

Aus dem Zentrum der Zahn-, Mund und Kieferheilkunde  
der Johann Wolfgang Goethe-Universität, Frankfurt am Main  
Abteilung der Zahnerhaltungskunde  
(Geschäftsführender Direktor : Prof. Dr. D. Heidemann)

***In-vitro*-Untersuchung**  
**über die Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle mit unterschiedlichen**  
**maschinellen Antriebssystemen (Prototyp VDW a1, a2 , b) im Vergleich zur**  
**manuellen Technik (Ergoflex-Stahlfeile, S.E.T.)-Veränderung der**  
**Kanalmorphologie nach Aufbereitung**

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

vorgelegt von  
Carsten Alfred Leitzbach  
aus Frankfurt

Frankfurt am Main, 2005

**Dekan :** Prof. Dr. med. J. Pfeilschifter  
**Referent :** Prof. Dr. med. dent. D. Heidemann  
**Korreferent :** Prof. Dr. med. dent. H.Lauer

**Tag der mündlichen Prüfung :** 03.11.2005

Diese Arbeit widme ich  
meiner Frau Daniela,  
meinen Söhnen Marc-Philippe und Jan-Niklas  
und meinen Eltern.



---

<b>1</b>	<b>Einleitung und Problemstellung</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Literaturübersicht</b>	<b>3</b>
2.1	Wurzelkanalanatomie und -aufbereitung	3
2.2	Aufbereitungsmethoden	5
2.2.1	Manuelle Aufbereitung	6
2.2.2	Maschinelle Aufbereitung	7
2.3	Konventionelle Winkelstücke	7
2.4	Veränderte Winkelstücke	10
2.5	Schallvibrationssysteme (Sonic systems)/Ultraschallsysteme	14
2.6	Lasersysteme	15
2.7	Wurzelkanalinstrumente	15
2.7.1	Instrumente für den manuellen Gebrauch	15
2.7.2	Instrumente für den maschinellen Gebrauch	18
2.8	Legierungstypen	30
2.9	Verwendung von Wurzelkanalmodellen	32
<b>3</b>	<b>Material und Methode</b>	<b>33</b>
3.1	Versuchsaufbau	33
3.1.1	Untersuchungsgut	33
3.1.2	Wurzelkanalinstrumente und Aufbereitungsmethode	35
3.1.3	Mikromotor TCM Endo Nouvag (Goldach, Schweiz)	41
3.2	Untersuchungskriterien	43
3.2.1	Überprüfung der technischen Angaben der beiden TCM Endo Mikromotoren (Doppelblindstudie)	43
3.2.2	Kanal Anatomie	45
3.2.3	Elbow-Zip-Effekt	46
3.2.4	Gewichtsverlust	46
3.2.5	Arbeitslängenverlust	46
3.2.6	Aufbereitungsdauer	46
3.2.7	Fraktur von Instrumenten	47
3.3	Statistik	47
3.4	Versuchsdurchführung	47
3.4.1	Maschinelle Aufbereitung mit TCM Endo Mikromotoren	47
3.4.2	Manuelle Aufbereitung	48
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>49</b>
4.1	Überprüfung der Mikromotoren TCM Endo Nouvag (Goldach, Schweiz) durch die Firma Phytron (Gröbenzell, Deutschland)	49

---

4.2	Veränderung der Kanalanatomie	49
4.3	Elbow-Zip-Konfiguration und Kanalbegradigung	60
4.4	Gewichtsverlust	61
4.5	Arbeitslängenverlust	61
4.6	Aufbereitungsdauer	62
4.7	Instrumentenfraktur	62
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>64</b>
5.1	Einführung	64
5.2	Eigenschaften der maschinellen Antriebssysteme	64
5.3	Kanalanatomie und Gewichtsverlust	70
5.4	Auftreten von Elbow-Zip-Phänomenen	77
5.5	Aufbereitungsdauer	77
5.6	Instrumentenfraktur	78
5.7	Verwendung verschiedener Legierungen (Nickel-Titan/Stahl/flexibler Stahl)	82
5.8	Verwendung von Wurzelkanalmodellen	83
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung und Wertung</b>	<b>85</b>
<b>7</b>	<b>Summary</b>	<b>86</b>
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>88</b>
<b>9</b>	<b>Anhang</b>	<b>106</b>

## 1. Einleitung und Problemstellung

Die Zahnerhaltung gewinnt in den letzten Jahren immer mehr an Bedeutung. Besonders die Endodontie rückt immer mehr in den Mittelpunkt. Moderne Therapieansätze wie Lasereinsatz bei der Aufbereitung und Desinfektion, flexiblere Instrumente, elektrische Kanallängenbestimmung, veränderte Instrumentenformen und Instrumentenmaterialien, nichtinstrumentelle Aufbereitungstechniken, neue Kanaldesinfektionmittel aber auch maschinelle Aufbereitungssysteme dürfen nicht nur danach beurteilt werden, ob sie die Wurzelkanalbehandlung beschleunigen oder erleichtern, sondern ob sie sich in ein biologisch, d.h. antimikrobiell ausgerichtetes Behandlungskonzept integrieren lassen. Die Erfolgssicherheit muß im Vordergrund stehen [55]. Trotzdem haben sich die Ziele der Wurzelkanalaufbereitung nicht verändert. Folgende Kriterien, die schon SCHILDER festlegte und später erweitert wurden, sind das Ziel [113]:

- Entfernung allen vitalen und nekrotischen Pulpengewebes
- Entfernung des infizierten Wanddentins
- Erweiterung des Kanals unter Beibehaltung der ursprünglichen Querschnittsform
- Erweiterung unter Beibehaltung des originären Verlaufs
- keine Erweiterung der apikalen Konstriktion durch die Aufbereitung
- definierter Stopp auf Höhe der apikalen Konstriktion
- es soll nicht mehr Kanalwanddentin entfernt werden, wie zum Erreichen der Ziele notwendig ist
- konische /trichterförmige Gestalt des aufbereiteten Kanals

HÜLSMANN sieht die entscheidende Bedeutung in der Aufbereitung, also in der Reinigung und Erweiterung des Wurzelkanalsystems, durch die ein Zustand größtmöglicher Keimarmut im Wurzelkanal geschaffen werden muß [53]. Schon EBERLY definierte 1898 [56]: „Wichtiger als das, was in den Wurzelkanal hineingebracht wird, ist das, was zuvor aus ihm herausgeholt worden ist.“ Zugleich erweitert HÜLSMANN die Grundforderungen noch um die definierte Kanalform, die dann auch homogen und bakterien dicht abgefüllt werden kann [53].

Aber man soll laut PETERS das Scheitern einer Wurzelkanalbehandlung nicht nur im Zurückbleiben von Bakterien in Dentinkanälchen suchen, sondern in den vielfach als Grund in der Literatur erwähnten, nicht abgefüllten Wurzelkanälen,

vertikalen Wurzelfrakturen, externen Wurzelresorptionen, unvollständigen Wurzelkanalaufbereitungen und -füllungen [88].

Ziel dieser Studie war die manuelle und maschinelle Aufbereitung stark gekrümmter Wurzelkanäle in Kunststoffkanalmodellen mit Ergoflex-Stahlfeilen (S.E.T., Olching, Deutschland, manuell) und drei verschiedenen Prototypen (a1, a2, b) der Firma VDW (München, Deutschland) mit TCM Endo Mikromotoren Prototypen 1C und 2W (Nouvag, Goldach, Schweiz, maschinell) und die nachfolgende Beurteilung in einer Ebene.

Die industriell hergestellten Wurzelkanäle der Firma S.E.T. (Olching, Deutschland) wiesen eine Standardkrümmung von  $36^\circ$  auf.

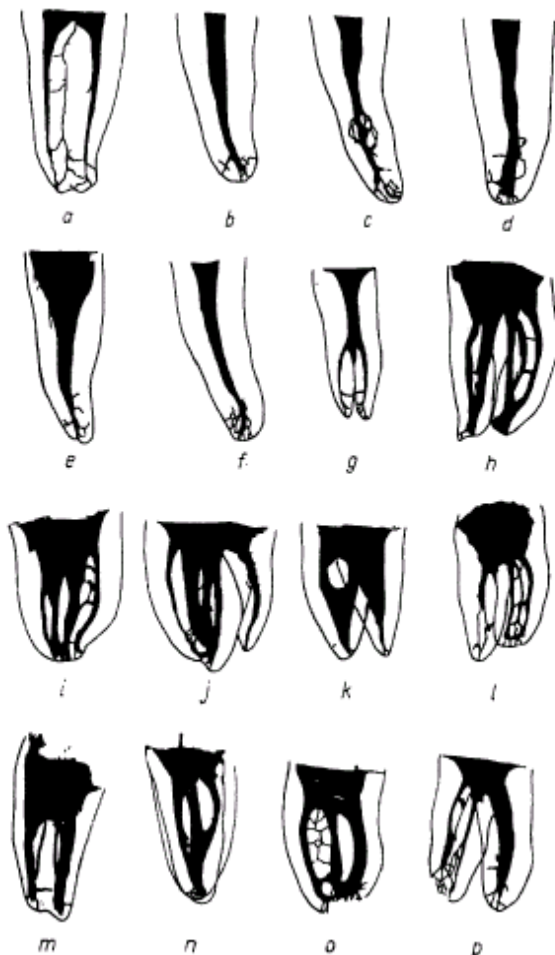
Die Eigenschaften der in der Studie verwendeten maschinellen Antriebssysteme (TCM Endo Micromotoren) wurden abschließend von der Firma Phytron (Gröbenzell, Deutschland) überprüft.



## 2. Literaturübersicht

### 2.1 Wurzelkanalanatomie und -aufbereitung

Durch den Grundsatz von EBERLY nimmt die Bedeutung der anatomischen Gegebenheiten des Wurzelkanals zu [56]. HESS veröffentlichte 1917 eine Übersicht über die Wurzelkanäle aller Zähne, die die Komplexität darstellt (Abb.1)[50]. Unter anderem wurden diese Ergebnisse durch ZÜRCHER und MEYER bestätigt [77]. DAVIS stellte 1972 die momentanen Behandlungsmethoden in Frage, als sie von aufbereiteten Kanälen Silikonausgüsse herstellten und die unzureichenden Ergebnisse sahen [27]:



**Abb.1 :**

Verzweigtes Kanalsystem in der Darstellung nach Walkhoff /Heß an unteren Molaren und Prämolaren [50]

Diese Wurzelkanalerkenntnisse wurden durch die Kategorieneinteilungen von INGLE (Tab.1) und Weine (Tab.2) ergänzt [64,143].

**Tab.1 :** Schwierigkeit der Wurzelbehandlung/Klassifikation nach Ingle (1976)

Klasse 1	unkompliziert, gerade, leicht gebogen, Wurzelbildung abgeschlossen, Foramen geschlossen
Klasse 2	kompliziert, stark gekrümmt, Wurzelbildung abgeschlossen, Foramen geschlossen, Bajonett-Wurzel, apikale Bifurkation, apikale Krümmung, akzessorische Wurzelkanäle, multiple Foramina
Klasse 3	offenes Foramen, Wurzelbildung nicht abgeschlossen, gerade parallele Wände
Klasse 4	apicale Resorption, dentes decidui

**Tab.2 :** Kategorieneinteilung nach Weine (1982)

Kategorie I	ein Kanal
Kategorie II	zwei Kanäle vereinigen sich kurz vor dem Apex
Kategorie III	zwei Kanäle, getrennte Foramina
Kategorie IV	ein Kanal verzweigt sich im mittleren oder apicalen Drittel in zwei Kanäle, getrennte Foramina

Aufgrund dieser Erkenntnisse wird nicht mehr vom Wurzelkanal, sondern vom Wurzelkanalsystem gesprochen, da dies neben dem Hauptkanal auch die Seiten- und Nebenkanäle berücksichtigt [27,46,74].

Dieses für jeden Zahn einzigartige System wird von Alter, Karies, Trauma, Infektion und Operationen beeinflusst [74].

Eine weitere Schwierigkeit bei der Aufbereitung sind die Wurzelkanal-krümmungen, deren Ausmaß vom Krümmungsradius und Krümmungsbogen abhängig ist. Zur Klassifizierung dieser Krümmungen ist die Einteilung nach SCHNEIDER die am häufigsten genutzte, obwohl auch andere Autoren mit

ihren Einteilungen die Komplexität schon allein im Hauptkanal zeigten [6,65,93,94,114,120]. Neuere Studien versuchen durch mathematische Berechnung der Krümmungen, eine Einteilung zu erreichen [18,53,80].

POGANIUCH und SZEP wollen mit Hilfe von angelegten Kreisbögen die Kanalkrümmung bestimmen, wobei die Krümmungen auch in dreidimensionaler Richtung Veränderungen aufweisen können [25,89,126].

So kommt es trotz der verschiedenen Wurzelkanalinstrumente und Aufbereitungstechniken immer noch zu den schon 1975 von WEINE beschriebenen Fehlern :

- elbow-Effekt [142]  
der wenig instrumentierte Bereich, der eine Konstriktion im Kanal darstellt
- zip-Effekt [142]
- teardrop-Effekt [130]  
apikale tränenförmige Erweiterung mit seitlich abgeflachter Form
- apikale und laterale Perforation (perforation und stripping) [7, 57],  
stark gezackte apikale Basis statt gleichförmig konischem Kanal
- ledge-Bildung [7]
- Stufenbildung nach starker Kanalbegradigung
- Kanalbegradigung (straightening) [7]
- Arbeitslängenverlust
- Deviation (transportation) [7]
- Veränderung des originären Kanalverlaufs im koronalen Bereich zur inneren Krümmung und apikal in Richtung der äußeren Krümmung

## 2.2 Aufbereitungsmethoden

Neben der traditionellen manuellen Aufbereitung stehen maschinelle, Schall- und Ultraschallinstrumente aber auch druckluftbetriebene und Laserinstrumente zur Reinigung und Formgebung der Wurzelkanäle zur Verfügung. Zusätzlich kommen noch verschiedene Spüllösungen wie die Laugen Natriumhypochlorid (0,5-5,25% NaOCL), Wasserstoffsuperoxid (3% H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>) oder Ethylen-diamintetraessigsäure (EDTA) beim Instrumentenwechsel zum Einsatz [43].

## 2.2.1 Manuelle Aufbereitung

### Übersicht über die verschiedenen Aufbereitungsarten

#### 1) Erweiterung von apikal nach koronal

- konventionelle Aufbereitung
- Step back-Methode
- Crown-down-pressureless-Technik (2. Teil)

#### 2) Erweiterung von koronal nach apikal

- Step down-Methode
- Crown-down-pressureless-Technik (1. Teil)

#### 3) Kombinationssystem

- Crown-down-pressureless-Technik (Double-Flared -Technik) nach FAVA, die aber nur bei geraden Kanälen und in geraden Anteilen gekrümmter Kanäle ihre Anwendung findet [37].

#### 4) Spezielle Hilfstechiken

- Circumferential filing
- Anticurvature filing
- Balanced Force
- Incremental

In der vorliegenden Versuchsstudie wurde die konventionelle Methode (Punkt 1) bei der manuellen Aufbereitung gewählt.

### 2.2.1.1 Konventionelle Aufbereitung

Bei dieser Form der Aufbereitung wird der Wurzelkanal beginnend mit der initialen, apikalen Feile mit aufsteigender Instrumentengröße bis zur apikalen Masterfeile jeweils bis zur vollen Arbeitslänge instrumentiert. Bei dieser kontinuierlichen, konischen Aufbereitung können im stetigen Wechsel Feilen und/ oder Reamer eingesetzt werden. Zwischen dem Wechsel der unterschiedlich großen Instrumente werden Kanalspülungen vorgenommen.

### **2.2.2 Maschinelle Aufbereitung**

Wie von SCHILDER in der Einleitung erwähnt, müssen auch bei der maschinellen Aufbereitung die gleichen Anforderungen erfüllt werden [113]. Seit ROLLINS im Jahre 1899 erstmalig eine maschinelle Aufbereitung mit 100U/min beschrieb, gab es seit Beginn des Jahrhunderts weitere Systeme, die die manuelle Aufbereitung ablösen sollten. Hülsmann legte 1993 die Kriterien zur Beurteilung maschineller Aufbereitungshilfen (Tab. 3/S.8) fest, die aber um die Antriebsart (z.B. Schrittmotor), Drehmomentkontrolle (Computerrückkopplung) und Softwareeinbindung (z.B. wegen der E-Module einzelner Instrumente) erweitert werden sollten [53].

### **2.3 Konventionelle Winkelstücke**

Diese Winkelstücke arbeiten mit reinen Hub-, Dreh- oder Kombinationsbewegungen. Im folgenden werden die wichtigsten Systeme vorgestellt:

#### **a) Endocurser (Fa. W & H , Bürmoos, Österreich)**

Dieses 1928 von W & H herausgebrachte konventionelle Winkelstück arbeitet mit einer reinen Rotationsbewegung.

Bei verschiedenen Untersuchungen zeigten sich die ungenügende Apikalpräparation mit starken Abweichungen [121,142] und das Überpressen von Debris über den Apex als Mängel [79]. Bei einer neueren Studie konnte dem Endocurser zwar die Einhaltung der Kanalkrümmung und der Arbeitslänge bescheinigt werden, aber die schlechte Reinigung der Kanalwände und vor allem die häufigen Blockaden und Perforationen der Kanäle führten nicht zu einer Empfehlung des Winkelstückes [57].

#### **b) Racer-System (Fa. Cardex-Dental, Klagenfurt, Österreich) [53]**

Das 1958 von der Firma Cardex-Dental herausgebrachte Racer-System setzte anfänglich die rotierende Bewegung in eine Hubbewegung mit einer Höhe von 1mm um, die später auf 2mm verändert wurde. Der Racer, der anstelle des Winkelstückkopfes aufgebracht wird, drehte mit 2000-4000 U/min. Das Instrumentarium bestand aus Reamern und Hedströmfeilen. Das Racer-System

1. Präparationsform:	Erhalt der Kanalanatomie gleichmäßige Konizität Querschnittsform
2. Sauberkeit der Kanalwände:	Gewebereste, Debris Schmierschicht
3. Glättung der Kanalwände:	Bearbeitungsspuren Riefenbildung
4. Arbeitssicherheit:	Materialabtrag Instrumentenfrakturen Überinstrumentierung Verlust an Arbeitslänge Überpressen von Dentinspänen Verblocken des Wurzelkanals Perforation Stufenbildung Umdrehungsgeschwindigkeit Temperaturentwicklung Erhalt der Taktilität
5. Mikroinstrumentarium:	Instrumententypen Instrumentengrößen Notwendigkeit systemspezifischer Feilen Effektivität der Instrumente Sicherheit der Instrumente
6. Spülung:	permanente Flüssigkeitszufuhr Art der Spülflüssigkeit Volumen der Spülflüssigkeit
7. Handhabung:	stationäres/mobiles System Druckluft- oder Stromanschluß Wasseranschluß Platzbedarf Instrumentenmontage Wartung Reperaturanfälligkeit
8. Kosten:	Anschaffungskosten Instrumentenkosten Wartungskosten Lebensdauer

**Tab.3** : Kriterien für maschinelle Aufbereitungshilfen nach HÜLSMANN (1993)

wurde in der Literatur widersprüchlich diskutiert. Anfänglich wurden die Arbeitserleichterung und die Sicherheit des Systems von verschiedenen Autoren [7,15] gelobt. Aber LANGE stellte Probleme bei der Anwendung in Form von resultierenden, apikalen Parodontitiden fest. Dies wurde auf das Überpressen von Dentinspänen und Debris über den Apex zurückgeführt [7]. O'CONNELL, BRAYTON und MOLVEN sahen im Vergleich zur Handaufbereitung einen geringeren, unvollständigeren Abtrag der Kanalwände [78,82].

#### **c) Giromatic-Winkelstück (Fa. Micro Mega, Besancon, Frankreich)**

Das 1964 von der Firma Micro Mega herausgebrachte Giromatic-Winkelstück arbeitet bei 3000 U/min mittels reziproker Rotation ( $90^\circ$ ). Der Einsatz eines Untersetzungswinkelstückes (1:3) ist möglich. Verwendbar waren herkömmliche Instrumente als auch Spezialinstrumente (Girofiles, Helifiles, Rispifiles). Schwierigkeiten zeigten sich bei Aufbereitung enger oder gekrümmter Kanäle. Außerdem wurden unter anderem von ABOU-RASS Längenverluste, Perforationen, unphysiologische Apikalkonfiguration aber auch Begradigungen und Stufenbildung als hauptsächliche Mängel festgestellt [2,53]. HÜLSMANN weist aber auch auf die ungenügende Untersuchungsqualität und Übereinstimmungsvoraussetzungen hin, da einerseits sehr viele unterschiedliche Feilentypen im Laufe der Jahrzehnte eingesetzt wurden, andererseits wegen der sehr stark gegensätzlichen Untersuchungsergebnisse die manuelle Geschicklichkeit und Routine der Anwender des Giromatic-Winkelstücks eine wichtige Rolle spielt [57].

#### **d) Endolift/ Endolift M4 (Fa. Kerr, Karlsruhe, Deutschland)**

Der Endolift der Firma Kerr ist ein mikromotorgetriebenes Winkelstück, welches ursprünglich mit einer Hubdrehbewegung ( $90^\circ$ ) aufbereitet (später ohne Hubbewegung). Es arbeitet bei 4000 U/min. Das Nachfolgemodell Endolift M4 wurde auf einen Rotationswinkel von  $30^\circ$  reduziert.

In verschiedenen Studien wurden die Kanalbegradigung [62], Ausbildung von elbow und zip- Konfigurationen [72], mangelnde Effektivität [20], Zeitaufwand [72], mangelnde Reinigungswirkung [58,100] aber auch apikale Blockaden [72] und Instrumentenfrakturen [58] bei Anwendung des Systems bemängelt. Durch eine Vergleichsstudie konnte HÜLSMANN [57] diese Mängel bestätigen.

Durch die Mißerfolge mit den verschiedenen Winkelstücken und ihren Hubdrehbewegungskombinationen wurden die Bewegungsabläufe in der Mitte der 80er Jahre verändert.

## 2.4 Veränderte Winkelstücke

### a) Canal-Finder-System (Fa. Societé Endo Technique, Marseille, Frankreich)

Das 1985 von LEVY vorgestellte maschinelle Aufbereitungssystem der Firma Societé Endo Technique arbeitet bis 500 Hz bei max. 8000 U/min mit einer Hubbewegung (Amplitude zwischen 0,3 und 1mm) und einer freien Rotation des Instruments bei Friktion im Kanal. Bei der Aufbereitung kommen K-Feilen und Hedströmfeilen im Wechsel zum Einsatz. Es handelt sich hierbei um ein schallaktives System, das abhängig von Umdrehung und Wandwiderstand eine helikoidale Bewegung (Längsschwingung variabler Amplitude und zusätzliche partielle Rotationsbewegung) durchläuft.

Vorteile des Canal-Finder-Systems werden in der initialen Erweiterung enger und gekrümmter Kanäle gesehen [40,138]. BRAUNER empfiehlt eine Kombinationsspülung (Soluset und Setflow, S.E.T., Olching, Deutschland), um die Reinigung im Kanal noch zu verbessern [17].

Häufig wird auch die gute Reinigung und Glättung im koronalen und mittleren Kanaldrittel erwähnt [40].

Aber viele Autoren sehen die manuelle Aufbereitung im apikalen Bereich als überlegen an, da es dort häufig wegen Mangel an Taktilität bei Benutzen des Canal-Finders zu unphysiologischen Apexkonfigurationen kommt [17,40,57,58,60,142]. Das Auftreten von teardrop-, zip- und elbow-Konfigurationen in den bearbeiteten Wurzelkanälen stellen weitere Schwachpunkte des Systems dar [58,138]. Die Kanalkrümmung wird gut beibehalten [58].

### b) Excalibur-Winkelstück (Fa. W & H, Bürmoos, Österreich)

Bei dem von W & H entwickelten mikromotorgetriebenen Excalibur-Winkelstück werden die Feilen (vom Aussehen ähnlich einer K-Feile) im Winkelstück pendelnd (um den Aufhängungspunkt frei schwingend) aufgehängt. Es arbeitet mit niederfrequenten, lateralen („aleatorischen“, d.h. zufällig entstehenden) Schwingungen in der Größe von 500-1000 Hz bei 20 bis 25000 U/min. Der Hersteller empfiehlt 4000 U/min. Durch einen Tiefenstop und Wasserkühlung soll die Aufbereitung optimiert werden.

Vorteile des Excalibur-Winkelstückes werden in der nur geringen Begradigung des Kanals [31,53,148] gesehen. CHEUNG, der zwar keine Unterschiede im Dentinabtrag beim Vergleich Handaufbereitung / Excalibur fand, stellte starke Begradigungen der Kanalkrümmung fest [22]. Aber auch die Entstehung eines apikalen Zips [62,148], die unzureichende Reinigung des Kanals im Vergleich



zur Ultraschallreinigung [14] und auftretender Längenverlust [62,148] erschienen als negative Aspekte bei den Untersuchungen.

### **c) Canal Leader 2000 (Fa. S.E.T, Olching, Deutschland)**

Der Canal Leader 2000 ist ein Nachfolgemodell des Canal-Finder-Systems. Es handelt sich hierbei um ein multifunktionelles mikromotorgetriebenes Endodontiewinkelstück, das mittels einer Dreh-Hubbewegung (helikoidaler Bewegungsablauf) arbeitet. Die Hubhöhe beträgt 0,4-0,8 mm und der Drehwinkel ist auf 30° limitiert. Die Bewegungsgröße wird durch den Kanalwiderstand limitiert, d. h. bei großem Widerstand nehmen die Bewegungen ab und umgekehrt. Das Endodontiewinkelstück Canal Leader 2000, ein Reduzierwinkelstück, arbeitet mit einer 1:4-Untersetzung im Drehzahlbereich zwischen 2000 und 8000 U/min, je nach Krümmung und Enge des aufzubereitenden Kanals.

Das S.E.T.- Instrumentarium, ein Set aus modifizierten Hedströmfeilen mit abgerundeter Spitze, wurde für den Canal Leader speziell entwickelt. Bei Vergleichsuntersuchungen des Canal-Leader-Systems mit dem Mecasonicsystem und Excalibur an Kunststoffmodellen wurde nachgewiesen, daß sowohl die Kanalanatomie als auch die Arbeitslänge beibehalten werden konnten und keinerlei „elbow“-und „zip“-Konfigurationen auftraten, die bei den anderen beiden Systemen (Excalibur und Mecasonic) häufiger beobachtet wurden. Nur der Wandabtrag war beim Canal Leader ungleichmäßig und wies nicht bearbeitete Wandareale auf [148].

### **d) Mecasonic (Fa. Micro Mega, Besancon, Frankreich)**

Das von Micro Mega entwickelte mikromotorbetriebene Endodontiewinkelstück arbeitet bei 30000 U/min mit einer Schwingungsfrequenz von 1500-3000 Hz mit einer Amplitude von 1mm an der Instrumentenspitze. Das Gerät verfügt über ein Flüssigkeitsleitsystem, das während der gesamten Aufbereitung für eine automatische und kontinuierliche Spülung sorgt [144,148].

Für das Mecasonic-System wurden eigene Instrumente (Meca Rispi, -Shaper) entwickelt, die aber im Vergleich zu schallbetriebenen Systemen sowohl die originäre Kanalform stark verändern als auch am wenigsten Dentin abtragen [144]. Beim Mecasonic-System wird zwar der gleichmäßige Abtrag hervorgehoben, aber sowohl elbow-zip-Konfigurationen und Arbeitslängenverlust als auch die zu aggressive Aufbereitung und die zu langen Aufbereitungszeiten im

Vergleich zu Canal Leader und Excalibur reduzieren den Einsatz des Systems auf ein Hilfsmittel der Handaufbereitung [148].

### **e) Tri Auto ZX-System (Fa. Morita MFG.Co., Kyoto, Japan)**

Hierbei handelt es sich um ein akkubetriebenes, modifiziertes Winkelstück für Nickel-Titan-Instrumente. Das Tri Auto ZX-System weist verschiedene Automatikfunktionen auf:

#### 1. Auto Apikal Reverse (in Kombination mit Root-ZX-Gerät)

Bei Erreichen des Referenzpunktes ändert sich automatisch die Rotationsrichtung des eingesetzten Instruments. Damit soll eine Überinstrumentierung des aufzubereitenden Kanals verhindert werden. Das dabei eingesetzte Root-ZX-Gerät ist ein vollautomatisches Endometriegerät, bei dem nach der Quotientenmethode die Impedanz zweier Frequenzen (400 Hz und 8 kHz) gemessen wird. Dadurch kann die Länge eines Wurzelkanals bzw. der anatomische Apex ermittelt werden.

#### 2. Auto Torque Reverse

Bei Erreichen eines einstellbaren Schwellenwertdrehmoments ändert sich die Rotationsrichtung des eingespannten Instruments, um eine Überschreitung der Elastizitätsgrenze zu verhindern. Aber auch schon bei zunehmender Belastung der Feile wird die Motorendrehzahl elektronisch gesteuert reduziert. Zwei verschiedene programmierbare Speicherplätze (L-Mode und H-Mode) ermöglichen die Einstellung des Drehmoments.

#### 3. Auto Start/Stop

Der Motor schaltet sich automatisch ein oder aus, wenn das Instrument in den Kanal eingeführt oder entfernt wird.

Durch diese Funktionen werden eine hohe Perforationssicherheit und Instrumentenfraktursicherheit bei der Aufbereitung erlangt [52].

KOBAYASHI sieht hingegen immer noch Schwierigkeiten bei der Anwendung des Auto-torque-reverse-Mechanismus. Bei Anwendung von Nickel-Titan-Feilen (McXim-Files und ProFile) kleiner ISO-Größe 25 führte es in seiner Untersuchung bei zu großem Drehmoment ( $> 30\text{gcm}$ ) zu häufigen Frakturen und bei zu kleinem Drehmoment ( $< 30\text{gcm}$ ) zu häufigen Richtungswechseln und einem Verlust der Schneideffizienz [67].

**f) Endoplaner-Winkelstück (Fa. Microna, Spreitenbach, Schweiz)**

Der Endoplaner arbeitet im Gegensatz zu anderen maschinellen Endodontiewinkelstücken mit kleinen Schabbbewegungen ab einer gewissen Instrumentenfriktion und lediglich auf Zug aus dem Wurzelkanal heraus. Die Aufbereitungstechniken begrenzen sich damit auf das Anticurvature-filing und das Circumferential-filing.

Im Endoplanerwinkelstück werden nur eigene K-Softfiles (bis zur ISO-Größe 20) und Hedströmfeilen (ab ISO-Größe 20 ausschließlich) benutzt. Tiefenstopps (Kunststoffschuhe zum Aufstecken auf Winkelstück) und eine permanente Wasserkühlung sind zusätzliche Merkmale des Systems.

Bei verschiedenen Studien und Vergleichen zu anderen Systemen konnte dem Endoplaner neben einer gleichmäßig dünnen Smear-Layer-Schicht zwar eine bessere Reinigung und Formgebung des Kanals als Canal-Finder, Giromatic, Endolift oder Intraendo-3-LDSY bescheinigt werden, aber deutliche Begradigungen im apikalen Bereich zeigten erste Problemzonen auf [53,62]. BÄHR fand bei seinem Vergleich zu Handinstrumenten, dass das Endoplaner-System der Handaufbereitung unterlegen war. Von größeren, nicht bearbeiteten Wurzelkanalwandarealen, stärkeren Veränderungen der Kanalmorphologie, vielen Zwischenfällen, mangelnder Taktilität im Vergleich zu Handinstrumenten bis zur Feststellung, keinen Zeitgewinn zu erreichen, führten zur Erkenntnis, keine Alternative zur Handaufbereitung im Endoplaner-System gefunden zu haben [7].

**g) Intra-Endo 3-LDSY/ Intra-Endo-GD (Fa. KaVo, Biberach, Deutschland)**

Das von der Firma Kaltenbach und Voigt entwickelte Intra-Endo 3-LDSY ist der Nachfolger von Intra-Endo-GD, der von seinem Bewegungsablauf (wechselseitige Rotationsbewegung mit einem Winkel von 80°) an das Giromaticwinkelstück erinnert.

Das Intra-Endo-3-LDSY kombiniert Auf- und Abbewegung (Amplitude 0,4 mm) mit radialer Rotation (360°) bei axialer Belastung des Wurzelkanalinstrumentes. Als Instrumentarium stehen herkömmliche Handinstrumente (Reamer und Hedströmfeilen) zur Verfügung.

Bei verschiedenen Studien zeigten sich die Begradigungstendenzen bei Aufbereitung [62,80,99], mangelnde Sauberkeit der Kanäle, apikale Verblockung [99] und der Arbeitslängenverlust [62] als die häufigsten Probleme. 1998 wurden diese Nachteile von HÜLSMANN mit der Schlussfolgerung bestätigt, dieses Winkelstück nicht einzusetzen [57].

## 2.5 Schallvibrationssysteme (Sonic systems)/Ultraschallsysteme

In den 70er Jahren waren MARTIN und CUNNINGHAM die Pioniere der „ultrasonic synergistic systems“. Die Basis der **Ultraschallsysteme** sind die durch ein magnetisches Wechselfeld erzeugten mechanischen Schwingungen (25-40 Hz) in Kristallen, die ihre Dimensionen im elektrischen Feld verändern (piezoelektrischer Effekt). Drei verschiedene Übertragungssysteme (Ferritstab, Lamellensystem, Piezokeramik) bringen die Hauptschwingrichtung längs der Feile. Der Kristall verändert seine Dimensionen im elektrischen Feld. Es kommt zu einer mehr koronalen als apikalen Erweiterung des Kanals.

Durch den Kavitationseffekt, der Implosion von Flüssigkeitshohlräumen, entstehen hydrodynamische Drücke, die das Abtöten von Bakterien und die Entfernung nekrotischen Gewebes bewirken. Dabei soll die Reinigungswirkung hervorgerufen werden [144].

Als erstes wurde 1983 das Cavi-Endo-System vorgestellt; Ultraschall-Systeme wie Odontoson (Goof), Piezon Master 400 (EMS), Piezotec PU 2000 (Satelec) oder Enac OE 3JD (Osada DVG) folgten [63]. In einigen Studien wurde die bessere Reinigung im mittleren/koronalen Anteil [58], besonders auch in Nischen/Spalträumen und eine stärkere, ungleichmäßige Reduktion der Smear-Layer-Schicht bis zur vollständigen Entfernung festgestellt [23]. Andere Studien widersprachen diesen Ergebnissen [1,12,140]. Insgesamt werden der Materialabtrag, die Stufenbildung, der Längenverlust, die Verlagerung der apikalen Konstriktion [124] und die Aufbereitungsform des Kanals bei den Ultraschallsystemen ungünstiger als bei Handaufbereitung beurteilt [29].

Als erste **Schallvibrationssysteme** kamen 1984 mit dem MicroMega 3000 Endo Sonic Air und dem Endo Star 5 zwei pneumatisch betriebene Endodontie-Winkelstücke auf den Markt [144].

Durch die Druckluft des Turbinenanschlusses werden die in die Winkelstücke eingespannten Instrumente in eine niederfrequente Schwingung (1500-6000 Hz) versetzt. Durch die größerer Amplitude wird die Effektivität gesteigert und die Frakturanfälligkeit der Instrumente gesenkt, aber der Kavitationseffekt tritt bei diesen niederfrequenten Schwingungen nicht mehr auf [144]. Diese Systeme wie Sonic Air 3000 (später 1500), EndoStar und Yoshida Rooty (Hager und Werken) werden wegen ihrer geringen Neigung zur Stufenbildung, geringeren Blockierung der Feilen und ihrer relativ hohen Arbeitssicherheit im Vergleich zu Ultraschallsystemen positiv bewertet.

CASELITZ wies auch eine Überlegenheit im Dentinabtrag im Vergleich zu CaviEndo nach [20]. WICKMANN stellt in einer vergleichenden Untersuchung eine Überlegenheit der schallbetriebenen Systeme MM1500 (Micro Mega) und Yoshida Rooty im Vergleich zur mikromotorgetriebenen MM1400 Mecasonic (Micro Mega) und Excalibur fest [144].

BRISENO et al. fanden als nachteilig, daß Schmierschichten über die gesamte Kanallänge und viele Gewebsreste besonders im apikalen Drittel trotz Schallreinigung noch vorhanden waren [18].

## **2.6 Lasersysteme [53]**

Seit Ende der 70er Jahre werden verschiedene Lasersysteme (CO<sub>2</sub>-Laser, Neodymium-Yag-Laser, ArF(Excimer)-Laser, XeCl-Laser, Er-Yag-Laser) zur Wurzelkanalaufbereitung eingesetzt. Aber unabhängig vom System werden unregelmäßige Wandbearbeitung des Kanals, mechanische und thermische Schädigung des Wanddentins und Zellnekrosen im periapikalen Gewebe festgestellt. Vorteile werden in der antibakteriellen Wirkung durch die energiereiche Strahlung gesehen.

## **2.7 Wurzelkanalinstrumente**

### **2.7.1 Instrumente für den manuellen Gebrauch [39,104,110,122,145]**

Die gebräuchlichsten Instrumente für den manuellen Gebrauch können wie in den Übersichtstabellen 4 und 5 (S.16/17) eingeteilt werden. Das in dieser Studie verwendete Handinstrument ist nachfolgend beschrieben.

#### **a) Ergoflexfeilen (S.E.T., Gröbenzell / Deutschland) [145]**







**Herstellung:** durch Fräsen eines Rundrohrlings; aber im Gegensatz zur normalen Hedströmfeile, die einen konischen Basisdraht besitzt, hat die Ergoflexfeile als Basis einen zylindrischen Draht und eine von der abgerundeten Spitze zunehmende Schneidlippentiefe

**Gewindehöhe:** zunehmende Gewindehöhe, 16 mm Schneide








**Benutzung:** ziehend oder mit leichter Rotation

**Vorteile :**

- hohe Flexibilität [45]
- hohe Abtragsleistung [45]

Instrumentenart	K-Reamer			K-Feile		
	Kerr (USA)	MicroMega (Frankreich)	Maillefer (Schweiz)	Kerr (USA)	MicroMega (Frankreich)	Maillefer (Schweiz)
Hersteller (z.B.)			Flex-O-Reamer o. Flex-O-Reamer-Batt	K-Feile	K-Feile (Microtitane)	Flex-O-File o. Flex-O-File-Batt
Instrumentenname	K-Reamer	K-Reamer		K-Feile		
Material	Cr-Ni-Fe	Ti-Al	Cr-Ni	Cr-Ni-Fe/Ni-Ti	Ti-Al	Cr-Ni
Herstellung	drei-/vier-eckiger Rohling verdreht	drei-/vier-eckiger Rohling verdreht	dreieckiger Rohling verdreht	drei-/vier-eckiger Rohling verdreht	drei-/vier-eckiger Rohling verdreht	dreieckiger Rohling verdreht
Querschnitt						
Tangentenwinkel	20°	20°	23-32°	37°	37°	30-45°
Gewindehöhe/mm	0,5-1/ mm	0,7-1/ mm	1/ mm	1,5-2,5/ mm	1,5-1,7/ mm	1,8/ mm
Arbeitsweise manuell	¼ Umdrehung im Uhrzeigersinn, dann vertikal ziehend	¼ Umdrehung im Uhrzeigersinn, dann vertikal ziehend	rotierend in und gegen Uhrzeigersinn vertikal ziehend	rotierend in und gegen Uhrzeigersinn vertikal ziehend	vertikale Hubbewegung (ziehend)	rotierend in und gegen Uhrzeigersinn vertikal ziehend
Spitzendesign	schneidend	Battspitze	schneidend o. Battspitze	schneidend	Battspitze	schneidend o. Battspitze

**Tab.4 :** Übersicht über manuelle Aufbereitungsinstrumente (Teil 1)

Instrumentenart	Hedstroemfeile				S-File	X-File (veränderte S-File)	Instrumente mit verkürztem Arbeitsteil
	V.D.W. (Deutschland)	S.E.T. (Deutschland)	MicroMega (Frankreich)	Kerr (USA)			
Hersteller (z.B.)	V.D.W. (Deutschland)	S.E.T. (Deutschland)	MicroMega (Frankreich)	Kerr (USA)	JS Dental (USA)	Coltene/ Whaledent (USA)	Brasseler (USA)
Instrumenten- name	Hedstroemfeile	Ergoflex-Feile	Hedstroemfeile	Safety Hedstroemfeile	Mity-Turbo	Hyflex X-File	Canal Master U
Material	Cr-Ni-Fe	Cr-Ni/Ni-Ti	Ti-Al	Cr-Ni-Fe	Ni-Ti	Ni-Ti/ Cr-Ni-Fe	Cr-Ni-Fe
Herstellung	spiralisch wie eine Schraube aus konischem Stahlrohr gefräst	spiralisch wie eine Schraube aus zylindrischem Rohling gefräst	spiralisch wie eine Schraube aus konischem Rohling gefräst	spiralisch wie eine Schraube aus konischem Rohling gefräst, aber mit nicht schneidender Seite	aus rundem Rohling gefräst	aus rundem Rohling gefräst	aus rundem Rohling gefräst
Querschnitt							
Tangentenwinkel	60°	60°	60°	60°	k.A.	k.A.	16°
Gewinde- höhe/mm	1,3/mm	0,8/mm	1,2-1,5/mm	1,3/mm	1,3-1,8/mm	1-1,2/mm	0,8-2/mm nur zwei Windungen
Arbeitsweise manuell	vertikale Hubbewegung (ziehend)	vertikale Hubbewegung (ziehend)	vertikale Hubbewegung (ziehend)	vertikale Hubbewegung (ziehend) mit nicht schneidender Seite zur Außenkurvatur	vertikale Hubbewegung (ziehend)	vertikale Hubbewegung (ziehend)	rotierend in und gegen Uhrzeigersinn
Spitzendesign	nicht schneidend	nicht schneidend	nicht schneidend	nicht schneidend	nicht schneidend	nicht schneidend	Batt-Spitze

**Tab.5 :** Übersicht über manuelle Aufbereitungsinstrumente (Teil 2)

- Feilenführung in gekrümmten Kanälen besser möglich durch negativen Anstellwinkel der Schneide [45]

Nachteile:

- Frakturgefahr bei Rotation [108]
- Ausgeprägtes Oberflächenrelief [145]

## 2.7.2 Instrumente für den maschinellen Gebrauch

Instrumente für den maschinellen Gebrauch haben meistens folgende Gemeinsamkeiten [55]:

- sie bestehen normalerweise aus Nickel-Titan
- nicht schneidende Instrumentenspitze sog. Battspitze
- variierende Konizitäten im Feilendurchmesser
- variierende Länge im Arbeitsteil
- radial lands- sog. breite seitliche Führungsflächen zur besseren Zentrierung des Instruments im Kanal
- Aussehen gleicht mehr einem Reamer-Typ
- jedes System hat eigenes Präparationskonzept
- systemspezifische Umdrehungszahl der Antriebsart
- relativ höhere Frakturanfälligkeit
- trotz höherer Instrumentenkonizität schwierigere Füllung von Kanälen

Eine Übersicht über die momentan gebräuchlichsten Instrumente geben die Übersichtstabellen 6 und 7 (S.22/23) und die anschließenden Ausführungen zu den einzelnen Instrumenten.






### a) LightSpeed (Lightspeed Inc., SanAntonio / USA)

Material: Nickel-Titan-Instrument






Aussehen: Bei den 1993 entwickelten Lightspeed-Instrumentarien handelt es sich um eine Weiterentwicklung der Canal-Master-U-Instrumente – (auch modifizierter Gates-Glidden-Bohrer) [133].

Das Arbeitsteil hat eine Länge zwischen 0,25 und 1,75mm. Mit zunehmender Instrumentengröße ändert sich das Aussehen der Spitze und der Kopf wird länger. Der Winkel an der nicht-schneidenden Pilotnase wird spitzer von 75°



Hersteller	LightSpeed Inc. (San Antonio, USA)	Dentsply (York, USA)	Kyocera Tycom (Irvine, USA)	JS Dental (Ridgefield, USA)	Micro-Mega (Besancon, Frankreich)
Instrumenten- name	Lightspeed	ProFile®	Quantec	Mity-Rotofiles	Hero 642
Material	Ni-Ti	Ni-Ti	Ni-Ti	Ni-Ti	Ni-Ti
Querschnitt					
Querschnitts- form	U-Form mit radial lands	U-Form mit radial lands	U-Form mit radial lands, drei positive Spiralkanten	U-Form mit radial lands, drei Spiralkanten	drei positive Spiralkanten
Schneiden- winkel	neutraler Schneiden winkel	variabel	positiver Schneiden winkel	k.A.	positiver Schneiden winkel
Antriebs- system (z.B.)	S.E.T.- Endostepper, Taskal- Winkelstück	ATR-Tecnkia	S.E.T.- Endostepper, Sybron QEM- Motor	elektrische/ pneumatische Motoren	S.E.T.- Endostepper, TCM Endo
Spitzendesign	nicht schneidende Batt-Spitze, varierende Konizitäten der Arbeitsspitze	nicht schneidende Führungsspitze	nicht schneidende Spitze	nicht schneidend	nicht schneidend
U/min	750-2000 U/min	150-300 U/min	300 U/min	< 300 U/min	300-600 U/min

**Tab.6 :** Übersicht über maschinelle Aufbereitungssysteme (Teil 1)

Hersteller	VDW-Anteos (München, Deutschland)	FKG Dentaire (La Chaux-de- Fonds, Schweiz)	Maillefer (Ballaigues, Schweiz)	Maillefer (Ballaigues, Schweiz)	Kerr (Orange, USA)
Instrumenten- name	FlexMaster	RaCe	ProTaper™	System GT™	K <sup>3</sup>
Material	Ni-Ti	Ni-Ti	Ni-Ti	Ni-Ti	Ni-Ti
Querschnitt					
Querschnitts- form	dreiseitig, konvexer Querschnitt	dreieckig/ viereckig	dreiseitig, konvexer später bei F3 konkaver Querschnitt	U-Form mit radial lands	U-Form mit zwei radial lands, aber starker Asymmetrie
Schneiden- winkel	negativer Schneiden- winkel	positiver Schneidenwinkel 0° -35°	positiver Schneidenwinkel	variabel	positiver Schneidenwinkel von 31°-43°
Antriebs- system (z.B.)	S.E.T.- Endostepper, Endo ITcontrol, TCM Endo	konv. Reduzierwinkel- stück	ATR Technika, S.E.T.- Endostepper	ATR-Tecnika, TCM Endo, Aseptico Endo ITR Motor, Tri AutoZX	K <sup>3</sup> etcm-Motor, S.E.T.-Endostepper, Sybron Dental Motor
Spitzendesign	nicht schneidende Batt-Spitze	schneidend, aber Batt-Spitze	modifizierte, abgerundete Führungsspitze	nicht schneidende Führungsspitze	nicht schneidende Sicherheitsspitze mit positivem Spanwinkel
U/min	150-300 U/min	300-600 U/min	250-350 U/min	150-350 U/min 500 U/min für Accessory Files	200-300 U/min

**Tab.7 :** Übersicht über maschinelle Aufbereitungssysteme (Teil 2)

über 33° auf 15°/21°. Der Instrumentenschaft ist dünner als der Kopf und der Durchmesser nimmt nicht so stark zu wie bei konventionellen Handinstrumenten. Durch die Abhängigkeit der Elastizität vom Quadrat des Radius ist das Lightspeed -Instrument damit flexibler als entsprechende konventionelle Instrumente. Desweiteren wird durch die fehlende Konizität überflüssiger Kanalabtrag im koronalen Bereich vermieden [84,85]. Der Querschnitt ist U-förmig (neutraler Winkel zur Zahnhartsubstanz).

Instrumenten-  
größen:

ISO-Größe 20-100 mit Zwischengrößen

Anwendung:

Die Lightspeed-Instrumente sollen mit einem niedrigtourigen Handstück bei 1900 U/min benutzt werden. Eine Erhöhung der Frakturgefahr entsteht bei Druck auf die Lightspeed-Instrumente [32,84,85]. PRUETT fordert aufgrund seiner Studien eine sehr viel niedrigere Umdrehungsgeschwindigkeit bei Anwendung als der Hersteller, um die Frakturhäufigkeit zu reduzieren [92]. Die Lightspeed-Instrumente sollen maximal bei 11 Anwendungen benutzt werden [96].

Vorteile:

- leichte Handhabung [8,32,146]
- hohe Geschwindigkeit [8,32,146]
- flexibler Instrumentenschaft [84,85]
- Vorteil in gekrümmten Kanälen wegen geringerer Kanalbegradigung [32],
- zentrierte Aufbereitung [42,84,85,116]
- wenig Apikaltransport von Debris [42,68]

Nachteile:

- Bruchgefahr zwischen Schaft und Winkelstück [32]
- auch in Abhängigkeit vom Durchmesser (größerer Durchmesser führt zur erhöhten Bruchgefahr), Radius und Winkel der Krümmung des Kanals [92]
- viele Frakturen [8,9]
- keine einheitliche Größe-Variabilität im Herstellungsprozess [76]
- größerer Erweiterung der originären Kanalform als ProFile.04

## b) ProFile.04 /.06/O.S. (Dentsply, York/USA)

- Material:** Ni-Ti-Instrument, 55-Nitinol-Legierung 54% zu 46% [94]
- Aussehen:** ProFile.04 besitzt eine Konizität von 4% (es gibt auch 6% - Konizität (ProFile.06) und 5 - 8% Konizität (Profile Orifice Shaper)). Der Instrumentendurchmesser und Querschnittsfläche wachsen mit steigender Instrumentenstärke und enden in einer nichtschneidenden Batt-Spitze. Die Schneidekanten sind abgeflacht (sogenannte radial lands). Der Querschnitt des Instrumentes hat ein U-Profil.  
SCHÄFER und FRITZENSCHAFT fanden bei der Herstellung der ProFile.06-Instrumente bis zu 1% geringere Konizitäten als vom Hersteller angegeben [106].
- Instrumenten-  
größen:** Grundinstrumentarium besteht aus 9 Instrumenten (Größen 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 60, 90): Gesamtlänge 21, 25 und 31mm oder  
6 Instrumenten (Größen 20, 30, 40, 50, 60, 80 bei Profile O.S.) mit 19mm Gesamtlänge
- Anwendung:** Das ProFile-System verwendet ein 20:1-untersetztes, drehzahlreduziertes, konventionelles Winkelstück oder einen Elektromotor mit hohem Drehmoment und konstanter Umdrehung (150-300 U/min) [49], Kombination mit verschiedenen Motoren möglich
- Vorteile:**
- keine Verblockung [134]
  - keine Wandrauigkeiten [134]
  - gute Konizität [134]
  - gute Kanalform [36,134]
  - weniger Dentinüberstopfung als bei Anwendung von K-Feilen [13,97,117]
  - kein Unterschied zur manuellen Stepback-Methode in Bezug auf Debris und Glättung der Wände [69] und Schnelligkeit [13]
  - wenig apikale Überstopfung von Debris
  - gute Kanalzentrierung [90]
  - wenig Deviation [90]

Nachteile:

- Bruchhäufigkeit[30]
- Empfehlung bei Benutzung des ProFile-Systems nur mit 150 U/min [106]
- Deformationshäufigkeit der Instrumente [95,134]
- Frakturanfälligkeitzunahme mit steigender Größe [134]
- unvollständige Gewebsentfernung [83]
- unvollständige Kanalwandbearbeitung [106]
- lange Arbeitszeit [106]

c) Quantec 2000 (Kyocera Tycom, Irvine/ USA)

Material: Nickel-Titan-Instrumente

Aussehen: Die Instrumente besitzen eine nicht schneidende Spitze mit einem positiven Schneidenwinkel (Abb.28)[56]: Größe 1 besteht aus einem 17mm langen Arbeitsteil mit 6% Konizität und 25° Neigung zur Spitze. Größe 2 hat eine 2% Konizität mit 15° Neigung zur Spitze, Größe 3 hat eine 2% Konizität mit 20° Neigung zur Spitze; Größe 4 hat eine 2% Konizität mit 25° Neigung zur Spitze; Größe 5–8 haben eine von 3%-6% ansteigende Konizität mit 25° Neigung zur Spitze; Größe 9 hat eine 2% Konizität mit 40° Neigung zur Spitze; Größe 10 hat eine 2% Konizität mit 45° Neigung zur Spitze;

Instrumenten-  
-größen: keine ISO-Größen- sondern eigene Größen- Länge 21 mm oder 25 mm, 10 Instrumente

Anwendung: Bei 340 U/min wird mit einem Reduzierhandstück gearbeitet.

Vorteile:

- gute Kanalform [135]
- geringe Frakturgefahr auch bei großer Krümmung [135]- aber max. 4 Benutzungen
- wenig Kanalabtrag [21]

Nachteile:

- Kanalbegradigung [106]

d) Mity-Rotofiles (JS Dental, Ridgefield/ USA)

- Material: Nickel-Titan-Legierung
- Aussehen: die Instrumente besitzen eine exzentrisch angeordnete, schneidende Arbeitsspitze, s-förmiger Querschnitt
- Instrumenten-  
größen: ISO-Größen 15-80, Länge 21 oder 25mm, Arbeitsteil 16mm
- Anwendung: Ohne Druck wird in einem Reduzierwinkelstück mit gleichbleibender Drehzahl von maximal 300 U/min die Feile vertikal bewegt.
- Vorteile:
- kurze Arbeitszeit [63]
  - zentrierte, runde Kanäle [63]
  - geringe Begradigung [63]
- Nachteile:
- ungenügende Reinigung [63]
  - Überstopfung von Debris [63]
  - starke Stufenbildung (ledge) [136,137]
  - Veränderung der originären Kanalform [136,137]

e) Hero 642 (Micro Mega, Besancon/ Frankreich)

(High Elasticity in Rotation mit Konizitäten von 2 %, 4 % und 6 %)

- Material: Nickel-Titan (54% zu 46%), 55-Nitinollegierung (55% Ni zu 45 % Ti)
- Aussehen: 12 Instrumente unterschiedlicher Länge, Größe und Konizität, keine „radial lands“ (abgeflachte, flächige Schneiden), sondern positive Spiralkanten –es handelt sich um eine modifizierte Helifeile mit drei Spiralkanten und Progressivgewinde [106], Batt-Spitze
- Instrumenten-  
größen: keine ISO-Normierung wegen des Instrumentendesigns

Anwendung: Unter Anwendung der Crown-down-Technik wird das Instrument mit 300-600 U/min (besser 150 U/min) im Endo-Stepper (S.E.T., Olching, Deutschland) oder Novag Endo (Novag, Schweiz) bei Benutzung einer Chelatorpaste rotierend im Kanal bewegt [106]

Vorteile:

- geringe Kanalbegradigung [61]
- geringe Arbeitszeit [106],
- Zentrierung und Beibehaltung der Originalität des Kanalverlaufes [106]
- wenig Verblockung
- wenig Debris und dünne Smear-Layer-Schicht
- gute Reinigung

Nachteile:

- Frakturen
- teilweise ungenügender Abtrag

f) FlexMaster (VDW-Anteos, München/ Deutschland) [44]

Material: Nickel-Titan-Instrument

Aussehen: Das FlexMaster-Instrument weist eine nicht schneidende Batt-Spitze auf und unterscheidet sich von anderen rotierenden Systemen durch den sehr massiven Instrumentenkern und den konvexen Querschnitt. Es weist keine radial lands auf, sondern hat konvexe Schneiden vom Typ K. Dadurch soll die Schneideffektivität erhöht, die Frakturgefahr gemindert und die Arbeitszeit reduziert werden. Es ist zu erwarten, daß das Instrument sehr stark Dentin abträgt und durch den starken Instrumentenkern gerade in stärker gekrümmten Kanälen weniger flexibel zu handhaben ist. Auch wird mit einem höheren Überinstrumentierungsrisiko zu rechnen sein.

Instrumenten-  
größen:

Größe 35-20 mit .06-Konizität  
Größe 30-20 mit .04-Konizität  
Größe 20-45 mit .02-Konizität

Anwendung: Die zu benutzenden Antriebsmotoren (z.B. S.E.T.-Endostepper) sollen eine konstante Umdrehungszahl zwischen 150-300 U/min einhalten und eine programmierte Drehmomentbegrenzung aufweisen. Die Aufbereitung erfolgt drucklos nach der Crown-Down-Methode. Es wird vom Hersteller empfohlen, die Instrumente nicht länger als 10 Sekunden einzusetzen und nicht häufiger als für 10 Anwendungen zu benutzen.

Vorteile :

- keine Unterschiede zu Profile0.4, LightSpeed [44] oder Hero 642 [44,59] zu erkennen
- keine Verblockung [59]
- gute Zentrierung [59]
- kurze Arbeitszeit wie Hero 642, schneller als Quantec, Lightspeed oder Profile.04 [59] wegen höherer Schneidleistung

Nachteile:

- viel Smear Layer bleibt zurück [59]

g) RaCe-System (FKG Dentaire, La-Chaux-de-Fonds/ Schweiz)  
(Reamer with Alternating Cutting Edges)[54]

Material : Nickel-Titan-Instrument/ aber auch teilweise Cr-Ni-Fe

Aussehen : Das RaCe-Instrument weist eine abgerundete Spitze mit Pilotfunktion auf und hat scharfe Schneidekanten wie FlexMaster-, Hero 642- oder ProTaper-Instrumente und keine radial lands. Desweiteren sind die Schneiden teilweise auf 9 bzw. 10 mm verkürzt und die Instrumente weisen verschiedene Konizitäten auf. Der Querschnitt ist konvex und dreieckig wie beim FlexMaster- und ProTaper-System. Nur die kleinen Feilen ( .02/15, .02/20) haben einen viereckigen Querschnitt. Das neue Design ist die Schneidekante des RaCe-Instrumentes, welches zwischen kurzen gedrehten und geraden Bereichen alterniert. Zur besseren Oberflächenglätte werden alle Instrumente chemisch nachbehandelt.

Instrumenten-  
größe :

PreRaCe : ISO-Größe 40 /Konizität .10, 35/.08, 25/.08, 30/.06, 40/.06



RaCe : 25/.04, 30/.04, 35/.04, 15/.02-60/.02

Anwendung : Das RaCe-System wird zur Crown-down-Methode von einem drehmomentbegrenzten Motor zwischen 300-600 U/min angewandt. Das Instrument sollte drucklos nicht länger als 10 Sekunden im Kanal benutzt werden. Jedes Instrument sollte nicht häufiger als 8-mal eingesetzt werden (je nach Schwierigkeitsgrad sogar weniger).

Vorteile :

- Kanalzentrierung besser als bei ProTaper oder Flex-O-Files im apikalen Drittel [34]
- bessere Reinigung der Kanalwand im koronalen Drittel als Profile [5]

Nachteile :

- größere Kanalabweichung am maximalen Krümmungspunkt im Kanal als ProTaper oder Flex-O-Files [34]

h) ProTaper™ (Maillefer, Ballaigues/Schweiz)[11,54]

Material : Nickel-Titan-Instrument

Aussehen : Das ProTaper-Instrument hat wie das FlexMaster-Instrument einen konvexen dreieckigen Querschnitt außer der Finishing File (F3), die leicht konkaven Querschnitt aufweist. Die Tangentenwinkel variieren innerhalb eines Instrumentes sehr stark und die seitlichen Schneiden verlaufen fast bis zur abgerundeten Pilotspitze. Weitere Merkmale sind modifizierte Steigung, ein variabler Spitzendurchmesser, verkürzter Handgriff und multiple Konizitäten.

Instrumenten-  
größe :

Der Feilensatz besteht aus sechs Instrumenten. Zur initialen Eröffnung stehen drei Shaping-Feilen (SX,S1 und S2) zur Verfügung. Zur Bearbeitung sind drei andere Feilen-sogenannte Finishing Files- vorgesehen. Der Auxilliary Shaper SX weist in den ersten 9mm von der Pilotspitze neun verschiedene Konizitäten zwischen 19 und 3,5 % aus. In den letzten 5mm seiner 14mm langen Schneide hat er eine Konizität von 2%. Bei S1 und S2 , die auch eine 14mm Schneide aufweisen, wandeln sich die Konizitäten zwischen

2-11% (S1) und 4-11,5 % (S2). Die Finishing Files F1 (16 mm Schneide), F2 (15 mm Schneide) und F3 (14 mm Schneide) weisen bis drei Millimeter von der Spitze höhere unterschiedliche Konizitäten auf (F1 :7%, F2 : 8%, F3: 9%) und dann bei F1 und F2 5,5 % und bei F3 5%.

Anwendung : Bei kurzen Kanälen wird laut Herstellerangaben nach der Crown-Down-Methode mit dem SX-Instrument eröffnet und mit F1 bis maximal F3 aufbereitet, bei längeren Kanälen mit der S1-Feile eröffnet, anschließend mit der SX-Feile die Länge bestimmt und wiederum S1 und S2 eingesetzt. Die entgültige Formgebung erfolgt durch F1, F2 und F3.

Vorteile :

- schnellere Aufbereitungszeit als Profile, Quantec und GT rotary files [152]
- Eignung für enge, gekrümmte Kanäle [86]
- geringe Frakturgefahr [87]

Nachteile :

- starker Kanalwandabtrag [11, 152]
- starker Instrumentenkern
- geringer Apicaltransport von Debris [86]
- schlechte Präparation bei weiten Kanälen [86]

i) GT Rotary Files (System GT<sup>TM</sup>)(Maillefer,Ballaigues/ Schweiz)

Material : Nickel-Titan-Instrument

Aussehen : GT Rotary (GT= greater taper) ist eine Weiterentwicklung des ProFile-Systems. Das Instrument hat einen U-förmigen Querschnitt und abgeflachte Seitenkanten (radial lands) und neutralem Schneidenwinkel. Die Spitze ist als eine nicht schneidende Führungsspitze ausgestaltet [125].

Instrumenten-  
größe :

Der erste Instrumentensatz besteht aus vier Feilen (20.12T, 20.10T, 20.08T, 20.06T) für die Crown-down-Präparation mit einer Konizität von 12%-6%. Der Spitzendurchmesser entspricht einer ISO-Größe 20 und steigt bis zum Schaft auf ISO-Größe 100 an. Die Schneide nimmt von 6,7 auf 13 mm

mit abnehmender Konizität zu. Der zweite Instrumentensatz besteht aus vier Instrumenten zur apikalen Kanalpräparation, die sogenannten GT Rotary Files.<sup>04</sup> Sie sind identisch mit Profile.<sup>04</sup> Taper-Instrumenten. Diese weisen eine Konizität von 4% auf und haben die Größen 20.<sup>04</sup>T, 25.<sup>04</sup>T, 30.<sup>04</sup>T und 35.<sup>04</sup>T. Der dritte Instrumentensatz zur koronalen Erweiterung des Kanaleingangs weisen alle eine Konizität von 12% auf und haben die Größen 35.<sup>12</sup>T, 50.<sup>12</sup>T und 70.<sup>12</sup>T. Die Arbeitsteile nehmen mit zunehmender Größe von 9,6 auf 6,7 mm ab [125].

Anwendung : Nach Präparation der Zugangskavität und Handinstrumentierung (ISO-Größe 10) soll mittels der Crown-down-Methode mit dem ersten Instrumentensatz bis ca. 3mm vor die geschätzte Kanallänge aufbereitet werden. Die Drehzahl des Antriebsmotors sollte konstant zwischen 150-350 U/min sein. Die Anwendung jedes Instrumentes nach absteigender Konizität ist auf 10 Sekunden beschränkt. Nun kommt der zweite Instrumentensatz zur apikalen Kanalpräparation zum Einsatz. Nach Beendigung der apikalen Präparation kann die koronale Erweiterung mit dem dritten Instrumentensatz erfolgen [125].

Vorteile :

- gleiche Zentrierung im Kanal wie Profile.<sup>04</sup> [71,90]
- weniger Kanalwandabtrag als ProTaper [152]

Nachteile :

- langsamere Aufbereitung als ProTaper [152]

j) K<sup>3</sup> (Kerr, Orange / USA)[54,105,107]

Material : Nickel-Titan-Instrument

Aussehen : Das K<sup>3</sup>-Instrument besitzt eine nicht schneidende Sicherheitsspitze und ist im Querschnitt asymmetrisch. Zwei der drei Schneiden, die alle ein radial land und positiven Schneidenwinkel aufweisen, sind auf der im Querschnitt schneidenabgewandten Seite des radial lands verkleinert. Zusätzlich laufen die Instrumente durch einen variablen Instrumentenkerndurchmesser konisch zur Spitze hin zu. Der Steigungswinkel nimmt von 31° bis zu 43° von der Spitze aus zu. Durch den verkürzten Schaft ist das K<sup>3</sup>-

Instrument um ca. 4mm kürzer gegenüber konventionellen Systemen.

Instrumenten-  
größe : Der Instrumentensatz besteht aus zwei Zugangserweiterern mit Konizität .08 und 0.10 und jeweils 10 ISO-genormte Instrumente von 15-60 mit den Konizitäten .04 und .06.

Anwendung : laut Herstellerangaben in Crown-Down-Methode

Vorteile :

- keine Verblockung [105]
- kürzere Aufbereitungszeit als Handinstrumente (K-Flex-O-file) [105]
- kein Unterschied im Längenverlust zu Handinstrumenten (K-Flex-O-file) [105]
- geringere Begradigung als K-Flex-O-file [105,107]
- weniger Kanalabweichung als K-Flex-O-file [105,107]

Nachteile :

- höhere Bruchgefahr als Hero642 oder FlexMaster [105]
- höhere Bruchgefahr als Handinstrument K-Flex-O-file [107]
- mehr Debrisreste im Kanal als Handinstrument K-Flex-O-files [107]

## 2.8 Legierungstypen

Wurzelkanalinstrumente werden aus verschiedenen Legierungen hergestellt:

- Chrom-Nickel-Stähle (74% Fe, 8% Ni, 18% Cr)  
sogenannte „Edelstähle“
- 55-Nickel-Titan-Legierung (Ni 55%, Ti 45%)
- 60-Nickel-Titan-Legierung (Ni 60%, Ti 40%)
- Aluminium-Titan (Ti 95%, Al 5%)

Die Carbonstähle werden in verschiedensten Formen seit Mitte des 19. Jahrhunderts verwendet (MEYER 1851).

Bis 1960 wurden in der Endodontie Wurzelkanalinstrumente aus Carbonstahl benutzt. Danach wurden Edelstahllegierungen entwickelt und für Instrumente verwendet. Bei Vergleichen der neuen Endodontieinstrumente mit Instrumenten

aus Carbonstahl wurde von STENMAN keine Korrosion durch Sterilisationsvorgänge festgestellt [122]. Kontrovers wird von verschiedenen Autoren eine Veränderung der Schneidleistung diskutiert.

YOUNIS fand eine geringere Verwindung und Verbiegung bei Carbon-Instrumenten nach Sterilisationsvorgängen [151]. Aber auch moderne Stahlinstrumente unterliegen einer Korrosion [115], die SCHÄFER auf Unterschiede in der Herstellung zurückführt [104], aber auch auf Kontakt mit Spülflüssigkeiten wie NaOCL in Kombination mit Sterilisationsvorgängen [10]. W.F. Buehler entdeckte um 1960 im Naval Ordnance Laboratory (Silver Spring, USA)- daher auch der resultierende Name NI-TI-NOL- die Nickel-Titan-Legierungen.

Aber erst gegen Ende der 80er Jahre kam es zu ersten Versuchen in der Zahnheilkunde [141], um folgende Eigenschaften der Nickel-Titan-Legierungen auch für die moderne Endodontie zu nutzen. Die extremen Dehnungswerte, geringes Elastizitätsmodul ( $35\text{kN/mm}^2$ ), Formgedächtniseffekt (sog.Memory Legierung) und die Pseudoelastizität sind typische Eigenschaften des Werkstoffes. Der Formgedächtniseffekt wird durch den unterschiedlichen Phasenbestand ähnlich wie bei Stählen mit Hochtemperaturform (Austenit) und Tieftemperaturform (Martensit) charakterisiert. Dabei kommt es bei Biegungen der Legierung ohne Überschreitung der Martensitplateauphase (große Dehnungszunahme / geringe Spannungszunahme) bei Erhöhung über eine grenzwertige Umwandlungstemperatur zur Rückverformung (Erinnerung) in die Ursprungsform [81]. Seit 1994 wird auch eine Titan-Aluminium-Legierung (Microthane 95% Ti, 5% Al der Fa. Micro Mega, Besançon, Frankreich) zur Wurzelkanalinstrumentherstellung verwendet. Es handelt sich hierbei um eine  $\beta$ -Titanlegierung und gehört auch in die Gruppe der Titanbasislegierungen (Zusätze Vanadium, Chrom, Zirkonium, Molybdän, Eisen), die in der Orthodontie eingesetzt werden.

FINNES verglich Ni-Ti- mit Ni-Al-Instrumenten und kam zum Ergebnis, dass sowohl Ni-Ti als auch Ti-Al-Instrumente für die Aufbereitung stark gekrümmter Kanäle geeignet sind [39]. Beim Biegeverhalten von Wurzelkanalinstrumenten sieht TEPEL Nickel-Titan-Instrumente, Titan-Aluminium und flexible Edelstahl-Instrumente den herkömmlichen Edelstahlinstrumenten als überlegen an. Das Biegemoment beträgt bei Ni-Ti-Instrumenten nur etwa  $\frac{1}{4}$  bis  $\frac{1}{2}$  von herkömmlichen Edelstahlinstrumenten, die Ti-Al-Instrumente lagen vom Biegemoment zwischen den normalen Edelstahlinstrumenten und den Ni-Ti-Instrumenten [128].

TEPEL und SCHÄFER sehen aber nicht Ni-Ti-Instrumente wegen ihrer Flexibilität im Vorteil, da im apikalen Teil an der Innenseite kein Abtrag stattfindet, sondern flexible Edelstahlinstrumente mit nicht schneidender Batt-Spitze (Instrumentenschulter abgerundet, Instrumentenspitze abgeflacht) wegen des gleichmäßigeren Abtrages (Schneidleistung)[101,103,128].

In verschiedenen Studien werden die geringere Aufbereitungsdauer der Kanäle bei Einsatz von Nickel-Titan-Instrumenten [153], die Flexibilität, das geringere

Elastizitätsmodul [141], bessere Kanalzentrierung [8,9,118], bessere Kanalformtreue [8,9,24,28,36,37,118] und die geringe Frakturhäufigkeit trotz Sterilisation [150] hervorgehoben, aber auch die größere Bruchgefahr gerade für rotierende Ni-Ti-Instrumente [153], längere Aufbereitungszeit [24], Taktilitätsverlust [118,124], Anfälligkeit gegenüber Drehung und Biegung [66], geringe Schneideffizienz [104].

## 2.9 Verwendung von Wurzelkanalmodellen

Durch die Einmaligkeit jedes Wurzelkanalsystems eines Zahnes sind Studien über die Effektivität der verschiedenen Methoden zur Wurzelkanalaufbereitung sehr schwierig zu vergleichen, da genormte, gleich konfigurierte Kanäle bei natürlichen Zähnen schwierig zu finden sind (keine Standardisierung möglich). Hierbei ist auch die Inhomogenität durch unterschiedliche Mineralisation und Mineraleinlagerungen im Dentin bei biologischen Präparaten zu berücksichtigen [149].

WEINE versuchte 1975 als erster mit Hilfe von Kunststoffröhrchen (Dexter Kunststoff) eine Standardisierung beim Vergleich von Wurzelkanalinstrumenten zu erreichen [142]. Mit vorgebogenen Silberstiften formte er die Normkanäle. Durch diese erstmals angewandte Technik konnten die Probleme der Aufbereitung wie teardrop-, elbow-, zip-Phänomene visuell dokumentiert werden, aber auch Aufbereitungsmängel wie nicht bearbeitete Wandanteile. Der Nachteil dieser ersten Röhrchen lag im Knopphärtegrad (Dentin 40-72, Kunststoff 22) und in der stärkeren apikalen Verblockung mit Spänen.

Überlagerungsfotographien sind erst durch durchsichtige Kunststoffröhrchen möglich geworden [89,126,145].

Bei der Untersuchung von 6 verschiedenen Kunststoffen (Technovit 4004, Paladur, Alpolit up 004, Alpolit mit 5% Quarzfeinstmehl, Endodontieblöckchen der Firma Komet und Morita) durch TEPEL und SCHÄFER kamen die Autoren zum Ergebnis, dass zur Untersuchung der Schneidleistung von Wurzelkanalinstrumenten der Kunststoff Alpolit uP 004 (Höchst, Frankfurt, Deutschland) mit 5% Quarz am besten geeignet ist, da die Härte des Kunststoffes durch das Quarz dem des Dentins sehr stark ähnelt [129]. Somit sind Ergebnisse reproduzierbar, auch können nun Aussagen über die mögliche Lebensdauer von Instrumenten gemacht werden.

Zur Formveränderungsbeurteilung der Kanäle sollte Alpolit ohne Quarz zum Einsatz kommen, da hier die visuelle Kontrolle im Vordergrund steht. Durch die Überprüfbarkeit der Präparationsform [138], des Materialabtrags [18,20,108] und der optischen Kontrolle [89,126,145] (Überlagerungsfotographien) wurde dieses Verfahren standardisiert, obwohl keine Smear-Layer-Schicht (Schmierschicht über den Dentintubuli) auftritt oder Debris und Pulpagewebe entfernt werden kann [57].

### 3 Material und Methode

#### 3.1 Versuchsaufbau

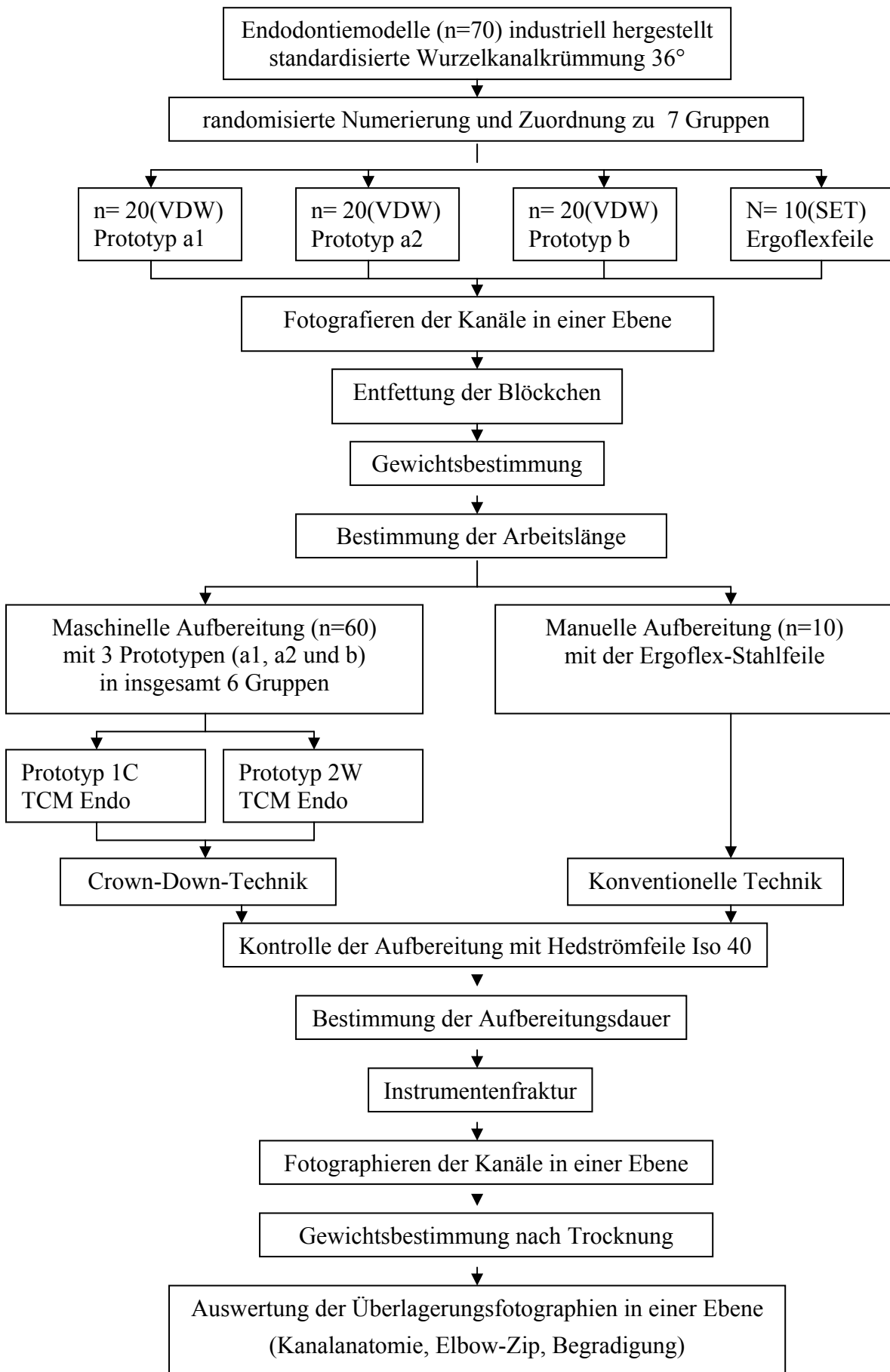
##### 3.1.1 Untersuchungsgut

Bei der Untersuchung der verschiedenen Aufbereitungsinstrumente kamen 70 durchsichtige, industriell gefertigte Wurzelkanalmodelle der Firma S.E.T. (Emmering, Deutschland) zum Einsatz. Die Kanäle wiesen eine standardisierte Wurzelkanalkrümmung von  $36^\circ$  auf mit einem gerade verlaufenden Teil vor Krümmungsbeginn von ca. 7mm bei einer Gesamtlänge von 20mm. Nur die Außenabmessungen der Wurzelkanalmodelle waren unterschiedlich (Länge zw. 36-40,5 mm, Breite und Tiefe zw. 8,5- und 9,5 mm).

Der verwendete Blöckchenkunststoff war bei der Firma S.E.T. (Emmering, Deutschland) nicht zu ermitteln.

Die Blöckchen wurden randomisiert insgesamt sieben verschiedenen Gruppen zugeordnet. Die Wurzelkanalmodelle wurden vor der Bearbeitung nummeriert, damit die fotografische Auswertung und auch die visuelle Kontrolle erfolgen konnte. Zusätzlich wurde die zu fotografierende Seite mit zwei Kreuzen markiert, um später ein exaktes Übereinanderprojizieren der angefertigten Dias zu ermöglichen.

Nun war die Formveränderungsbeurteilung der Krümmung der einzelnen Kanäle nach der Aufbereitung in mesio-distaler Richtung möglich. Die 70 verschiedenen Kanalmodelle wurden vor und nach der Aufbereitung zusammen mit einer Millimeterskala in mesio-distaler Aufsicht bei einer Vergrößerung von  $0,5 \times 6,3 \times 1,5$  mit einem Makroskop (Fa.Wild/Leica, Bensheim, Deutschland) fotografiert. Nun erfolgte die Entfettung der Blöckchen mittels Alkohol, um Beeinträchtigungen der Gewichtsverluste auszuschließen. In der Folgezeit wurden die Modelle nur noch mit Nitrilhandschuhen (Fa.JFM GMBH, München, Deutschland) angefasst, um kein Hautfett auf die Blöckchen zu bringen und den Gewichtsverlust durch die Bearbeitung nicht zu verringern. Anschließend wurden alle Modelle vor und nach der Aufbereitung mit einer Analysenwaage (Typ 2442) der Firma Sartorius (Göttingen, Deutschland) gewogen. Die systemimmanente Messgenauigkeit lag bei max. 0,05 mg. Mit einer Kerr-Handfeile der ISO-Größe 10 (Fa.VDW, München, Deutschland) wurden die Arbeitslängen durch Abmessen der Kanallänge festgelegt. Die Arbeitslänge war die gemessene Kanallänge -1mm. Die Kanalspülung während der Aufbereitung erfolgte mit entmineralisiertem Wasser (aqua ad injectabilia, Fa.B.Braun GMBH, Melsungen, Deutschland) und wurde bei jedem Instrumentenwechsel durchgeführt. Für einen Kanal wurden ca. 30 ml entmineralisiertes Wasser zur Spülung verwendet. Die während der Aufbereitung eingesetzten Instrumente wurden mit einem Kofferdamtuch (dental dam, Fa.Coltene/Whaledent GMBH, Langenau, Deutschland) zwischengereinigt, um Kunststoffspanreste zu entfernen.



**Tab.8 :** Schematische Darstellung des Versuchsablaufs



Zehn Kanäle wurden mit den Ergoflex-Stahlfeilen (Fa. S.E.T., Emmering, Deutschland) konventionell im Sinne eines „circumferential filing“ aufbereitet (siehe auch schematischer Versuchsablauf Tabelle 8).

Von den anderen 60 Kanälen wurden je 20 auf die 3 unterschiedlichen Prototypen a1, a2 und b der Firma VDW verteilt und durch die Benutzung von 2 TCM Endo Micromotoren (Fa.Nouvag GMBH, Goldach, Schweiz) nochmalig unterteilt. Anschließend wurden sie nach der Crown-Down-Methode maschinell aufbereitet, wobei erst ein Eingangstrichter mit Peesobohrern (Fa.VDW, München, Deutschland) Größe 2,4 und 5 angelegt wurde (sogenanntes preflaring). Anschließend wurde in aufsteigender Reihenfolge bis ISO-Größe 40 aufbereitet.

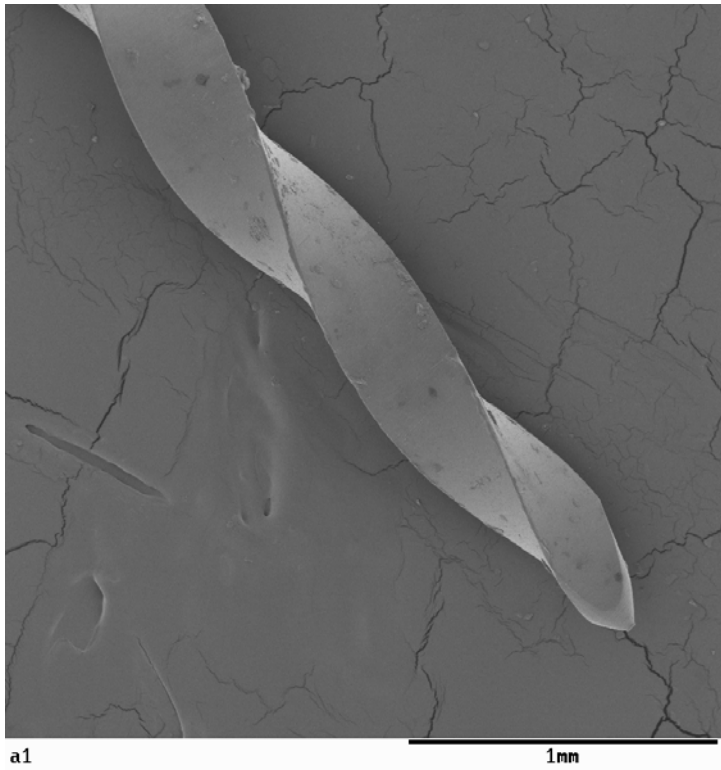
Ziel bei den Aufbereitungsmethoden war ISO-Größe 40 als apikale Aufbereitungsgröße. Als Kontrollinstrument zur Überwachung der erreichten Aufbereitungsgröße diente ein Silberstift Größe 40 (Fa.VDW, München, Deutschland). Erst wenn dieser Stift leichtgängig war, war das Aufbereitungsende erreicht.

### **3.1.2. Wurzelkanalinstrumente und Aufbereitungsmethode**

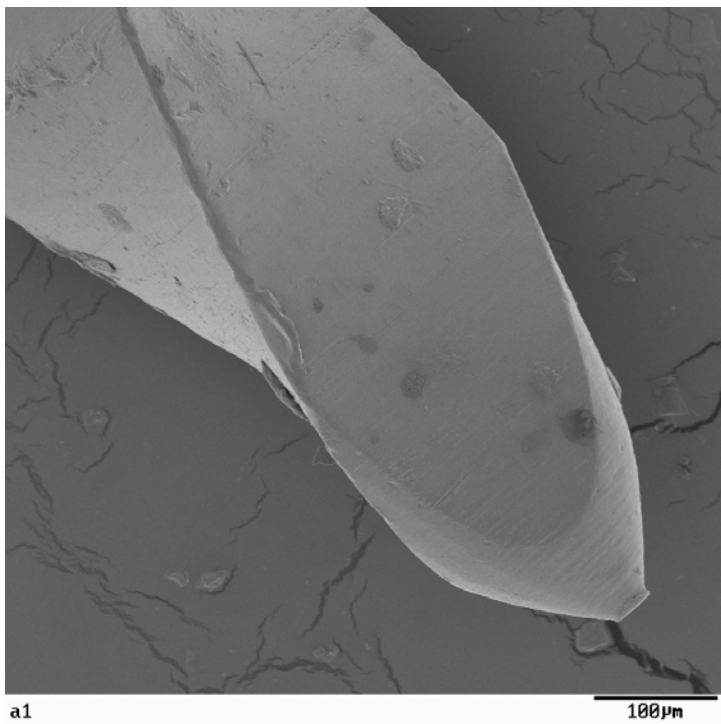
Es wurden folgende Handinstrumente und maschinell betriebene Instrumente verwendet und untersucht :

- VDW (München, Deutschland) Nickel-Titan Prototyp a1  
(ISO-Größe 15-40)
- VDW (München, Deutschland) Nickel-Titan Prototyp a2  
(ISO-Größe 15-40)
- VDW (München, Deutschland) Nickel-Titan Prototyp b  
(ISO-Größe 15- 40)
- Ergoflex (S.E.T., Olching, Deutschland) Stahlfeile  
(ISO-Größe 15- 40)

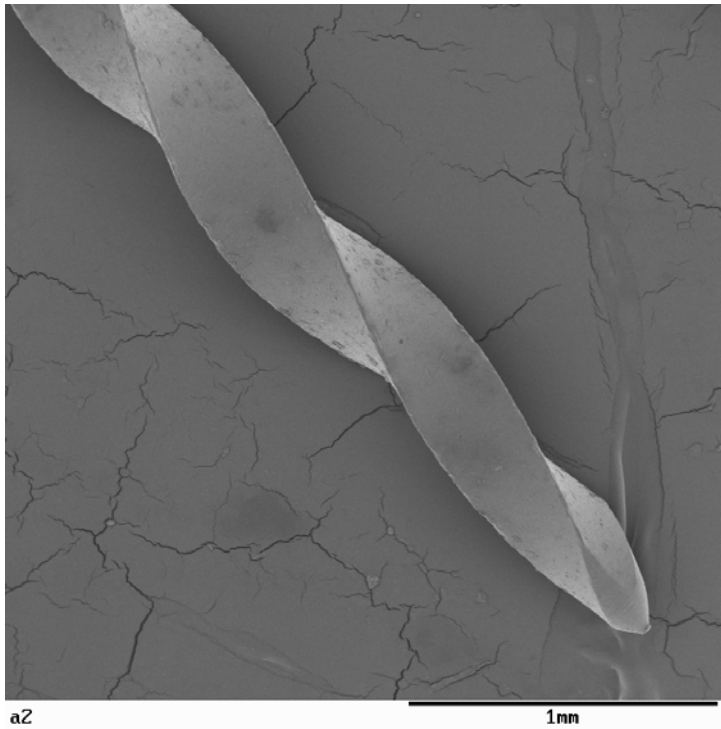
In nachfolgenden Fotografien (Abb.2-9/S.36-39) sind die einzelnen Instrumente rasterelektronenmikroskopisch dargestellt. In der Übersichtstabelle 9 sind die Instrumenteneigenschaften im Vergleich aufgelistet.



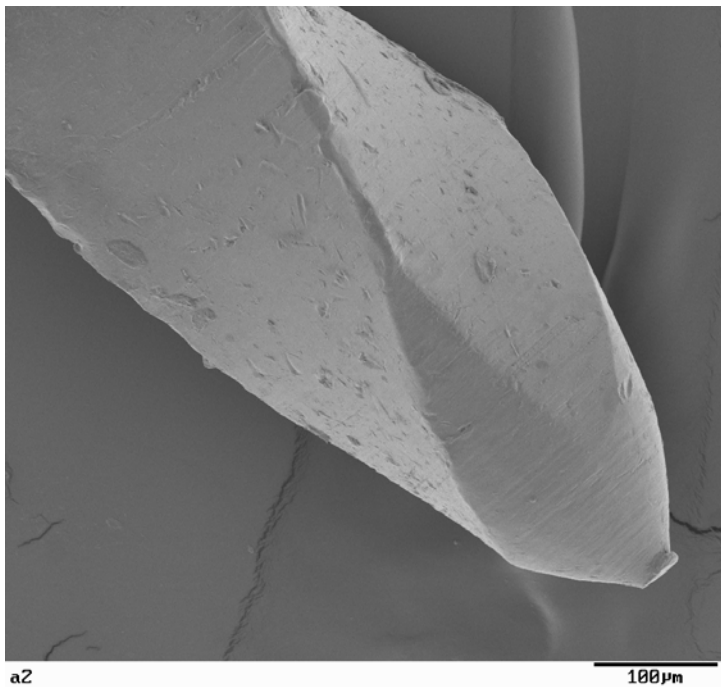
**Abb.2 :**  
Rasterelektronen-  
mikroskopische  
Aufnahme des Prototyps  
a1 (VDW) bei 50-facher  
Vergrößerung



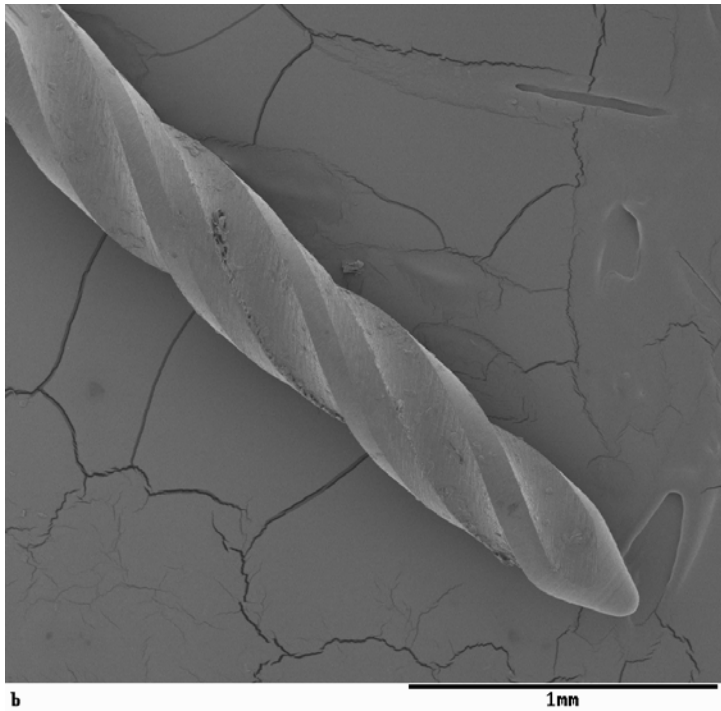
**Abb.3 :**  
Rasterelektronen-  
mikroskopische  
Aufnahme des Prototyps  
a1 (VDW) bei 200-  
facher  
Vergrößerung



**Abb.4 :**  
Rasterelektronen-  
mikroskopische  
Aufnahme des  
Prototyps a2 (VDW)  
bei 50-facher  
Vergrößerung



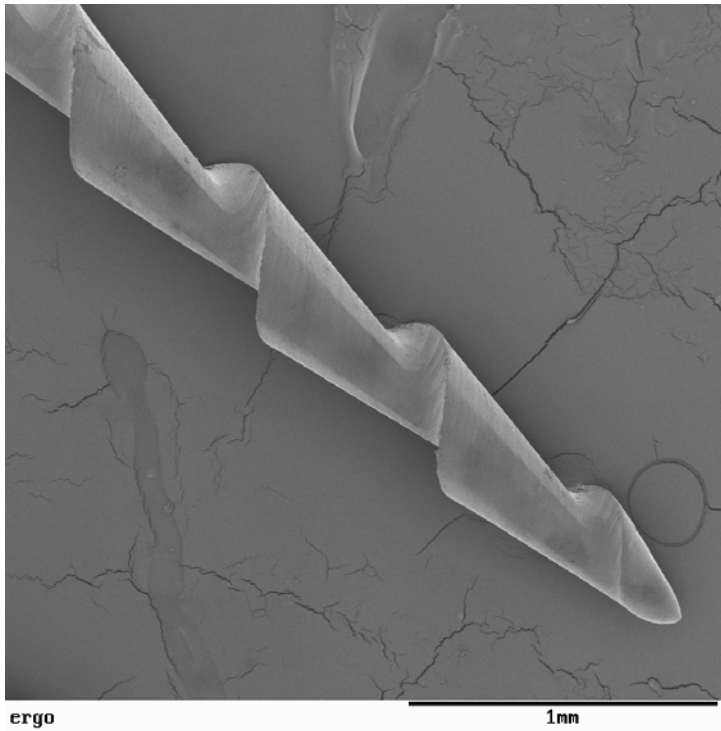
**Abb.5 :**  
Rasterelektronen-  
mikroskopische  
Aufnahme des  
Prototyps a2 (VDW)  
bei 200-facher  
Vergrößerung



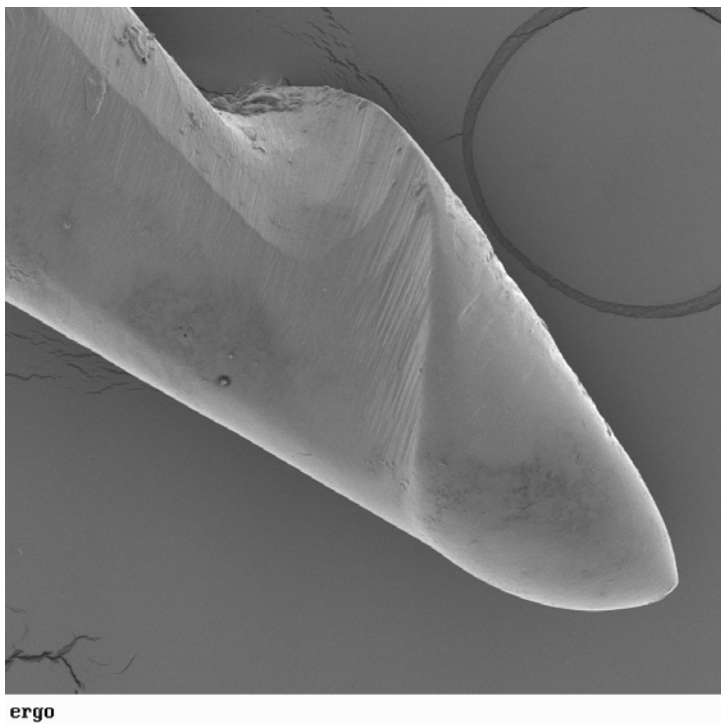
**Abb.6 :**  
Rasterelektronen-  
mikroskopische  
Aufnahme des  
Prototyps b (VDW)  
bei 50-facher  
Vergrößerung



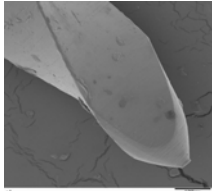
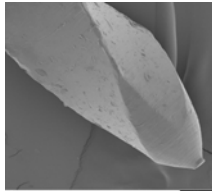
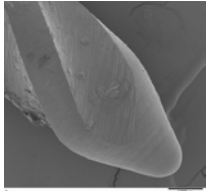
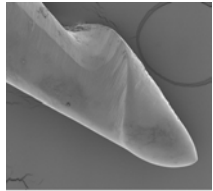




**Abb.7 :**  
Rasterelektronen-  
mikroskopische  
Aufnahme des  
Prototyps b (VDW)  
bei 200-facher  
Vergrößerung



**Abb.8 :**  
Rasterelektronen-  
mikroskopische  
Aufnahme der  
Ergoflex-Stahlfeile  
(SET) bei 50-facher  
Vergrößerung



**Abb.9 :**  
Rasterelektronen-  
mikroskopische  
Aufnahme der  
Ergoflex-Stahlfeile  
(SET) bei 200-facher  
Vergrößerung

Hersteller	Prototyp a1 (VDW)	Prototyp a2 (VDW)	Prototyp b (VDW)	Ergoflex Stahlfeile (S.E.T.)
Material	54 % Nickel 45 % Titan	54 % Nickel 45 % Titan	54 % Nickel 45 % Titan	18 % Chrom 8 % Nickel
Typ	K-Bohrer	K-Bohrer	U-Feile	modifizierte H-File
REM- Aufnahme der Instrumente (200-fach)				
Querschnitt	Dreikant außer Iso 15 Vierkant 	Dreikant außer Iso 15 Vierkant 	Dreikant mit abgefl. Ecken (radial lands) 	Teardrop 
Spanraum	40%	40%	< 40%	65%
Kern	Groß (60%)	Groß (60%)	< 60%	35%
Öffnungswinkel	(16°)	16°	21°	10°
Tangentenwinkel	25°	25°	28°	60°
Schneidekanten- winkel	60°	60°	k.A.	k.A.
Steigung	0,04 mm / mm	0,04 mm / mm	0,04 mm / mm	k.A.
Schneidenanzahl ( Iso 40 )	15	15	16	14
Schneide	gebürstete Schneide	nicht gebürstete Schneide	gebürstete Schneide	k.A.

Konizität	4 %	4 %	4 %	2%
Längenmarker	Farbcodierung	Farbcodierung	Farbcodierung	Farbcodierung
Arbeitsweise	rotierend	rotierend	rotierend	feilend
Hersteller	Prototyp a1 (VDW)	Prototyp a2 (VDW)	Prototyp b (VDW)	Ergoflex Stahlfeile (S.E.T.)
Arbeitsweise	maschinell	maschinell	maschinell	manuell
Spiralwinkel 3mm v.d. Spitze	25°	26°	45°	k.A.
Spitze	nicht schneidend	nicht schneidend	nicht schneidend	nicht schneidend

k.A. = keine Angaben vorhanden

**Tab.9 :** Übersicht über die Instrumenteneigenschaften

### 3.1.3. Mikromotor TCM Endo Nouvag (Goldach, Schweiz)

Der TCM Endo (No.1459 D) der Firma Nouvag ist ein mikroprozessor-gesteuertes Endodontiegerät. Die Firma Nouvag entwickelte diesen ausschließlich für die Endodontie einzusetzenden Motor aus dem schon vorhandenen Chirurgiegerät für Implantologie TC 3000. Dabei wurde sowohl die Leistung von 130 VA auf 60 VA als auch die Motordrehzahl vom Bereich 2000-30000 U/min auf 1200-8000 U/ min reduziert. Bei dem TCM Endo wird die Drehzahl und das Drehmoment des niedrigtourigen Motorhandstückes elektronisch geregelt. Die Drehzahl ist im Bereich von 1200-8000 U/min vorwählbar und wurde bei der vorliegenden Versuchsreihe auf die minimale Drehzahl von 1200 U/min eingestellt. Durch die Untersetzungswinkelstücke (1:1, 8:1, 16:1 oder 20:1) kann die Drehzahl des eingesetzten Endodontie-Instrumentes weiter reduziert werden. Mit dem in der Versuchsreihe eingesetzten 8:1-Winkelstückes wurde eine Minimaldrehzahl von 150 U/ min erreicht. Die auch variabel wählbaren Grenzdrehmomente wurden bei der vorliegenden Studie auf 1 Ncm eingestellt. Der TCM Endo besitzt einen Drehmomentschutz (AP-Modus), der bei Erreichen des vorgewählten Grenzdrehmomentes die Drehrichtung des Motors in den Rückwärtslauf schaltet und nach ca. zwei Umdrehungen wieder in den normalen Vorwärtslauf schaltet. Bei der hier durchgeführten Studie wurde dieser Drehmomentschutz angewandt.

In der vorliegenden Studie wurden zwei TCM Endomotoren (No.: 1459), Baujahr 1998, angewandt. Der eine Endomotor (intern Motor 1C) ist eine Weiterentwicklung des anderen Endomotors (intern Motor 2W). Motor 1C hat zusätzlich zu den unten aufgeführten technischen Eigenschaften einen AS- (Automatic Stop) Modus bei der 20:1-Übersetzung.

Dieser Bauunterschied kam bei der vorliegenden Studie (Doppelblindstudie) aber nicht zum Einsatz.

Technische Daten der benutzten TCM Endo-Geräte :

Motor 31SE

Unit-Nr.: 1459 D

Art.: No.: 1435 D

(später No.: 1460 CH/D No.: 1460 USA)

Power : 230V-/50Hz-60Hz

Leistung : 60 VA

Drehmomentart :

AL = Drehmoment-Begrenzer

8:1-Untersetzung wählbar 1/2/3/4/5/6/7/8/9/10 Ncm

AS = Drehmomentstopper nur im 20:1-Übersetzungsmodus

AP = Drehmomentschutz mit Richtungswechsel

8:1-Untersetzung wählbar 1/2/3/4/5/6/7/8/9/10 Ncm



**Abb.10** : TCM Endo-Micromotor mit Fußpedal, Winkelstück (8:1-Übersetzung) und Maschinensteuergerät (hier 1C)



### 3.2 Untersuchungskriterien

Die beiden eingesetzten TCM Endo-Mikromotoren wurden auf ihre technischen Angaben untersucht:

- a) Überprüfung der technischen Angaben der beiden eingesetzten TCM Endo-Mikromotoren (Doppelblindstudie)

Wie bereits in anderen Studien beschrieben, wurden die aufbereiteten Kunststoffendodontiemodelle nach folgenden Kriterien beurteilt [39,126,145,148]:

- b) Veränderung der Kanalanatomie
- c) Auftreten von Elbow-Zip-Effekten
- d) Gewichtsverlust durch die Aufbereitung
- e) Arbeitslängenverlust
- f) Aufbereitungsdauer
- g) Fraktur von Instrumenten

#### 3.2.1. Überprüfung der technischen Angaben der beiden TCM Endo-Mikromotoren (Doppelblindstudie)

Die vorliegende Versuchsreihe wurde in zwei Untergruppen geteilt, um eventuelle Unterschiede bei Anwendung zweier TCM Endo-Mikromotoren festzustellen.

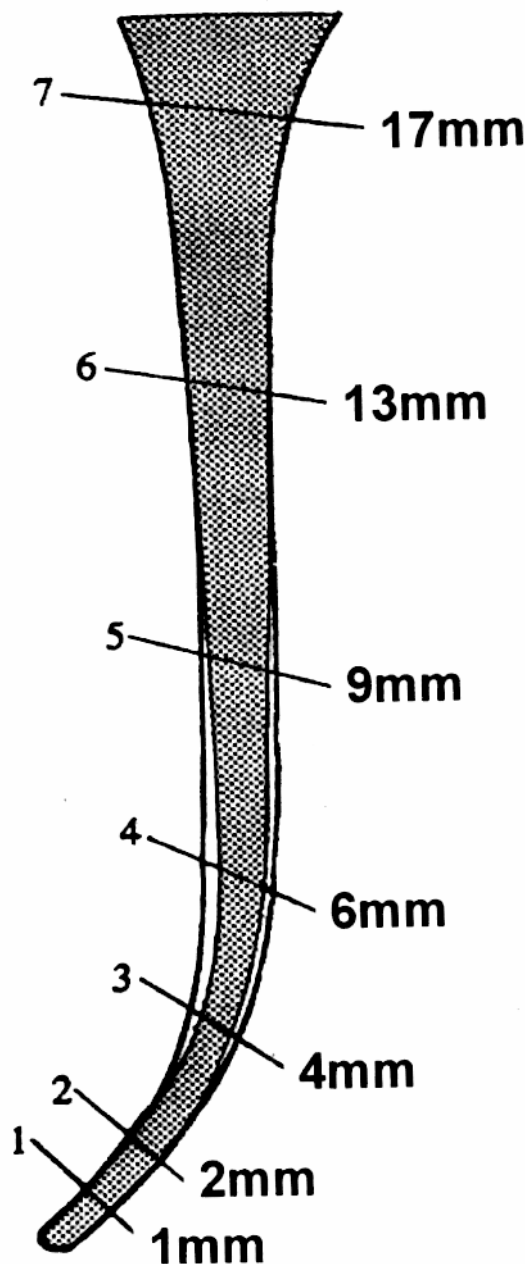
Die zwei baugleichen TCM-Endo-Micromotoren der Firma Novag wurden von der Firma Phytron (Gröbenzell, Deutschland) auf ihre angegebenen Eigenschaften untersucht. Dabei wurde der zu untersuchende Micromotor mit dem 8:1 unteretzten Winkelstück über ein starres Kupplungselement mit einer Drehmimentenmesseinrichtung verbunden (Abb.11). Der maximale Messbereich beträgt bei dieser Einrichtung  $\pm 10$  Ncm. Die Messgenauigkeit beträgt  $\pm 0,05$  Ncm. Die in der Vertikalen auf einen Schlitten fixierte Apparatur war zur Auswertung über Schnittstellen mit einem Computer verbunden. Dabei wurden alle verschiedenen AL- und AP- Betriebszustände der TCM-Motoren untersucht.



**Abb.11** : Versuchsanlage der Firma Phytron (Gröbenzell, Deutschland) zur Prüfung der Eigenschaften der beiden TCM Endo-Motoren

### 3.2.2 Kanalanatomie

Die Kanalformabweichungen wurde durch Überlagerungsprojektion festgestellt. Die Diapositive der Kanäle vor der Aufbereitung wurden mit einem Standdiaprojektor Krokus Color 3 (PZO, Warschau, Polen) in 10-facher Vergrößerung auf ein vorher fixiertes Blatt Papier projiziert und die Kontur nachgezeichnet. Mit Hilfe der mit dem Skalpell eingeritzten Orientierungskreuze wurde dann das Diapositiv des gleichen Kanals nach der Aufbereitung auf das



Vom Apex des Modellkanals, der als Kreismittelpunkt diente, wurden mit einem Zirkel konzentrische Schnittpunkte (1, 2, 4, 6, 9, 13 und 17 cm vom Kreismittelpunkt bzw. Apex entfernt) an der Außen- und Innenkurvatur des nichtpräparierten Kanals gesetzt. Die jeweils 7 verschiedenen Messpunkte an der Außen- und Innenkurvatur des unpräparierten Kanals wurden mittels einer Sekante durch die Schnittpunkte auf die Außenkurvatur des aufbereiteten Kanals verlängert.

Die Abweichung vom ursprünglichen Kanal konnte anschließend gemessen werden.

**Abb.12** : Schematische Darstellung der Messpunktermittlung am Wurzelkanal

gleiche Blatt projiziert, nachdem es vorher ausgerichtet worden war. Nun konnte die Konturveränderung des Kanals auf dem Papier nachgezeichnet werden.

Durch die Benutzung eines Standdiaprojektors (Krokus Color 3, PZO, Warschau, Polen) aus dem Bereich der Fotoentwicklungstechnik wurden die Schwierigkeiten wie Rechtwinkligkeit und Strahlengängigenauigkeit (Finnes 1998) bei der Benutzung eines Wanddiaprojektors umgangen.

In der vorliegenden Studie wurde die Kanalpräparation an sieben verschiedenen Messpunkten in mesial-distaler Richtung untersucht (Abb.12).

### **3.2.3. Elbow-Zip-Effekte und Kanalbegradigungen**

Das Auftreten von Elbow-Zip-Effekten oder Kanalbegradigungen wurde quantitativ ermittelt. Beim Auswerten der Diapositive wurde jeweils eine Ja/Nein-Entscheidung getroffen, ob eines der Phänomene bei der Aufbereitung eingetreten war.

### **3.2.4. Gewichtsverlust**

Der Materialabtrag in den Kanälen konnte mittels Gewichtsbestimmung vor und nach der Aufbereitung der Kanäle ermittelt werden. Vor der Kontrollmessung nach der Aufbereitung der Kanäle wurden alle Kunststoffmodellkanäle mit Papierspitzen getrocknet und zusätzlich für 24 Stunden in einen Trocknungsraum gelegt.

### **3.2.5. Arbeitslängenverlust**

Die Arbeitslänge wurde vor Beginn der Versuchsreihe mit einer Kerrfeile der Iso-Größe 10 ermittelt. Nach Erreichen der ISO-Größe 40 (apikale Masterfeile) wurde die Länge mit einem genormten Silberstift der ISO-Größe 40 (VDW, München, Deutschland) überprüft.

### **3.2.6. Aufbereitungsdauer**

Die zur Kanalaufbereitung benötigte Zeit wurde mit einer digitalen Stoppuhr (G Shock, Casio, Tokio, Japan) in Sekunden gemessen. Sie beinhaltet den Beginn der Aufbereitung durch Anlegen von Eingangstrichtern (Pesobohrer 2,4,5,

VDW, München, Deutschland) bis zur zur apikalen Masterfeile und der Kontrolle durch genormte Silberstifte. Zwischenspülungen und Instrumentenwechsel sind in der gemessenen Zeit mitenthalten.

### **3.2.7. Fraktur von Instrumenten**

Jeder Instrumentensatz wurde für die Präparation von maximal 5 Kanälen verwendet. Bei Vorkommen von Brüchen wurde die Nummer des Kanals, die benötigte Zeit, ISO-Größe des frakturierten Instrumentes und die Bruchstelle des Instrumentes durch Längenmessung notiert.

### **3.3. Statistik**

Der Kruskal-Wallis Multiple-Comparison Z-Value und der Duncan Multiple – Comparison Test wurden bei der statistischen Auswertung der Versuchsreihen angewandt. Das Signifikanzniveau betrug  $p \leq 0,05$ .

Bei diesen beiden Tests handelt es sich um Verfahren zum Vergleich von Ordinaldaten aus mehr als zwei unabhängigen Stichproben. Der Kruskal-Wallis Multiple-Comparison Z-Value Test ist ein nicht parametrischer Rangsummentest.

Der Duncan Multiple- Comparison Test ist ein parametrischer post-hoc-Test.

### **3.4. Versuchsdurchführung**

#### **3.4.1. Maschinelle Aufbereitung mit TCM Endo- Micromotoren**

Als erstes wurde die Länge der Kunststoffkanäle mit einer Kerr-Feile (Fa.VDW, München, Deutschland) der ISO-Größe 10 ermittelt.

Als okklusaler Stop diente die Oberfläche des Wurzelkanalmodells. Der Apex wurde als gemessene Länge -1mm definiert, um eventuelle Überinstrumentierungen festzustellen.

Alle zu verwendenden Prototypen (VDW a1, a2 und b) wurden bis zur ISO-Größe 40 mit einem Gummistopper auf die für den Kunststoffkanal ermittelte Länge eingestellt und in einen variabel in der Länge einstellbaren Endodontieinstrumentenhalter gesteckt. Nachdem zuerst mit einem Peesobohrer Größe 5 ein Eingangstrichter (1mm) hergestellt worden war, folgten mit den Peesobohrern Größe 4 und 2 Kanalerweiterungen bis zur Tiefe 2 bzw. 4mm.

Beide zu untersuchenden TCM Endo-Mikromotoren waren auf 150 U/min und auf 1 Ncm Drehmomentmaximum eingestellt worden.

Nun wurde in absteigender Reihenfolge- Crown-down-Methode - von ISO-Größe 40 an bis zur ISO-Größe 15 der Kanal aufbereitet, wobei erst mit der ISO-Größe 15 der Apex erreicht wurde. Anschließend erfolgte die Aufbereitung in aufsteigender Reihenfolge bis zur ISO-Größe 40. Die ISO-Größe 40 am Apex wurde mit einem genormten Silberstift kontrolliert.

Die Spülung der Kanäle wurde nach jedem Instrumentenwechsel mit entmineralisiertem Wasser durchgeführt. Ungefähr 30 ml Wasser (Aqua ad injectabilia, Fa.Braun, Melsungen, Deutschland) wurden für jeden Kanal zur Spülung verbraucht. Die eingesetzten Instrumente wurden nach jeder Anwendung mit einem Kofferdamtuch (dental dam, Fa.Coltene/Whaledent GMBH, Langenau, Deutschland) gereinigt, um Kunststoffspanreste zu entfernen.

Bei Frakturen wurde die Zeit angehalten und sowohl die ISO-Größe des Frakturstückes als auch Anwendungshäufigkeit und Bruchstücklänge des Instrumentes ermittelt.

#### **3.4.2. Manuelle Aufbereitung mit Ergoflex-Stahlfeilen der Firma S.E.T. (Emmering, Deutschland)**

Die Vorgehensweise ist in 3.4.1 ausführlich beschrieben worden. Die angewandte konventionelle Aufbereitung mit dem Circumferential-Filing in reiner Vertikalbewegung wurde auch hier von ISO-Größe 15 bis 40 durchgeführt.

## 4. Ergebnisse

### 4.1. Überprüfung der Mikromotoren TCM Endo Nouvag (Goldach, Schweiz) durch die Firma Phytron (Gröbenzell, Deutschland)

Die Firma Phytron (Gröbenzell, Deutschland) untersuchte die beiden angewandten TCM Endo Micromotoren 1C und 2W auf ihre Eigenschaften.

TCM Micromotor 1C zeigte bei der in der Untersuchung angewandten Einstellung (Ap-Modus, Grenzdrehmoment 1Ncm, Drehzahl 150 U/min), dass schon die Leerdrehlaufzahl 138 U/min statt 150 U/min betrug (Abb.13). Bei langsam steigender Belastung auf das Instrument kam es bei 2 Ncm zur ersten Abschaltung, obwohl das Grenzdrehmoment 1 Ncm war. Innerhalb von 30 msec wurde auf  $-188$  U/min beschleunigt und das Drehmoment auf  $-6$  Ncm. Bei den weiteren Belastungen pendelte das Drehmoment zwischen  $+6$  Ncm und  $-9$  Ncm. TCM Micromotor 2W zeigte die gleichen Ergebnisse in Abbildung 14. Auch hier kam es zu starken Schwankungen zwischen  $+6$  Ncm und  $-9$  Ncm.

Motor 1C zeigte auch im nicht angewandten AL-Modus( bei Grenzdrehmoment 1Ncm, Drehzahl 150 U/min), daß schon die Leerdrehlaufzahl 138 U/min statt 150 U/min betrug.

Bei der 1. Belastung fiel die Drehzahl auf 120 U/min ab und das Drehmoment stieg bei Abschaltung auf 1,2 Ncm und im Stillstand an der Welle bis 1,9 Ncm.

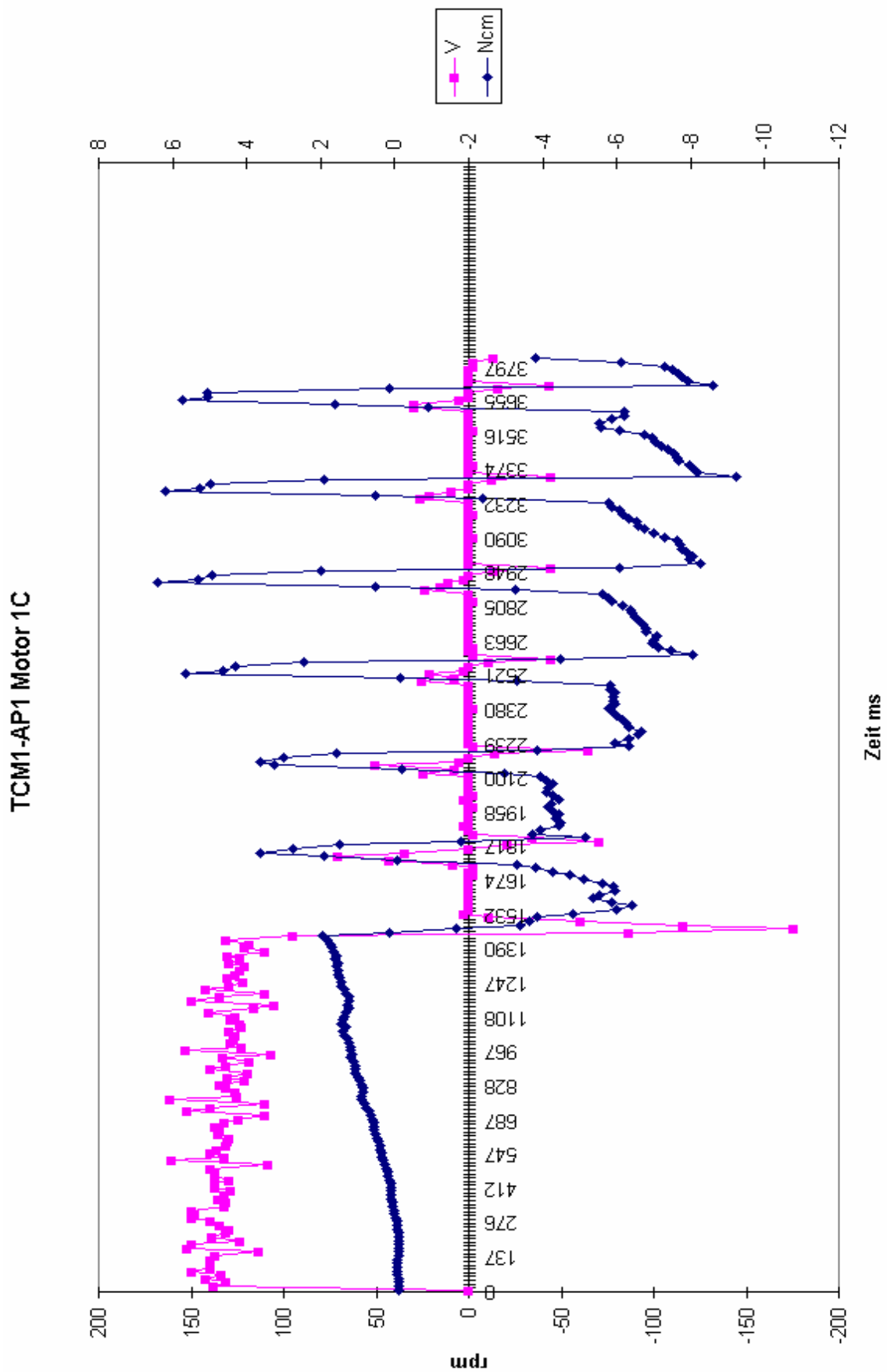
Bei der 2. Belastung des Motors entstanden bei Abschaltung 1,25 Ncm und ein Stillstanddrehmoment von 2,15 Ncm, bei der 3. Belastung bei Abschaltung 1,25 Ncm und ein Stillstandsrehmoment von 2,5 Ncm. Wurde aber wie während der 4. bis 7. Belastung plötzlich blockiert- entsprechend einer Instrumentenblockierung im Wurzelkanal- entstand eine Überlast bis zu 4,5 Ncm in 105 msec (4,5-fache Überlast). Die gleichen Ergebnisse entstanden bei Micromotor TCM 2W.

### 4.2 Veränderungen der Kanalanatomie

Die zu Beginn der Studie angenommenen eventuellen technischen Unterschiede der beiden TCM- Micromotoren waren nicht vorhanden. Nur eine zusätzliche Funktion (Automatic Stop) bei der 20:1-Übersetzung des Motors 1C stellte die einzige Softwareveränderung dar.

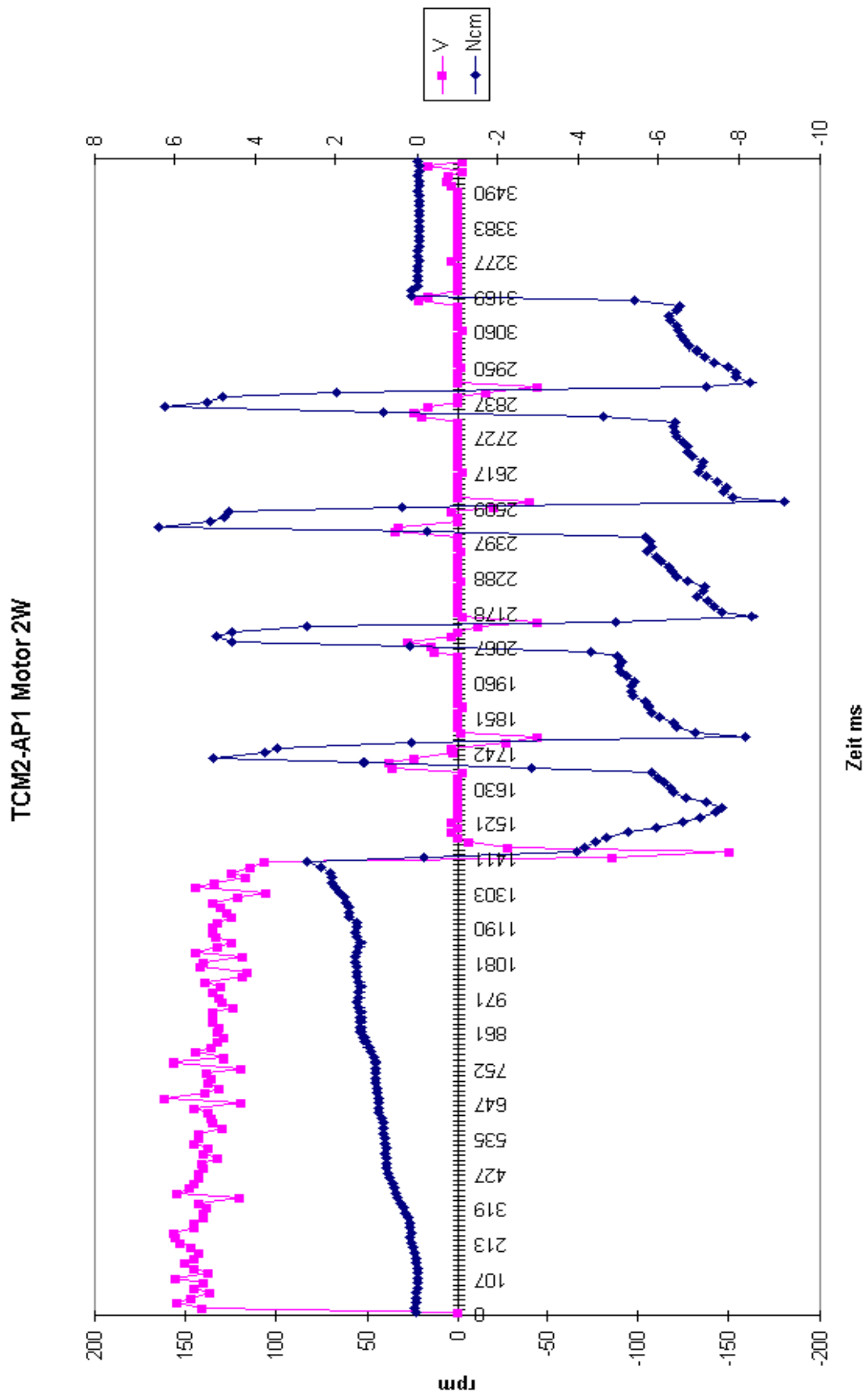
Aufgrund der baugleichen TCM-Micromotoren im 8:1-Übersetzungsmodus wurden die ursprünglich 6 Prototypengruppen (a1, a2, b bei zwei verschiedenen Motoren) statistisch zusammen ausgewertet.

Bei den nun 3 verschiedenen Prototypengruppen (a1, a2, b) und den Ergoflex-Stahlfeilen wurden folgende Ergebnisse festgestellt :

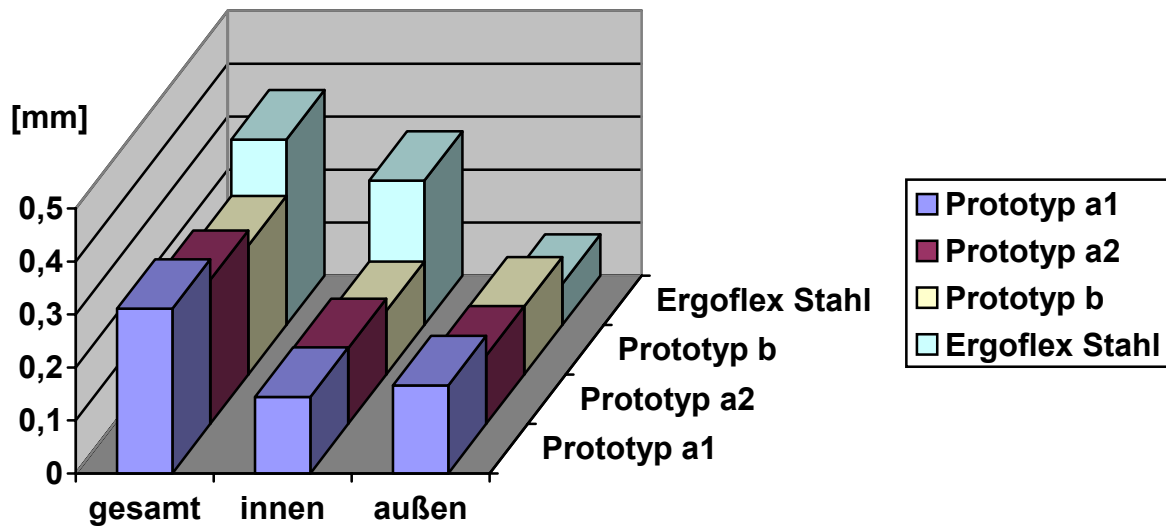


**Abb.13** : Ergebnisse des TCM Endo-Micromotors 1





**Abb.14** : Ergebnisse des TCM Endo-Micromotors 2W



Gruppe	Anzahl	Abtrag	No.	$\bar{x} \pm SD$	Min-Max	Median	Signif.zu
Prototyp a1	9	Gesamt-abtrag	1	0,31 ± 0,26	0 – 1,15	0,25	
Prototyp a2	8	Gesamt-abtrag	2	0,27 ± 0,23	0 – 0,8	0,225	
Prototyp b	19	Gesamt-abtrag	3	0,24 ± 0,19	0 – 0,65	0,2	4 (D)
Ergoflex Stahlfeile	10	Gesamt-abtrag	4	0,35 ± 0,32	0 – 1,1	0,275	3 (D)
Prototyp a1	9	Innen-kurvatur	1	0,14 ± 0,21	0 – 0,65	0	4 (D)
Prototyp a2	8	Innen-kurvatur	2	0,14 ± 0,20	0 – 0,7	0	4 (D)
Prototyp b	19	Innen-kurvatur	3	0,12 ± 0,14	0 – 0,5	0,08	4 (D)
Ergoflex Stahlfeile	10	Innen-kurvatur	4	0,27 ± 0,27	0 – 0,9	0,25	1,2,3 (D)
Prototyp a1	9	Außen-kurvatur	1	0,17 ± 0,14	0 – 0,65	0,18	4 (D)
Prototyp a2	8	Außen-kurvatur	2	0,13 ± 0,11	0 – 0,5	0,1	4 (D)
Prototyp b	19	Außen-kurvatur	3	0,13 ± 0,11	0 – 0,5	0,12	4 (D)
Ergoflex Stahlfeile	10	Außen-kurvatur	4	0,08 ± 0,16	0 – 0,75	0	1,2,3 (D)

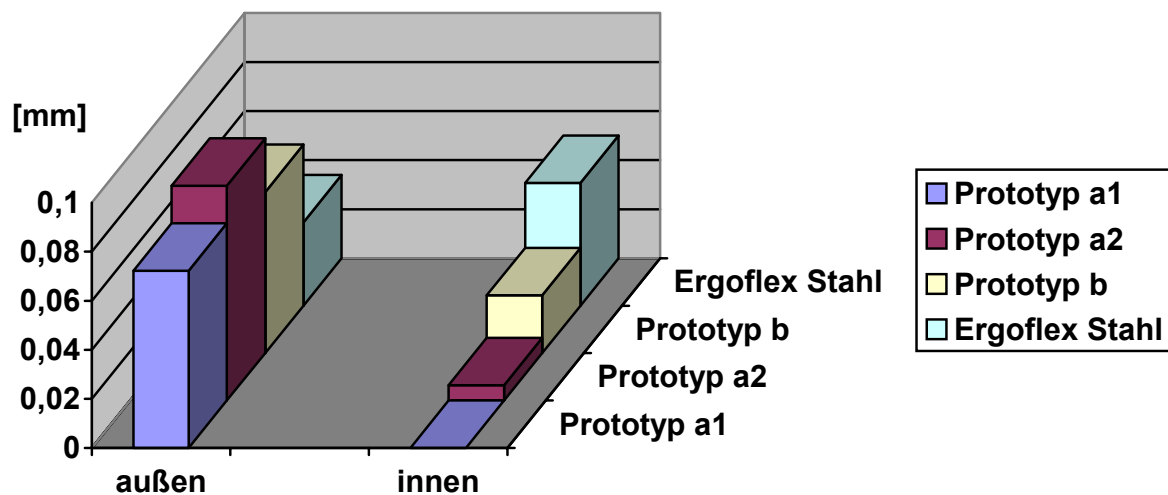
(D) = Duncan Test

**Abb.15/Tab.10 :** Gesamt-abtrag an Innen-und Außenkurvatur/Statistik

Bei Betrachtung des Gesamtabtrages (innen und außen, Abb.15/Tab.10) von der ursprünglichen Kanalanatomie sind die Ergebnisse des Prototyps b signifikant niedriger als die Ergebnisse der Ergoflex-Stahlfeile nach dem Duncan-Test.

Bei Untersuchung an den einzelnen Messpunkten wurden folgende Ergebnisse festgestellt:

An Messpunkt 1 (Abb.16) ist weder an der Außenkrümmung noch an der Innenkrümmung eine Signifikanz innerhalb der untersuchten Gruppen festgestellt



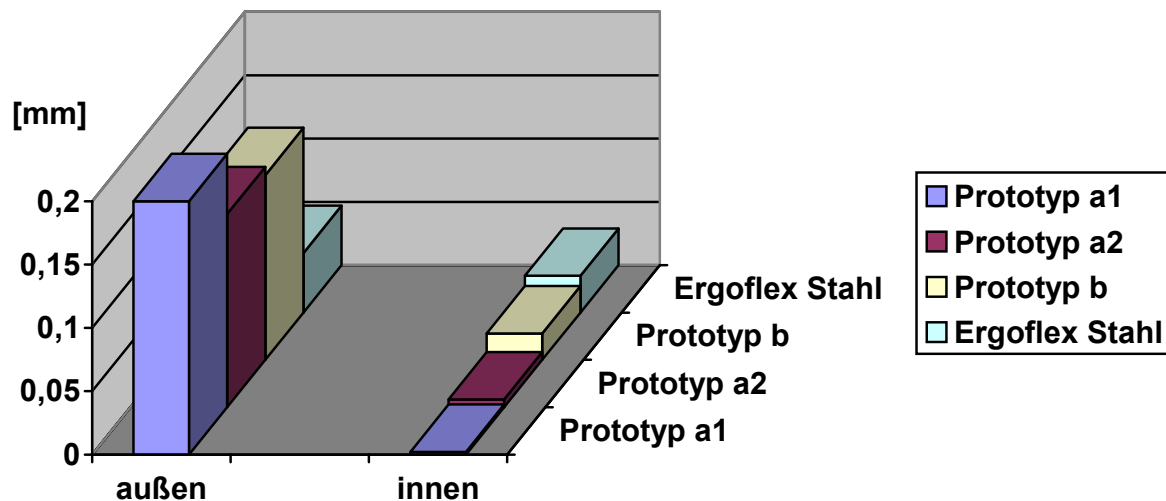
**Abb.16 :** Abweichungen (Mittelwert  $\bar{x}$ ) an Messpunkt 1 (1mm vom Apex)

Gruppe	Anzahl	Abtrag	No.	$\bar{x} \pm SD$	Min-Max	Median	Signif. zu
Prototyp a1	9	Innenkrümmung	1	0 ± 0	0 – 0	0	
Prototyp a2	8	Innenkrümmung	2	0,01 ± 0,02	0 – 0,05	0	
Prototyp b	19	Innenkrümmung	3	0,02 ± 0,04	0 – 0,1	0	
Ergoflex Stahlfeile	10	Innenkrümmung	4	0,05 ± 0,16	0 – 0,5	0	
Prototyp a1	9	Außenkrümmung	1	0,07 ± 0,11	0 – 0,25	0	
Prototyp a2	8	Außenkrümmung	2	0,09 ± 0,17	0 – 0,5	0,03	
Prototyp b	19	Außenkrümmung	3	0,07 ± 0,06	0 – 0,2	0,08	
Ergoflex Stahlfeile	10	Außenkrümmung	4	0,03 ± 0,05	0 – 0,1	0,01	

**Tab.11 :** Statistik der Innen – und Außenkrümmung an Messpunkt 1

worden, d.h. in der apikalen Darstellung traten keine signifikanten Unterschiede zwischen maschinell aufbereiteten und manuell aufbereiteten Kanälen auf.

Auch an der Innenkurvatur des Messpunktes 2 (Abb.17) konnte keine Signifikanz zwischen den Gruppen festgestellt werden. An der Außenkurvatur war der Abtrag durch Prototyp a1 und b nach dem Duncan-Test stärker als durch



**Abb.17 :** Abweichungen (Mittelwert  $\bar{x}$ ) an Messpunkt 2 (2mm vom Apex)

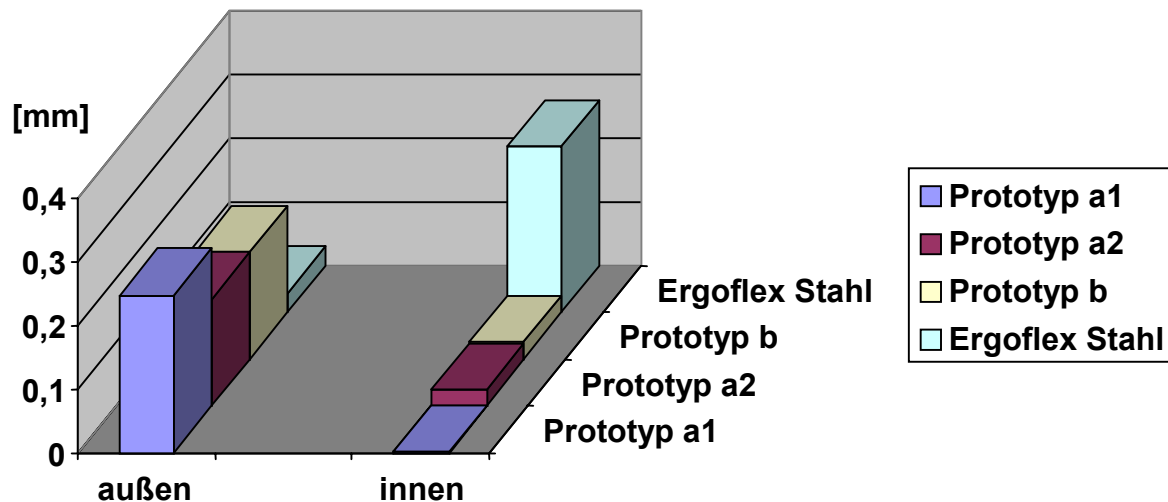
Gruppe	Anzahl	Abtrag	No.	$\bar{x} \pm SD$	Min-Max	Median	Signif. zu
Prototyp a1	9	Innenkurvatur	1	$0 \pm 0,01$	0 – 0,02	0	
Prototyp a2	8	Innenkurvatur	2	$0,01 \pm 0,02$	0 – 0,05	0	
Prototyp b	19	Innenkurvatur	3	$0,02 \pm 0,04$	0 – 0,1	0	
Ergoflex Stahlfeile	10	Innenkurvatur	4	$0,03 \pm 0,04$	0 – 0,1	0,01	
Prototyp a1	9	Außenkurvatur	1	$0,21 \pm 0,14$	0 – 0,43	0,15	4 (B,D)
Prototyp a2	8	Außenkurvatur	2	$0,15 \pm 0,06$	0,1 - 0,25	0,125	4 (B)
Prototyp b	19	Außenkurvatur	3	$0,15 \pm 0,12$	0 – 0,5	0,15	4 (B,D)
Ergoflex Stahlfeile	10	Außenkurvatur	4	$0,05 \pm 0,06$	0 – 0,15	0,01	1,2,3 (B) 1,3 (D)

(D) = Duncan-Test (B) = Bonferroni-Test

**Tab.12 :** Statistik der Innen – und Außenkurvatur an Messpunkt 2

die Ergoflex-Stahlfeile. Nach dem Bonferroni-Test war der Abtrag der Ergoflex-Stahlfeile gegenüber allen maschinellen Prototypen signifikant niedriger.

An der Innenkurvatur des Messpunktes 3 (Abb.18) konnte ein signifikant höherer Abtrag durch die Ergoflex-Stahlfeile nach dem Duncan-Test im Vergleich zu allen Prototypen (a1, a2, b) festgestellt werden. An der Außenkurvatur konnte ein signifikant niedrigerer Abtrag durch die Ergoflex-



**Abb.18 :** Abweichung (Mittelwert  $\bar{x}$ ) an Messpunkt 3 (4mm vom Apex)

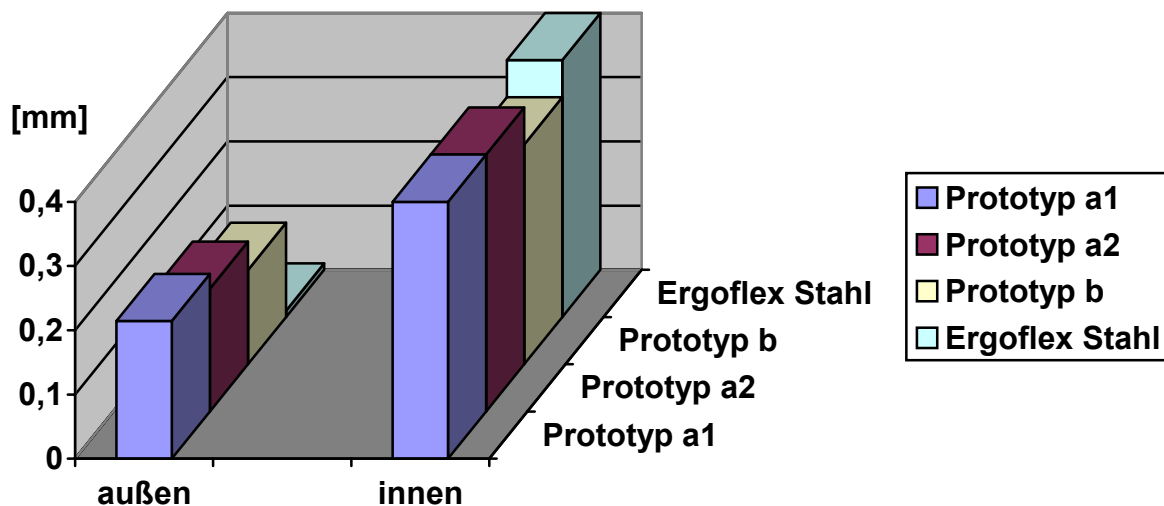
Gruppe	Anzahl	Abtrag	No.	$\bar{x} \pm SD$	Min-Max	Median	Signif. zu
Prototyp a1	9	Innenkurvatur	1	$0 \pm 0,01$	0 – 0,02	0	4 (D)
Prototyp a2	8	Innenkurvatur	2	$0,03 \pm 0,05$	0 – 0,1	0	4 (D)
Prototyp b	19	Innenkurvatur	3	$0,03 \pm 0,04$	0 – 0,1	0	4 (D)
Ergoflex Stahlfeile	10	Innenkurvatur	4	$0,26 \pm 0,14$	0,05-0,45	0,25	1,2,3 (D)
Prototyp a1	9	Außenkurvatur	1	$0,25 \pm 0,12$	0 – 0,43	0,25	3,4 (D)
Prototyp a2	8	Außenkurvatur	2	$0,17 \pm 0,06$	0,1 -0,25	0,16	4 (D)
Prototyp b	19	Außenkurvatur	3	$0,17 \pm 0,08$	0,02-0,3	0,2	1,4 (D)
Ergoflex Stahlfeile	10	Außenkurvatur	4	$0,03 \pm 0,05$	0 – 0,1	0	1,2,3 (D)

(D) = Duncan-Test

**Tab.13 :** Statistik der Innen – und Außenkurvatur an Messpunkt 3

Stahlfeile nach dem Duncan-Test gegenüber allen maschinellen Prototypen (a1, a2, b) festgestellt werden. Aber auch innerhalb der Gruppe der Prototypen gab es bei Anwendung des Prototyps b einen signifikant niedrigeren Abtrag nach dem Duncan-Test als bei Anwendung von Prototyp a1.

An der Innenkurvatur des Messpunktes 4 (Abb.19) war der Abtrag durch



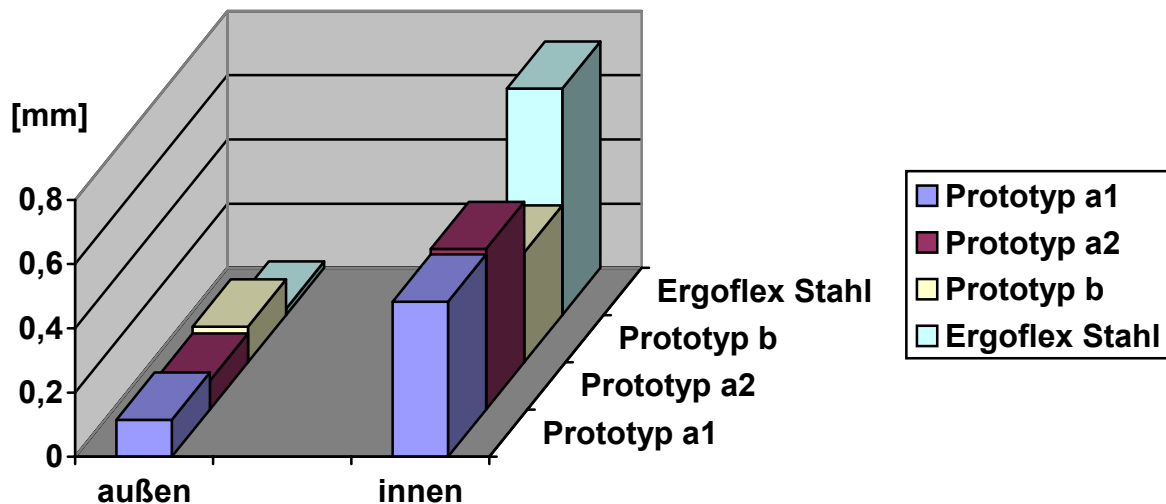
**Abb.19** : Abweichung (Mittelwert  $\bar{x}$ ) an Messpunkt 4 (6mm vom Apex)

Gruppe	Anzahl	Abtrag	No.	$\bar{x} \pm SD$	Min-Max	Median	Signif. zu
Prototyp a1	9	Innenkurvatur	1	0,48 ± 0,09	0,3 – 0,6	0,5	3 (D)
Prototyp a2	8	Innenkurvatur	2	0,5 ± 0,12	0,35 - 0,7	0,5	3 (D)
Prototyp b	19	Innenkurvatur	3	0,34 ± 0,08	0,2 – 0,5	0,35	1,2,4 (D)
Ergoflex Stahlfeile	10	Innenkurvatur	4	0,52 ± 0,15	0,3 - 0,75	0,5	3 (D)
Prototyp a1	9	Außenkurvatur	1	0,21 ± 0,06	0,15 - 0,3	0,2	4 (D)
Prototyp a2	8	Außenkurvatur	2	0,19 ± 0,09	0,05 - 0,3	0,19	4 (D)
Prototyp b	19	Außenkurvatur	3	0,15 ± 0,08	0 – 0,25	0,15	4 (D)
Ergoflex Stahlfeile	10	Außenkurvatur	4	0,01 ± 0,03	0 – 0,1	0	1,2,3 (D)

(D) = Duncan-Test

**Tab.14** : Statistik der Innen – und Außenkurvatur an Messpunkt 4

Prototyp b signifikant niedriger nach dem Duncan-Test als bei Prototyp a1, a2 und Ergoflex-Stahlfeile. An der Außenkrümmung war der Abtrag bei Anwendung der Ergoflex-Stahlfeile signifikant niedriger als bei allen maschinellen Prototypen (a1, a2, b). An der Innenkrümmung des Messpunktes 5 (Abb.20) war der Abtrag bei Anwendung der Ergoflex-Stahlfeile signifikant höher nach dem Duncan-Test als alle maschinellen Prototypen (a1, a2, b) und der Abtrag durch



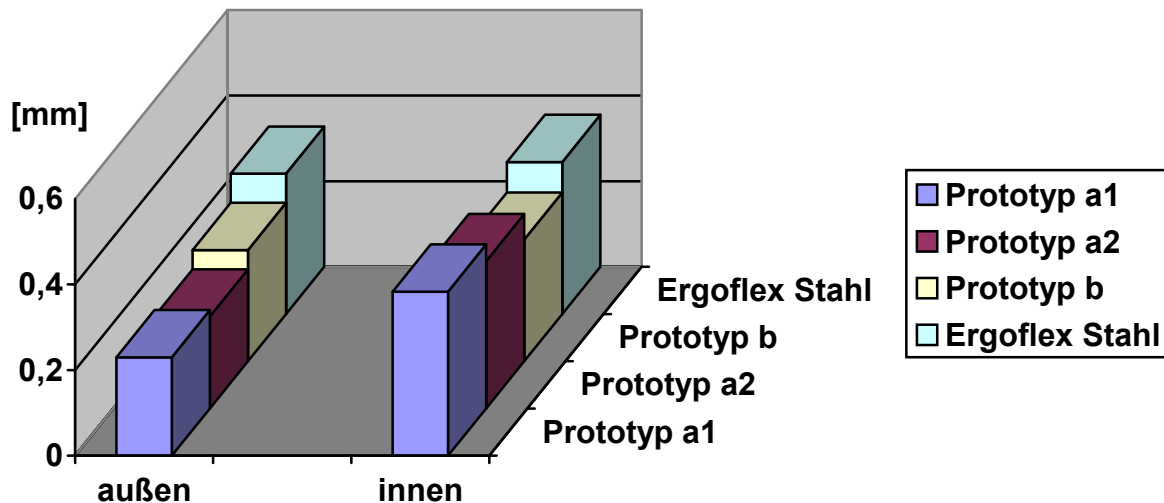
**Abb.20** : Abweichung (Mittelwert  $\bar{x}$ ) an Messpunkt 5 (9mm vom Apex)

Gruppe	Anzahl	Abtrag	No.	$\bar{x} \pm SD$	Min-Max	Median	Signif. zu
Prototyp a1	9	Innenkrümmung	1	0,48 ± 0,09	0,3 – 0,6	0,5	3,4 (D)
Prototyp a2	8	Innenkrümmung	2	0,5 ± 0,12	0,35- 0,7	0,5	3,4 (D)
Prototyp b	19	Innenkrümmung	3	0,34 ± 0,08	0,2 – 0,5	0,35	1,2,4 (D)
Ergoflex Stahlfeile	10	Innenkrümmung	4	0,71 ± 0,13	0,5 – 0,9	0,7	1,2,3 (D)
Prototyp a1	9	Außenkrümmung	1	0,12 ± 0,05	0,05 -0,2	0,1	4 (D)
Prototyp a2	8	Außenkrümmung	2	0,09 ± 0,07	0 – 0,2	0,1	4 (D)
Prototyp b	19	Außenkrümmung	3	0,11 ± 0,07	0 – 0,2	0,1	4 (D)
Ergoflex Stahlfeile	10	Außenkrümmung	4	0,02 ± 0,03	0 – 0,1	0	1,2,3 (D)

(D) = Duncan-Test

**Tab.15** : Statistik der Innen – und Außenkrümmung an Messpunkt 5

Prototyp b war nochmals signifikant niedriger nach dem Duncan-Test als durch Prototyp a1 und a2. An der Außenkurvatur war der Abtrag durch die Ergoflex-Stahlfeile signifikant niedriger nach dem Duncan-Test als bei Anwendung der Prototypen (a1, a2, b).



**Abb.21** : Abweichung (Mittelwert  $\bar{x}$ ) an Messpunkt 6 (13mm vom Apex)

Gruppe	Anzahl	Abtrag	No.	$\bar{x} \pm SD$	Min-Max	Median	Signif. zu
Prototyp a1	9	Innenkurvatur	1	0,38 ± 0,13	0,2- 0,65	0,35	3 (R)
Prototyp a2	8	Innenkurvatur	2	0,34 ± 0,09	0,25- 0,5	0,3	
Prototyp b	19	Innenkurvatur	3	0,28 ± 0,08	0,1- 0,45	0,3	1,4 (R)
Ergoflex Stahlfeile	10	Innenkurvatur	4	0,36 ± 0,12	0,1 – 0,5	0,38	3 (R)
Prototyp a1	9	Außenkurvatur	1	0,23 ± 0,06	0,1 - 0,32	0,25	
Prototyp a2	8	Außenkurvatur	2	0,22 ± 0,06	0,12 - 0,3	0,23	
Prototyp b	19	Außenkurvatur	3	0,26 ± 0,1	0,1 – 0,5	0,25	
Ergoflex Stahlfeile	10	Außenkurvatur	4	0,33 ± 0,2	0,1 - 0,76	0,3	

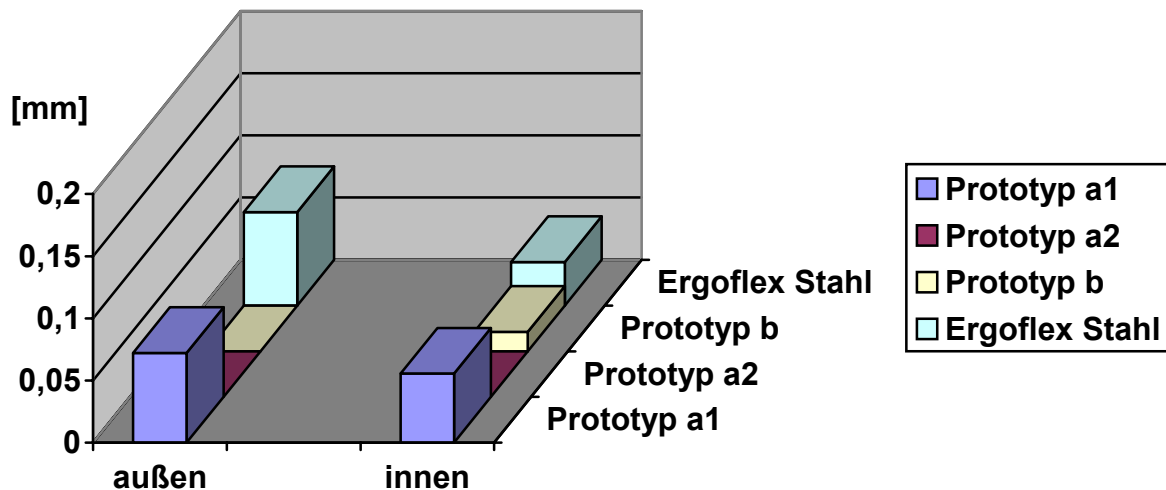
(R) = Regular Test

**Tab.16** : Statistik der Innen – und Außenkurvatur an Messpunkt 6



An der Innenkurvatur des Messpunktes 6 (Abb.21) war der Abtrag bei Anwendung des Prototyps b signifikant niedriger nach dem Regular-Test als bei Prototyp a1, a2 und Ergoflex-Stahlfeile. An der Außenkurvatur des Messpunktes 6 wurden keine Signifikanzen beim Abtrag innerhalb der Gruppe von Instrumenten festgestellt.

Weder an der Innen- noch an der Außenkurvatur des Messpunktes 7 (Abb.22)



**Abb.22 :** Abweichung (Mittelwert  $\bar{x}$ ) an Messpunkt 7 (17mm vom Apex)

Gruppe	Anzahl	Abtrag	No.	$\bar{x} \pm SD$	Min-Max	Median	Signif. zu
Prototyp a1	9	Innenkurvatur	1	$0,06 \pm 0,17$	0 – 0,5	0	
Prototyp a2	8	Innenkurvatur	2	$0 \pm 0$	0 – 0	0	
Prototyp b	19	Innenkurvatur	3	$0,02 \pm 0,07$	0 – 0,3	0	
Ergoflex Stahlfeile	10	Innenkurvatur	4	$0,04 \pm 0,11$	0 – 0,35	0	
Prototyp a1	9	Außenkurvatur	1	$0,07 \pm 0,22$	0 – 0,65	0	
Prototyp a2	8	Außenkurvatur	2	$0 \pm 0$	0 – 0	0	
Prototyp b	19	Außenkurvatur	3	$0 \pm 0$	0 – 0	0	
Ergoflex Stahlfeile	10	Außenkurvatur	4	$0,08 \pm 0,24$	0 – 0,75	0	

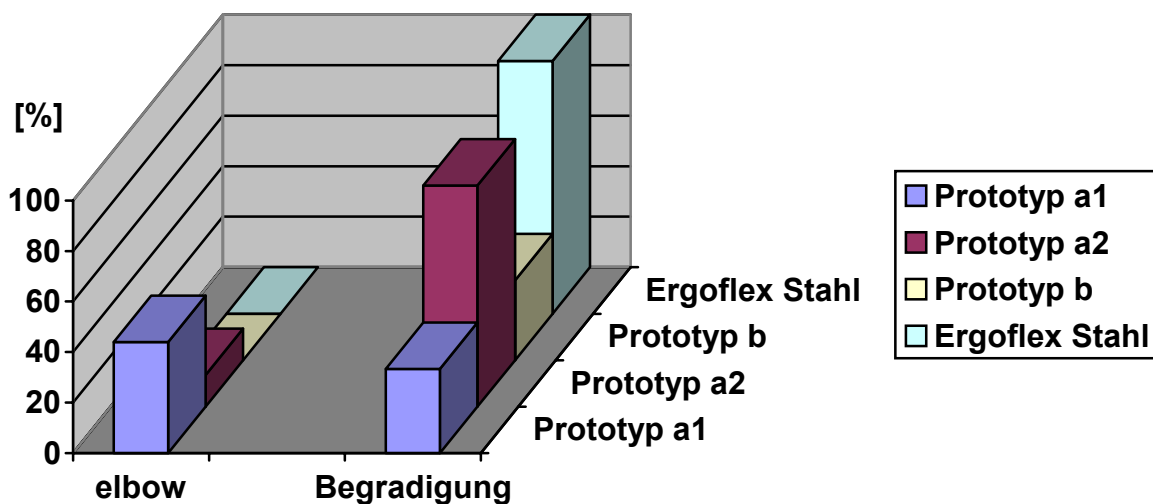
**Tab.17 :** Statistik der Innen – und Außenkurvatur an Messpunkt 7

konnte ein signifikant unterschiedlicher Abtrag innerhalb der zu untersuchenden Gruppen festgestellt werden.

### 4.3 Elbow-Zip-Konfiguration und Kanalbegradigung

Nach der Aufbereitung der Kanäle durch die Prototypen a1, a2, b zeigte sich bei den vollständig aufbereiteten Kanälen lediglich bei 5 Kanälen ein schwach ausgeprägtes Elbow-Phänomen. Dabei waren vier Kanäle der Versuchsreihe mit Instrument a1 betroffen und ein Instrument von a2. Bei Prototyp b und bei der Anwendung der Ergoflex-Stahlfeile zeigten sich keine Elbow-Zip-Phänomene. Kanalbegradigungen (straightening) zeigten sich bei insgesamt 26 Fällen. Bei Anwendung der Ergoflexfeile wurden alle 10 Kanäle begradigt. Bei Prototyp a1 traten Begradigungen dreimal, bei Prototyp a2 siebenmal und bei Prototyp b sechsmal auf, wobei hier die unterschiedliche Zahl der vollständig aufbereiteten Kanäle und die doppelte Anzahl der Ursprungs Kanäle berücksichtigt werden muß.

Betrachtet man also das prozentuale Auftreten von Kanalbegradigungen (Abb.23) nur bei den vollständig aufbereiteten Kanälen wurden 33% bei Anwendung von Prototyp a1, 87,5% bei Anwendung von Prototyp a2 und 31,6% bei Prototyp b begradigt.



**Abb.23** : Elbow-Konfiguration und Kanalbegradigung

#### 4.4 Gewichtsverlust

Prototyp a2 zeigte die größten Gewichtsverluste bei den maschinell aufbereiteten Kanälen ( $\bar{x} = 15,89$  mg).

Hierbei mußte die Frakturanfälligkeit (55%/60%) bei Prototyp a1 und a2 berücksichtigt werden, da diese Frakturreste in den Wiegungen mitenthalten sind. Diese Kanäle wurden nicht berücksichtigt.

Bei Betrachtung der vollständig aufbereiteten Kanäle (Tab.18) zeigten sich bei Prototyp a1 im arithmetischen Mittel  $\bar{x} = 15,00$  mg und bei Prototyp a2  $\bar{x} = 15,89$  mg.

Die größten Gewichtsverluste wurden bei der manuellen Aufbereitung mit Ergoflex-Stahlfeilen festgestellt mit  $\bar{x} = 16,58$  mg.

Bei Anwendung der Ergoflex-Stahlfeilen sind die Gewichtsverluste statistisch signifikant höher (Regular-Test) als bei Prototyp b ( $\bar{x} = 14,95$  mg).

Ein Überblick über den Materialabtrag (mg) bietet die Tabelle (siehe Anhang).

Gruppe	Anzahl	No.	$\bar{x} \pm SD$	Min.-Max.	Median	signifikant zu No.
Prototyp a1	9	1	15,00 ± 2,24	12,3 - 18,9	14,4	
Prototyp a2	8	2	15,89 ± 3,07	11,6 - 22,1	15,7	
Prototyp b	19	3	14,95 ± 2,18	12,1 - 21,6	14,7	4 ( R )
Ergoflex Stahlfeile	10	4	16,58 ± 1,99	14,2 - 20,8	16,7	3 ( R )

(R) = Regular-Test

**Tab.18 :** Übersicht über die Gewichtsreduktionen nach Aufbereitung der Kunststoffröhrchen durch die einzelnen Gruppen

#### 4.5. Arbeitslängenverlust

Bei allen Kanälen konnte die Arbeitslänge bis zum Ende der Aufbereitung gehalten werden, ohne dass es zu einer Verblockung mit Kunststoffspänen kam.

#### 4.6. Aufbereitungsdauer

In Tabelle 19 werden die arithmetisch gemessenen Aufbereitungszeiten der angewandten Prototypen a1, a2, b und der Ergoflex-Stahlfeilen detailliert dargestellt.

Die kürzeste Aufbereitungszeit wurde beim Prototyp b mit im arithmetischen Mittel  $\bar{x} = 10 \text{ min } 46,8 \text{ sec}$  erreicht.

Die längste Aufbereitungszeit wurde für die manuelle Aufbereitung mit den Ergoflex-Stahlfeilen mit im arithmetischen Mittel  $\bar{x} = 14 \text{ min } 7,2 \text{ sec}$  benötigt. Die Aufbereitungsdauer unter Anwendung der Ergoflex-Stahlfeile ist signifikant länger als bei Anwendung der Prototypen a2 ( $\bar{x} = 11 \text{ min } 39 \text{ sec}$ ) und b nach dem Duncan-Test. Die Aufbereitungsdauer unter Anwendung des Prototyps b ist signifikant kürzer als unter Anwendung von Prototyp a1 ( $\bar{x} = 12 \text{ min } 48,6 \text{ sec}$ ) nach dem Duncan-Test.

Gruppe	Anzahl	No.	$\bar{x} \pm \text{SD}$	Min.-Max.	Median	signifikant zu No.
Prototyp a1	9	1	12,81 ± 1,89	11,30 - 17,12	12,17	3(D)
Prototyp a2	8	2	11,65 ± 1,38	10,58 - 14,9	11,31	4(D)
Prototyp b	19	3	10,78 ± 1,56	9,33 - 14,98	10,20	1,4 (D)
Ergoflex Stahlfeile	10	4	14,12 ± 0,80	12,68 - 15,37	14,08	2,3 (D)

(D) = Duncan-Test

**Tab.19 :** Übersicht über die Aufbereitungsdauer der Kunststoffröhrchen in den verschiedenen Gruppen (Angaben im Dezimalsystem)

#### 4.7 Instrumentenfraktur

Bei der vorliegenden Studie brach kein Handinstrument der Ergoflex-Stahlfeilen. Die genaue Anzahl von Brüchen der anderen Gruppen ist aus Tabelle 20 zu entnehmen.

Bei der maschinellen Aufbereitung mit den TCM Endo Mikromotoren zeigte sich bei beiden Motoren, dass die Prototypen a1 mit 55% Fraktur und a2 mit

60% Fraktur stark bruchgefährdet waren. Bei Anwendung von Prototyp b hingegen trat nur eine Fraktur auf. Bei Betrachtung der Frakturgrößen des Prototypen a1 zeigte sich, dass sowohl kleinere als auch größere Iso-Größen frakturierten. Dabei frakturierten jeweils 1 Instrument der ISO-Größen 20, 25 und 35 und jeweils 4 Instrumente der ISO-Größe 30 und 40 vom Prototyp a1.

Die durchschnittliche Frakturstelle bei Prototyp a1 befand sich 5,2 mm von der Instrumentenspitze weg, wobei das kürzeste 3mm und das längste Frakturstück 7mm aufwies.

Bei Betrachtung der Frakturgrößen des Prototypen a2 zeigt sich ein ähnliches Bild. Sowohl kleinere als auch größere ISO-Größen dieses Typs frakturierten. Bei Anwendung mit Motor 1 frakturierten 6 Instrumente der ISO-Größe 30, 2 Instrumente der ISO-Größe 35 und 4 Instrumente der ISO-Größe 40.

Die durchschnittliche Frakturstelle bei Prototyp a2 befand sich 5,9 mm von der Instrumentenspitze weg, wobei das kürzeste 4mm und das längste Frakturstück 7mm aufwies.

Bei Prototyp b kam es nur einmalig zur Instrumentenfraktur. Dabei brach ein Instrument ISO-Größe 40 mit einer Frakturstücklänge von 6,5 mm.

Prototyp b und Ergoflex-Stahlfeile frakturieren signifikant weniger nach dem Duncan-Test als Prototyp a1 und a2.

Gruppe	No.	Anzahl	ISO 15	ISO 20	ISO 25	ISO 30	ISO 35	ISO 40	Besonderheiten	signifikant zu
Prototyp a1	1	11	0	1	1	4	1	4	2 ISO 35 aufgedr.	3,4 (D)
Prototyp a2	2	12	0	0	0	6	2	4		3,4 (D)
Prototyp b	3	1	0	0	0	0	0	1	2 ISO 25 aufgedr.	1,2 (D)
Ergoflex Stahlfeile	4	0	0	0	0	0	0	0		1,2 (D)
insgesamt		24	0	1	1	10	3	9		

(D) = Duncan-Test

**Tab.20 :** Übersicht über alle frakturierten Instrumente mit ISO-Größen und Gruppenzugehörigkeit (Quantitative Darstellung)

## 5. Diskussion

### 5.1 Einführung

In der vorliegenden Studie wurden drei Prototypen der Firma VDW mit der Ergoflex-Stahlfeile der Firma S.E.T. verglichen. Die Prototypen bereiteten maschinell Wurzelkanalmodelle der Firma S.E.T. unter Anwendung zweier TCM-Endo-Mikromotoren (Prototyp 1C und 2W) der Firma Nouvag auf. Die Ergoflex-Stahlfeile war manuell zur Aufbereitung der Wurzelkanalmodelle eingesetzt worden. Aspekte wie Antriebssysteme, Materialabtrag, Arbeitslängenverlust, Aufbereitungsdauer, Instrumentenfraktur, Elbow-Zip-Effekte und Kanalatomieveränderungen wurden untersucht.

### 5.2 Eigenschaften der maschinellen Antriebssysteme

Bei der Überprüfung durch die Firma Phytron (Gröbenzell, Deutschland) wurde festgestellt, dass der untersuchte Entwicklungsstand der eingesetzten Prototypen für maschinelle Wurzelkanalbehandlungen nicht geeignet ist.

Die microprozessorgesteuerte Umdrehungszahl ist bei beiden Prototypen geringer als die Herstellerangaben. Statt 150 U/min sind es nur 138 U/min im Leerlauf. Bei minimaler Belastung unterhalb des Grenzdrehmomentes pendelte die Umdrehungszahl bei Motor 1C zwischen 160 U/min und 104 U/min und bei 2W zwischen 161 U/min und 104 U/min.

Die eigentliche Problematik der eingesetzten Motoren sind die nicht eingehaltenen Drehmomentgrenzwerte, die zu einer erheblichen Beeinflussung der Ergebnisse führten. Trotz Programmierung der Motoren auf ein Grenzdrehmoment von 1 Ncm wurde bei Motor 1C bei langsam steigender Belastung erst bei 1,95 Ncm die Drehrichtung des Motors geändert und in den Rückwärtslauf geschaltet und dabei ein Drehmoment von  $-6,42$  Ncm erreicht. Bei den Folgebelastungen wurden Auslösendrehmomente von bis zu 6,4 Ncm und beim Rückwärtslauf bis  $-9,22$  Ncm erreicht. Durch die Auslösung des AP-Modus erst bei sechsfacher Überschreitung des eingestellten Grenzdrehmomentes und Schwankungen in der Belastung von bis zu 15 Ncm ist die Gefahr des Instrumentenbruchs sehr groß, weil die für jedes Instrument unterschiedliche Bruchdehnungsgrenze trotz Einsatzes von Nickeltitan-Instrumenten erreicht wird. Bei Motor 2W waren die Ergebnisse der Überprüfung gleich. Bei langsam steigender Belastung wurde erst bei 2,7 Ncm die Drehrichtung des Motors geändert. Beim anschließenden Rückwärtslauf des Motors wurden  $-7,6$  Ncm erreicht. Bei den Folgebelastungen wurden Auslösendrehmomente von bis zu

6,4 Ncm und beim Rückwärtslauf bis  $-9,1$  Ncm erreicht. Auch hier sind Belastungsschwankungen von bis zu  $15,5$  Ncm festzustellen.

Bei Anwendung beider Motoren zeigte sich eine Instabilität im Sitz der Winkelstücke auf dem Micromotor, die ähnlich wie eine fehlerhafte, beziehungsweise ungeübte Benutzung, zu weiteren nicht gewollten Krafterwirkungen auf die Instrumente führte.

Die auf den Markt gebrachte, aktuellste Weiterentwicklung – der TCM Endo III zeigt eine weitere Leistungsreduzierung auf  $30$  VA mit einer Motordrehzahl von  $1200$ - $16000$  U/min (bei  $8:1$ -Reduzierung sind wieder  $150$  U/min zu erreichen) und eine Minimierung auf  $2$  Nmm als minimalem Drehmomentgrenzwert, um die Frakturgefahr weiter zu reduzieren. Aber dieses Endodontiegerät weist in den wichtigsten Bereichen leider die gleichen Mängel auf wie die Vorgängermodelle. Eine konstante Ruheumdrehungszahl wie die vorgewählte Einstellung wird nicht erreicht. Auch hier kommt es zu starken Schwankungen ( $173$  U/min- $101$  U/min) um den eigentlichen Wert ( $150$  U/min).

Desweiteren wird im AP-Modus erst bei höheren Drehmomenteinwirkungen auf das Instrument der Reverse-Modus ausgelöst und in den Rückwärtslauf geschaltet, der auch hier durch die bis zur sechsfachen Überschreitung des Grenzdrehmomentes gekennzeichnet ist (Abb.24).

Damit wird auch bei der neuesten Generation des TCM Endo das Ziel, eine spezifische Drehmomentgrenze einzuhalten und keine höheren Kräfte auf die Instrumente einwirken zu lassen, nicht umgesetzt. Auch die Reduktion auf  $2$  Nmm als minimaler einstellbarer Grenzdrehmomentwert bringt keine Verbesserung der Problematik.

Außerdem hat STONE durch seine Studien über die Belastungsabhängigkeit von Nickel-Titan-Instrumenten in Korrelation zur Instrumentengröße Grenzen für Drehmomentbelastungen festlegen können [123]. Mit  $19$  bis  $22$  gcm bei ISO-Größe  $20$ ,  $30$  bis  $32$  gcm bei ISO-Größe  $25$  und  $43$  gcm bei ISO-Größe  $30$  bei Nickel-Titan-Instrumenten sind die Drehmomentgrenzen geringer als bei Stahlinstrumenten mit  $42$  gcm bei ISO-Größe  $25$  [98], bevor es zur irreversiblen Formveränderung kommt. Andere Autoren bestätigen diese Ergebnisse für ProFile-Instrumente [134,153]. PUTNAM untersuchte, wie viele Kanäle von Profile-0.4-Instrumenten vor Formveränderungen oder Frakturen aufbereitet werden konnten [95]. Die meisten Frakturen zeigten sich in dieser Studie erst nach der 12. Anwendung. THOMSON und DUMMER sehen das Problem im Kunststoffkanalmodell, dass nicht dem natürlichen Zahn entspricht [134]. Neben der Instrumentengröße und Häufigkeit der Anwendung sieht ZUOLO aufgrund seiner Studien auch die Abhängigkeit von Aufbereitungstechnik und Verlust der Schneideffizienz der Instrumente [153]. PRUETT fand bei seinen Untersuchungen mit Lightspeed-Instrumenten die Abhängigkeit der Instrumentenfraktur vom Radius und Winkel der Kanalkrümmung und der Instrumentengröße, da er alle Instrumente mit  $10$ gcm Drehmomentbelastung testete [92].

MARSICOVETERE untersuchte die benötigte Drehmomentbelastung bei Frakturen von Lightspeed-Instrumenten. Dabei fand er eine exponentielle Abhängigkeit des Schaftdurchmessers der Instrumente zur einwirkenden Drehmomentbelastung. Zwar waren bei seinen Untersuchungen die ISO-Größen 20 und 25 der Lightspeed-Instrumente über den Standardwerten (ANSI/ADA specification No.28), aber alle größeren Instrumentengrößen frakturierten bei niedrigeren Drehmomentbelastungen als die Standardinstrumente (K-Feile und Bohrer) [75].

SCHÄFER und TEPEL zeigten in ihren Untersuchungen mit Stahlinstrumenten, dass ein Instrument mit dreieckigem Querschnittsdesign erst bei höheren Drehmomentbelastungen frakturierte als Instrumente mit Hedströmfeilen-Querschnitt oder Rhombusquerschnitt [109]. Andere Autoren wie CAMPS bestätigen mit ihren Studien die Abhängigkeit des Drehmomentgrenzwertes von Größe, Querschnitt und Spitzendesign [19].

Somit definiert sich der zwar festlegbare Drehmomentgrenzwert eines Instrumentes nicht nur über die ISO-Größe sondern auch über Querschnitt, Spitzendesign, Anwendungshäufigkeit, Aufbereitungstechnik, Legierungstyp, Schneideffizienzverlust und Faktoren wie Aufbereitungstechnik, Kanalkrümmungsradius und -winkel.

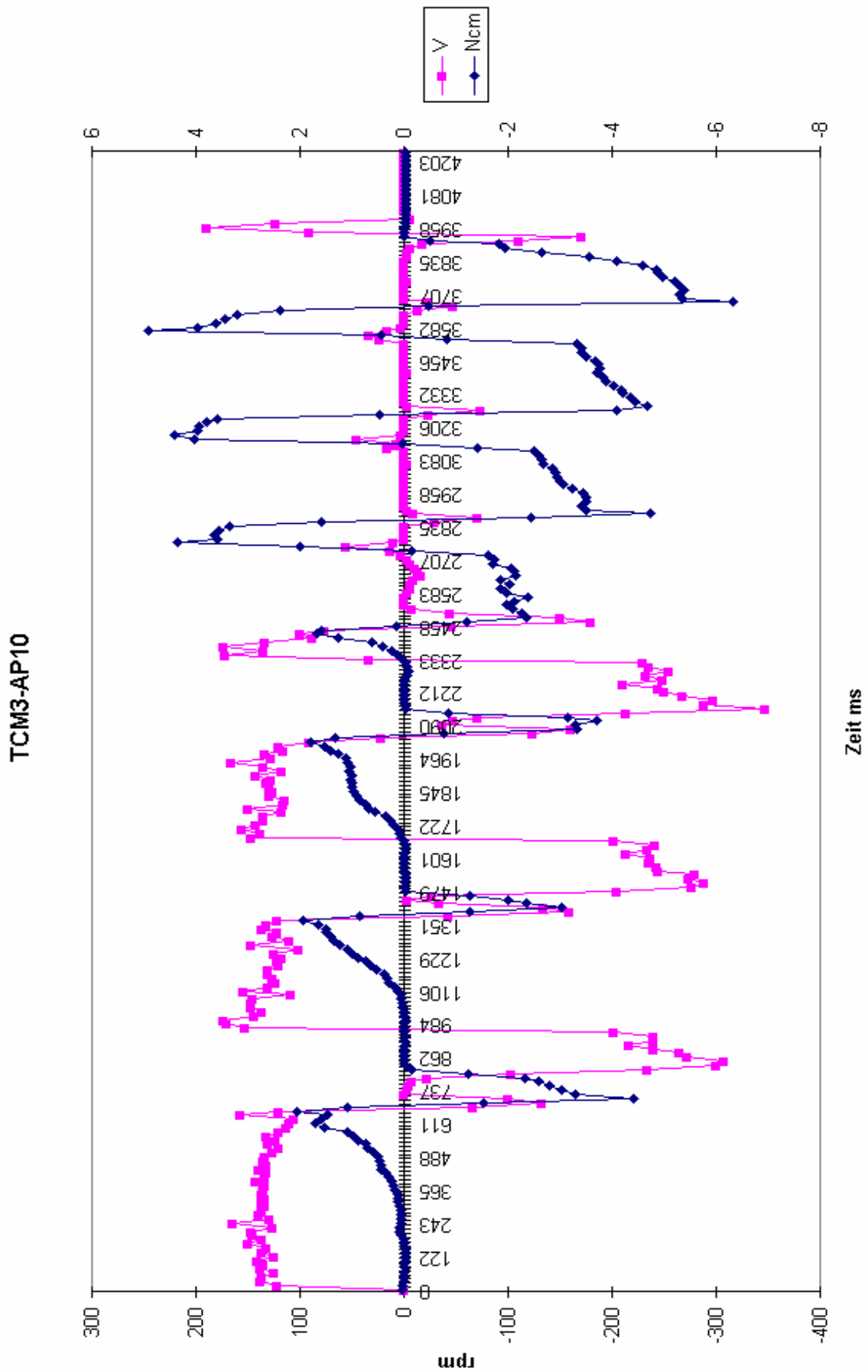
Der in dieser Studie niedrigst einstellbare Drehmomentgrenzwert mit  $1\text{Ncm} \pm 101,97\text{ gcm}$  ist eine je nach eingesetztem Instrument bis zu fünffache Überschreitung des instrumentenspezifischen Grenzwertes. Berücksichtigt man die durch die Firma Phytron festgestellten Überschreitungen der systemeigenen Grenzwerte, werden sogar für größere Instrumentengrößen bis zu 20-fache Überschreitungen festgestellt.

Ein anderes System, das Tri Auto Zx-System (Fa. Morita MFG.Co., Kyoto, Japan), arbeitet beim Auto-torque-reverse-Mechanismus mit Drehmomentgrenzwerten in der Größenordnung von  $30\text{ gcm}$ . Die Erfinder KOBAYASHI und Mitarbeiter empfehlen, bei 2%-Konzentration Nickel-Titan-Feilen keine kleineren Feilen als ISO-Größe 25 zu benutzen [67].

Wurde bei ihren Studien ein Drehmomentgrenzwert kleiner als  $30\text{ gcm}$  eingestellt, löste das Gerät ständig die Auto-torque-reverse-Funktion aus. Durch die ständigen Richtungswechsel kam es zu Schneideffektivitätsverlusten. Auch aufgrund der Ergebnisse von CAMPS fordern sie, keine feinen Nickel-Titan-Feilen sondern Stahlfeilen in engen Kanälen zum Einsatz kommen zu lassen [19,67].

Eine weitere Entwicklung ist der Endo DTC (Digital Torque Control) Modell AEU-25 (Abb.25) der Firma Aseptico International (Woodinville, USA), der baugleich mit dem Endo IT control (Abb.26) der Firma VDW (München, Deutschland) ist. Dieser computergesteuerte Endodontiemikromotor hat bei einem 8:1-Reduktions-Winkelstück einen Umdrehungsbereich von 50 bis 3600 U/min und einen Drehmomentkontrollbereich zwischen  $40\text{ gcm}$  und  $1000\text{ gcm}$ . Der auch hier vorhandene Auto-Stop-Reverse-Modus soll bei Erreichen der vorprogrammierten Drehmomentgrenze (individueller Drehmomentwert für





**Abb.24** : Eigenschaften des TCM Endo III bei Drehmomentgrenzwert 1Ncm

jedes Instrument oder durch Einstellung vorprogrammierbar) automatisch nach kurzer Reaktionszeit in den Rückwärtslauf schalten. Software-Updates für die individuellen Instrumentendaten sind erhältlich.



**Abb.25 :**  
Endo DTC der Firma Aseptico Modell AEU-25



**Abb.26 :**  
Endo IT der Firma VDW

Ein weiteres Gerät, der Endostepper der Firma S.E.T. (Emmering, Deutschland) (Abb.27), der auch von der Firma VDW mit einer stark reduzierten Software vertrieben wird, arbeitet mit einem computergesteuerten Schrittmotor. Für jedes verwendete Instrument lässt sich die instrumentenspezifische Proportionalitätsgrenze ( $P= 33\%$  des Bruchdrehmoments) als maximales Drehmoment einstellen, da alle instrumentenspezifischen Daten im Endostepper abgespeichert sind. Auch beim Endostepper sind Aktualisierungen durch Software-Updates möglich.

Der Endostepper arbeitet bei einer Geschwindigkeit von 10 bis 6000 U/min. Durch eine zusätzliche „Endotwisting“-Funktion kann das Drehmoment bis kurz unter die Elastizitätsgrenze des Instrumentes erhöht werden, um ein blockiertes Instrument wieder freizuschütteln. Die Frakturgefahr soll dadurch noch mehr reduziert werden. Ob hier auch starke Überschreitungen der vorgegebenen Drehmomentgrenzen bei den plötzlichen Blockaden von Instrumenten oder dem Endotwisting auftreten wie beim TCM Endo, müssen weitere Untersuchungen zeigen.

GAMBARINI fordert aufgrund seiner Vergleichsuntersuchungen am Endo Motor TC 3000 (Nouvag, Goldach, Schweiz) und dem Endostepper nur noch Drehmomentmotoren mit einem Drehmoment kleiner 1 Ncm einzusetzen. Er fand bei Untersuchungen auf Ermüdungserscheinungen von benutzten Nickel-Titan-Instrumenten (ProFile der Firma Maillefer, Ballaigues, Schweiz) bessere Werte bei Anwendung des Endosteppers als bei Endo Motor TC 3000. Es traten bei dieser Studie weniger Deformationen unter Anwendung des Endosteppers auf [41].

DIETZ fordert durch seine Untersuchungen an maschinell angetriebenen Nickel-Titan-Feilen eine Reduzierung auf 150 U/min, weil er signifikant häufiger auftretende Frakturen bei höheren Umdrehungszahlen fand [30].

Somit sind geringes Drehmoment und geringe Umdrehungszahlen in Abhängigkeit zu den instrumentenspezifischen Eigenschaften die wichtigsten Parameter bei Anwendung von maschinellen Systemen. Durch die erst nach der Versuchsdurchführung bei Überprüfung der beiden TCM Endo-Motoren festgestellte, einstellungsbedingte Übereinstimmung beider Antriebssysteme wurde daraufhin die statistische Auswertung mit nur vier unterschiedlichen Gruppen durchgeführt. Dadurch wurden jeweils zwanzig Wurzelkanalmodelle mit den drei Instrumentenprototypen a1, a2 und b und nur 10 Wurzelkanalmodelle mit der Ergoflex-Stahlfeile aufbereitet.

Durch die häufigen Frakturen bei Einsatz der maschinell betriebenen Prototypen a1, a2 und b wurden die entsprechenden Wurzelkanalmodelle von der statistischen Auswertung der Aufbereitungsdauer (siehe 4.6/5.5), der Gewichtsbestimmung (siehe 5.3/4.4) und der Kanalatomieveränderung (siehe 5.3) ausgeschlossen, da nur mit den vollständig aufbereiteten Wurzelkanalmodellen ein genaues Ergebnis zu den Untersuchungskriterien zu erlangen war.

**Abb.27 :**

Endostepper der  
Firma VDW  
baugleich mit der  
Firma S.E.T.

### 5.3 Kanalanatomie und Gewichtsverlust

Durch die notwendige Kanalaufbereitung kommt es unmittelbar zum Materialabtrag an der Kanalwand und damit auch zur Veränderung der originären Kanal-anatomie und des Kanalverlaufes unabhängig vom eingesetzten Instrument oder Aufbereitungstechnik [110,142].

Der größte Materialabtrag an der Innenkurvatur erfolgte bei der Ergoflexfeile mit bis zu 0,7mm (Messpunkt 5) im Durchschnitt. Aber auch an allen anderen Messpunkten zeigte die Ergoflexfeile die stärksten Materialabträge aller untersuchten Instrumente an der Innenkurvatur (an Messpunkt 3 und 5 signifikant zu allen anderen Prototypen).

An den Messpunkten 2 bis 4 der Außenkurvatur ist die Ergoflex-Stahlfeile signifikant niedriger im Abtrag als alle Prototypen. Nur im Bereich des koronalen Eingangstrichter zeigt die Ergoflex-Stahlfeile auch die größten durchschnittlichen Materialabtragswerte (Messpunkt 6: 0,327mm, Messpunkt 7: 0,075mm) aller untersuchten Instrumente. Das kann mit der Aufbe-reitungstechnik (vertikales circumferential filing) erklärt werden (Abb.29 und 30).

Die Gewichtsverluste bestätigen die ermittelten Abtragswerte. Die Ergoflex-Stahlfeile hatte mit 16,58 mg im Durchschnitt den größten Gewichtsverlust von allen untersuchten Instrumenten.

Da in dieser Studie eine der herkömmlichen Hedströmfeile ähnlichen Ergoflexfeile (sog. „Flexströmfeile“) zur Kanalaufbereitung benutzt wurde, können die starken Abträge durch die der Hedströmfeile in der Literatur zugesprochene höchste Schneideffizienz aller Wurzelkanalinstrumente erklärt werden [39,111]. Auch werden die starken Kanalbegradigungen an der

Innenkurvatur besonders im mittleren und koronalen Anteil durch die Studie von WIENAND bestätigt, bei deren Untersuchungen von manuellen Wurzelkanalaufbereitungsmethoden die Schneidleistung der Ergoflexfeile (S.E.T.) höher als die Schneidleistung der Hedströmfeile war. WIENAND sieht die Feilengeometrie als Grund für die unterschiedlichen Ergebnisse. Die Kanalwandbearbeitung durch die Ergoflex-Stahlfeile war im apikalen Teil unvollständig bei dieser Studie [145]. Auch andere Autoren konnten die Kanalbegradigung an der Innenkurvatur und starke Materialabträge an der Außenseite der Krümmung beobachten [3,4,51,104].

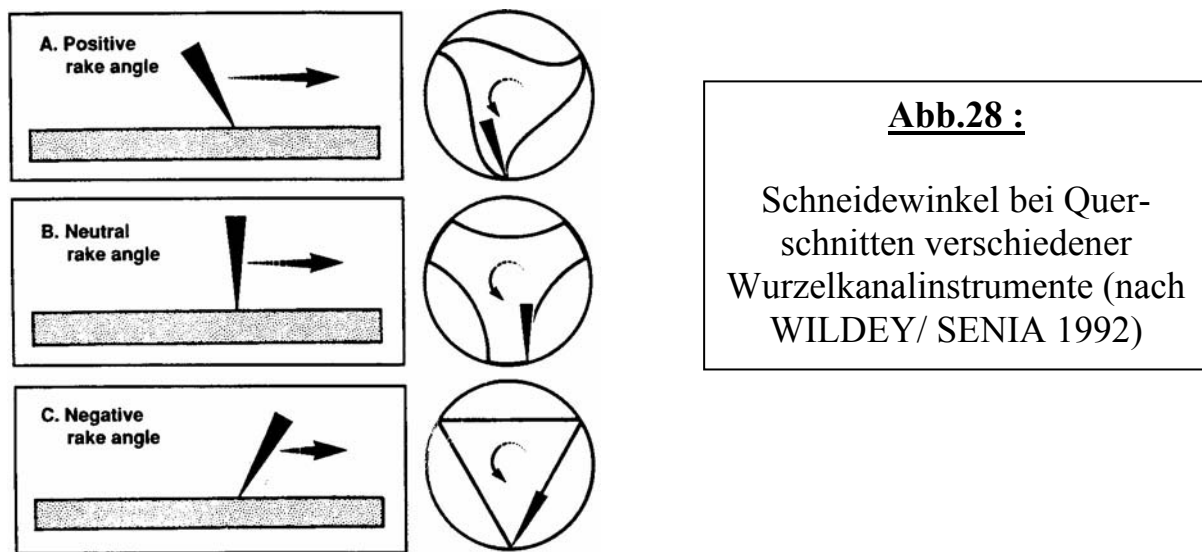
Beim Vergleich zwischen der Ergoflex-Stahlfeile (S.E.T.) und der Ergoflex-Nickel-Titan-Feile (S.E.T.), die in einer parallel laufenden Studie von SZEP mit Profile 0.4 und den Prototypen c und d der Firma VDW verglichen worden ist, zeigt sich, daß der Gewichtsverlust durch die Ergoflex-Nickel-Titan-Feile insgesamt signifikant geringer ist (10,81 mg) und dies durch den Kanalwandabtrag bestätigt werden kann. Die Ergoflex-Nickel-Titan-Feile blieb bei dieser Untersuchung hauptsächlich im Mittelteil des Kanals zentrierter als die Stahlfeile. Die Kanalbegradigung (straightening) durch die Stahlfeile, die nicht vorgebogen wurde, an der Innenkurvatur (max.0,7mm) im Mitteldrittel war bei der Nickel-Titan-Feile nicht so stark ausgeprägt [127]. BISHOP und DUMMER bestätigen bei ihren Untersuchungen mit den NiTiflex-Feilen (Maillefer Instruments SA, Ballaigues, Schweiz) und den Flex-O-Feilen (Maillefer), dass mit den Nickel-Titan-Feilen ein besseres Kanalaussehen zu erreichen ist und sie zentrierter aufbereiten im Vergleich zu den Flex-O-Feilen [16].

Auch andere Autoren kamen in ihren vorangegangenen Studien zu dem Ergebnis, dass Nickel-Titan-Feilen weniger Abtrag im Kanal produzieren und stärker zentriert bleiben als Stahl-Feilen [24,28,36,70]. KUHN schränkt dies in seiner Studie ein, da er zwar eine bessere Zentrierung und weniger Abtrag durch Nickel-Titan-Feilen bis ISO-Größe 25 findet, aber bei Aufbereitung bis ISO-Größe 40 die Nickel-Titan-Feilen sogar mehr an der Kanalwand abtragen als die Stahlfeile [70]. SIQUEIRA konnte bei seinen Untersuchungen keine signifikanten Unterschiede zwischen Nickel-Titan-Feilen und Stahlfeilen finden [119].

Von den maschinell betriebenen Prototypen hat Prototyp b zwar im apikalen Bereich der Innenkurvatur bis Messpunkt 3 (0,028mm) jeweils die größten Durchschnittswerte, aber der Unterschied zu den anderen Prototypen a1 und a2 ist sehr gering, so dass keine Signifikanz vorhanden ist. Die Bearbeitung der Kanalwand war besonders bei den Prototypen a1 und a2 im apikalen Bereich bis Messpunkt 3 zu 90% nicht vorhanden. Aber auch bei Prototyp b war die Bearbeitung der Kanalwand bis Messpunkt 3 sehr unvollständig (35%). Bei Messpunkt 4 bis 6 heben sich Prototyp a1 und a2 im Materialabtrag an der Innenkurvatur von Prototyp b ab. Prototyp b hat einen signifikant niedrigeren Abtrag. Das gleiche gilt für die Außenkurvatur an den Messpunkten 4 und 6. Prototyp b zeigt dort einen signifikant niedrigeren Abtrag als Prototyp a1 und

a2. Auch dies wird durch die Gewichtsverluste bestätigt. Prototyp b zeigte mit durchschnittlich 14,95 mg den geringsten Gewichtsverlust aller zu untersuchenden maschinell betriebenen Prototypen. Prototyp a1 und a2 bewegen sich mit durchschnittlichen Gewichtsverlusten von 15,00 und 15,89 mg zwischen Prototyp b und der Ergoflex-Stahlfeile.

Prototyp b hat den geringsten Abtrag bzw. Gewichtsverlust und beste Zentrierung aller Prototypen. Dies kann durch das Instrumentendesign erklärt werden. Zwar weisen alle Prototypen a1, a2 und b eine nicht schneidende Batt-Spitze auf, aber Prototyp b verfügt über ausgeprägte radial lands, also abgeflachte, flächige Schneiden.

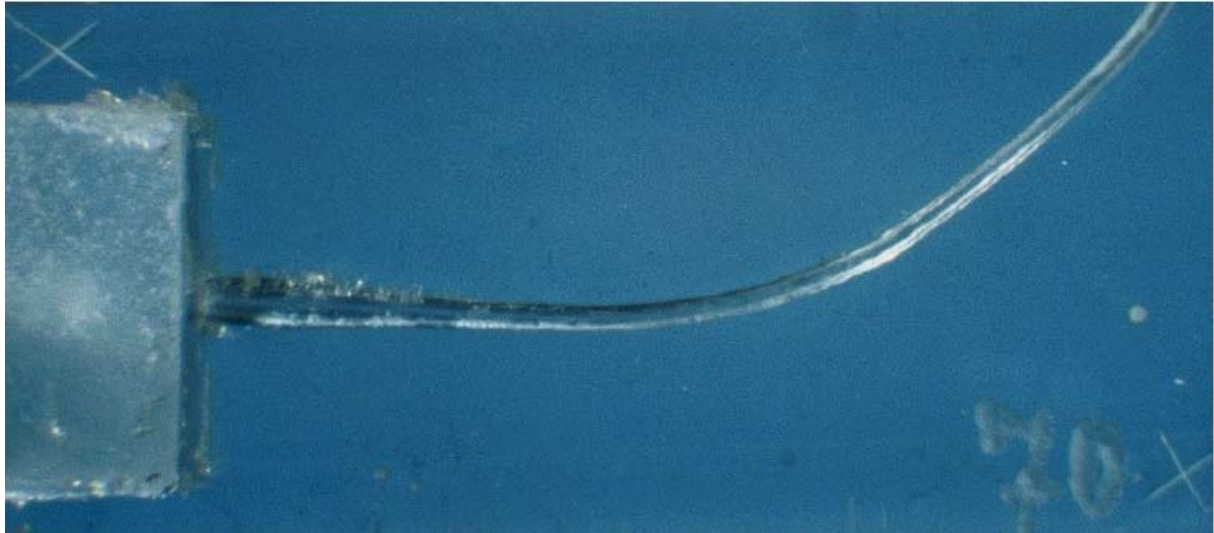


Wie andere Studien an ProFile-Instrumenten, die auch diese Schneidenkonfiguration besitzen, bestätigen, rotieren die Instrumente selbstzentriert im Kanal und minimieren die Gefahr der unerwünschten Veränderung des originären, gekrümmten Kanals [63,106,134]. Durch den ungünstigen Wirkwinkel (neutraler Winkel) (Abb.28) der Schneide zur Oberfläche der Kanalwand reduziert sich die Abspannung des Dentins [134,135].

Inwieweit die anderen Modifikationsunterschiede wie Spiralwinkel, Tangentialwinkel und Öffnungswinkel zwischen Prototyp b und Prototypen a1 und a2 Einfluß auf das Kanalaussehen nach Aufbereitung hatten, konnte diese Studie aufgrund der vielen unterschiedlichen Parameter nicht klären. Dies müsste in weiteren Untersuchungen behandelt werden.

Wie wichtig aber die Abtragsmenge im Kanal für eine erfolgreiche Wurzelbehandlung ist, stellt DALTON mit seinen Studien in Frage, der in seinen Untersuchungen die Bakterienmenge nach Aufbereitung mit Handinstrumenten und maschinell angetriebenen Nickel-Titan-Instrumenten taper (0.04) untersuchte und dabei keinen signifikanten Unterschied zwischen den

Instrumenten fand, obwohl die Abtragsmenge signifikant unterschiedlich war [26].



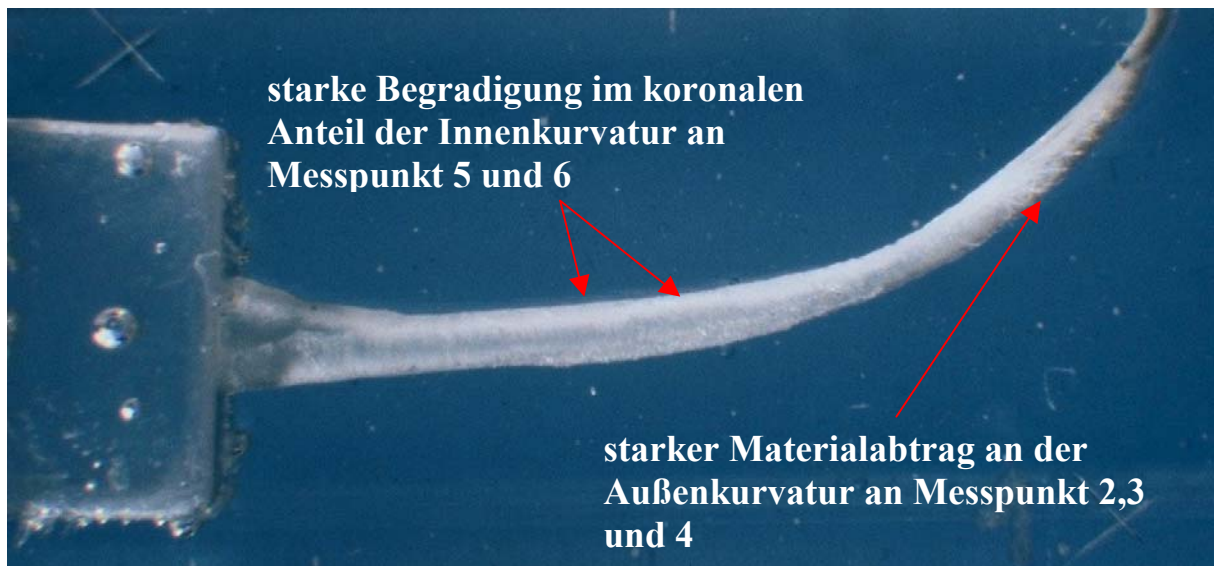
**Abb.29** : Wurzelkanalmodell 70 vor Aufbereitung mit der Ergoflex-Stahlfeile



**Abb.30** : Wurzelkanalmodell 70 nach Aufbereitung mit Ergoflex- Stahlfeile



**Abb.31** : Wurzelkanalmodell 1 vor Aufbereitung mit Prototyp a1 (VDW)



**Abb.32** : Wurzelkanalmodell 1 nach Aufbereitung mit Prototyp a1 (VDW)

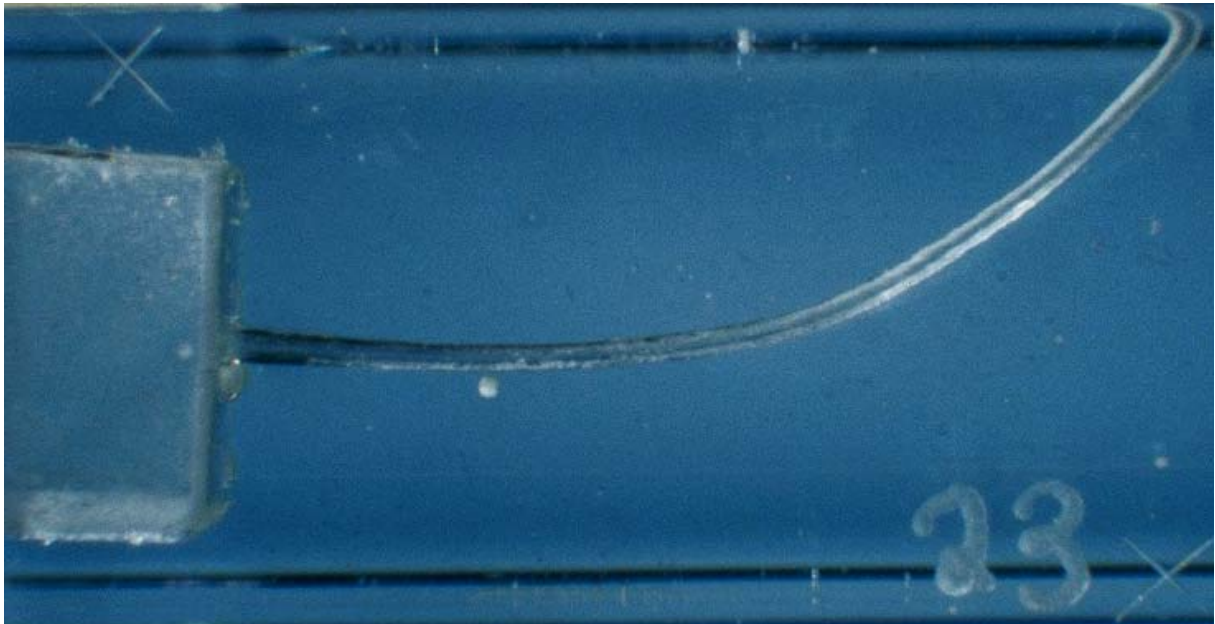




**Abb.33** : Wurzelkanalmodell 16 vor Aufbereitung mit Prototyp a2 (VDW)



**Abb.34** : Wurzelkanalmodell 16 nach Aufbereitung mit Prototyp a2 (VDW)



**Abb.35** : Wurzelkanalmodell 23 vor Aufbereitung mit Prototyp b (VDW)



**Abb.36** : Wurzelkanalmodell 23 nach Aufbereitung mit Prototyp b (VDW)

## 5.4 Auftreten von Elbow-Zip-Konfigurationen

Das Auftreten von Elbow-Zip-Konfigurationen ist laut GULDENER von folgenden Kriterien abhängig [42]:

1. Stärke der Kanalkrümmung
2. Intensität der Aufbereitung
3. Flexibilität der Instrumente
4. Art der Aufbereitung (rotierendes oder feilendes Vorgehen)

Bei dieser Untersuchungsreihe wurden lediglich bei vier Kunststoffkanälen, die mit dem Prototyp a1 aufbereitet worden sind, und einem Kunststoffkanal, der mit dem Prototyp a2 aufbereitet worden ist, ein Elbow-Phänomen gefunden. Die aufgetretenen Phänomene waren nur schwach ausgeprägt.

Die nur schwach ausgeprägten Elbow-Erscheinungen lassen sich durch die bessere Kanalzentrierung von Nickel-Titan-Instrumenten bei der Aufbereitung erklären [8,9,24,35,118]. THARUNI bestätigte mit seinen Untersuchungen an Lightspeed-Instrumenten (Lightspeed Technology, San Antonio, USA) und K-Feilen (Kerr, Romulus, USA) die in dieser Studie gefundenen Ergebnisse. Bei den K-Stahlfeilen zeigte sogar jeder Kunststoffkanal ein Elbow-Phänomen. Die Lightspeed-Instrumente zeigten nur sehr geringe Tendenz zur Elbow-Ausprägung (18%) [133].

Laut THARUNI und EHRlich verhält sich das Auftreten eines apikalen Zip-Phänomens umgekehrt proportional zur Flexibilität des Instruments. Dies entspricht auch den hier beobachteten Ergebnissen. Es konnten keine apikalen Zip-Phänomene festgestellt werden [33,133].

Wie auch bei den Kanalbegradigungen (straightening) lassen sich aber aufgrund der hohen Frakturhäufigkeiten keine statistisch gesicherten Rückschlüsse auf die typischen Instrumenteneigenschaften der drei eingesetzten verschiedenen Prototypen a1, a2 und b ziehen.

## 5.5 Aufbereitungsdauer

Die in der vorliegenden Studie gefundenen Ergebnisse zeigen, dass die manuelle Aufbereitung durch die Ergoflexfeile mit im  $\bar{x} = 14 \text{ min } 7,2 \text{ sec}$  am längsten dauert und bei den hier aufbereiteten Kunststoffkanälen mit einer Standardkrümmung von  $36^\circ$  den maschinell betriebenen Prototypen unterlegen war. Dieser Zeitvorteil wird in der Literatur unterschiedlich diskutiert. Während WEINE, LEHMAN und BAHN aufzeigten, dass die manuelle Instrumentation der maschinellen Aufbereitung in Abhängigkeit vom verwendeten maschinellen

System zeitlich überlegen oder zumindest gleichzusetzen ist, zeigen viele andere Autoren in ihren Studien die schnellere Aufbereitung mit maschinellen Systemen [7,35,40,47,68,72,96,138,139,142].

Aber WICKMANN und andere Autoren wollen bei der zeitlichen Betrachtung auch die oftmals notwendige manuelle Vorarbeit berücksichtigt sehen, bevor mit einem maschinell betriebenen System eine Aufbereitung durchgeführt werden kann [144].

Bei den maschinellen Aufbereitungen mit den Prototypen a1, a2 und b war Prototyp b mit  $\bar{x} = 10$  min 46,8 sec am schnellsten und unterschied sich signifikant von Prototyp a1 ( $\bar{x} = 12$  min 48,6 sec). Von Prototyp a2 mit  $\bar{x} = 11$  min 39 sec unterschied sich Prototyp b nicht signifikant. Prototyp b scheint auch hier Vorteile durch sein Design mit den radial lands zu haben.

Der Unterschied zwischen a1 und a2 kann rein studientechnisch nur mit den nicht gebürsteten Schneiden des Prototyps a2 erklärt werden. Alle anderen Parameter waren bei dieser Versuchsanordnung gleich.

Die doch sehr unterschiedlichen Zeitergebnisse bei den maschinell aufbereitenden Instrumenten kann aber auch auf die Unsicherheit zurückzuführen sein, die psychologisch durch die vielen Frakturen gerade bei Prototyp a1 und a2 entstanden ist. Dadurch wurde vielleicht noch „vorsichtiger“ mit den stark bruchgefährdeten Instrumenten gearbeitet.

Manche Autoren sehen auch durch die maschinell aufbereitenden Nickel-Titan-Instrumente Schwierigkeiten mit der Taktilität des Anwenders. POULSEN fordert aufgrund seiner Untersuchungen mit Lightspeed-Instrumenten eine starke Reduktion der Umdrehungszahl auf 150 U/min bei der Anwendung, um den Taktilitätsverlust zu minimieren [91]. SHORT spricht von einem anderen Taktilitätsgefühl wie bei Handaufbereitung oder Stahlinstrumenten [118]. SCHÄFER und FRITZENSCHAFT setzen viel Übung an extrahierten Zähnen voraus, da durch die spezifischen Eigenschaften der Instrumente und Antriebssysteme veränderte Anforderungen notwendig sind [106].

So müssten weitere Studien mit einem erprobten maschinellen Antriebssystem und erfahrenen Anwendern durchgeführt werden, um die Zeitdifferenzen zwischen den Prototypen abschließend zu klären.

## 5.6 Instrumentenfraktur

Bei der Wurzelkanalaufbereitung durch die Ergoflex-Stahlfeile (S.E.T., Olching, Deutschland) trat keine Fraktur auf. Hierbei ist zu berücksichtigen, dass es sich um eine rein lineare vertikale, manuelle Aufbereitung mit einer modifizierten Hedstrom-Feile handelt, die keine Rotation voraussetzte. Bei Anwendung mit Rotation zeigen Hedstrom-Feilen aber eine sehr starke Bruchneigung und sind deswegen zur Drehvertikalbewegung nicht geeignet [48]. Das liegt an ihrem Design mit einem Schneidenwinkel zur Längsachse von  $90^\circ$  [102]. Die

verschiedenen Prototypen der Firma VDW (München, Deutschland) zeigten unterschiedlich häufige Frakturen. Auffällig hierbei sind die häufigen Frakturen bei den Prototypen a1 und a2.

Bei Prototyp a1 frakturierten insgesamt 11 Instrumente bei 20 Wurzelkanalmodellen, d.h. nur 9 Kanäle konnten vollständig aufbereitet werden. Im Durchschnitt frakturierte ein Instrument ca. 5,2 mm von der Instrumentenspitze. Zwar brachen im Bereich der ISO-Größen 20 bis 40 alle Instrumente, aber allein 9 Instrumente im Bereich zwischen ISO-Größe 30 und 40. Alle Instrumente frakturierten im Krümmungsbereich des Wurzelkanalmodelles, dem Bereich der stärksten Biegebeanspruchung.

Bei Prototyp a2 frakturierten 12 Instrumente im ISO-Größenbereich von 30 bis 40. Auch hier war die durchschnittliche Frakturstücklänge ca. 5,9 mm. Nur 8 Kanäle konnten ohne ferrum alienum vollständig aufbereitet werden. Die Instrumente frakturierten auch hier im Krümmungsbereich des Wurzelkanalmodelles (Abb.37).

Da es sich bei beiden Prototypen um Nickeltitaninstrumente der Modifikation K-Bohrer mit hauptsächlich dreieckigem Querschnitt handelte und alle Instrumentenmerkmale außer dem Spiralwinkel von der Spitze (a1:25°, a2:26°) und der gebürsteten bzw. nicht gebürsteten Schneide gleich waren, kam es zur Übereinstimmung im Ergebnis.

Prototyp b unterscheidet sich nicht nur in der Frakturhäufigkeit von den anderen Prototypen, sondern auch im Instrumentendesign. Nur ein Instrument (ISO-Größe 40) frakturierte. Neunzehn Kanäle konnten vollständig aufbereitet werden. Bei Prototyp b handelt es sich zwar auch um ein Nickeltitaninstrument, aber statt einem K-Bohrer-Design mit dreikantigem Querschnitt handelt es sich hierbei um eine U-Feile mit dreikantigem Querschnitt mit radial lands (Ausnahme Instrument ISO-Größe 15). Eine Studie von CAMPS findet bei solchen modifizierten Querschnitten wie bei Prototyp b ein kleineres Biegemoment im Vergleich zu den dreikantigen Querschnitten von a1 und a2. Auch verhält sich nach CAMPS das Biegemoment solcher Instrumente mit modifiziertem Querschnitt linear zur Instrumentengröße und nicht exponentiell wie bei Instrumenten mit dreieckigem oder quadratischem Querschnitt. Die radial lands beim modifizierten Querschnitt bewirken eine bessere Zentrierung im vorhandenen Kanal. Die Spitze ist als Batt-Spitze erkennbar, da sie abgerundet und nicht schneidend ist [19].

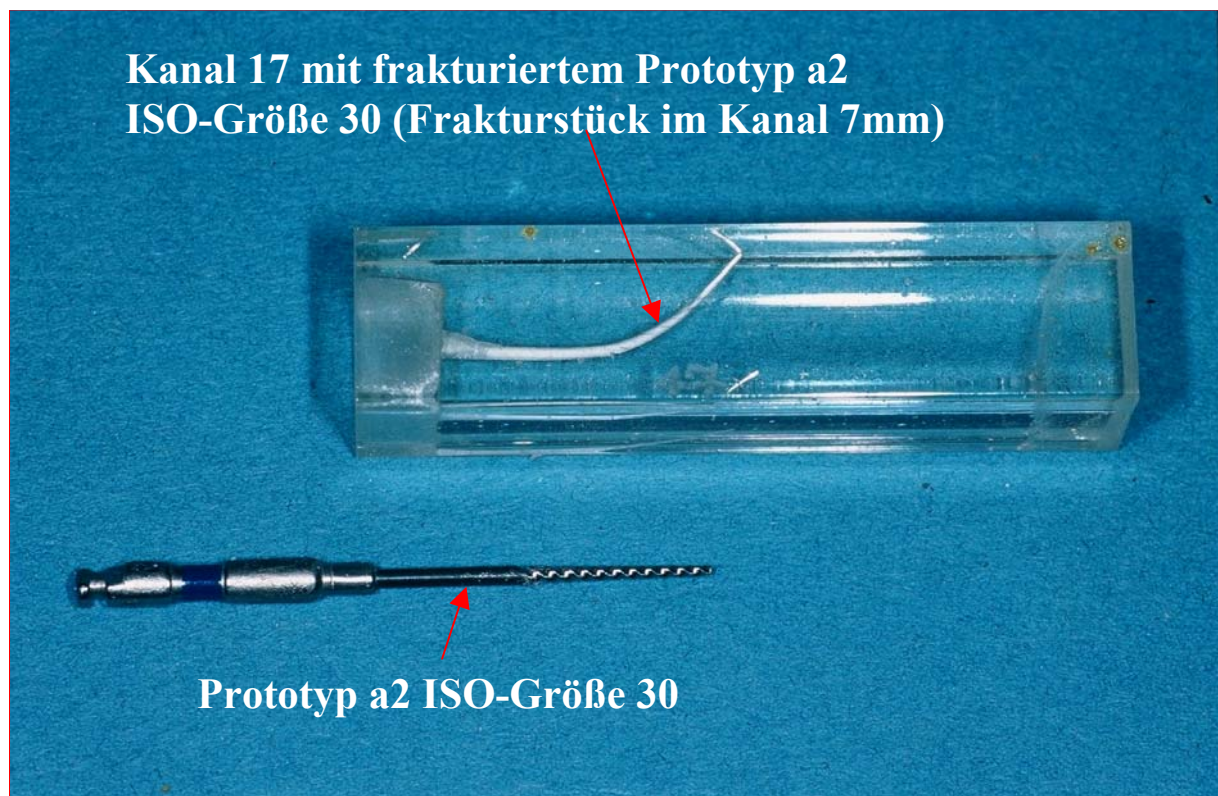
Prototyp b ist von den hier getesteten, maschinell angetriebenen Endodontieinstrumenten durch die viel niedrigere Frakturgefahr den anderen Prototypen überlegen.

Die Abbildungen 38 bis 40 zeigen die Frakturflächen der Prototypen a1, a2 und b.

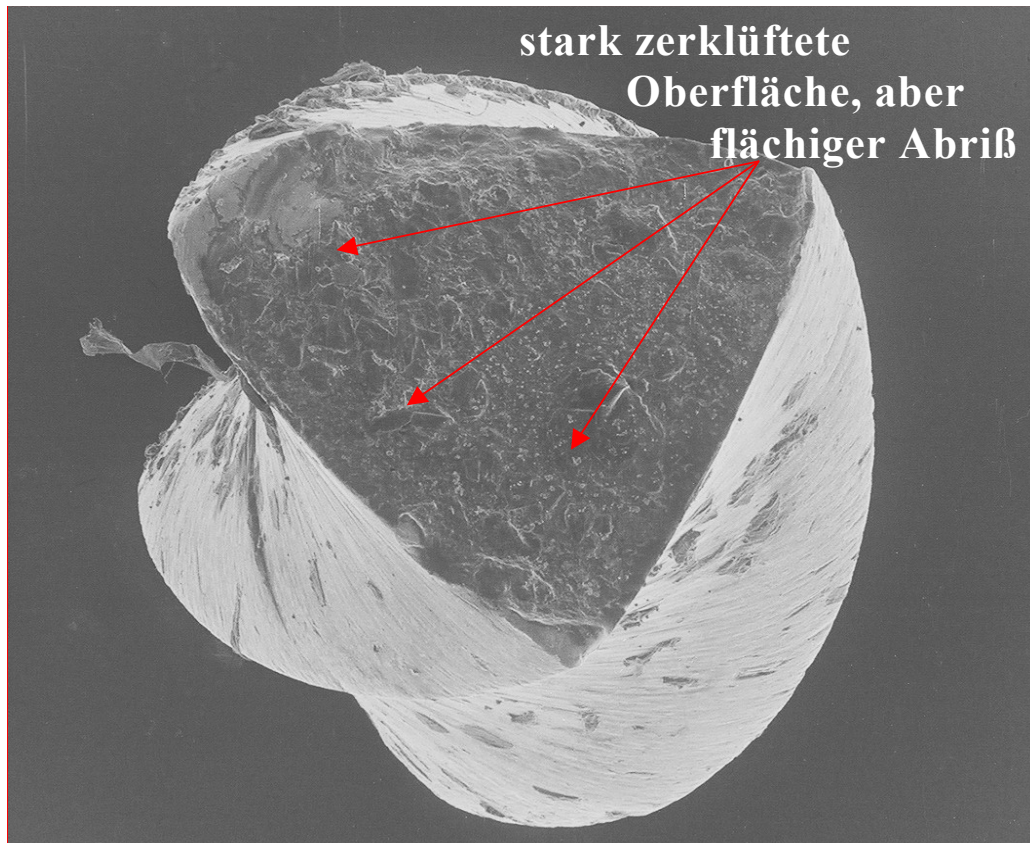
Bei diesen Betrachtungen müssen zusätzlich die Eigenschaften der microprozessorgesteuerten TCM Endo-Prototypen berücksichtigt werden, die aufgrund ihrer unzureichenden Eigenschaften zu einer Überschreitung der

Bruch-Dehnungsgrenze bei den Prototypen besonders a1 und a2 geführt haben könnten.

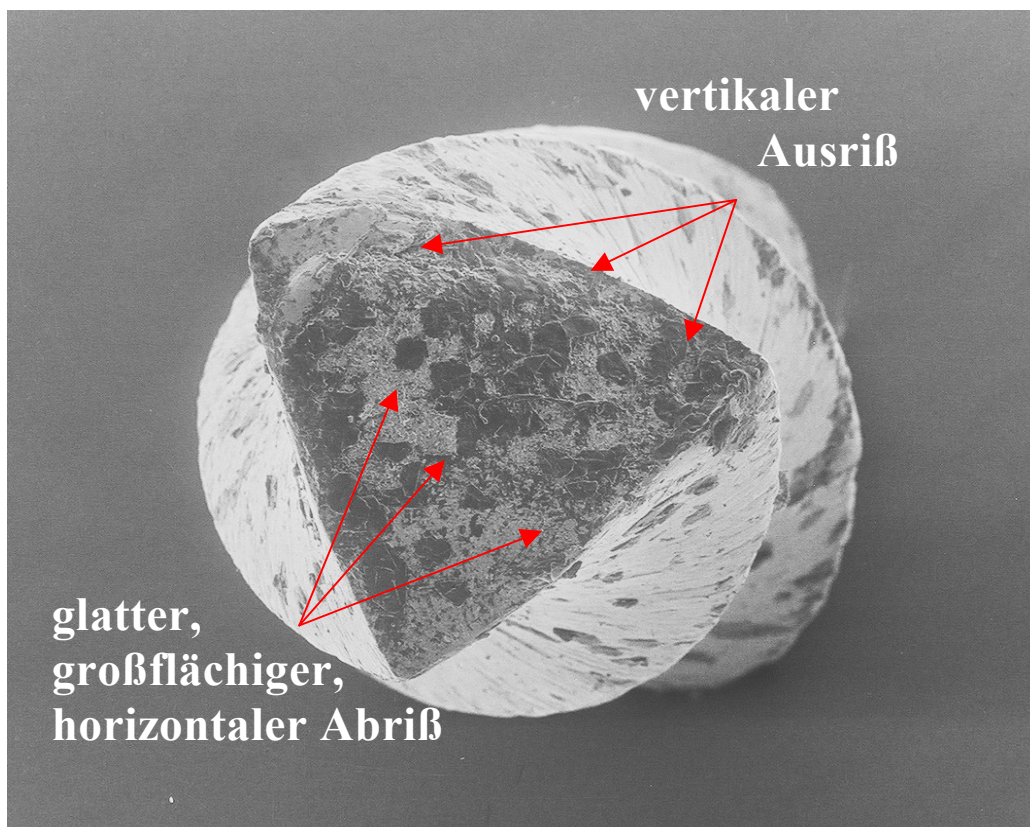
Eine Überprüfung mit einem anderen maschinellen Aufbereitungssystem würde eventuell eine Relativierung der gewonnenen Ergebnisse bringen.



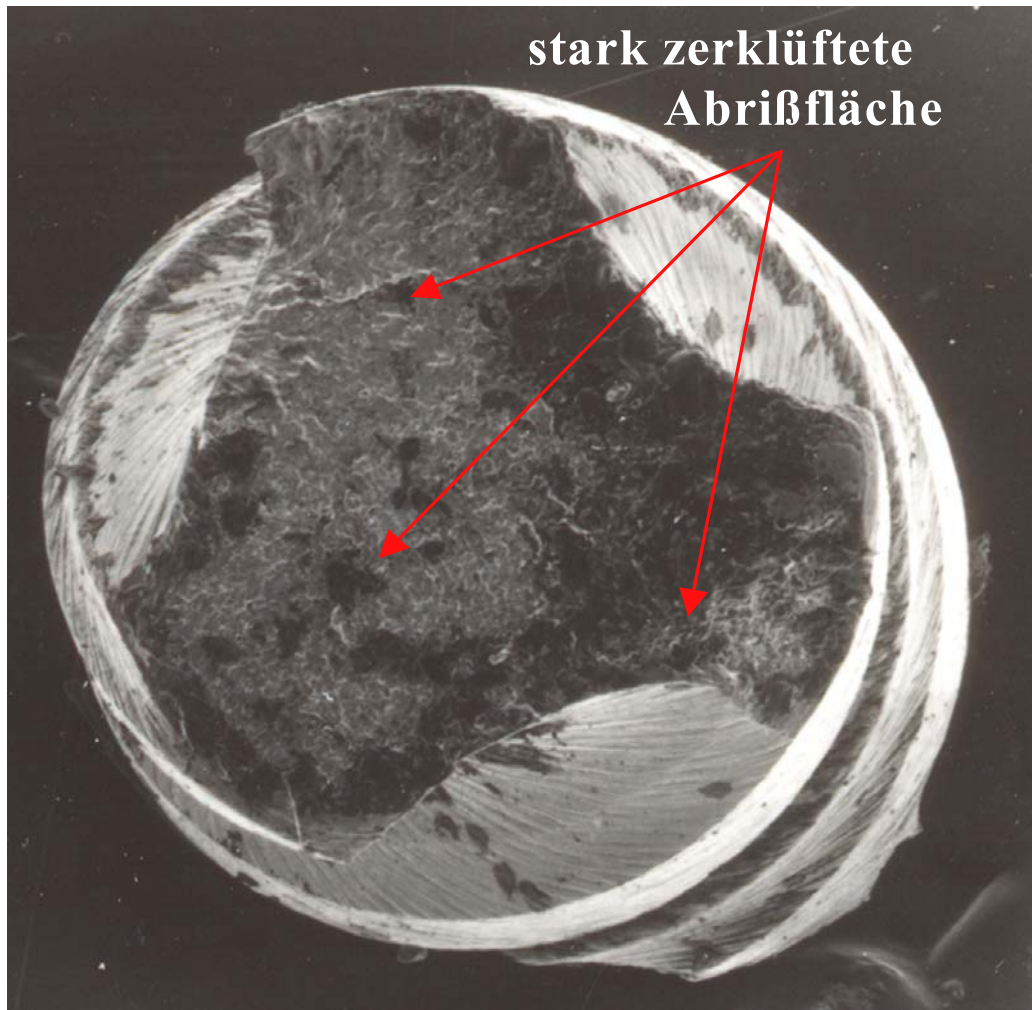
**Abb.37 :** Wurzelkanalmodell 17 mit frakturiertem Instrument Prototyp a2 ISO-Größe 30



**Abb.38** : Frakturfläche des Prototyps a1 bei 100-facher Vergrößerung



**Abb.39** : Frakturfläche des Prototyps a2 bei 100-facher Vergrößerung



**Abb.40** : Frakturfläche des Prototyps b bei 100-facher Vergrößerung

### 5.7 Verwendung verschiedener Legierungen (Nickel-Titan/Stahl/flexibler Stahl)

Beim Vergleich zwischen Nickel-Titanlegierungen und Stahllegierungen muss neben den Materialeigenschaften auch Anwendungshäufigkeit, angewandte Technik und Instrumentengröße berücksichtigt werden, um Kanalinstrumente unterschiedlicher Legierungen vergleichen zu können [153].

Aber auch nicht zu beeinflussende Größen wie Kanalkrümmung und Kanal Anatomie können bei der Auswahl des geeigneten Instruments zu berücksichtigen sein. Ein weiteres Kriterium stellt die manuelle Handhabung oder Anwendung mit maschineller Antriebssystemen dar. Auch die Auswahl des maschinellen Antriebssystems spielt eine immer wichtigere Rolle wie die vorliegende Studie zeigt.



Für die praktische Umsetzung in der Praxis sind finanzielle Überlegungen natürlich auch ein Kriterium.

Die Kosten für Stahlhandinstrumente liegen beim Kauf bei ca. 30-40% der Kosten, die für maschinell zu benutzende Wurzelkanalinstrumente aufzuwenden sind-vorausgesetzt die Instrumente können gleich häufig angewandt werden.

Weil diese verschiedenen Überlegungen auch oftmals nicht berücksichtigt werden, kommen verschiedene Studien auch zu unterschiedlichen Ergebnissen.

Viele Autoren sehen bei flexiblen Stahllegierungen das Kanalaussehen, höhere Schneideffizienz und weniger Brüche als bei reinen Stahlinstrumenten als Vorteil [104,108,130]. Die Frakturhäufigkeit gegenüber Nickel-Titan-Instrumenten wird widersprüchlich diskutiert [104]. In engen gekrümmten Kanälen sollen flexible Stahllegierungen nicht eingesetzt werden [103]. SAMYN hingegen findet bei seinen Studien, dass der Krümmungsgrad des Kanals keinen Einfluß auf die Wahl Stahl- oder Nickel-Titan-Feilen hat [101]. Diese Ergebnisse müssen wegen des eingeschränkten Krümmungsbereichs der untersuchten Kanäle (20° bis 35°) sehr differenziert betrachtet werden.

Andere Autoren sehen die Vorteile von Nickel-Titan-Instrumenten in der geringeren Bruchgefährdung im Vergleich zu Stahlinstrumenten [131,153], in dem geringeren Auftreten von apikalen Zip-Phänomenen [43], in der besseren Kanalzentrierung [8,9,118], im geringen Kanalwandabtrag [8,9,36,118], in der kürzeren Aufbereitungszeit im Vergleich zu Stahlinstrumenten [96,118] und in der geringen Kanalbegradigung [30]. Nachteilig wird die mangelnde Taktilität bei der Anwendung [106,118], das schwierige Bestimmen des Aufbereitungsendpunktes und die höhere Bruchgefahr bei Dreh-(twist) und Biegebeanspruchung im Vergleich zu Stahlinstrumenten gesehen [66,67].

In der vorliegenden Studie zeigen die Nickel-Titan-Prototypen a1, a2 und b der Firma VDW eine konservativere Aufbereitung des Kanallumens als die Ergoflex-Stahlfeile. Die Bruchneigung war beim Vergleich von Prototyp a1 und a2 zu Prototyp b sehr unterschiedlich. Da die Legierung der Prototypen laut Herstellerangaben identisch waren, ist die unterschiedliche Bruchgefahr nur auf das Instrumentendesign und den maschinellen Antrieb zurückzuführen.

## **5.8 Verwendung von Wurzelkanalmodellen**

In der vorliegenden Studie kamen insgesamt 70 Wurzelkanalmodelle aus Kunststoff der Firma S.E.T. zum Einsatz.

Durch die hier verwendeten Kunststoffkanalmodelle konnten Formveränderungen des originären Kanals genau dokumentiert werden, da hier standardisierte Wurzelkanäle mit einer Krümmung von 36° vorlagen.

Erst durch diese mathematisch genau definierte Normkrümmung lassen sich quantitative und qualitative Aussagen über die Formveränderung machen [144].

Die Art des Kunststoffes wird widersprüchlich diskutiert. Während LIM und WEBBER in ihren Studien einen Kunststoff der Firma Burwood Ltd, England, favorisieren, der qualitativ und quantitativ mit Dentin vergleichbar ist [73], kommen TEPEL, SCHÄFER und HOPPE bei einer Vergleichsuntersuchung von 6 verschiedenen Kunststoffen zum Ergebnis, dass Alpolit uP 004 (Höchst, Frankfurt, Deutschland) mit 5% Quarzbeimengung dem Dentin stark ähnelt. Bei Untersuchungen über die Formveränderung sollte kein Quarz beigemischt werden [129].

Untersuchungskriterien wie Kanalformveränderungen, Lebensdauer, Schneidleistung und Frakturen von Instrumenten bestimmen die Wahl der Kunststoffzusammensetzung der Wurzelkanalmodelle. Dass der originäre Wurzelkanal im menschlichen Zahn durch seine mineralische Inhomogenität und auch Phänomene wie Smear layer, Debris und Pulpagewebe nicht nachgeahmt werden kann, ist zu vernachlässigen, da standardisierte Verfahren bei allen Studien im Vordergrund stehen müssen, um Vergleiche ziehen zu können [57,149].

## 6 Zusammenfassung und Wertung

In der vorliegenden Studie wurden insgesamt 70 Wurzelkanalmodelle, in sieben Gruppen unterteilt, mit einem Handinstrument und 3 verschiedenen maschinell betriebenen Instrumentenprototypen aus einer Nickel-Titanlegierung aufbereitet. Die konventionelle Handaufbereitung durch die Ergoflex-Stahlfeile war durch einen starken Kanalwandabtrag an der Innenkurvatur (straightening) besonders im Mitteldrittel (Messpunkt 3 bis 5) und im koronalen Anteil sowohl innen als auch außen gekennzeichnet.

Die maschinelle Aufbereitung durch die drei Prototypen a1, a2 und b zeigte, dass die Aufbereitung mit rotierenden Nickel-Titan-Instrumenten insgesamt etwas gleichmäßiger erfolgt. Aber an Messpunkt 1-3 (1-4 mm vom Apex) im apikalen Drittel des Wurzelkanals an der Außenkurvatur führen sie zu mehr Materialabtrag als die Ergoflex-Stahlfeile. Ab Messpunkt 4 (7mm vom Apex) wird durch die Prototypen mehr an der Innenkurvatur abgetragen.

Bei Prototyp b schien das andere Design (Öffnungs-, Tangenten- und Spiralwinkel) mit seinen abgeflachten Schneiden („radial lands“) eine bessere Wurzelkanalzentrierung mit weniger Materialabtrag und weniger Frakturen zu bewirken.

Bei der Untersuchung der Aufbereitungszeit waren die maschinell betriebenen Prototypen der Handaufbereitung überlegen. Ob die längeren Aufbereitungszeiten bei Anwendung von Prototyp a1 und a2 im Vergleich zu Prototyp b durch die vorsichtigeren Handhabung des Anwenders aufgrund der vielen aufgetretenen Instrumentenfrakturen entstanden, müsste eine weitere Untersuchung aufklären. Somit ist die Aufbereitungszeit kritisch zu hinterfragen.

Negativ fiel die hohe Anzahl von Frakturen bei Verwendung der Prototypen a1 und a2 auf. Die Anwendung dieser hauptsächlich im Bereich des apikalen Drittels frakturierten Instrumente am Patienten ist aus diesem Grund zu überdenken.

Bei Betrachtung der untersuchten maschinellen Prototypen 1C und 2W (TCM Endo) muß man aufgrund der starken Überschreitung der eingestellten Grenzdrehmomentwerte, der schlechten Beibehaltung der Umdrehungszahlen und schlechteren Taktilität durch den schlechten Sitz der Untersatzwinkelstücke noch weitere Verbesserungen auf diesen Gebieten fordern, um den Anwender bei der maschinellen Aufbereitung unterstützen zu können.

## 7 Summary

Seventy clear resin blocks with simulated 36° curved root canals were randomly divided into seven experimental groups in this in vitro study. The canals were prepared by one stainless steel hand instrument (Ergoflex steel file, S.E.T., Olching, Germany) and three different nickel-titanium engine-driven prototypes (prototype a1, a2 und b, VDW, Munich, Germany). Two similar engines (TCM Endo Prototypes -intern 1C and 2W-, Nouvag, Goldach, Switzerland) were used for the engine-driven instrumentation. The canal images before and after instrumentation were superimposed and examined at seven different levels at the outer and inner wall. The position and amount of resin removed as a result of preparation was detailed on the composite image. Instrument failure, weight loss, change in working length and time of instrumentation were recorded. Further on the specifications of the two used micromotors were verified by Phytron company (Gröbenzell, Germany).

The conventional hand instrumentation (circumferential flaring) using the Ergoflex steel file showed an increased amount of transportation at the inner wall (straightening), especially in the middle third of the root canal (level 3 to 5). Results show that the Ergoflex files cause more transportation in the coronal part of the canal towards the inner as well as the outer wall.

The engine –driven instrumentation by the three different prototypes seemed to be more equally than the Ergoflex steel file in general. In the apical third of the outer wall (level 1 to 3 ) the mass of transportation using the prototypes was higher. At level 4 to 7 at the outer wall higher values were found for engine-driven instrumentation with the prototypes. Prototyp b seemed to prepare the root canals more centered with less amount of removed resin. Further more prototype b fractured only once. The different design of prototyp b with the radial lands could be an explanation for the results of the investigation.

Nickel-titanium instruments required a shorter instrumentation time than the Ergoflex steel files. The longer preparation time of prototype a1 and a2 in comparison to prototype b can be explained by the more careful practicing author, after the instrument failure increased while using prototype a1 and a2.

Further investigations have to show the reasons for this results.

Nevertheless the prototypes should not be used in clinical practice. The instrument failure of prototype a1 and a2, which occurred in the apical third of the root canal, reach to 50 %.

Loss of working length was neither noted for hand instrumentation nor for engine-driven instrumentation.

The two similar engines (TCM prototypes) should not be used in clinical practice, because the preselected adjustments (rotation speed, minimal torque threshold) were exceeded and the handpiece was insecure fixated.

Under the conditions of this study, hand instrumentation using the Ergoflex steel file has to be recommended for the preparation of root canals considering the investigated parameters.

---

## 8 LITERATURVERZEICHNIS

1. **Ahmad, M., Ford, T. Crum, L. :**  
Ultrasonic debridement of root canals: An insight into the mechanisms involved  
J Endod 13, 93-101 (1987)
2. **Abou-Rass, M., Jastrab, R. :**  
The use of rotary instruments as auxiliary aids to root canal preparation of molars  
J Endod 8, 78-82 (1982)
3. **Alodeh, M., Dummer, P. :**  
A comparison of the ability of K-files and Hedström files to shape simulated root canals in resin blocks  
Int Endod J 22, 226-35 (1989)
4. **Al-Omari, M., Dummer, P., Newcombe, R. :**  
Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 1 and 2  
Int Endod J 25, 57-75 (1992)
5. **Appelstein, N.E., Do, M., Iqbal, M.K., Kim, S. :**  
Effectiveness of three instrumentation systems in the cleaning of root canals  
J Endod 29, (abstract) 289 (2003)
6. **Backman, C.A., Oswald, R.J., Pitts, D.L. :**  
A radiographic comparison of two root canal instrumentation techniques  
J Endod 18, 19-24 (1992)
7. **Bahr, R. :**  
Vergleichende Untersuchung über den Effekt der manuellen Wurzelkanalaufbereitung und der maschinellen Wurzelkanalaufbereitung mit dem Endoplaner-Winkelstück  
Med.Diss., Göttingen 1997
8. **Barbakow, F., Lutz, F. :**  
The 'Lightspeed' preparation technique evaluated by swiss clinicians after attending continuing education courses  
Int Endod J 30, 46-50 (1997)

9. **Barbakow, F., Portenier, I., Lutz, F. :**  
Root canal centers displaced after step-back and Lightspeed preparations  
J Endod 23, 252 (1997 )
10. **Barss, J.T., Miller, D.A., Howard, J.R., Gilbert, J.L., Lautenschläger, E.P. :**  
The evaluation of Corrosion in Stainless Steel files  
J Endod 22, 194 (1996)
11. **Baumann, M.A. :**  
ProTaper- eine neue Generation von NiTi-Feilen  
Endodontie 10/4, 351-364 (2001)
12. **Beer, R., Gängler, P. :**  
Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Wurzelkanal-  
aufbereitung mit Ultraschall  
Dtsch Zahnärztl Z 44, 334-339 (1989)
13. **Beeson, T., Hartwell, G., Thornton, J., Gunsolley, J. :**  
Comparison of debris extruded apically in straight canals :  
conventional filing versus profile .04 taper series 29  
J Endod 24, 18-22 (1998)
14. **Bernath, M., Szabo, J., Dobo, N.C. :**  
A comparison of six methods of cleaning the root canal in vitro  
Int Endod J 25, 31 ESE-abstract
15. **Binder, R. :**  
Die maschinelle Aufbereitung des Wurzelkanals  
Zahnärztl Welt 15, 407-11 (1958)
16. **Bishop, K., Dummer , P.:**  
A comparison of stainless steel flexofiles and nickel-titanium  
nitiflex files during the shaping of simulated canals  
Int Endod J 30, 25-34 (1997)
17. **Brauner, A., Lück, A. :**  
Untersuchungen zur maschinellen (Canal-Finder-System) und  
manuellen Wurzelkanalaufbereitung  
Z Stomatol 87, 177-82 (1990)

18. **Briseno, B.M., Sonnabend, E. :**  
The influence of different root canal instruments on root canal  
Instrumentation : an in vitro study  
Int Endod J 24, 15-23 (1991)
19. **Camps, J., Pertot, W., Levallois, B. :**  
Relationship between file size and stiffness of nickel titanium  
instruments  
Endod Dent traumatol 11,270-3 (1995)
20. **Caselitz, R., Kockapan, C. :**  
Untersuchungen über die Effektivität von sechs verschiedenen  
Methoden zur maschinellen Wurzelkanalaufbereitung  
Quintessenz 4, 597-610 (1990)
21. **Caicedo, R., Linares, L., Sanabria , M. :**  
Effect of two rotary instruments on distal root walls of first lower  
molars  
J Endod 23, 268 (1997)
22. **Cheung, G. Chan, A. :**  
An in vitro comparison of the excalibur handpiece and hand  
instrumentation in curved root canals  
J Endod 22, 131-34 (1996)
23. **Ciucchi, B., Cergneux, M., Dietschi, J.M. :**  
Root canal preparation : comparative SEM study of the root canal  
walls after manual automated and ultrasonic preparations  
Int Endod J 19, 99 (1986)
24. **Coleman, C., Svec, T. :**  
Analysis of ni-ti versus stainless steel instrumentation in resin  
simulated canals  
J Endod 23, 232-35 (1997)
25. **Cunningham, C.J., Senia, E.S. :**  
A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of  
mandibular molars  
J Endod 18, 294-300 (1992)
26. **Dalton, B., Orstavik, D., Philipps, C., Pettiette, M., Trope, M. :**  
Bacterial reduction with nickel-titanium rotary instrumentation  
J Endod 24,763-7 (1998)



27. **Davis, S., Brayton, S., Goldman, M. :**  
The morphologie of the prepared root canal : A study utilizing injectable silicone  
Oral surgery 34, No. 4, 642-48 (1972)
28. **Diandreth, M., Ellis, R.A., Fagundes, D. :**  
The effektiveness of hand and rotary files to maintain canal curvature : a comparision.  
J Endod 21, 236 (1995)
29. **Dietschi, J.M., Ciucchi, B., Cergneux, M. :**  
Root canal preparation: comparative SEM study of the canal shaping with manual, automated and ultrasonic preparation  
Int Endod J 19, 99 (1986)
30. **Dietz, D., Fiore, P., Bahcall, J., Lautenschlager, E. :**  
The effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files  
J Endod 24, 273 (1998)
31. **Dobo, N.C., Bernath, M., Szabo, J. :**  
A comparative study of six methods of shaping the root canal in vitro  
Int Endod J 25, 29 (ESE-abstract) (1992)
32. **Eggert, C., Peters, O., Meyer, E., Barbakow, F. :**  
Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle unter Anwendung der Lightspeed-Methode  
Teil 2 : Praktische Anwendung  
Endodontie 1, 31-40 (1998)
33. **Ehrlich, D., Boyer, T., Hicks, L., Pelleu, G. :**  
Effekts of sonic instrumentation on the apical preparation of curved canals  
J Endod 15, 544-7 (1989)
34. **Elassad, M.G., Isler, A.E., McDonald, N.J. :**  
An evaluation of the root canal centering abilities of ProTaper and RaCe Ni-Ti rotary files and Flexofiles  
J Endod 28,(abstract) 247 (2002)

35. **Esposito, P., Cunningham, C. :**  
A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments  
J Endod 21, 173-6 (1995)
36. **Fabiani, C., Pisacane, C., Boschi, M., Franco, V. :**  
Nickel-Titanium vs. Stainless Steel : Comparison of Four Instrumentation Techniques On Canal Transportation.  
J Endod 4, 277 (1998)
37. **Fava, L. :**  
The Double-flared Technique : An Alternative for Biomechanical Preparation  
J Endod 2, 76-80 (1983)
38. **Fischer, G. :**  
Über die feinere Anatomie der Wurzelkanäle menschlicher Zähne  
Dtsche Monatsschr Zahnheilkd 25, 544-552 (1907)
39. **Finnes, I. :**  
In-vitro Untersuchung zur manuellen Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle mit unterschiedlichen Wurzelkanalinstrumenten aus Titan-Basis-Legierungen  
Med.Diss.,Frankfurt (1998)
40. **Fritz, U., Schäfer, M. :**  
Maschinelle Aufbereitung des Wurzelkanalsystems mit dem Canal-finder im Vergleich zur manuellen Instrumentation  
Dtsch Zahnärztliche Z 44, 510-512 (1989)
41. **Gambarini, G. :**  
Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors  
J of Endod, 27, 772-74 (2001)
42. **Gerosa, R., Cavallerri, G., Gambarini, G. ,De Luca, M. :**  
A comparison of canal preparation using profile 0.4 tapers and lightspeed in simulated curved canals  
J Dent Res 77, AADR abstract 224 (1998)

43. **Geurtsen, W., Heidemann, D., Ketterl, W. :**  
Endodontie-Grundlagen und Therapie  
Praxis der Zahnheilkunde Band 3, 3.Auflage, 109-218  
Urban & Schwarzenberg (1993)
44. **Gressmann,G., Hülsmann, M. :**  
Die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung mit dem FlexMaster-NiTi-System  
Endodontie 10/3, 227-241 (2001)
45. **Griesinger, H., Hannig, M., Albers, H. :**  
Erfolgreiche Aufbereitung stark gekrümmter Wurzelkanäle-Die korono-apikale Technik  
ZWR 102, Nr.12, 842-50 (1993)
46. **Guldener, P., Langeland, K. :**  
Endodontologie  
3.neubearbeitete Auflage, 119-131 Georg Thieme Verlag (1993)
47. **Glossen, C.,Haller, R., Dove, S., del Rio, C. :**  
A comparison of root canal preparation using Niti hand-, Niti-engine driven, and K-flex endodontic instruments  
J Endod 21, 146-51 (1995)
48. **Haiker, Y., Gasser, P., Allemann, C. :**  
Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files  
J Endod 17, 217-20 (1991)
49. **Herrmann, H. :**  
Aufbereitung gekrümmter Kanäle-  
Eine Modifikation der Crown-Down-technik unter Verwendung des Profile.04-Systems  
Endodontie 1, 41-54 (1998)
50. **Hess,W. :**  
Zur Anatomie der Wurzelkanäle des menschlichen Gebisses mit Berücksichtigung der feineren Verzweigungen am Foramen apicale  
Schweiz Vierteljahresschr Zahnheilkd 27, 1-52 (1917)
51. **Hoppe, W., Schäfer, E., Tepel, J. :**  
Instrumentarium und Konzept für die manuelle Wurzelkanalaufbereitung  
Zahnärztl Welt 102, 764-71 (1993)

- 
- 52. Huhn, C. :**  
Neue Konzepte in der maschinellen Wurzelkanalaufbereitung  
ZWR 6, 376, Hüthig Zahnmedizin (1998)
- 53. Hülsmann, M. :**  
Die maschinelle Aufbereitung des Wurzelkanals.  
Endodontie. Neue Erkenntnisse aus Praxis und Wissen-  
schaft.  
Schriftenreihe APW. Carl Hanser Verlag München, Wien  
63-96 (1993)
- 54. Hülsmann, M. :**  
  
Wurzelkanalaufbereitung mit Nickel-Titan-Instrumenten-  
Ein Handbuch  
Quintessenz Verlag Gmbh, Berlin (2002)
- 55. Hülsmann, M. :**  
  
Wurzelkanalaufbereitung mit Nickel-Titan-Instrumenten-  
Ein Handbuch  
Quintessenz Verlag Gmbh, Berlin, 11-31 (2002)
- 56. Hülsmann, M. :**  
Zur Geschichte der Wurzelkanalbehandlung  
Endodontie 2, 97-112 (1996)
- 57. Hülsmann, M. :**  
Entwicklung einer Methodik zur standartisierten Überprüfung  
verschiedener Aufbereitungsparameter und vergleichende in vitro-  
Untersuchung unterschiedlicher Systeme zur maschinellen Wurzel-  
kanalaufbereitung  
Habilitation ,Göttingen 1998
- 58. Hülsmann, M., Bertzbach, F. :**  
Die Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle mit Handinstrumenten  
und maschinellen Aufbereitungshilfen  
Dtsch Zahnärztl Z 44, 448-51 (1989)
- 59. Hülsmann, M., Gressmann, G., Schäfers, F. :**  
A comparative study of root canal preparation using FlexMaster and  
Hero642 rotary Ni-Ti instruments  
Int Endod J 36, 358-66 (2003)

60. **Hülsmann, M., Meyer, G., Bertzbach, F., Großbernd, E. :**  
Untersuchungen zur Wurzelkanalaufbereitung mit dem  
maschinellen Canal-Finder-System  
Dtsch Zahnärztl Z 43, 784-788 (1988)
61. **Hülsmann, M., Schade, M. :**  
Die Wurzelkanalaufbereitung mit dem maschinellen Nickel-Titan-  
System HERO 642  
Endodontie 3, 181-93 (2000)
62. **Hülsmann, M., Stryga, F. :**  
Comparison of root canal preparation using different automated  
devices and hand instrumentation  
J Endod 19, 141-45 (1993)
63. **Hülsmann, M., Versümer, J. :**  
Die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung mit Nickel-Titan-  
Instrumenten – eine Übersicht der aktuellen Literatur  
Dtsch Zahnärztkalender 1999 Hanser Verlag, München 1999, 165-  
88
64. **Ingle, J.I. :**  
Endodontics  
Lea & Febiger, Philadelphia (1976)
65. **Ingle, J.I., Taintor, J. F. :**  
Endodontics  
3.Auflage, Lea & Febiger, Philadelphia (1985)
66. **Kazemi, R., Stenman, E., Spangberg, L. :**  
Machining efficiency and wear resistance of nickel-titanium  
endodontic files  
OralSurgOralMedPathol 81, 596-602 (1996)
67. **Kobayashi, C., Yoshioka, T., Suda, H. :**  
A new engine-driven canal preparation system with electronic canal  
measuring capability  
J Endod 23, 751-754 (1997)
68. **Knowles, K.I., Ibarrola, J.L., Christiansen, R.K. :**  
Assessing apical deformation and transportation following the use  
of LightSpeed root-canal instruments  
Int Endod J 29, 113-17 (1996)

- 
69. **Kochis, K., Walton, R., Lilly, J., Ricks, L., Rivera, E. :**  
A histologic comparison of hand and Niti rotary instrumentation techniques  
J Endod 24, 286 (1998)
70. **Kuhn, W.G., Carnes, D. L., Clement, D., Walker, W. :**  
Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steelfiles on root canal preparation  
J Endod 23, 735-38 (1997)
71. **Lee, J., Baek, S.:**  
Evaluation of canal preparation with Ni-Ti rotary files by micro-computed tomography  
J of Endod 28, (abstract) 260 (2002)
72. **Lehman, J., Gerstein, H. :**  
An evaluation of a new mechanized endodontic device : The endolift  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 53, 417-424 (1982)
73. **Lim, K., Webber, J. :**  
The validity of simulated root canals for the investigation of the prepared root canal shape  
Int Endod J 18, 240-246 (1985)
74. **Luks, S., Bolantin L. :**  
The myth of standardized root canal instruments  
NY J dent, 43 , 109-11 (1973)
75. **Marsicovetere, E., Burgess, J., Clement, D. :**  
Torsional Testing of the Lightspeed Nickel-Titanium Instrument System  
J Endod 12, 681-84 (1996)
76. **Marsicovetere, E., Clement, D., Del Rio, C. :**  
Morphometric Video Analysis of the Engine-Driven Nickel-Titanium Lightspeed Instrument System  
J Endod 5, 231-35 (1996)
77. **Meyer, W. :**  
Die Anatomie der Wurzelkanäle, dargestellt an mikroskopischen Rekonstruktionsmodellen  
Dtsch.Zahnärztl.Z. 25, 1064-1077 (1970)

- 
- 78. Molven, O.:**  
A comparison of the dentin-removing ability of five root canal instruments  
Scand J Dent Res 78, 500-511 (1970)
- 79. Morgenstern, G., Nell, A., Sperr, W.:**  
Verschiedene Endodontiewinkelstücke im Vergleich. Eine Studie über Giromatic, Endo-Cursor und Megasonic 1400  
Z Stomatol 89, 523-32 (1992)
- 80. Nagy, C., Szabo, J., Szabo, J. :**  
A Mathematically Based Classification of Root Canal Curvatures on Natural Human teeth  
J Endod 11, 557-560 (1995)
- 81. Newesely, H. :**  
Werkstoffe in der Kieferorthopädie  
Praxis der Zahnheilkunde Band 11,301-330, 3.Auflage 1993 Urban und Schwarzenberg
- 82. O'Connell, D., Brayton, S.:**  
Evaluation of root canal preparation with two automated handpieces  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 39, 298-303 (1975)
- 83. Park, J., Oh T., Lee, J. :**  
SEM evaluation of the prepared root canal surface by hand und rotary instruments  
J Endod 4, 293 (1998)
- 84. Peters, O., Eggert, C., Barbakow, F. :**  
Wurzelkanaloberflächen nach Lightspeed-Präparation im REM dargestellt- eine Pilotstudie  
Endodontie 3, 225-31 (1997)
- 85. Peters, O., Eggert, C., Barbakow, F. :**  
Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle unter Anwendung der Lightspeed-Methode  
Teil 1 . Grundlagen  
Endodontie 4, 267-272 (1997)

- 86. Peters, O.A., Peters, C.I., Schöneberger, K., Barbakow, F. :**  
ProTaper rotary root canal preparation : effect of canal anatomy on final shape analysed by micro CT  
Int Endod J 36, 86-92 (2003)
- 87. Peters, O.A., Peters, C.I., Schöneberger, K., Barbakow, F. :**  
Pro Taper rotary root canal preparation .assessment of torque and force in relation to canal anatomy  
Int endod J 36, 93-99 (2003)
- 88. Peters, L. B. :**  
Zur Frage der Infektion von Dentinkanälchen  
Endodontie 4, 239-44 (1993)
- 89. Poganiuch,A. :**  
In-vitro Vergleich manueller Wurzelkanalaufbereitungsmethoden :  
Crown-down-presureless-Technik, Step-back-technik und  
Step-down-technik  
Med. Diss., Frankfurt 1994
- 90. Ponti, T.M., McDonald, N.J., Kuttler, S., Strassler, H., Dumsha, T.C. :**  
Canal centering ability of two rotary file systems  
J Endod 28, 283-86 (2002)
- 91. Poulsen, W., Dove, S., del Rio, C. :**  
Effect of Nickel-titanium engine-driven Instrument rotational speed on root canal morphology  
J Endod 21, 609-12 (1995)
- 92. Pruett, J.P., Clement, D., Carnes, D. :**  
Cyclic Fatigue Testing of Nickel-Titanium Endodontic Instruments  
J Endod 23, 77-85 (1997)
- 93. Pucci, F.M., Reig, R. :**  
Conductos radiculares  
Vol.1, A Barreiro y Ramos, Montevideo (1944)
- 94. Pucci, F.M., Reig, R. :**  
Conductos radiculares  
Vol.2, medico-Quirurgica, 319 , Buenos Aires (1944)



- 
- 95. Putnam, B., Brown Jr., C., Legan , J. :**  
Evaluation of distortion and breakage of nickel titanium rotary instruments  
J Endod 24, 274 (1998)
- 96. Ramirez-Salomon, M., Soler-Bientz, R., De la Garza-Gonzalez, R., Palacios-Garza, C. :**  
Incidence of Light Speed Separation and the Potential for Bypassing  
J Endod 23, 586-87 (1997)
- 97. Reddy, S., Hicks, M. :**  
Apical Extrusion of Debris Using Two Hand and Two Rotary Instrumentation Techniques  
J Endod 23, 180-83 (1997)
- 98. Rowan, M., Nicholls, J., Steiner, J. :**  
Torsional properties of stainless steel and nickel-titanium endodontic files  
J Endod 22, 341-45 (1996)
- 99. Röllinger, J., Fritz, U., Eiffinger, F.:**  
Vergleichende REM-Untersuchung nach Wurzelkanalaufbereitung mit den Intraendoköpfen 3-LSDY und 3-LD  
Dtsch Zahnärztl Z 45, 748-50
- 100. Rummelin, C.:**  
Die Sauberkeit der Wurzelkanalwand nach Aufbereitung mit unterschiedlichen maschinellen Systemen  
Med. Diss., Göttingen (1997)
- 101. Samyn, J., Nicholls, J., Steiner J. :**  
Comparison of stainless steel and nickel-titanium instruments in molar root canal preparation  
J Endod 22, 177-81 (1996)
- 102. Schäfer, E. :**  
Das Instrumentarium zur manuellen Wurzelkanalaufbereitung  
Teil 1 : Wurzelkanalinstrumente aus Edelstahl  
Endodontie 3, 205-221 (1995)

- 103. Schäfer, E. :**  
 Das Instrumentarium zur manuellen Wurzelkanalaufbereitung  
 Teil 2 : Wurzelkanalinstrumente aus Titanlegierungen  
 Endodontie 4, 305-312 (1995)
- 104. Schäfer, E. :**  
 Root canal instruments for manual use : a review  
 Endod Dent Traumatol 13, 51-64 (1997)
- 105. Schäfer, E., Florek, H. :**  
 Efficiency of rotary nickel-titanium K<sup>3</sup>-instruments compared with  
 stainless steel hand K-Flexofile.  
 Part 1. Shaping ability in simulated curved canals  
 Int Endod J 36, 199-207 (2003)
- 106. Schäfer, E., Fritzenschaft, B. :**  
 Vergleichende Untersuchung zweier permanent rotierender  
 Wurzelkanalaufbereitungssysteme auf Nickel-Titan-Basis  
 Endodontie 3, 213-26 (1999)
- 107. Schäfer, E., Schlingemann, R. :**  
 Efficiency of rotary nickel-titanium K<sup>3</sup>-instruments compared with  
 stainless steel hand K-Flexofile.  
 Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely  
 curved root canals of extracted teeth  
 Int Endod J 36, 208-217 (2003)
- 108. Schäfer, E., Tepel, J. :**  
 Cutting efficiency of Hedstrom, S und U files made of various  
 alloys in filling motion  
 Int Endod J 29, 302-308 (1996)
- 109. Schäfer, E., Tepel, J. :**  
 Relationship between design features of endodontic instruments and  
 their properties.  
 Part 3 : Resistance to bending and fracture  
 J Endod 27, 299-303 (2001)
- 110. Schäfer, E., Tepel, J., Hoppe, W. :**  
 Vergleichende Untersuchung von Wurzelkanalinstrumenten aus  
 herkömmlichen Stahl- und Nickel-Titan-Legierungen  
 Endodontie 3, 185-97 (1994)

- 
- 111. Schäfer, E., Tepel, J., Hoppe, W. :**  
Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion.  
Part 1. Cutting efficiency  
J Endod 21, 418-21 (1995)
- 112. Schäfer, E., Tepel, J., Hoppe, W. :**  
Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion.  
Part 2. Instrumentation of curved canals  
J Endod 21, 493-7 (1995)
- 113. Schilder, H. :**  
Cleaning and Shaping the root canal  
Dent clin North Am 18, 269-96 (1974)
- 114. Schneider, S.W. :**  
A comparison of canal preparations in straight and curved root  
canals  
Oral surg 32, 271-5 (1971)
- 115. Scott, P.A., Lautenschlager, E.P., Greener, E.M. :**  
The effects of corrosion on two stainless steel files  
J Endod 20, 210 (Abstract PC 16) (1994)
- 116. Shadid, D., Nicholls, J., Steiner, J.C. :**  
A comparison of curved canal transportation with Balanced Force  
versus Lightspeed  
J Endod 24, 278 (1998)
- 117. Shoha, S., Glickman, G. :**  
Evaluation of Rotary NiTi Systems and conventional Filing :  
Degree of Apical Extrusion  
J Endod 22, 194 (1996)
- 118. Short, J., Morgan, L., Baumgartner, J. :**  
A comparison of canal centering ability of four instrumentation  
techniques  
J Endod 23, 503-07 (1997)
- 119. Siqueira, J., Araujo, M., Garcia, P., Fraga, R., Dantas, C. :**  
Histological evaluation of the effectiveness of five instrumentation  
techniques for cleaning the apical third of root canals.  
J Endod 23, 499-502 (1997)

- 
- 120. Southard, D.W., Oswald R.J., Natkin E. :**  
Instrumentation of curved molar root canals with the Roane  
Technique  
J Endod 13, 479-89 (1987)
- 121. Städtler, P., Arnetzl, G.:**  
Aufbereitung des Wurzelkanals mit dem Excalibur im Vergleich  
zur manueller Instrumentation, Endocursor und Intra- Endokopf  
Zahnärztl Welt/Reform 100, 773-79 (1991)
- 122. Stenman, E., Spangberg, L. :**  
Machining efficiency of endodontic K-files and Hedstrom-files  
J Endod 16, 375-82 (1990)
- 123. Stone, R., Zuolo, M. ,Walton R. :**  
Apical transportation : Steel vs. Nitihand vs Nitirotary (abstract)  
J Endod 21, 216 (1995)
- 124. Suter, B., Lussi, A., Hotz, P. :**  
Die Wurzelkanalaufbereitung mit Hilfe von schnell-schwingenden  
Instrumenten  
Schweiz Mschr Zahnmed 96, 919-934 (1986)
- 125. Suter, B. :**  
Die Wurzelkanalaufbereitung mit GT Rotary files  
Endod 8/3,247-257 (1999)
- 126. Szep, S. :**  
In-vitro-Untersuchung zur manuellen Aufbereitung gekrümmter  
Wurzelkanäle mit verschiedenen biegsamen Kerr-Feilen  
Med. Diss., Frankfurt 1995
- 127. Szep, S., Gerhardt, T., Leitzbach, C., Lüder, W., Heidemann, D. :**  
Preparation of severely curved simulated root canals using  
engine-driven rotary and conventional hand instruments  
Clin Oral Invest 5, 17-25 (2001)
- 128. Tepel, J. :**  
Biegeverhalten von Wurzelkanalinstrumenten  
Dtsch Zahnärztl Z 50, 146-149 (1995)
- 129. Tepel, J., Schäfer, E., Hoppe, W. :**  
Kunststoffe als Modellmaterial in der Endodontie  
Dtsch Zahnärztl Z 48, 736-38 (1993)

- 130. Tepel, J., Schäfer, E. :**  
Endodontic hand instruments : cutting efficiency, instrumentation of curved canals, bending and torsional properties  
Endod dent traumatol 13, 201-210 (1997)
- 131. Tepel, J., Schäfer, E., Hoppe, W. :**  
Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3 : Resistance to bending and fracture  
J Endod 23, 141-45 (1997)
- 132. Tepel, J., Schäfer, E., Hoppe, W. :**  
Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 1. Cutting efficiency  
J Endod 21, 418-21 (1995)
- 133. Tharuni, S., Parameswaran, A., Sukumaran, V. :**  
A comparison of canal preparation using the K-File and Lightspeed in resin blocks  
J Endod 22, 474-6 (1996)
- 134. Thomson, S.A., Dummer, P.M.H. :**  
Shaping ability of ProFile.04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1  
Int Endod J 30, 1-7 (1997)
- 135. Thomson, S.A., Dummer, P.M.H. :**  
Shaping ability of Quantec Series 2000 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals : Part 1  
Int Endod J 31, 259-267 (1998)
- 136. Thomson, S.A., Dummer, P.M.H. :**  
Shaping ability of Mity roto 360° und Naviflex rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1  
J Endod 24, 128-34 (1998)
- 137. Thomson, S.A., Dummer, P.M.H. :**  
Shaping ability of Mity roto 360° und Naviflex rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2  
J Endod 24, 135-42 (1998)

- 138. Tronstad, L., Niemczyk, S. :**  
Efficacy and safety tests of six automated devices for root canal instrumentation  
Endodont Dent traumatol 2, 270 (1986)
- 139. Tucker, D., Wenckus, C., Bentkover, S. :**  
Canal wallplaning by engine-driven Nickel-titanium instruments, compared with stainless steel hand instrumentation  
J Endod 23, 170-73 (1997)
- 140. Velvart, P. :**  
Effizienz der Wurzelkanalaufbereitung mit Ultraschall und unter Verwendung verschiedener Spülmittel  
Schw Monatsschr Zahnmed 997, 756-65 (1987)
- 141. Walia, H., Brantley W., Gerstein, H. :**  
An Initial Investigation of the Bending and Torsional Properties of Nitinol Root Canal Files  
J Endod 14, 346-51 (1988)
- 142. Weine, F., Kelly, R., Lio, P. :**  
The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape  
J Endod 8, 255-262 (1975)
- 143. Weine, F.S. :**  
Endodontic therapy  
2.Auflage, 189, Mosby, St.Louis (1982)
- 144. Wickmann, T. :**  
Vergleichende Untersuchung über die manuelle und maschinelle Aufbereitung gebogener Wurzelkanäle  
Med.Diss., Gießen 1994
- 145. Wienand, S. :**  
In vitro Vergleich manueller Wurzelkanalaufbereitungsmethoden : Anticurvature –Filing-Technik, Aufbereitung mit Ergoflex-Feilen, Balanced-Force-Technik und Canal-Master-Aufbereitung  
Med.Diss., Frankfurt 1994
- 146. Wildey, W., Senia, S. :**  
A new root canal instrument and instrumentation technique : A preliminary report  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 67, 198-207 (1989)

- 147. Wildey, W., Senia, S., Montgomery, S. :**  
Another look at root canal instrumentation  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 74, 499-507 (1992)
- 148. Will, S. :**  
Darstellung der Formabweichungen aufbereiteter Wurzelkanäle im  
Vergleich der Systeme : Canal Leader, Excalibur und Mecasonic  
Med.Diss., Frankfurt 1993
- 149. Wöhrner, H. :**  
Die Dentinhärte menschlichen Dentins in Abhängigkeit vom  
Calcium-, Phosphat- und Fluorgehalt  
Dtsch Zahnärztliche Z 29, 58 (1974)
- 150. Yared, G., Dagher, F., Machtou, P. :**  
Cyclic fatigue of profile rotary instruments after simulated clinical  
use  
Int Endod J 32, 115-119 (1999)
- 151. Younis, O. :**  
The effect of sterilization techniques on the properties of intracanal  
instruments  
Oral Surg Oral Med Oral Pathol 43, 130-34 (1977)
- 152. Yun, H.H., Kim, S.K. :**  
A comparison of shaping ability of four Nickel-titanium rotary  
instruments in simulated root canals  
J Endod 28, (abstract) 260 (2002)
- 153. Zuolo, M., Walton, R. :**  
Instrument deterioration with usage: Nickel-titanium versus  
stainless steel  
Quintessence International 6, 397-402 (1997)
- 154. Zürcher, E. :**  
The anatomy of the root-canals of the teeth of the deciduous  
dentition and the first permanent molars : Part 2  
Wm. Wood und Company, 163-199 , New York (1925)

## 9 Anhang

**Tabelle 1 : Versuchsreihen Motor1C (Kanal 1-30), Motor 2W (Kanal 31-60) und manuell (Kanal 61-70)**

Kanal	Länge (mm)	Zeit (sec)	Serie	Besonderheiten	Frakturst.(mm)
1	19,5	17'07''	A1		
2	20,5	07'20''	A1	Fraktur 25 Instr., 5 Anw.	6,5
3	19,5	17'26''	A1	Fraktur 40 Instr., 2 Anw.	3
4	19,5	14'35''	A1		
5	21	12'43''	A1		
6	21	06'48''	A1	Fraktur 30 Instr., 4 Anw.	6
7	20,5	08'43''	A1	Fraktur 40 Instr., 5 Anw.	4
8	20	14'58''	A1	Fraktur 35 Instr., 3 Anw.	6
9	20	12'22''	A1		
10	19	08'50''	A1	Fraktur 20 Instr., 2 Anw.	5,75
11	20,5	14'54''	A2		
12	20,5	14'09''	A2	Fraktur 40 Instr., 2 Anw.	5,75
13	20	13'14''	A2	Fraktur 40 Instr., 2 Anw.	5
14	20,5	11'58''	A2	Fraktur 35 Instr., 3 Anw.	5,25
15	20,5	09'29''	A2	Fraktur 30 Instr., 5 Anw.	5
16	20,5	11'18''	A2		
17	21	10'05''	A2	Fraktur 30 Instr., 2 Anw.	7
18	20,5	10'44''	A2		
19	20	10'35''	A2		
20	20	09'43''	A2	Fraktur 30 Instr., 3 Anw.	6
21	20,5	09'45''	B		
22	20,5	10'10''	B		
23	20	09'20''	B		
24	18,5	10'24''	B	25 Instr. bei 4 Anw.aufgedreht	
25	20,5	09'56''	B		
26	20,5	10'12''	B		
27	19,5	09'29''	B		
28	20,5	10'14''	B	Fraktur 40 Instr., 3 Anw.	6,5



29	21	10'25''	B		
30	20,5	09'43''	B		
31	20	12'10''	A1		
32	20,5	03'43''	A1	Fraktur 30 Instr., 4 Anw.	3,75
33	20	11'58''	A1	35 Instr. bei 2 Anw.aufgedreht	
34	20	10'16''	A1	Fraktur 40 Instr., 3 Anw.	4,5
35	20,5	11'18''	A1		
36	21	11'55''	A1	Fraktur 40 Instr., 3 Anw.	4,5
37	21	10'24''	A1	Fraktur 30 Instr., 2 Anw.	7
38	22	11'21''	A1		
39	22	09'20''	A1	Fraktur 30 Instr., 2 Anw.	7
40	20,5	11'43''	A1	35 Instr. bei 5 Anw.aufgedreht	
41	21	11'41''	A2		
42	21	11'48''	A2		
43	21	09'09''	A2	Fraktur 30 Instr., 3 Anw.	6,5
44	21	11'19''	A2		
45	21,5	10'30''	A2	Fraktur 40 Instr., 5 Anw.	4,5
46	20,5	11'06''	A2	Fraktur 40 Instr., 1 Anw.	4
47	20,5	10'53''	A2		
48	20,5	08'48''	A2	Fraktur 30 Instr., 3 Anw.	5
49	20	09'13''	A2	Fraktur 35 Instr., 4 Anw.	4,5
50	20,5	10'14''	A2	Fraktur 30 Instr., 2 Anw.	6,5
51	20,5	12'43''	B		
52	20,5	14'59''	B		
53	20,5	10'26''	B	25 Instr. bei 3 Anw.aufgedreht	
54	20	10'24''	B		
55	21,5	10'10''	B		
56	21	10'26''	B		
57	20,5	09'48''	B		
58	19	09'56''	B		
59	20,5	13'10''	B		
60	19	13'20''	B		
61	20	13'43''	Erg.St		
62	19,5	15'22''	Erg.St		
63	21	14'06''	Erg.St		

64	22	13'20''	Erg.St		
65	20	14'47''	Erg.St		
66	21,5	14'16''	Erg.St		
67	20	15'00''	Erg.St		
68	21	12'41''	Erg.St		
69	20	13'54''	Erg.St		
70	21	14'03''	Erg.St		

**Tabelle 2: Übersicht über Gewichtsverlust der Kunststoffkanalmodelle**

Kanal	Serie	Gew. v. Aufbereitung	Gew. n. Aufbereitung	Differenz in 1/10000 g
1	A1	3,9077	3,8936	141
2	A1	3,8076	3,8011	
3	A1	4,0217	4,0112	
4	A1	4,1925	4,1802	123
5	A1	3,7852	3,7699	153
6	A1	3,9857	3,9778	
7	A1	3,8888	3,8789	
8	A1	3,9793	3,9711	
9	A1	4,0866	4,0743	123
10	A1	3,8494	3,8417	
11	A2	4,0943	4,0827	116
12	A2	3,9108	3,8999	
13	A2	4,0326	4,0222	
14	A2	3,9748	3,9637	
15	A2	4,1719	4,1635	
16	A2	3,6869	3,6703	166
17	A2	4,1259	4,1199	
18	A2	3,9737	3,9575	162
19	A2	3,984	3,9619	221
20	A2	3,9351	3,9254	
21	B	4,0034	3,986	174
22	B	3,8121	3,7981	140
23	B	4,0482	4,0361	121
24	B	3,7931	3,7783	148

25	B	3,96	3,9452	148
26	B	4,1343	4,1204	139
27	B	3,9109	3,8962	147
28	B	3,7762	3,7641	
29	B	4,0393	4,027	123
30	B	3,9935	3,9769	166
31	A1	4,0829	4,069	139
32	A1	4,0405	4,0322	
33	A1	4,0461	4,0317	144
34	A1	4,1158	4,1032	
35	A1	3,9842	3,9653	189
36	A1	4,0789	4,0677	
37	A1	4,0397	4,0337	
38	A1	4,134	4,1176	164
39	A1	4,0347	4,0272	
40	A1	3,9393	3,9219	174
41	A2	3,8762	3,8591	171
42	A2	3,9602	3,945	152
43	A2	4,0911	4,0833	
44	A2	3,7296	3,716	136
45	A2	3,9699	3,9573	
46	A2	3,9491	3,9353	
47	A2	4,0625	4,0478	147
48	A2	3,9628	3,9547	
49	A2	4,0213	4,0099	
50	A2	4,0854	4,0799	
51	B	4,0068	3,9852	216
52	B	3,9574	3,9406	168
53	B	4,1114	4,0981	133
54	B	4,0315	4,0173	142
55	B	3,984	3,969	150
56	B	4,1402	4,1255	147
57	B	4,0409	4,0277	132
58	B	4,0369	4,0206	163
59	B	3,8668	3,8515	153

60	B	4,035	4,022	130
61	Erg.St	4,0333	4,0183	150
62	Erg.St	4,1223	4,108	143
63	Erg.St	3,9572	3,9399	173
64	Erg.St	4,1055	4,09	155
65	Erg.St	3,9599	3,9429	170
66	Erg.St	3,932	3,9112	208
67	Erg.St	3,9148	3,8967	181
68	Erg.St	3,9667	3,9495	172
69	Erg.St	3,854	3,8212	142
70	Erg.St	3,8893	3,8729	164

**Tabelle 3 : Statistischen Ergebnisse**

Gewicht	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1			
	a2	2			
	b	3	4		
	Ergoflex Stahl	4	3		
Zeit	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1		3	3
	a2	2	4		4
	b	3		1,4	1,4
	Ergoflex Stahl	4	2	3	2,3
Fraktur	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1		3,4	3,4
	a2	2		3,4	3,4
	b	3		1,2	1,2
	Ergoflex Stahl	4		1,2	1,2
Gesamtabweichung	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1			
	a2	2			
	b	3			4
	Ergoflex Stahl	4			3
Gesamtabw. innen	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1		4	4
	a2	2		4	4
	b	3		4	4
	Ergoflex Stahl	4		1,2,3	1,2,3
Gesamtabw. außen	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1		4	4
	a2	2		4	4

	b	3		4	4
	Ergoflex Stahl	4		1,2,3	1,2,3
MP1 innen	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1			
	a2	2			
	b	3			
	Ergoflex Stahl	4			
MP1 außen	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1			
	a2	2			
	b	3			
	Ergoflex Stahl	4			
MP2 innen	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1			
	a2	2			
	b	3			
	Ergoflex Stahl	4			
MP2 außen	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1		4	4
	a2	2		4	
	b	3		4	4
	Ergoflex Stahl	4		1,2,3	1,3
MP3 innen	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1		4	4
	a2	2		4	4
	b	3		4	4
	Ergoflex Stahl	4		1,2,3	1,2,3
MP3 außen	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1		4	3,4
	a2	2		4	4
	b	3		4	1,4
	Ergoflex Stahl	4		1,2,3	1,2,3
MP4 innen	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1		3	3
	a2	2		3	3
	b	3		1,2,4	1,2,4
	Ergoflex Stahl	4		3	3
MP4 außen	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1		4	4
	a2	2		4	4
	b	3		4	4
	Ergoflex Stahl	4		1,2,3	1,2,3
MP5 innen	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1	4	3	3,4
	a2	2	4	3	3,4
	b	3		1,2,4	1,2,4
	Ergoflex Stahl	4	1,2	3	1,2,3

MP5 außen	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1		4	4
	a2	2	4		4
	b	3		4	4
	Ergoflex Stahl	4	2	1,3	1,2,3
MP6 innen	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1	3		
	a2	2			
	b	3	1,4		
	Ergoflex Stahl	4	3		
MP6 außen	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1			
	a2	2			
	b	3			
	Ergoflex Stahl	4			
MP7 innen	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1			
	a2	2			
	b	3			
	Ergoflex Stahl	4			
MP7 außen	Gruppen	Nummer	Regular Test	Bonferoni	Duncan
Motor1/2	a1	1			
	a2	2			
	b	3			
	Ergoflex Stahl	4			

**Messungen der Abweichungen an sieben verschiedenen Punkten  
( Innen-und Außenkrvatur ) nach Kanalpräparation (in mm)**

**Tabelle 4**

<b>Blöckchennummer 1</b>			
	<b>Innenkrvatur</b>	<b>Außenkrvatur</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,43	0,43
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,43	0,43
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0,3	0,3
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,5	0,11	0,61
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,2	0,25	0,45
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 2</b>			
	<b>Innenkrvatur</b>	<b>Außenkrvatur</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,05	0,05
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,06	0,06
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0,08	0,08
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,1	0,25	0,35
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,15	0,25	0,4
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 3</b>			
	<b>Innenkrvatur</b>	<b>Außenkrvatur</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,05	0,05
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0,25	0,25
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,35	0,15	0,5
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,25	0,13	0,38
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 4</b>			
	<b>Innenkrvatur</b>	<b>Außenkrvatur</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,25	0,25
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,3	0,3
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,15	0,25
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,45	0,1	0,55
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,25	0,55
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 5</b>			
	<b>Innenkrvatur</b>	<b>Außenkrvatur</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0,18	0,18
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,55	0,1	0,65
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,4	0,25	0,65
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0

<b>Blöckchennummer 6</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0	0
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,5	0	0,5
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,15	0,15	0,3
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,1	0,4
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 7</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0,35	0,35
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,25	0,17	0,42
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,35	0,65
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 8</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0	0
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,35	0,15	0,5
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,2	0,35	0,55
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 9</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0	0
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,15	0,2	0,35
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,3	0,05	0,35
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,35	0,25	0,6
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 10</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0	0
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0	0
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,05	0,1	0,15
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,2	0,2	0,4
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0



<b>Blöckchennummer 11</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,25	0,25
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0,3	0,3
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,35	0,1	0,45
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,25	0,55
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 12</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,12	0,12
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,15	0,2	0,35
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,4	0,1	0,5
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,25	0,55
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 13</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,05	0,05
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,12	0,12
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,2	0,3
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,5	0,15	0,65
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,2	0,5
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 14</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,13	0,13
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,3	0,15	0,45
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,1	0,3	0,4
Meßpunkt 7 (17 cm)	0,3	0,45	0,75
<b>Blöckchennummer 15</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,07	0	0,07
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,03	0	0,03
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,25	0,05	0,3
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,2	0,15	0,35
Meßpunkt 7 (17 cm)	0,5	0,4	0,9

<b>Blöckchennummer 16</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,05	0,05
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,1	0,1	0,2
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,2	0,05	0,25
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,5	0,02	0,52
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,45	0,12	0,57
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 17</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0	0
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,15	0,25
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,2	0,3	0,5
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,25	0,55
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 18</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,25	0,25
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,25	0,15	0,4
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,7	0,05	0,75
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,2	0,5
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 19</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,12	0,12
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,5	0,1	0,6
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,25	0,3	0,55
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 20</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,3	0,2	0,5
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,2	0,5
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0

<b>Blöckchennummer 21</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,12	0,12
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,25	0,15	0,4
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,2	0,25	0,45
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 22</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,5	0,5
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,1	0,02	0,12
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0	0,1
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,3	0,1	0,4
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,35	0,1	0,45
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 23</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,2	0,02	0,22
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,4	0,02	0,42
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,25	0,55
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 24</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,05	0,05
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,18	0,05	0,23
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,5	0	0,5
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,25	0,55
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 25</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,12	0,12
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,05	0,15
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,35	0,1	0,45
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,35	0,2	0,55
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0

<b>Blöckchennummer 26</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,3	0,02	0,32
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,15	0,45
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 27</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,02	0,02
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,12	0,12
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,25	0,15	0,4
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,4	0,02	0,42
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,25	0,55
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 28</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,3	0,3
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0,35	0,35
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,4	0,2	0,6
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,55	0,12	0,67
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0,9	0,9
<b>Blöckchennummer 29</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,2	0,05	0,25
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,4	0,1	0,5
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,2	0,5
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 30</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,25	0,25
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,15	0,25
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,4	0,2	0,6
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,35	0,65
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0

<b>Blöckchennummer 31</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,35	0,35
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,25	0,25
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,15	0,15	0,3
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,4	0,1	0,5
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,32	0,62
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 32</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0	0
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0	0
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,1	0,1	0,2
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,2	0,25	0,45
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 33</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,12	0,12
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,25	0,25
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,05	0,3	0,35
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,6	0,1	0,7
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,35	0,25	0,6
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 34</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,3	0,3
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,4	0,4
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,55	0,65
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,7	0,1	0,8
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,25	0,55
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 35</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,25	0,25
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,35	0,35
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,35	0,35
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,25	0,35
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,55	0,1	0,65
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,4	0,2	0,6
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0

<b>Blöckchennummer 36</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,05	0,05
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,3	0,3
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,3	0,3
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,2	0,3
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,6	0,02	0,62
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,25	0,22	0,47
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 37</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0	0
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,25	0,25	0,5
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,25	0,2	0,45
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 38</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,02	0,2	0,22
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,15	0,25
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,5	0,18	0,68
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,65	0,2	0,85
Meßpunkt 7 (17 cm)	0,5	0,65	1,15
<b>Blöckchennummer 39</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,05	0,05
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,3	0,1	0,4
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,4	0,15	0,55
Meßpunkt 7 (17 cm)	0,35	0,45	0,8
<b>Blöckchennummer 40</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0,02	0,15	0,17
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,25	0,25
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,25	0,35
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,5	0,2	0,7
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,5	0,1	0,6
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0

<b>Blöckchennummer 41</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0,05	0,1	0,15
Meßpunkt 2 (2 cm)	0,05	0,22	0,27
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,1	0,25	0,35
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,15	0,3	0,45
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,6	0,2	0,8
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,5	0,15	0,65
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 42</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,25	0,35
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,4	0,15	0,55
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,35	0,25	0,6
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 43</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,25	0,05	0,3
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,15	0,45
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 44</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,5	0,5
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,12	0,12
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,18	0,28
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,4	0,1	0,5
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,2	0,5
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 45</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,35	0,35
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,25	0,35
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,6	0,2	0,8
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,35	0,65
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0

<b>Blöckchennummer 46</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,15	0,25	0,4
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,7	0,02	0,72
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,2	0,2	0,4
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 47</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,05	0,05
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,15	0,1	0,25
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,55	0	0,55
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,25	0,55
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 48</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0	0
Meßpunkt 4 (6 cm)	0	0	0
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,2	0,1	0,3
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,2	0,5
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 49</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,02	0,02
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,15	0,25
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,35	0,1	0,45
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,25	0,55
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 50</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,12	0,12
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,02	0,2	0,22
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,2	0,15	0,35
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,18	0,32	0,5
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0



<b>Blöckchennummer 51</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,22	0,32
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,3	0,2	0,5
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,22	0,52
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 52</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0,1	0,1	0,2
Meßpunkt 2 (2 cm)	0,1	0,12	0,22
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,08	0,12	0,2
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,12	0,2	0,32
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,25	0,15	0,4
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,45	0,12	0,57
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 53</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0,05	0	0,05
Meßpunkt 2 (2 cm)	0,05	0	0,05
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,05	0,05	0,1
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,2	0,3
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,25	0,18	0,43
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,2	0,25	0,45
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 54</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0,1	0,1	0,2
Meßpunkt 2 (2 cm)	0,1	0,05	0,15
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,05	0,2	0,25
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,15	0,25
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,25	0,2	0,45
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,2	0,5
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 55</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0,1	0	0,1
Meßpunkt 2 (2 cm)	0,1	0,1	0,2
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,1	0,2	0,3
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,2	0,3
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,35	0,1	0,45
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,4	0,2	0,6
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0

<b>Blöckchennummer 56</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,25	0,25
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,25	0,25
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,15	0,15	0,3
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,4	0,15	0,55
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,35	0,65
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 57</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,18	0,28
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,2	0,12	0,32
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,2	0,3	0,5
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 58</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0,1	0,08	0,18
Meßpunkt 2 (2 cm)	0,05	0,15	0,2
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,05	0,2	0,25
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,1	0,2	0,3
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,4	0	0,4
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,15	0,5	0,65
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 59</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,2	0,2
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,25	0,25
Meßpunkt 3 (4 cm)	0	0,3	0,3
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,15	0,22	0,37
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,4	0,1	0,5
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,1	0,45	0,55
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 60</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,25	0,25
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,1	0,3	0,4
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,2	0,25	0,45
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,4	0,2	0,6
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,35	0,65
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0

<b>Blöckchennummer 61</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0	0
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,05	0,1	0,15
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,3	0,1	0,4
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,5	0,05	0,55
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,35	0,55	0,9
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 62</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0,02	0	0,02
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,35	0	0,35
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,65	0	0,65
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,8	0	0,8
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,4	0,25	0,65
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 63</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0,05	0	0,05
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,2	0	0,2
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,5	0	0,5
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,7	0	0,7
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,5	0,1	0,6
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 64</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,02	0,02
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,25	0	0,25
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,45	0	0,45
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,6	0	0,6
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,35	0,15	0,5
Meßpunkt 7 (17 cm)	0,35	0,75	1,1
<b>Blöckchennummer 65</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0	0
Meßpunkt 2 (2 cm)	0,1	0	0,1
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,45	0	0,45
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,6	0	0,6
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,6	0	0,6
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,3	0,75	1,05
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0

<b>Blöckchennummer 66</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,4	0,1	0,5
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,75	0	0,75
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,85	0	0,85
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,4	0,35	0,75
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 67</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0,05	0	0,05
Meßpunkt 2 (2 cm)	0,1	0	0,1
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,4	0	0,4
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,7	0	0,7
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,9	0	0,9
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,5	0,35	0,85
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 68</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,02	0,02
Meßpunkt 2 (2 cm)	0,02	0,02	0,04
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,25	0	0,25
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,45	0	0,45
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,7	0	0,7
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,4	0,2	0,6
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 69</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,15	0,15
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,15	0,1	0,25
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,3	0	0,3
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,6	0,1	0,7
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,1	0,22	0,32
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0
<b>Blöckchennummer 70</b>			
	<b>Innenkrümmung</b>	<b>Außenkrümmung</b>	<b>Gesamtabweichung</b>
Meßpunkt 1 (1 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 2 (2 cm)	0	0,1	0,1
Meßpunkt 3 (4 cm)	0,1	0	0,1
Meßpunkt 4 (6 cm)	0,5	0	0,5
Meßpunkt 5 (9 cm)	0,8	0,05	0,85
Meßpunkt 6 (13 cm)	0,25	0,35	0,6
Meßpunkt 7 (17 cm)	0	0	0

## Lebenslauf

Name : Carsten Alfred Leitzbach

Geburtsdatum : 06.02.1970  
Geburtsort : Frankfurt am Main  
Familienstand : verheiratet seit 10.03.1999  
mit Dr.med.vet. Daniela Leitzbach

Kinder : Marc-Philippe, geb. 11.07.1999  
Jan-Niklas, geb. 01.12.2004

Staatsangehörigkeit : deutsch  
Eltern : Alfred Ferdinand Leitzbach, Dipl.-Ing.  
Doris Hildegard Leitzbach, Hausfrau

Schulbildung :

1976- 1980 Karl-Treutel-Schule  
Grundschule Kelsterbach

1980- 1989 Frauenlob-Gymnasium, Mainz  
Mai 1989 Abitur

Studium :

Oktober 1989 : Aufnahme des Zahnmedizinstudiums in  
Frankfurt

September 1990 : Naturwissenschaftliche Vorprüfung  
September 1992 : Zahnärztliche Vorprüfung  
Juni 1995 : Examen

Berufstätigkeit :

Oktober 1995-  
Oktober 1997 Weiterbildungsassistent in der Mund-Kiefer-  
Gesichts-Chirurgischen Praxis Dr.Dr. Lutz  
Aderhold und Dr.Dr. Herbert Jung

November 1997-  
November 1998 Tätigkeit in verschiedenen Praxen  
seit Dezember 1998 in Gemeinschaftspraxis niedergelassen mit  
Dr. Ralph Leitzbach

## **Ehrenwörtliche Erklärung**

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die im Fachbereich Medizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität in Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Arbeit mit dem Titel

***In-vitro*-Untersuchung  
über die Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle mit unterschiedlichen  
maschinellen Antriebssystemen (Prototyp VDW a1, a2 , b) im Vergleich zur  
manuellen Technik (Ergoflex-Stahlfeile, S.E.T.)-Veränderung der  
Kanalmorphologie nach Aufbereitung**

im Zentrum der Zahn-,Mund-und Kieferheilkunde unter der Leitung von Herrn Prof. Dr. D. Heidemann mit Unterstützung von Privatdozentin Dr. Susanne Szep 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- und ausländischen Medizinischen Fakultät ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende Arbeit als Dissertation vorgelegt.

Hochheim am Main, den 30.09.04

*Carsten Leitzbach*

## **Danksagung**

An erster Stelle danke ich Herrn Prof. Dr. Detlef Heidemann ( Geschäftsführender Direktor des Zahnärztlichen Universitätsinstitutes der Stiftung CAROLINUM und Direktor der Poliklinik für Zahnerhaltungskunde der Johann-Wolfgang Goethe-Universität in Frankfurt/Main) für die Überlassung des Themas, die stets freundliche Betreuung und für die Begutachtung dieser Dissertation.

Bei Frau PD Dr. Susanne Szep (Oberärztin der Poliklinik für Zahnerhaltungskunde des Zahnärztlichen Universitätsinstitutes der Stiftung CAROLINUM der Johann-Wolfgang Goethe-Universität in Frankfurt/Main) möchte ich mich herzlichst für die umfassende und stets freundliche und hilfsbereite Betreuung bei der Durchführung der Experimente und bei der Anfertigung der Dissertationsschrift bedanken. Besonders Ihre Anregungen bei der Methodik waren mir sehr hilfreich.

Bei Frau Ronge bedanke ich mich für die Ermöglichung dieser Arbeit in den Laboreinrichtungen des Zahnärztlichen Universitätsinstitutes der Stiftung CAROLINUM der Johann-Wolfgang Goethe-Universität in Frankfurt/Main und stets freundliche und hilfsbereite Einweisung in die Benutzung der Laborgeräte.

Bei den Herren Prof. Dr. H. Lauer (Direktor der Zahnärztlichen Prothetik des Zahnärztlichen Universitätsinstitutes der Stiftung CAROLINUM der Johann-Wolfgang Goethe-Universität in Frankfurt/Main), Prof. Dr. P. Schopf (Direktor der Poliklinik für Kieferorthopädie des Zahnärztlichen Universitätsinstitutes der Stiftung CAROLINUM der Johann-Wolfgang Goethe-Universität in Frankfurt/Main) und Prof. Dr. H. Bratzke (Geschäftsführender Direktor des Zentrums der Rechtsmedizin und Direktor des Institutes für Forensische Medizin der Johann-Wolfgang Goethe-Universität in Frankfurt/Main) bedanke ich mich für die Begutachtung der Dissertation.

Schließlich möchte ich mich bei meiner Frau Daniela für die Unterstützung, intensive Durchsicht und für die immer offene Kritik von Herzen bedanken. Nicht zuletzt danke ich meinen Eltern und Schwiegereltern, die mir auch durch die liebevolle Betreuung meiner beiden Söhne die Anfertigung dieser Dissertation ermöglicht haben.