beckenmerkmale. Dabei enthält eines fast ausschließlich Versuchsgruppenprobanden. Ein zweites Kontrollgruppenprobanden und die Schritte eines Probanden mit niedrigem WOMAC (als Maß für geringe Beschwerden). Die drei weiteren Cluster beinhalten sowohl Kontrollgruppenprobanden, als auch Versuchsgruppenprobanden, die jedoch hinsichtlich ihrer Charakterisierung keine Einheitlichkeit aufweisen: weder Score-Wert, Alter, Geschlecht oder Körpergröße, noch Gewicht oder individuelle Laufbandgeschwindigkeit zeigten Gemeinsamkeiten.

Eine individuelle Gruppierung in personenspezifische Cluster war jedoch immer vorhanden.

Es ist also festzuhalten, dass keine einheitlichen Muster in der Patientengruppe festgestellt werden konnten, obgleich verschiedene Gruppen zu finden waren, die jedoch anhand der erhobenen Patientendaten und Fragebogenscores kaum nachvollzogen werden konnten. Nicht einheitliche Anpassungen wurden von anderen Autoren gefunden (vgl. Long et al., 1993).

Es ist also davon auszugehen, dass, allgemein formuliert, bei der verwendeten verlaufsorientierten multivariaten Analysemethode die intraindividuelle Ähnlichkeit gegenüber der interindividuelle Ähnlichkeit, falls durch einen krankheitsspezifischen Anpassungsprozess vorhanden, stark überwiegt. Die Individualität (vgl. Schöllhorn, 1999) ist somit vorherrschend und sollte damit neben den bekannten klassischen Defiziten nach Hüfttotalendoprothesen-Operationen, wie z.B. der Abduktorenschwäche (vgl. Long et al., 1993, Horstmann et al., 1995) vermehrt auch im Rehabilitationsprozess beachtet werden.

ABSTRACT

Introduction: Gait analysis frequently used a set of time discrete variables to describe gait characteristics. But human movement and EMGs are time–continuous patterns. By using a multivariate time–continuous approach this study examined kinematic data and EMGs trying to find differences or similarities within and/or between operated and healthy volunteers.

Methods: Twentyone hip replacement patients 43-71yr and twelve age and sex matched healthy volunteers participated in the study. Postoperative gait analysis at self selected walking speeds measured the movement of the pelvis and the surface EMG from bilateral gluteus medius muscle. By correlating the time-curves with orthogonal reference functions the data set of each gait-cycle was transformed to a matrix. The resulting matrices were analysed by a similarity index for matrices and a following cluster analysis.

Results: It was possible to detect individual walking patterns, but no uniform adaptations could be found in the hip replacement group.

Conclusions: Using a time-continuous approach intraindividual similarities were detected much better than interindividual similarities. Individuality dominated the pattern recognition.

ERKLÄRUNG

Ich erkläre, dass ich die dem Fachbereich Humanmedizin der Johann Wolfgang Goethe – Universität zur Promotionsprüfung eingereichte Dissertation mit dem Titel „Analyse kinematischer und elektromyographischer Daten von Patienten nach Hüft-Tepp-Operation“

im Institut für Sportwissenschaften Abteilung Sportmedizin

unter Betreuung und Anleitung von Herrn Professor Dr. Dr. Winfried Banzer

und Unterstützung durch Herrn Dr. L. Vogt und Herrn Dr. H. Ackermann (Biomathematik)

ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

Ich habe bisher an keiner in- oder ausländischen Universität ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht.

Die vorliegende Arbeit wurde bisher nicht als Dissertation eingereicht.

(Ort, Datum)

(Unterschrift)

Lebenslauf

Name	Christoph Allerlei
Geburtsdatum	15. April 1974
Geburtsort	Frankfurt am Main
Wohnsitz	Am Lindenbaum 25 60433 Frankfurt am Main
Telefonnummer	069 - 58609109
Staatsangehörigkeit	deutsch
Schulausbildung	1980 - 1984 Michael – Grizimek – Schule (Frankfurt) 1984 – 1993 Wöhlergymnasium (Frankfurt)
Schulabschluß	Abitur im Juli 1993
Studium	1993 – 1996 Physik und Sportwissenschaften (Lehramt an Gymnasien) (Johann Wolfgang Goethe -Universität Frankfurt) 1996 – 2000 Sportwissenschaften (Magister) (Johann Wolfgang Goethe - Universität Frankfurt) 1996 – heute Medizin (Staatsexamen) (Johann Wolfgang Goethe- Universität Frankfurt)
	<u>Abgelegte Prüfungen:</u> 1996: Zwischenprüfung für das Lehramt an Gymnasien im Fach Physik 1998: Ärztliche Vorprüfung 2000: 1. Staatsexamen (Medizin) 2000: Magister Artium (Hauptfach: Sportwissenschaften, Nebenfächer: Sportmedizin, Physik) mit Auszeichnung (1,0) bestanden. 2001: 2. Staatsexamen (Medizin) 2002: 3. Staatsexamen (Medizin), Gesamtnote: Gut.
Wissenschaftliche Arbeiten	Thema der Magisterarbeit: Analyse von kinematischen und elektromyographischen Daten von Patienten mit Vorderer Kreuzbandruptur