Aus der Klinik und Poliklinik für Zahn-, Mund und Kieferheilkunde
„Hans Moral“
der Universität Rostock
Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
Direktor: Prof. Dr. Hermann Lang

Vergleichende Untersuchungen zur Aufbereitung von Wurzelkanälen mit rotierenden Nickel- Titan-Instrumenten

Inauguraldissertation
zur
Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin
der Universitätsmedizin Rostock

vorgelegt von
Ba- Hattab, Raidan Abdullah Saeed geb. am 06.11.1978 in Aden/ Jemen
aus Aden/ Jemen
Rostock, 2013

Dekan: Prof. Dr. med. E. Reisinger

urn:nbn:de:gbv:28-diss2014-0083-8

1. Gutachter: PD Dr. Dieter Pahncke (Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Universitätsmedizin Rostock)

2. Gutachter: Prof. Dr. Franka Stahl de Castrillon (Poliklinik für Kieferorthopädie der Universitätsmedizin Rostock)

3. Gutachter: Prof. Dr. med. Rudolf Beer (Zahnerhaltung und Präventive Zahnmedizin der Universität Witten/Herdecke)

Datum der Verteidigung: 19.03.2014

Meinen Eltern , Dhakwan und Ahmed gewidmet

Inhaltverzeichnis

1. Einleitung und Zielstellung 1

2. Literaturübersicht 3
2.1. Die Nickel-Titan-Legierung 3
2.1.1. Metallurgie der Nickel-Titan-Legierungen 4
2.1.1.1. Martensitische Transformation 5
2.1.1.2. Pseudoelastizität 6
2.1.2. Neue Entwicklungen bei Nickel-Titan-Legierungen 8
2.1.2.1. M-Wire 9
2.1.2.2. R-Phasentechnologie 10
2.1.2.3. Controlled Memory (CM) Wire 11
2.2. Eigenschaften der Nickel-Titan-Wurzelkanalfeilen 13
2.2.1. Das Spitzendesign 13
2.2.2. Der Instrumentenquerschnitt 14
2.2.3. Der Spanwinkel 17
2.2.4. Der Spiralwinkel und der Schneidkantenabstand 19
2.2.5. Der Feilenkonus (Taper) 21
2.3. Testverfahren zur Auswertung der Wurzelkanalaufbereitung 24
2.3.1. Simulierte Wurzelkanäle im Kunstharzblock 24
2.3.2. Natürliche Zähne 25

3. Material und Methode 28
3.1. Versuchsaufbau 28
3.2. Versuchsdurchführung 30
3.3. Verwendete rotierende Nickel-Titan-Instrumentensysteme 31
3.3.1. Mtwo der Firma VDW (München, Deutschland) 31
3.3.2. Revo-S der Firma Micro-Mega (Besancon Cedex, Frankreich) 31
3.3.3. EasyShape der Firma Komet Gebr. Brasseler (Lemgo, Deutschland) 32
3.3.4. GT® Series X der Firma Dentsply Tulsa-Dental Specialties, International Inc. (Johnson City, TN, USA) 32
3.3.5. FlexMaster der Firma VDW (München, Deutschland) 33
3.3.6. Twisted Files der Firma SybronEndo (Orange, CA, USA) 33
3.3.7. AlphaKite der Firma Komet Gebr. Brasseler (Lemgo, Deutschland) 34
3.3.8. HyFlex®CM™ der Firma Coltène -Whaledent (Alstetten, Schweiz) 34
3.4. VDW. Silver, Endomotor der Firma VDW (München, Deutschland) 35
3.5. Auswertung 35
3.5.1. Beurteilung des Materialabtrags (Computerunterstützte Vermessung am Morphometrie-Arbeitsplatz) 36
3.5.1.1. Überlagerung der Bilder 36
3.5.1.2. Objekterstellung und Flächenberechnung 37
3.5.2. Visuelle Beurteilung der Kanalform 39
3.5.3. Beurteilung der Arbeitslänge 39
3.5.4. Erfassung der Arbeitssicherheit 39
3.5.5. Beurteilung der Aufbereitungszeit 39
3.5.6. Beurteilung des Lerneffekts 40
3.6. Statistische Auswertung 40

4. Ergebnisse 42
4.1. Veränderung der Wurzelkanalform 42
4.1.1. Zentrierfähigkeit (Centering ability) 44
4.1.1.1. Apikales Drittel 44
4.1.2.2. Mittleres Drittel 44
4.1.1.3. Koronales Drittel 44
4.1.2. Schneidleistung (Menge des Materialabtrags) 46
4.1.2.1. Apikales Kanaldrittel 46
4.1.2.2. Mittleres Kanaldrittel 47
4.1.2.3. Koronales Kanaldrittel 47
4.1.3. Visualisierung morphologischer Veränderungen 48
4.1.4. Verlust von Aufbereitungslänge 49
4.2. Arbeitssicherheit 50
4.2.1. Instrumentenfraktur 50
4.2.2. Instrumentendeformation 50
4.2.3. Blockade des Wurzelkanals 51
4.3. Aufbereitungsaufwand 51
4.3.1. Anzahl der zur Aufbereitung notwendigen Instrumente 51
4.3.2. Präparationsdauer 52
4.3.3. Einfluß des Lern- und Erfahrungseffektes auf die Präparationsdauer 53

5. Diskussion 55
5.1. Kanalform 55
5.2. Arbeitssicherheit 63
5.3. Arbeitszeit 68

6. Zusammenfassung 70

7. Literaturverzeichnis 72

8. Anhang 85

1. Einleitung und Zielstellung

Im Laufe des letzten Jahrzehnts waren die Bemühungen der Dentalfirmen auf die Herstellung rotierender Nickel-Titan-Instrumente in verschiedenen Designs gerichtet. Konstruktionsmerkmale wie nicht schneidende Spitzen, kufenförmige Abstützungen an der Kanalwand, unterschiedliche Querschnitte, unterschiedliche und innerhalb einer Feile sich ändernde Spiralwinkel und variierende Konizitäten der Instrumente hatten das Ziel, die Aufbereitungszeit zu reduzieren und die Aufbereitungsprozedur zu vereinfachen. Trotz großer Fortschritte ist der Einfluss des Designs der Schneiden der Instrumente in Hinsicht auf ihre Effizienz und Reinigungsfähigkeit umstritten (Schäfer & Vlassis 2004, Peters 2004, Hülsmann et al. 2005, Rödig et al. 2007). Weiterhin ist der unerwartete Bruch der rotierenden Nickel-Titan-Instrumente im Wurzelkanal aufgrund zu starker Torsionskräfte und Materialermüdung ein ungeklärtes Problem.

Neuerdings wird vermehrt über Versuche berichtet, durch die Modifikation der Nickel-Titan-Legierung oder ihres Herstellungsprozesses die Materialeigenschaften der rotierenden Nickel-Titan-Instrumente positiv zu beeinflussen, statt deren Geometrie zu verändern.

Mehr und mehr Studien über neue Nickel-Titan-Instrumente erweitern unsere Kentnnis darüber, wie neue Designmerkmale und/oder die Veränderung der Nickel-Titan-Legierung deren Leistungsfähigkeit beeinflussen können.

Die Zielstellung der vorliegenden Arbeit war, acht Systeme zur maschinellen Wurzelkanalaufbereitung mit rotierenden Nickel-Titan-Instrumenten *in vitro* zu bewerten. Es sollen die Feilensysteme

1. MT- Mtwo (VDW, Deutschland),
2. RS- Revo-S (Micro-Mega, Frankreich),
3. ES- EasyShape (Gebr. Brasseler, Deutschland),
4. GTX- GT® Series X (Dentsply, USA),

5. FM- FlexMaster (VDW, Deutschland),
6. TF- Twisted Files (SybronEndo, USA),
7. AK- AlphaKite (Gebr. Brasseler, Deutschland) und
8. HF- HyFlex®CM™ (Coltène-Whaledent Allstetten, Schweiz)

untersucht und nach folgenden Kriterien beurteilt werden:

1. **Veränderung der Kanalform**

- Zentrierfähigkeit der Instrumente im Wurzelkanal,
- Schneidleistungsfähigkeit (die Menge des Materialsabtrags in drei Anteilen des Wurzelkanals: apikal, mittig und koronal),
- Auftreten von zip, elbow-Effekt, Stufenbildung und bauchförmigen Veränderungen,
- Arbeitslängenverlust

2. **Arbeitssicherheit**

- Instrumentenfrakturen und Instrumentenaufwindungen,
- Kanalverblockungen

3. **Aufbereitungsaufwand**

- Anzahl der verwendeten Instrumente,
- Präparationsdauer,
- Einfluß des Lern- und Erfahrungseffektes auf die Präparationsdauer

2. Literaturübersicht

Die technischen Ziele in der endodontischen Kanalaufbereitung wurden schon vor nahezu 40 Jahren ausführlich analysiert (Schilder 1974). Bei richtiger Durchführung unterstützen sie die biologischen Erfordernisse der Kanalaufbereitung durch dreidimensionale Formgebung und Säuberung und abschließende Füllung der Wurzelkanalsysteme (Schilder 1967).

Über die Jahre wurden viele Techniken, Instrumente und Vorrichtungen beschrieben, von denen aber nur einige zielgerichtet eine geeignete, konisch aufgeweitete Form erschaffen, die für die modernen Fülltechniken erforderlich ist. Die Lösung dieses Problems ist besonders wichtig bei engen, gekrümmten Kanälen (Thompson & Dummer 1997a).

Formabweichungen entstanden vor allem in gekrümmten Kanälen, wenn Handinstrumente aus Edelstahl bei der Aufbereitung benutzt worden waren. Die Veränderungen reduzierten die Effektivität der Spülung und erschwerten die Wurzelfüllung. Mit den Nickel-Titan-Instrumenten sollten diese bei Edelstahllegierungen bestehenden Einschränkungen überwunden werden. Ihre höhere Flexibilität und das Formgedächtnis waren Ansätze für eine möglicherweise grazilere Ausformung enger und gekrümmter Wurzelkanäle (Walia et al. 1988).

2.1. Die Nickel-Titan-Legierung

Die Nickel-Titan-Legierung, allgemein bekannt als "*Nitinol*"[1], ist eine von mehreren Formgedächtnislegierungen. Sie findet ihre wichtigsten praktischen Anwendungen in der Zahnheilkunde aufgrund ihrer guten Biokompatibilität, der guten mechanischen Beanspruchbarkeit und spezieller Eigenschaften, wie z. B. den Ein-Wege-Effekt

[1] **Ni**ckel-**Ti**tan entwickelt in den **N**aval **O**rdonance **L**aboratories (USA)

(shape memory effect "*SME*") und der Pseudoelastizität (superelasticity "*SE*") (Matheus et al. 2007).

Die erste dentale Anwendung einer Nickel-Titan-Legierung war ein kieferorthopädischer Draht (Andreasen & Hilleman 1971). Im Jahre 1988 fand diese Legierung ihren Weg auch in die Endodontie, als Walia und seine Kollegen Nitinol-Handfeilen einführten (Walia et al. 1988).

Experimentelle und klinische Studien zeigen, dass der Einsatz von Nickel-Titan-Instrumenten, insbesondere mit rotierender Bewegung, eine verbesserte Aufbereitungsqualität zur Folge hat und das Vorkommen schwerwiegender Aufbereitungsfehler in hohem Maße reduziert (Esposito & Cunningham 1995, Schäfer & Lohmann 2002).

2.1.1. Metallurgie der Nickel-Titan-Legierungen

Nickel-Titan-Formgedächtnislegierungen können in zwei verschiedenen temperaturabhängigen Kristallstrukturen (Phasen) vorkommen. Die *martensitische Phase* B19 (Niedrigtemperaturphase) zeichnet sich auf niedrigem Energielevel durch die monokline Struktur der Elementarzellen und bei Belastung durch Transformation überwiegend mit Zwillingsbildung aus. Die *austenitische Phase* wird als Hochtemperatur- oder Grundphase B2 bezeichnet. Sie ist bei geringer Belastung b-phasisch stabil, auf hohem Energieniveau hat sie eine kubisch-raumzentrierte Struktur (Duerig & Pelton 1994).

Der Phasentransformationsbereich (TTR) kennzeichnet den durch Wärmeenergie ausgelösten Übergang zwischen beiden Phasen. Wird eine martensitische Nickel-Titanlegierung erwärmt, beginnt ihre schrittweise Umwandlung in die austenitische Phase. Die Temperatur, bei der dieses Phänomen beginnt, wird austenitische Start-Temperatur (A_s) genannt. Bei weiterem Temperaturanstieg unterliegen zunehmend mehr Kristalle der Phasenumwandlung. Die Temperatur, bei der dieses Phänomen abgeschlossen ist, wird austenitische End-Temperatur (A_f) genannt. Im gegenläufigen

Prozess beginnt mit der Abkühlung aus der Hochtemperaturphase bei der Martensit-Start-Temperatur (M_s) die Kristallumwandlung, die bei der martensitischen End-Temperatur (M_f) ihren Abschluß mit vollständiger Umwandlung der Kristallstruktur der Legierung findet (Otsuka & Wayman 1998). Eine Zwischenphase, die sich bei der Vor- und Rückumformung zwischen der austenitischen und martensitischen Phase bilden kann, wird R-Phase genannt (Goldstein et al. 1987). Diese Phase wird betrachtet als eine rhomboedrische Distorsion der B2-Struktur (Ling & Kaplow 1980).

2.1.1.1. Martensitische Transformation

Ohne externe Krafteinwirkung ist die *Martensit*- oder Tochterphase makroskopisch hinsichtlich ihrer Form nicht von dem austenitischen Zustand zu unterscheiden. Auf molekularer Basis bestehen in der Struktur jedoch Versetzungen zwischen den Kristallen, die in der Regel als sogenannte Zwillingsbildung in Form eines dicht gepackten hexagonalen Gitters ausgebildet sind (Otsuka et al. 1976).

Unter Belastung kommt es im martensitischen Zustand zur Formveränderung durch Entzwilligung. Dabei klappen die versetzten Kristalle um, und es entsteht die sogenannte *entzwillingte Martensitstruktur*. Makroskopisch verharrt die Probe in der deformierten Struktur, da die Atome zueinander ein stabiles Energieniveau besitzen. Die Nickel-Titan-Legierung ist in der martensitischen Phase biegsamer als in der austenitischen. Die Deformation kann durch Erwärmen der Legierung über den Phasentransformations-Temperaturbereich (TTR) hinaus rückgängig gemacht werden mit dem Ergebnis, dass die Eigenschaften der Nickel-Titan-Legierung denen der (*austenitischen*) Hochtemperaturphase entsprechen. Die Legierung erlangt die ursprüngliche Grundstruktur mit kubisch-raumzentrierter Ausrichtung der Kristalle und einem stabilen Energiezustand wieder. Der Bewegungsraum der Atome zwischen den angrenzenden Atomschalen ist geringer als die interatomare Entfernung in einem normalen Atomgitter. Dieses Phänomen wird als *Ein-Wege-Effekt* bezeichnet. Es erlaubt der Legierung, ihre vorherige Form wieder anzunehmen, indem starke, gebündelte energetische Elektronenverbindungen die verschobenen Atome in ihre

vorherigen Positionen zurückziehen (Abb. 1) (Thompson 2000).

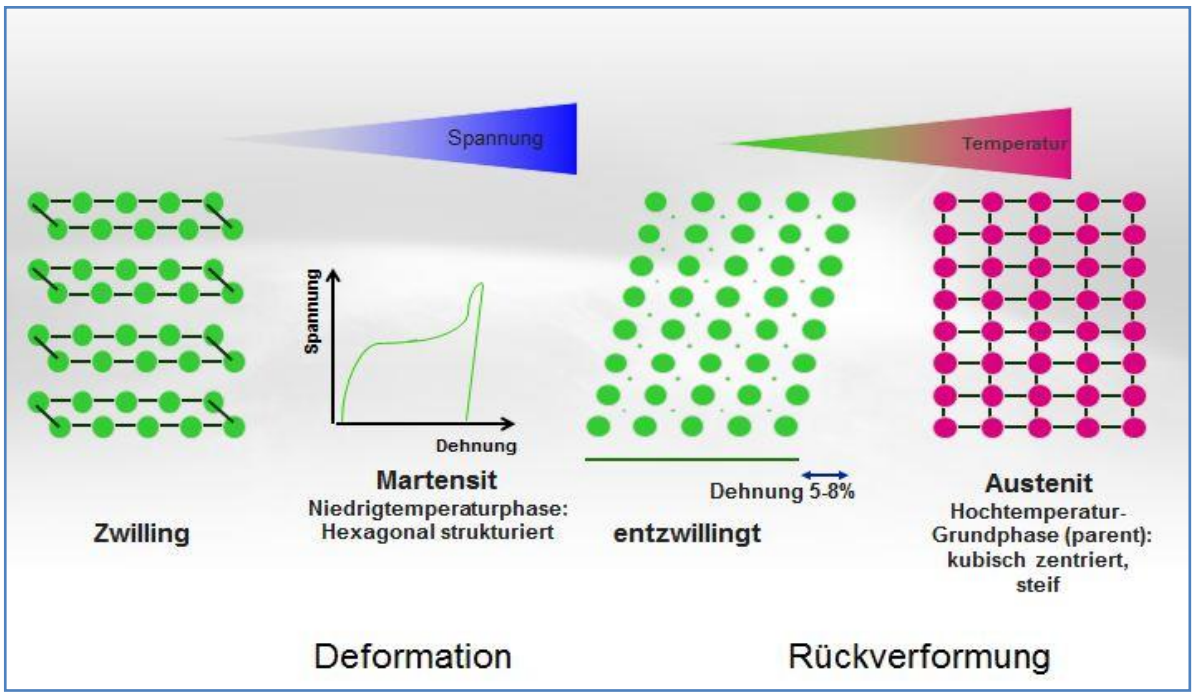

Abb. 1: Ein-Wege-Effekt bei einer Nickel-Titan-Legierung: Das in der martensitische Phase befindliche Material wird unter Einwirkung einer Spannung deformiert und verbleibt in diesem Zustand bis eine spätere Erwärmung eine Rückverformung in den ursprünglichen Zustand bewirkt

2.1.1.2. Pseudoelastizität

Der Begriff "Pseudoelastizität" (im englischsprachigen Raum „Superelastizität") wird genutzt, um die Eigenschaft einiger Legierungen zu beschreiben, die bei Entlastung nach einer starken Deformation in ihre ursprüngliche Form zurückkehren können (Stoeckel & Yu 1991).

Wenn eine ausreichende Scherkraft auf eine austenitische Legierung einwirkt, tritt deren Verformung ein. Im Gegensatz zu Edelstahllegierungen beginnt gleichzeitig die martensitische Transformation mit der Bildung von Versetzungen, um den exzessiven Druck auszugleichen. Wird der Druck beibehalten, bleibt das Material in der martensitischen Phase (Entzwillingungs-Martensit) und die Deformation besteht fort.

Wird die Scherkraft auf ein Maß reduziert, in dem das Martensit nicht stabil ist, tritt eine Rückumwandlung in die austenitische Phase ein. Die erhebliche Deformationskapazität der Legierung (Dehnung bis zu 7-8%) und die Rückverformung bei nachlassenden Druck werden Superelastizität oder Pseudoelastizität genannt (Lee et al. 1988).

Die austenitische End-Temperatur (A_f) signalisiert den Endpunkt der Umwandlung der Kristallstruktur in die Hochtemperaturphase. Sie wird durch ein von der amerikanischen Gesellschaft für Materialtestung[2] empfohlenes Verfahren mittels Differentialrasterkalorimetrie[3] ermittelt. Bei Nickel-Titan-Legierungen mit Ein-Wege-Effekt legt die Austenit-Endtemperatur (A_f) den Abschluss der Rückkehr zur ursprünglichen Form nach der Erwärmung fest. Bei superelastischen Nickel-Titan-Legierungen liegt die Anwendungstemperatur über der Austenit-Endtemperatur (A_f). Die superelastischen Eigenschaften bleiben bei weiterer Temperaturerhöhung bis zu einer Temperatur von 50° C über A_f erhalten. Aus diesem Grund wird eine Legierung mit einer Austenit-Endtemperatur von etwa 15°C superelastisches Verhalten bis ca. 65°C aufweisen; bei höheren Temmeraturen verliert sie die Superelastizität und reagiert wie Edelstahl (Testarelli et al. 2011) (Abb. 2). Die beste Regenerationsfähigkeit tritt bei einer Temperatur nahe der Austenit-Endtemperatur (A_f) auf (Duerig 1996).

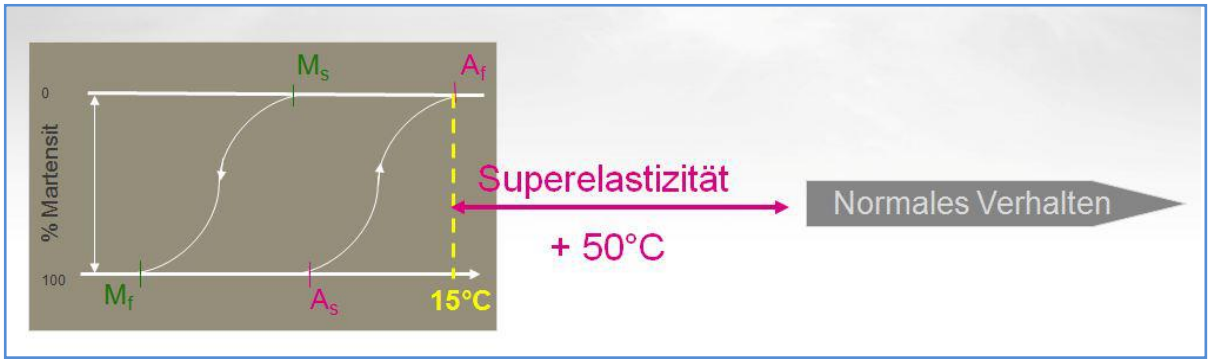

Abb. 2: Limitierung der Superelastizität eines Nickel-Titan-Instruments [A_f + 50ºC]

[2] American Society for Testing and Materials (ASTM)
[3] differential scanning calorimetry (DSC)

2.1.2. Neue Entwicklungen bei Nickel-Titan-Legierungen

Nitinol, das zur Herstellung von endodontischen Instrumenten genutzt wird, besteht aus ca. 56 Gewichts-% Nickel und 44 Gewichts-% Titan (Thompson 2000). Bei einer Änderung des Mischungsverhältnisses wird der Phasentransformationsbereich für die Legierung verschoben. So führt beispielsweise eine Erhöhung des Nickelgehalts oder die Beimischung von Spurenelementen wie z.B. Kobalt zum Abfall der Transformationstemperatur. Otsuka und Wayman konnten zeigen, dass eine 1%ige Veränderung im Nickelgehalt in einer Änderung des martensitischen Transformationstartpunktes oder des Umkehrtransformationsendpunktes um 100°C resultiert (Otsuka & Wayman 1998).

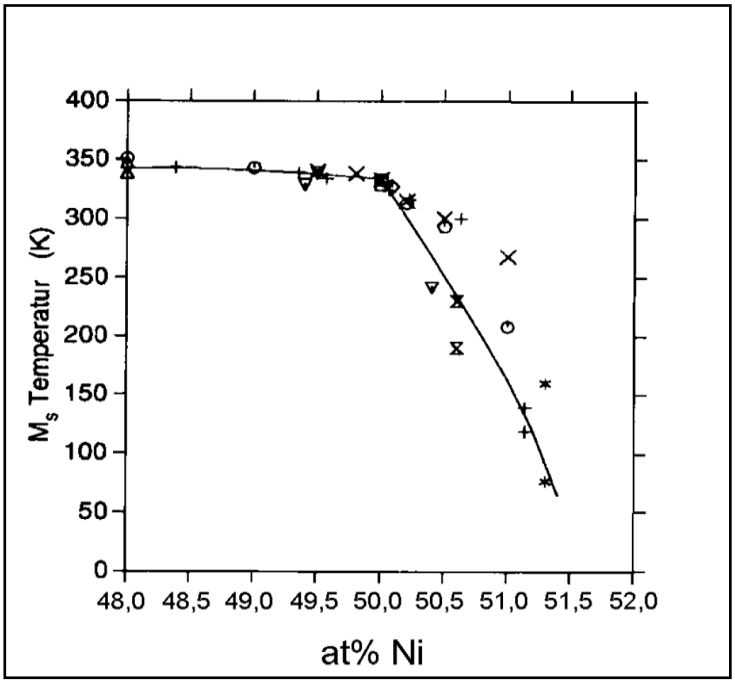

Abb. 3: Abhängigkeit der Martensit-Starttemperatur vom Nickelanteil der Legierung, Messwerte und thermodynamische Berechnung nach Tang et al. (1999)

Die Verschiebung des Phasentransformationsbereiches kann zur Herstellung von Drähten genutzt werden, die bei Raum- und Körpertemperatur entweder superelastische Eigenschaften aufweisen oder die mit einem dem Ein-Wege-Effekt entsprechenden Verhalten ausgestattet sind. Außer der Änderung des Nickelgehaltes

wird der Phasentransformationsbereich auch durch die Vorbehandlung der Legierung durch Ausglühen beeinflusst (Thompson 2000).

Die Wärmebehandlung von Nickel-Titan-Legierungen wird häufig genutzt, um ihre mechanischen Eigenschaften zu optimieren (Miyazaki et al. 1982, Frick et al. 2005, Wagner et al. 2008). Dabei wird das Metall in der Regel auf Temperaturen zwischen 300°C und 600°C erwärmt. Durch dieses Vorgehen werden die ursprünglichen mechanischen Eigenschaften der Nickel-Titan-Legierung aktiviert, Defekte im Kristallgitter reduziert und das Phasentransformationsverhalten beeinflusst (Hayashi et al. 2007, Yahata et al. 2009). Eine Behandlungstemperatur unter 300°C ist nicht ausreichend, um kristalline Gitterdefekte zu beheben. Andererseits tritt die Re-kristallisation erst bei Temperaturen über 600°C ein, und die Pseudoelastizität und der Ein-Wege-Effekt sind in diesem Bereich unvollendet (Sadiq et al. 2010). Auch die Dauer der Wärmebehandlung hat einen Einfluß auf die Phasentransformation, allerdings ist deren Bedeutung geringerer als die bei der Erwärmung erreichte Temperatur (Yahat et al. 2009).

2.1.2.1. M-Wire

M-Wire ist eine neue Nickel-Titan-Legierung, die 2007 durch die Firma Dentsply[4] auf den Markt gebracht und aktuell für die Herstellung der GT® Series X Instrumente genutzt wird. Der Hersteller gibt an, dass ein neues Verfahren der Wärmebehandlung angewendet wird, um diese Legierung zu produzieren. Die Instrumente zeichnen sich durch eine größere Flexibilität aus. Ihr Widerstand gegen Ermüdungsbrüche ist im Vergleich mit Feilen, die aus einer traditionellen Nickel-Titan-Legierung hergestellt wurden, erhöht. Die hohe Beanspruchbarkeit und der Abnutzungswiderstand von M-Wire sollen auf seiner einzigartigen nano-kristallinen martensitischen Mikrostruktur basieren (Ye & Gao 2012).

Im Jahre 2010 untersuchten Gao und Kollegen den Einfluss des Nickel-Titan-Materials einerseits und der Drehgeschwindigkeit auf Ermüdungsbrüche von ProFile

[4] Dentsply Tulsa-Dental Specialties, International Inc. Johnson City, TN, USA

Vortex[5] Instrumenten aus M-Wire andererseits. Sie stellten fest, dass dieses Material in einem simulierten Kanalmodell einen größeren Widerstand gegen periodische Ermüdung bietet als herkömmliches superelastisches Material.

2.1.2.2. R-Phasentechnologie

Aufgrund ihrer Pseudoelastizität können konventionelle Nickel-Titan-Feilen nicht wie Edelstahlfeilen verdrillt werden und müssen deshalb in einem Schleifverfahren hergestellt werden. Vor kurzem entwickelte SybronEndo (Orange, CA) unter der Bezeichnung „Twisted Files“ (TF) eine verdrillbare rotierende Nickel-Titan-Feile für die Wurzelkanalaufbereitung. In einem komplett veränderten Herstellungsprozess[6] wird unbearbeitetes Nickel-Titan-Material über Erwärmungs- und Kühlprozesse aus der austenitischen Kristallstruktur in eine Übergangsphase des Phasentransformationsbereiches mit rhomboider Anordnung des Atomgitters (R-Phase) transformiert. In diesem Zustand kann der Nickel-Titan-Draht bei Raumtemperatur verdrillt werden. Nach der Verformung wird das Werkstück wieder erwärmt und abgekühlt, damit es seine neue Form beibehält, in seine austenitische kristalline Struktur zurückkehrt und bei Belastung superelastische Eigenschaften aufweist. Ein weiterer Vorteil der durch dieses Verfahren hergestellten Instrumente besteht darin, dass durch das Verdrillen des Nickel-Titan-Drahtes in einem Schleifprozess entstehende Mikrofrakturstellen auf der Oberfläche des Instruments vermieden werden können (Gambarini et al. 2008).

Gambarini et al. (2008) fanden heraus, dass Instrumente aus M-wire (GTX) nicht resistenter gegen Materialermüdung sind als Instrumente, die durch den üblichen Schleifprozess hergestellt wurden. Die Twisted Files haben demgegenüber jedoch einen signifikant höheren Widerstand gegen die Materialermüdung. Im Jahre 2010 verglichen Gupta und Mulay den Frakturwiderstand von Protaper[7], Hero Shapers[8]

[5] Dentsply Tulsa-Dental Specialties, Tulsa, OK, USA
[6] patentrechtlich geschütztes Verfahren
[7] Dentsply-Maillefer, Baillagues, Schweiz
[8] MicroMega, Besancon, Frankreich

und Twisted Files[9]. Sie erkannten, dass Twisted Files einen höheren Widerstand gegen periodische Ermüdung hatten als Protaper und Hero Shapers.

2.1.2.3. Controlled Memory (CM) Wire

Eine besondere Stellung nehmen bisher die Typhoon CM™ Nickel-Titan-Feilen[10] ein. Der Produzent bezeichnet das Ausgangsmaterial als „Controlled Memory Wire", dessen Zusammensetzung und Herstellung er bisher nicht veröffentlicht hat. Das Material soll einen bis zu 300% höheren Widerstand gegen periodische Materialermüdung aufweisen als bisher auf dem Markt befindliche Nickel-Titan-Feilen, womit die Häufigkeit von Feilenbrüchen reduziert werden kann. Diese Instrumente befinden sich bei Raumtemperatur in der martensitischen Phase und können, anders als konventionelle superelastische Nickel-Titan-Instrumente, wie Edelstahlfeilen vorgebogen werden, um einen Zugang in posterioren Zähnen und eine Aufbereitung in Kanälen mit schwieriger Anatomie zu ermöglichen (Clinician's Choice Dental Products 2011).

Diese Aussagen werden durch eine Untersuchung von Shen et al. (2011a) bestätigt. Sie verglichen das Ermüdungsverhalten von ProFile-Instrumenten mit zwei jeweils aus einem herkömmlichen und einem Controlled Memory NiTi Draht gefertigten Instrumenten der gleichen Hersteller (Typhoon vs. Typhoon CM™ und NEVY vs. NEYY CM[11]). Sie stellten fest, dass Nickel-Titan-Instrumente aus CM-Draht um 300% bis nahezu 800% resistenter gegen Ermüdungsfehler sind als Instrumente aus konventionellem Nickel-Titan-Draht.

Shen et al. (2011b) untersuchten die Phasenumwandlungen von verschiedenen Nickel-Titan-Feilen (EndoSequence, ProFile, ProFile Vortex, Twisted Files, Typhoon und Typhoon CM™). Unter Anwendung der Differentialrasterkalorimetrie (DSC) beobachteten sie, dass die austenitische Endtemperatur von Typhoon CM™ und Profile Vortex 55°C bzw. 50°C erreichte. Nickel-Titan-Instrumente aus

[9] SybronEndo, Orange, CA, USA
[10] Clinician's Choice Dental Products, New Milford, CT
[11] DS Dental, Johnson City, TN

konventionellem Nickel-Titan-Draht (EndoSequence, ProFile und Typhoon) und Twisted Files (R-Phase) hingegen wiesen austenitische Endtemperaturen auf, die teilweise deutlich unter der Körpertemperatur lagen (16°C bis 31°C). Diese Daten stimmen mit vorangegangenen Studien überein, in denen festgestellt wurde, dass konventionelle superelastische Nickel-Titan-Feilen eine austenitische Struktur haben (Brantley et al. 2002a, b, Alapati et al. 2009a, Hou et al. 2011). Speziell wärmebehandelte Nickel-Titan-Feilen wie z. B. ProFile Vortex befinden sich demgegenüber bei Körpertemperatur in der martensitischen Phase (Yahata et al. 2009, Alapati et al. 2009b). Shen et al. (2011a) folgerten ebenso, dass der Martensit-Anteil in der Transformationsphase von Vortex geringer war als der von Typhoon CM™.

Nickel-Titan-Legierungen in der martensitischen Phase sind biegsamer als im austenitischen Zustand (Thompson 2000). Das hohe Aufkommen der martensitischen Struktur in Typhoon CM™-Feilen macht das Instrument formbarer und geeignet zum Vorbiegen (detwinned martensite). Es bleibt nach der Entlastung verformt und erhält seine ursprüngliche Form nach Erwärmung wieder, da die Verformung durch Erwärmung der Legierung im Umkehrtransformationstemperaturbereich rückgängig gemacht werden kann (Thompson 2000). Herkömmliche Nickel-Titan-Instrumente können nicht vorgebogen werden, da sie eine austenitische Struktur aufweisen und infolgedessen superelastisch sind (Brantley et al. 2002a, b, Alapati et al. 2009a) (vgl. S. 6).

Andere Instrumente aus controlled memory wire, die ebenso vorgebogen werden können, sind die in Abbildung 4 vorgestellten HyFlex®CM™ Instrumente[12]. Sie sind seit dem Jahr 2011 im Handel erhältlich. Diese Instrumente haben prozentual einen geringeren Nickelanteil (52% Ni) als die Mehrzahl der handelsüblich verfügbaren Nickel-Titan-Instrumente mit einem Nickelgehalt von 54.5–57 % (Zinelis et al. 2010). Sie sollen im Vergleich ebenso um bis zu 300% resistenter gegen Ermüdungsbrüche sein (ColtèneEndo® 2011).

[12] Coltene-Whaledent, Allstetten, Schweiz

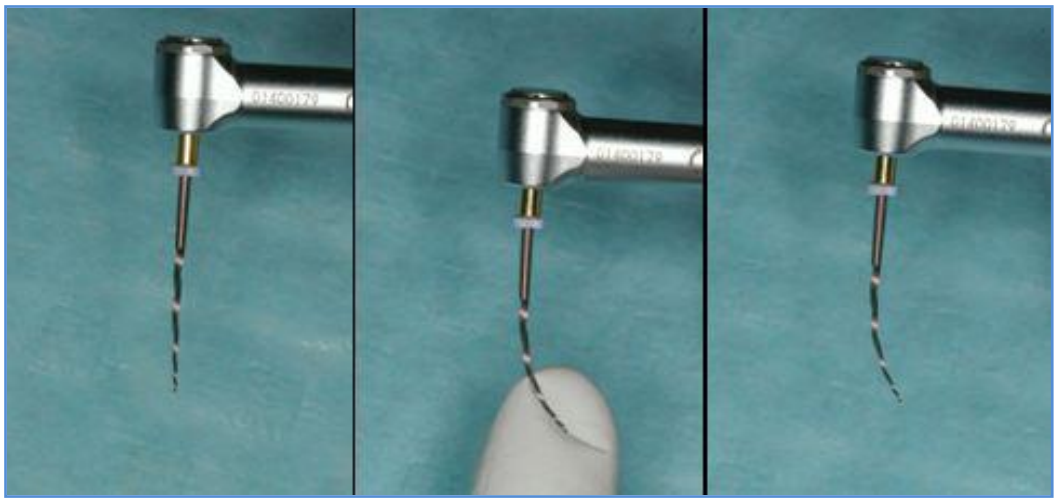

Abb. 4: HyFlex®CM™ Nickel-Titan-Instrumente weisen bei Raumtemperatur ein martensitisches Verhalten auf und können vorgebogen werden

Im Jahre 2011 verglichen Testarelli und Kollegen (Testarelli et al. 2011) die Biegeeigenschaften der HyFlex®CM™ Instrumente mit anderen handelsüblich verfügbaren Nickel-Titan-Feilen (EndoSequence[13], ProFile[14], Hero[15] und Flexmaster[16]). Sie stellten fest, dass HyFlex®CM™ Instrumente mit einer statistisch signifikaten Differenz ($P < 0,05$) im Vergleich zu anderen Instrumenten die höchste Flexibilität aufweisen.

2.2. Eigenschaften der Nickel-Titan-Wurzelkanalfeilen

2.2.1. Das Spitzendesign

Die Gestaltung der Instrumentenspitze hat einen wesentlichen Einfluss auf das Aufbereitungsergebnis (Powell et al. 1986 und 1988, Dummer et al. 1998). Eine passive, nicht schneidende Spitze, wie z.B. die des in Abbildung 5 dargestellten GTX Instruments, bedeutet, dass die aktiven Schneidkanten nur entlang der Instrumentenachse angeordnet sind und auch nur hier Materialabtrag erfolgen kann.

[13] Brasseler, Savannah, GA
[14] Dentsply-Maillefer, Baillagues, Schweiz
[15] MicroMega, Besancon, Frankreich
[16] VDW, München, Deutschland

Die Abrundung des Übergangswinkels von den Spitzen- auf die Seitenschneiden (transition angle) lässt die Instrumentenspitze in gekrümmten Kanälen auf der Kanalwand gleiten und verhindert so das Einschneiden mit nachfolgender Transportation (Al-Omari & Dummer 1992 a, b, Powell et al. 1986).

Instrumente mit aktiv schneidenden Spitzen, wie die von Quantec LX[17] (Griffiths et al. 2000) und Quantec SC[12] (Griffiths et al. 2001), dringen aggressiv in die Kanalwand ein und erzeugen so mehr Formabweichungen als Instrumente mit nicht schneidenden Spitzen, wie z.B. die ProFile[18] .04 und .06 (Kum et al. 2000) oder LightSpeed[19] (Thompson & Dummer 1997b, 1997c).

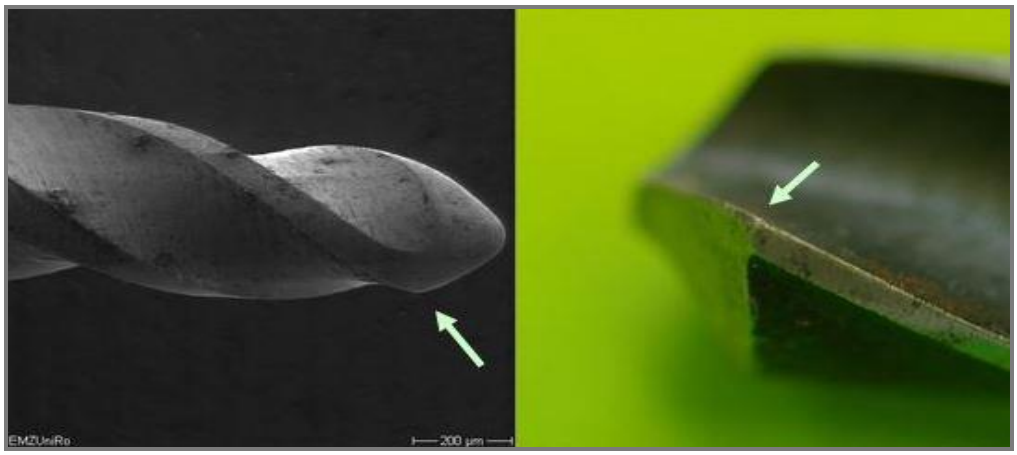

Abb. 5: Nicht schneidende, abgerundete Instrumentenspitze eines GT® Series X Instruments. Als Vergleich scharf schneidende Spitze eines Spiralbohres (rechts)

2.2.2. Der Instrumentenquerschnitt

Das Schneidekantendesign wurde mit der Einführung der ersten rotierenden Nickel-Titan-Feilen aus dem dreieckigen Querschnitt der K-Feilen dahingehend modifiziert, dass an Stelle der Schneidkanten die Abstützung mit kufenförmigen Flächen (Radial Lands[20]) an der Wurzelkanalwand erfolgte (Abb. 6, A und B).

[17] Analytic Endodontics
[18] Dentsply-Maillefer, Baillagues, Schweiz
[19] LightSpeed Inc.
[20] Fase, Begriff aus der Zerspanungstechnik, in der deutschsprachigen Dentalliteratur selten benutzt

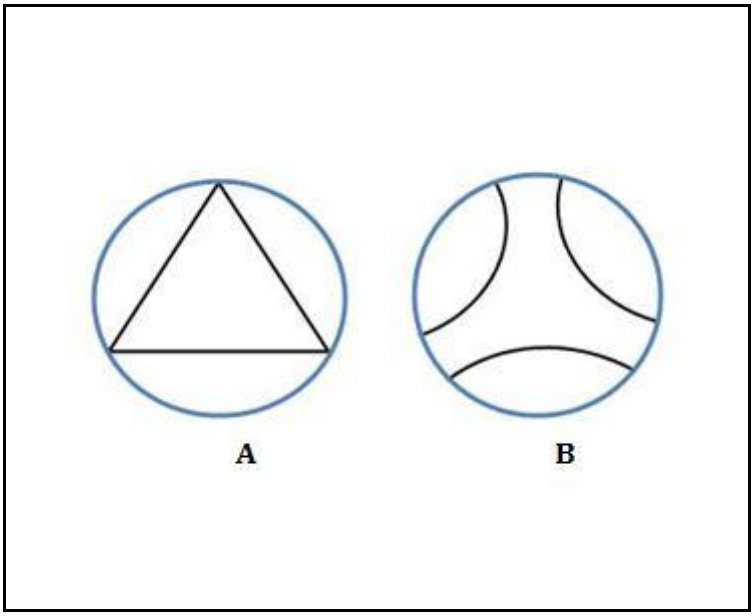

Abb. 6: Querschnitte von Wurzelkanalinstrumenten (nach Young et al. 2007). Das klassische Dreieck der K-Feile (A) wurde bei Einführung der rotierenden NiTi-Instrumente durch eine radiale Abstützung an der Kanalwand abgelöst (B)

Die Radialflächen unterstützen- besonders in Kombination mit nicht schneidenden Spitzen- die Rotation der Feile im Zentrum des Wurzelkanals, was signifikant die Kanalverlagerung reduziert (Koch & Brave 2003). Zwischen den axial aus der zentralen Achse herausragenden radialen Flächen liegen die Spanräume. Sie entstehen durch gewundene Nuten in der Instrumentenoberfläche (McSpadden 2006) und bilden gemeinsam mit den Schneidkanten den aktiven Teil der Feile (Koch & Brave 2003). In ihnen wird das abgetragene Material gesammelt und nach koronal abtransportiert. Sie können asymmetrisch wie bei K3-Instrumenten[21] oder U-förmig im Querschnitt wie im Falle der ProFile[22] angeordnet sein. Die Größe der Spanräume und die Querschnittsfläche der Instrumente stehen im umgekehrt proportionalen Verhältnis zueinander. Kleine Querschnittsflächen der Instrumente steigern deren Flexibilität, reduzieren aber andererseits ihre Bruchfestigkeit (Turpin et al. 2000, American Association of Endodontists 2008).

[21] SybronEndo, Orange, CA, USA.
[22] Dentsply-Maillefer, Baillagues, Schweiz

In Drehrichtung hinter dem Spanraum liegt die Schneidkante. Durch sie erfolgt bei den mit Radialflächen ausgestatteten Instrumenten, die in der Regel einen negativen Spanwinkel haben (s.u.), der Dentinabtrag durch passives Schaben. Später verzichteten die Hersteller weitgehend auf die flächenförmige Abstützung (Nonlanded rotaries) und modifizieren die Querschnitte: *dreispiralig* wie Hero 642[23] (Abb. 7B), *dreieckig* oder *konvex dreieckig* wie RaCe[24] und FlexMaster[25] (Abb. 7C). Sie sollten in der apikalen Region mit Vorsicht benutzt werden, da eine Überinstrumentierung oft apikale Schlitzperforationen hervorruft (Lam et al. 1999).

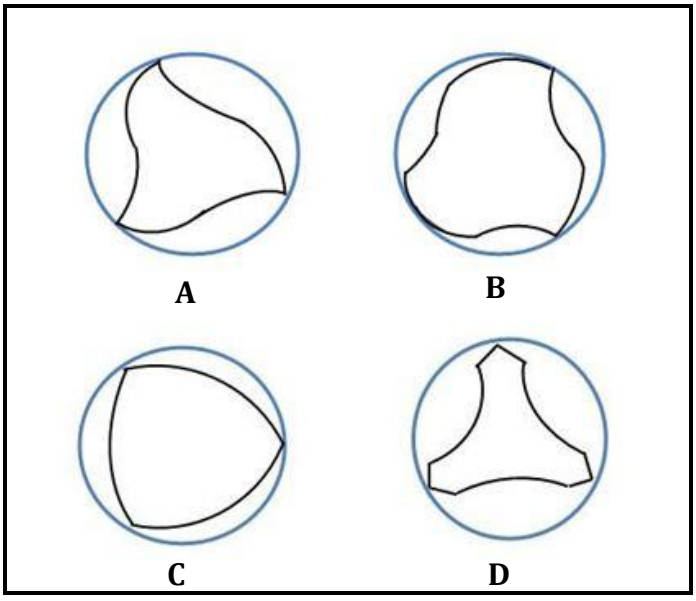

Abb. 7: Querschnitte von Nonlanded rotaries (nach Young et al. 2007). In der weiteren Entwicklung modifizierten die Hersteller das Profil mit dem Ziel, den Korpus der Feile zu verstärken und/oder die Schneidleistung zu erhöhen (A-D)

[23] MicroMega, Besancon, Frankreich
[24] FKG, , La Chaux-de-Fonds, Schweiz
[25] VDW, München, Deutschland

2.2.3. Der Spanwinkel

Der Spanwinkel wird durch die führende Schneidkante und eine Senkrechte zur bearbeiteten Oberfläche gebildet (Abb. 8). Die sich zum Mittelpunkt des Instruments von der Schneidkante verstärkende Phase bestimmt durch ihre Form die Größe des Keilwinkels.

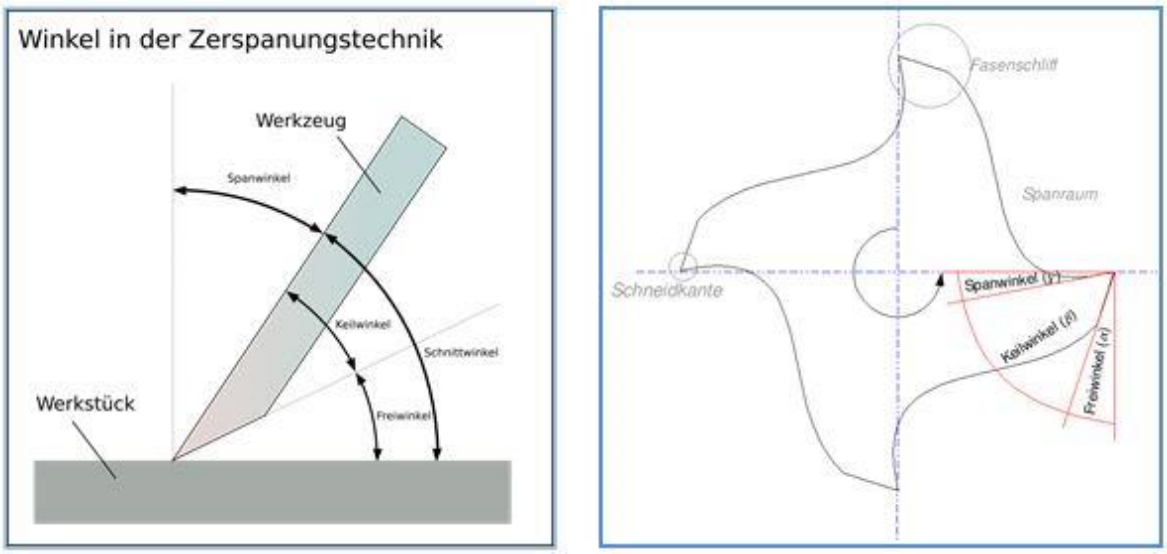

Abb. 8: Schneidengeometrie und Terminologie bei Zerspanungsverfahren (aus Wikipedia)

Zwischen der bearbeiteten Oberfläche und der Unterseite der Schneide entsteht der Freiwinkel. Die Summe der drei genannten Winkel beträgt 90°. Bei Wurzelkanalinstrumenten mit der Form eines Spiralbohrers kommen durch die passive Instrumentenspitze nur die Seitenschneiden (an der Längsseite der Instrumente) zum Einsatz. Hier werden die Winkel in einer Schnittebene senkrecht zur Instrumenten-Längsachse bestimmt. Zur Darstellung des effektiven Spanwinkels wird eine Schnittebene senkrecht zur Schneidekante gewählt (Abb. 9).

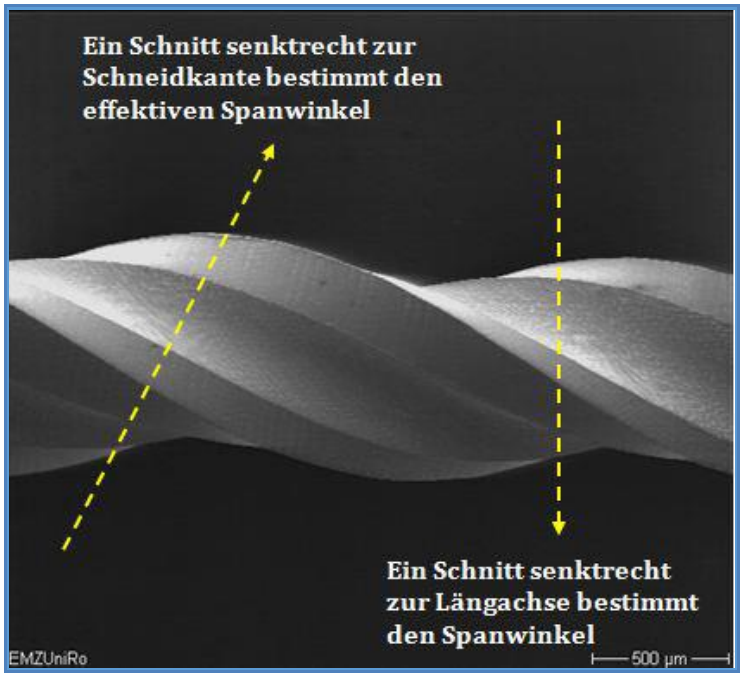

Abb. 9: Lage der Schnittebenen zur Bestimmung von Spanwinkel und effektivem Spanwinkel an einem ProTaper Instrument

Ist der durch die führende Schneidkante und die zu schneidende Oberfläche gebildete Winkel stumpf, resultieren ein positiver Spanwinkel und ein schneidender (aktiver) Abtrag. Bei spitzer Ausbildung dieses Winkels ist der Spanwinkel negativ und der Abtrag schabend (Abb. 10) (McSpadden 2006).

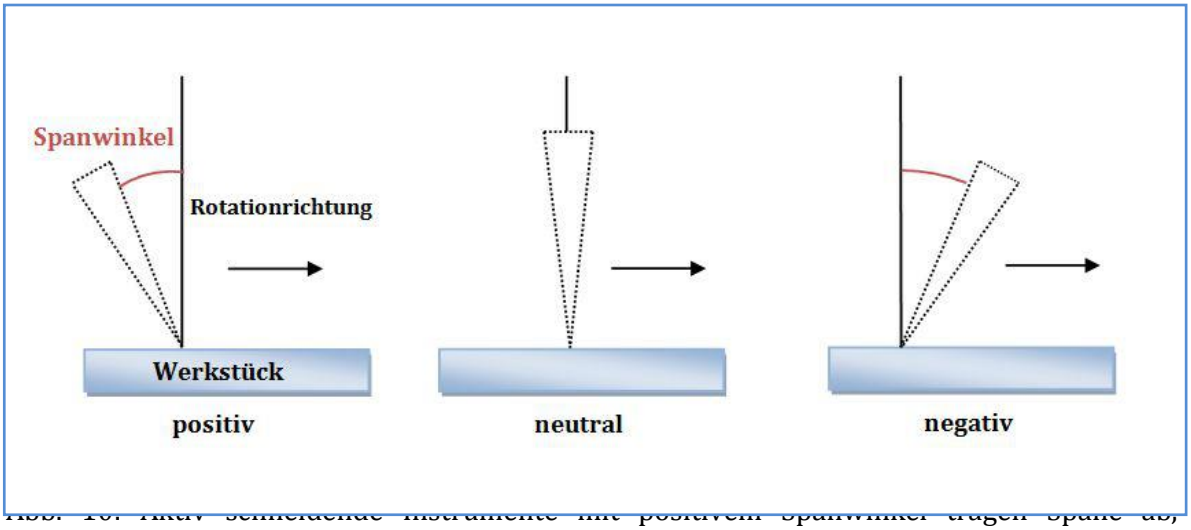

Abb. 10: Aktiv schneidende Instrumente mit positivem Spanwinkel tragen Späne ab, Instrumente mit negativem Spanwinkel schaben auf der zu bearbeitenden Oberfläche

Instrumente mit positivem Spanwinkel wie z.B. Hedstroem-Feilen schneiden mit großer Effizienz (Bergmans et al. 2001) und minimaler Torsionsbelastung (Blum et al. 1999).

Allerdings fand Sonntag (2006) in seinen Untersuchungen im Gegensatz zu den Herstellerangaben bei keinem rotierenden NiTi-Instrument einen positiven oder neutralen Spanwinkel und schlussfolgert daraus, dass die bis dahin auf dem Markt befindlichen NiTi-Instrumente die Wurzelkanalwand schabend bearbeiten.

Die Unterscheidung zwischen aktiven und passiv arbeitenden Feilen wird auch vom Vorhandensein eines Freiwinkels abhängig gemacht (Sonntag 2006). Die Radialflächen (radial lands) stellen praktisch eine Fasenverbreiterung des Schneidkeils zu Lasten des Freiwinkels dar. So ausgestattete Instrumente neigen dazu, das abgetragene Material zwischen ihrer Oberfläche und der Wand des Wurzelkanals zu verreiben und es dadurch in die Dentintubuli zu drücken. Aktive Schneidkanten hingegen scheinen sowohl Dentin als auch Pulpareste abzutragen (Hülsmann et al. 2005, Schäfer & Oitzinger 2008).

2.2.4. Der Spiralwinkel und der Schneidkantenabstand

Weitere veränderbare Parameter bei der Feilenkonstruktion sind der Spiralwinkel und der Schneidkantenabstand. Sie beeinflussen insbesondere die Schneidaktivität und den Abtransport des abgetragenen Materials aus dem Wurzelkanal heraus (Koch & Brave 2003). Der Spiralwinkel (Abb. 11), auch als Neigungs- oder Drallwinkel bezeichnet, ist der Winkel, den die Schneidkante mit der Längsachse der Feile bildet (Koch & Brave 2003, Schäfer & Lau 1999).

Als Schneidkantenabstand wird die Entfernung zwischen zwei Schneidkanten bezeichnet (Abb. 11). Feilen mit einem von der Spitze bis zum Schaft konstanten Spiralwinkel haben über die ganze Länge auch einen gleich bleibenden Schneidkantenabstand. In ihren Spanräumen kommt es besonders im schaftnahen Bereich zur vermehrten Ansammlung des Bohrgutes, da beim Schneiden über die

gesamte Länge sowohl das hier abgetragene als auch das von der Spitze herantransportierte Material weiterbefördert werden muss (Koch & Brave 2003). Insbesondere relativ weiches Material wie Detritus kann bei Flüssigkeitsabsenz zu Verklebungen mit einhergehender Verstopfung der Spanräume führen, mit dem Resultat des weitgehenden Verlustes der Schneidfähigkeit der Feile bis hin zu deren Bruch (Sonntag 2006).

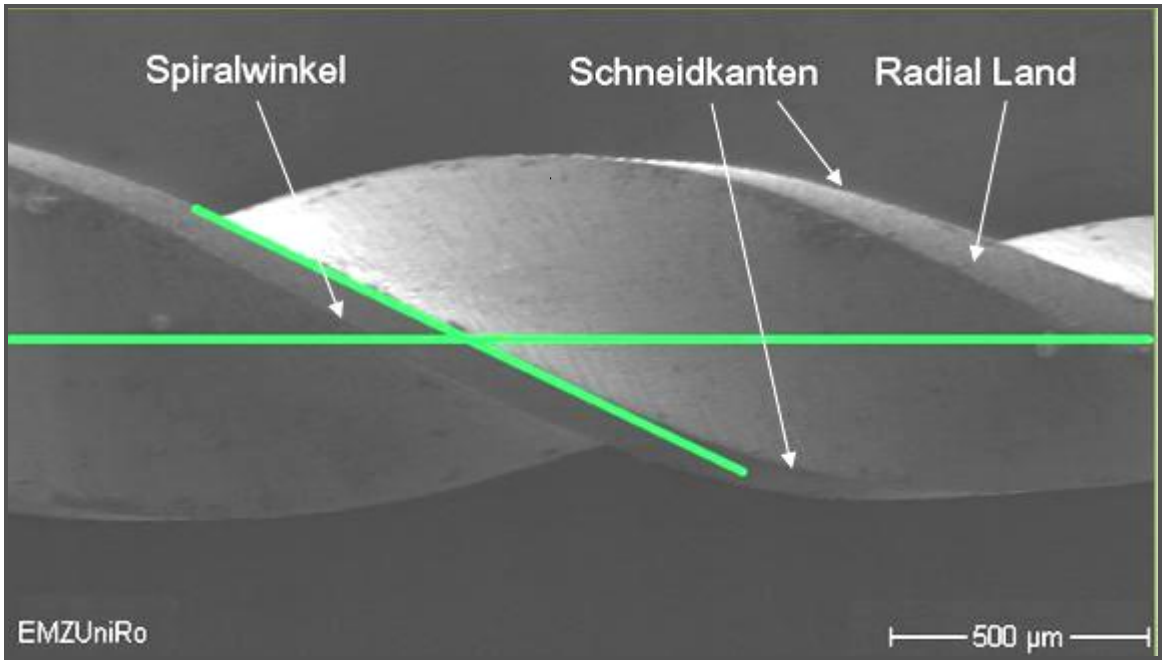

Abb. 11: Schematische Darstellung des Spiralwinkels als Neigung der Schneide zur Längsachse des Instruments an einem GT® Series X Instrument

Durch zunehmende Verkleinerung des Spiralwinkels von der Instrumentenspitze zum Schaft vergrößern sich die Schneidkantenabstände und damit auch die Spanräume. Sie sind deshalb in Schaftnähe zur erhöhten Materialaufnahme befähigt, was zum besseren Transport und damit verringerter Frakturgefahr führt (Koch & Brave 2003). Das beschriebene Prinzip der dynamischen Spanraumerweiterung wurde von vielen Herstellern aufgegriffen und als Konstruktionselement angewendet. Ein besonderes Beispiel eines "alternierenden Spiraldesigns" ist in der RaCe-Feile[26] (Abb. 12) durch wechselweise Anordnung spiralförmiger und nicht spiralförmiger

[26] FKG La Chaux-de-Fonds, Schweiz

Bereiche entlang der Arbeitslänge mit variablen Spiralwinkeln und variablen Abständen verwirklicht (Zand et al. 2007).

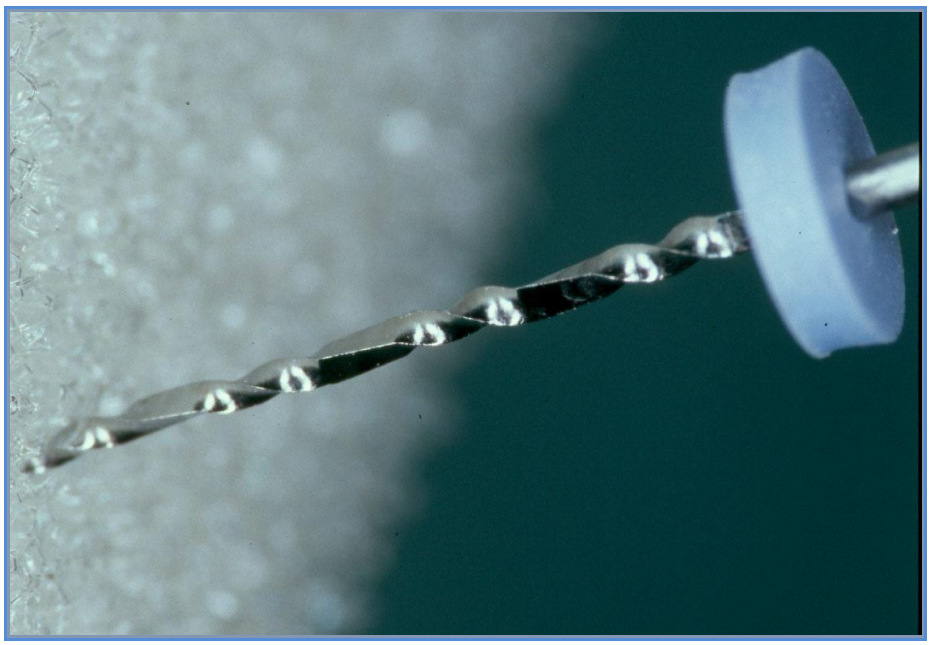

Abb. 12: Durch wechselnde Spiralwinkel „alternierendes Spiraldesign“ einer RaCe-Feile

2.2.5. Der Feilenkonus (Taper)

Die Konizität bezeichnet die kontinuierliche Vergrößerung des Feilendurchmessers von der Spitze bis zum Schaft (McSpadden 2006). Sie wurde für Wurzelkanal-Handinstrumente schon 1955 festgelegt (Ingle) und ist in der amerikanischen[27] und europäischen[28] Norm im Zusammenhang mit der Instrumentenart, der Feilengröße und der Farbkodierung fixiert. Der Durchmesser konventioneller Wurzelkanalinstrumente vergrößert sich – ausgehend vom Querschnitt D_0 an ihrer Spitze und damit von ihrer ISO-Größe – pro Millimeter Arbeitslänge um 0,02 mm und erreicht im Abstand von 16 mm am Schaft (D_{16}) einen um 0,32 mm größeren Durchmesser (Abb.13). Die Konizität wird mit 2% bzw. in der amerikanischen Schreibweise mit .02 angegeben. Mit Einführung der rotierenden NiTi-Instrumente

[27] ANSI/ADA Specification No. 28 (K-Feilen) und No. 58 (H-Feilen)
[28] DIN- EN ISO-Norm 6360-5

vergrößerten die Hersteller den Feilenkonus zum effizienteren Abtrag im koronalen Bereich des Wurzelkanals. Das war notwendig, weil bei der auf der Längsachse des Wurzelkanals vollzogenen Rotation die mit Handinstrumenten durch Abweichungen von der axialen Arbeitsweise erzeugte Konizität von 5 % und darüber nicht hergestellt werden konnte (Schäfer 2013).

Auf dem Markt werden heute einerseits Instrumentensysteme angeboten, an denen sich für alle Feilen– ähnlich den konventionellen Handinstrumenten- für unterschiedliche ISO-Größen der Durchmesser je Millimeter um den gleichen Betrag vergrößert (konstanter Konus); es werden Konizitäten von bis zu 12% erreicht. Als klassisches Beispiel dient die Profile .04 mit gleichbleibendem Feilenkonus und unterschiedlichem Spitzendurchmesser.

Andererseits bestehen Instrumentensysteme anderer Hersteller aus Feilen mit unterschiedlicher Konizität aber gleichem Durchmesser an der Instrumentenspitze. Das *GT-System* verfügt bei variablem Konus (10%, 8%, 6%, 4%) entsprechend ihrer ISO-Größen über drei unterschiedliche Feilensequenzen: GT20, GT30 und GT40 (Koch & Brave 2003).

Eine Besonderheit bildet das *Protaper-System* bei dem sich der Konizität innerhalb einer Feile ändert. Abhängig von der Größe (Bezeichnung) ist sie dadurch entweder an der Spitze oder am Schaft bauchförmig gewölbt (Koch & Brave 2003).

Auf diese Weise können alle Instrumente unabhängig von ihrem apikalen Spitzendurchmesser bzw. ihrer ISO-Größe modifiziert werden. Als Beispiel ist in Abbildung 13 ein Instrument mit einem Taper 06 einer Feile mit einer 2%igen Konizität gegenübergestellt.

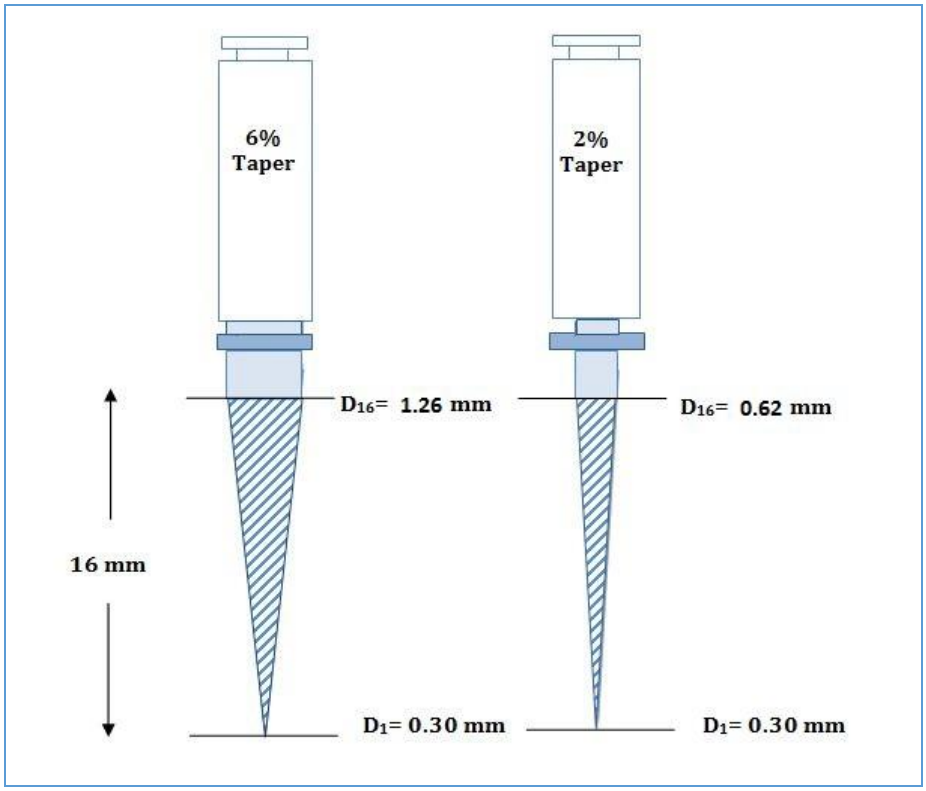

Abb. 13: Der Durchmesser des Instruments mit dem Taper .02 vergrößert sich für jeden Millimeter der Länge von D_1 zu D_{16} um 0,02 mm. Der Durchmesser der Feile mit der Konizität von 6 % steigt je Millimeter um 0,06 mm

Für die klinische Anwendung muss vom Hersteller eine genaue Anweisung vorgegeben werden, in welcher Reihenfolge (Sequenz) die Instrumente entsprechend ihrer ISO-Größe und ihrer Konizität zu verwenden sind. Zur Aufbereitung steht eine Vielzahl von Instrumentensystemen mit jeweils mehreren Feilen zur Verfügung, die einerseits bei gleicher ISO-Größe nur unterschiedlich konische Feilen verwenden oder andererseits sowohl unterschiedliche ISO-Größen als auch wechselnde Konizitäten miteinander kombinieren (Peters & Paqué 2010).

2.3. Testverfahren zur Auswertung der Wurzelkanalaufbereitung

Die meisten Studien zur Bewertung von Aufbereitungstechniken wurden *in vitro* durchgeführt. Für die Einschätzung der Qualität der Wurzelkanalaufbereitung durch Instrumente und Verfahren stehen verschiedene Parameter wie Abtragsverhalten (Gambill et al. 1996, Kosa et al. 1999), Arbeitssicherheit (Al-Omari & Dummer 1995), Aufbereitungsdauer und Handhabung (Guelzow et al. 2005) und Kosten (Barr et al. 2000) zur Verfügung. Einige Studien bewerten auch die Reinigungsfähigkeit, wie sie sich anhand histologischer Schnitte (Walton 1976) oder durch Betrachtung im Raster-Elektronenmikroskop darstellt (Mizrahi et al. 1975, Hülsmann et al. 1997).

Prinzipiell lässt sich die Qualität der Wurzelkanalaufbereitung entweder an extrahierten menschlichen Zähnen oder an simulierten Wurzelkanälen in Kunststoffblöckchen überprüfen. Während bei extrahierten Zähnen hinsichtlich der Materialkomponente kaum Unterschiede zur Aufbereitung in vivo bestehen, bieten die serienmäßig hergestellten Kunststoffblöcke eine gute Vergleichbarkeit bei geringer Gruppengröße (Ahmad et al. 1989).

2.3.1. Simulierte Wurzelkanäle im Kunstharzblock

In Kunstharzmodellen können sowohl die „Gewebehärte“ als auch Länge und Durchmesser des simulierten Wurzelkanals, seine Krümmung und deren Lage in drei Dimensionen standardisiert ausgewertet werden (Thompson & Dummer 1997a, b, c).

Techniken, die die Überlagerung von prä- und postoperativen Wurzelkanalkonturen nutzen, können an diesen Modellen leicht angewendet werden und ermöglichen somit ein leichteres Ausmessen von Abweichungen an jedem Punkt der Wurzelkanäle durch computergestützte Messverfahren oder Subtraktionsradiographie (Lim & Webber 1985, Ahmad 1989, Tepel et al. 1993).

Andererseits wurden aber auch Abweichungen zwischen dem Querschnitt natürlicher und simulierter Wurzelkanäle und in der Härte von Dentin und Kunstharz festgestellt (Peters 2004). Die Mikrohärte von Dentin betrug in Pulpanähe 35-40

kg/mm^2 während die Härte des Kunstharzmaterials, aus dem die Blöckchen mit den simulierten Wurzelkanälen hergestellt werden, abhängig vom genutzten Material bei 20 bis 22 kg/mm^2 lag (Eldeeb & Boraas 1985, Spyropoulos et al. 1987, Miserendino 1988). Dies bedeutet, dass der in Kunstharz eingebettete Kanal mehr nachgibt und eher Prozedurfehler aufzeigt. Zum Abtrag natürlichen Dentins muss gegenüber Kunstharz die doppelte Kraft aufgewendet werden (Miserendino 1988). Darüber hinaus ist die Größe der Kunstharzspäne und die der natürlichen Dentinspäne nicht identisch. Es kommt in den künstlichen Kanälen zu häufigen Verblockungen im apikalen Wurzelkanalanteil und zu Schwierigkeiten bei der Beseitigung des Bohrgutes. Im Gegensatz zu den genannten Nachteilen spricht die Möglichkeit zur wiederholten Versuchsdurchführung unter gleichen Bedingungen für die Nutzung der Kunststoffmodelle, denn sie erlaubt den Gruppenvergleich von Instrumenten und Methoden (Lim & Webber 1985).

2.3.2. Natürliche Zähne

Der Hauptvorteil bei der Nutzung extrahierter menschlicher Zähne ist die Reproduktion der klinischen Situation insbesondere beim Einsatz am Phantomkopf. Andererseits erschweren die zahlreichen Variationen in der dreidimensionalen Wurzelkanalmorphologie einen standardisierten Ablauf. Unterschiede bestehen in der Wurzelkanallänge und -weite, der Dentinhärte, in unregelmäßigen Kalzifikationen oder Dentikeln, in der Größe und Lokalisation der apikalen Konstriktion und besonders im Krümmungswinkel und -radius, in der Länge und Lokalisation der Wurzelkanalkrümmung inklusive ihrer dreidimensionalen Ausprägung (Hülsmann et al. 2005).

Verschiedene Verfahren unter Verwendung extrahierter Zähne wurden zum Vergleich der Kanalform vor und nach der Aufbereitung genutzt. Eine dieser Methoden ist die Anfertigung von Röntgenaufnahmen vor und nach der Kanalerweiterung mit nachfolgender Überlagerung der Bilder (Luiten et al. 1995). Der Vorteil dieser Methode besteht darin, dass keine mechanische Zerstörung

notwendig ist; dennoch bietet sie nur ein zweidimensionales Bild und die Darstellung des Kanalquerschnitts ist nicht möglich (Dowker et al. 1997).

Bramante et al. (1987) waren die ersten, die eine Methode zur Beobachtung von Veränderungen im Querschnitt der Wurzelkanäle entwickelten. Sie betteten extrahierte Zähne in Kunstharz-Blöcke ein und ummantelten diese mit einer Gipsmuffe. Nach mehrfacher horizontaler Durchtrennung der eingebetteten Zähne wurden die resultierenden Sektionen in die Muffe zurückgesetzt und die Behandlung konnte beginnen. Durch die Überlagerung von Aufnahmen des Wurzelkanaldurchmessers vor und nach Aufbereitung gelang es, Formveränderungen der Wurzelkanalkontur auszumessen. Später wurden verbesserte Versionen der 'Bramante Technik' beschrieben (Calhon & Montagomery 1988, Campos & DelRio 1990, Tamse & Pilo 1998). Die Bewertung der postoperativen Wurzelkanalverlagerungen kann auch durch Anwendung der 'centering ratio'-Methode oder mittels Messung der prä- und postoperativen Dentindicke (Wilcox & Swift 1991, Wilcox & VanSurksum 1991) oder durch modifizierte Formeln (Portenier et al. 1998, Deplazes et al. 2001) erfolgen. Dieses Verfahren erlaubt auch die Evaluation des zirkulären Abtrags des Prädentins und die Säuberung der Isthmen und Rezessi. Trotzdem geht ein Teil der Struktur der Proben bei Anwendung dieser Methoden verloren, weil die Notwendigkeit besteht, den Zahn vor der postoperativen Evaluation zu zerschneiden (Archer et al. 1992, Rödig et al. 2002).

Im Jahre 1995 untersuchten Nielsen et al. erstmals den Nutzen von Micro-Comptertomogrammen für endodontische Untersuchungen. Dowker et al. (1997) berichteten, dass die Computertomographie der Zähne als klinische Technik bei der Auflösung eines Micro-CT's aufgrund der hohen Strahlenbelastung für den Patienten nicht genutzt werden kann. Dennoch beschrieben die Autoren die Micro-Computertomographie als eine wirksame *in vitro*- Methode mit Anwendungsmöglichkeiten in der endodontischen Lehre und Forschung. Diese hochauflösende, nicht destruktive Technik ermöglicht das detaillierte Aufspüren von geometrischen Veränderungen in präparierten Kanälen, ist aber teuer und

zeitaufwändig (Peters et al. 2001). Die Vorteile dieser Technik sind die dreidimensionale Wiedergabe des Wurzelkanalsystems, die Möglichkeit wiederholter Messungen (prä-, intra- und postoperativ) und die computergestützte Messung von Differenzen zwischen zwei Aufnahmen. Zusätzlich kann das Ausmaß von unbehandelten Kanaloberflächen und Kanalverlagerungen dreidimensional bewertet werden (Gambill et al. 1996, Hübscher et al. 2003).

3. Material und Methode

3.1. Versuchsaufbau

Für die Testung der verschiedenen Aufbereitungsinstrumente kamen 120 durchsichtige, industriell gefertigte Wurzelkanalmodelle (Endo Training Block .02 taper, REFA 0177)[29] zum Einsatz. Die Gesamtlänge der darin befindlichen Kanäle betrug 17 mm, davon waren 12 mm im geraden und 5 mm im gekrümmten Bereich. Die Kanäle wiesen eine standardisierte Wurzelkanalkrümmung von 35° auf (Schneider 1971).

Die Blöckchen wurden randomisiert insgesamt acht verschiedenen Gruppen zugeordnet. Jeder der verwendeten 120 Endoblöcke wurde vor der Bearbeitung nummeriert und an einer Stelle mit einer kegelförmigen Bohrung markiert, um später eine exakte Überlagerung der angefertigten Bilder zu ermöglichen.
Zur Dokumentation der Aufbereitungsergebnisse in den Testreihen wurden digitale Fotografien mit einer Kamera vom Typ EOS 400 Digital[30] mit einem Makroobjektiv Tamron[31] (SP AF 60 mm F/2 Di ll Macro 1:1) aufgenommen. Ein schwarzer Hintergrund und eine seitliche Beleuchtung ermöglichten eine optimale Kontrastierung der Aufnahmen und schlossen Artefakte in der Darstellung weitgehend aus. Während der Aufbereitung der Kanäle wurden die Endoblöcke in einer schraubstockähnlichen Haltevorrichtung am Tisch fixiert und zusätzlich über ein Metallgestell mit dem Kamerastativ fest verbunden, dass immer ein gleicher Abstand zwischen ihnen und dem Objektiv der Kamera bestand (Abb. 14).

Die Kamera wurde über den USB-Anschluss mit einem Laptop[32] verbunden. Die Auslösung der Aufnahmen erfolgte vom Rechner aus, um ein Verwackeln des gesamten Aufbaus zu vermeiden. Zur maßstabsgetreuen Dokumentation wurden

[29] Dentsply-Maillefer, Ballaigues, Schweiz
[30] Canon Inc.,Tokyo, Japan
[31] Tamron Co., Ltd., Saitama, Japan
[32] Dell Inspiron 300M, Betriebssystem Windows XP, 32 Bit, SP2

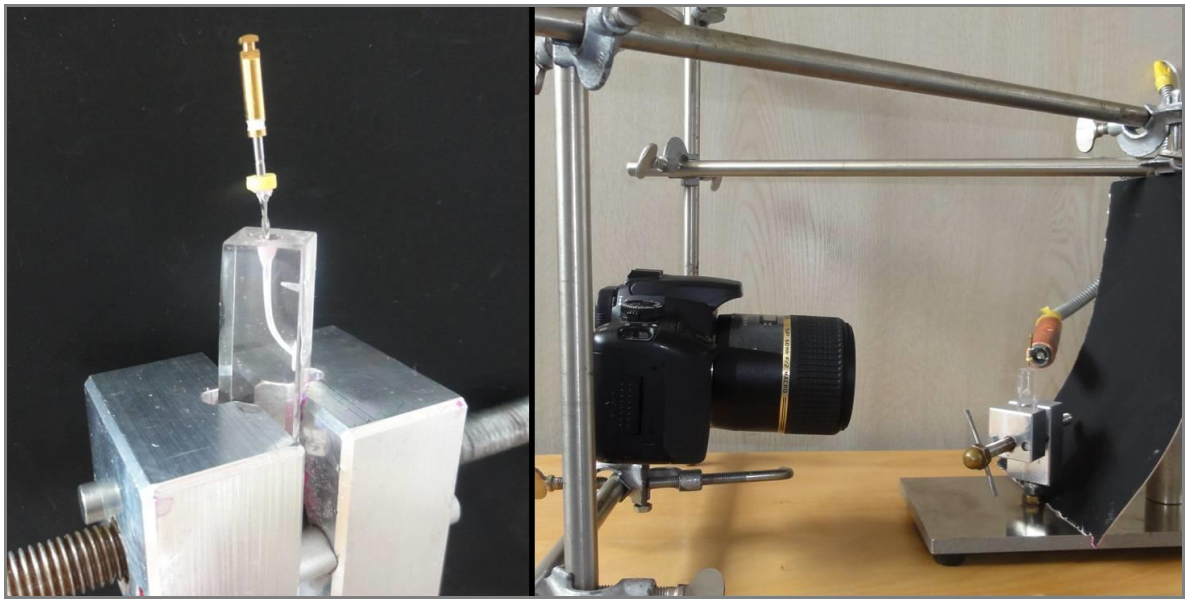

Abb. 14: Links Haltevorrichtung für den Endoblock, rechts Versuchsaufbau.

zu Beginn der Testreihen Aufnahmen eines Wurzelkanals im Kunststoffblock und einer Millimeterskala angefertigt. Kanal und Skala befanden sich dabei in einer Ebene, parallel zur Bildlage des Fotoapparates (Abb. 15).

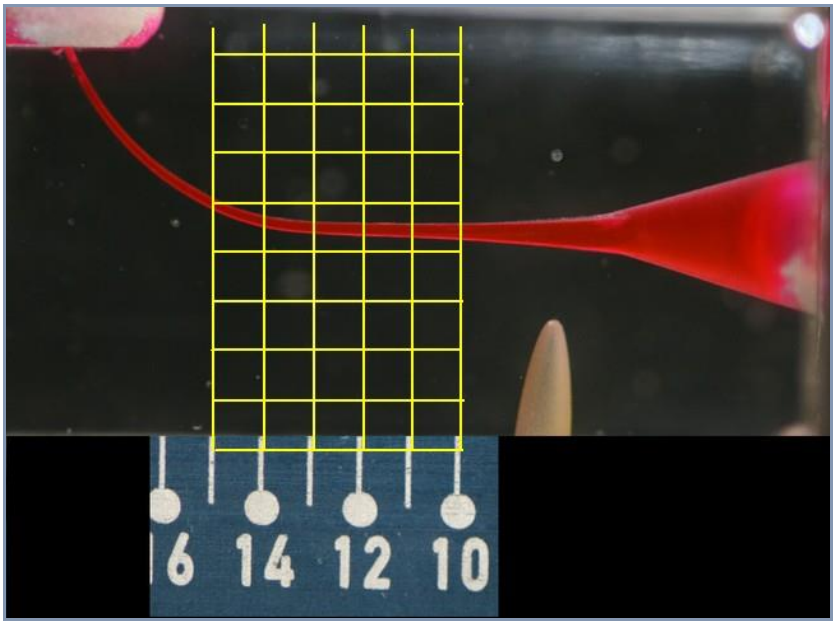

Abb. 15: Kalibrierung des Kanalmodells

Die Kalibrierung für die Auswertung erfolgte mit Unterstützung der Software (s. Kap. 3.5.1, S. 35 ff) durch die Projektion eines Rasters auf das angefertigte Bild und die anschließende Berechnung der Pixelzahl pro Millimeter.

3.2. Versuchsdurchführung

Vor der Aufbereitung wurde jeder Wurzelkanal mit K-Edelstahlfeilen der Größe ISO 10 auf Durchgängigkeit (patency) geprüft und mit Farbstoffmaterial[33] zur besseren Kontrastierung angefärbt. Als okklusaler Stop diente die Stirnfläche des Kunststoffblöckchens.

Jedes Wurzelkanalmodell wurde zunächst mit K-Edelstahlfeilen der Größe ISO 15 über die gesamte Länge des Wurzelkanals erweitert. Danach wurden die Kanäle mit den NiTi-Feilen bis zu einer Größe von ISO 25 aufbereitet. Eine Ausnahme bildeten die GT Instrumente, die nur in den Größen ISO 20, 30 und 40 verfügbar sind. Hier beendeten wir die Aufbereitung nach der Größe ISO 20.

Die Erweiterung der Wurzelkanäle erfolgte jeweils nach den Empfehlungen der Hersteller mit den systemspezifischen Feilensequenzen und den empfohlenen Drehmomenten und Drehzahlen.

Jede Feile wurde mit einer EDTA-Paste[34] beschickt und nur in einem Wurzelkanal verwendet. Nach jedem Instrumenteneinsatz spülten wir die Wurzelkanäle mit Wasser, um die anfallenden Kunststoffspäne zu entfernen und um die gewünschte Gleitwirkung zu erzielen. Danach wurde der Wurzelkanal mit einer K-Feile der ISO-Größe ISO 15 rekapituliert und nochmals gespült.

Nach dem Gebrauch überprüften wir jedes Instrument visuell unter einer 15-fachen Vergrößerung auf das Vorhandensein etwaiger Instrumentenveränderungen wie Frakturen oder Aufwindungen.

[33] Caries Marker, coloured caries indicator, VOCO, Cuxhaven, Deutschland
[34] FileCare EDTA, VDW, München, Deutschland

Zur Dokumentation wurde an jedem Block zuerst der unaufbereitete Kanal fotografiert und dann nach jeder erfolgten Instrumentierung eine weitere Aufnahme angefertigt.

3.3. Verwendete rotierende Nickel-Titan-Instrumentensysteme

Die Instrumente wurden von den Herstellern auf Anfrage zur Verfügung gestellt. Jede Aufbereitung wurde mit neuen, bisher unbenutzten NiTi-Feilen nach den Gebrauchsvorschriften der Hersteller bezüglich Drehzahl und Drehmoment durchgeführt. Die Instrumente kamen jeweils bis zum Erreichen der vom Hersteller empfohlenen Aufbereitungstiefe in der vorgesehenen Reihenfolge nacheinander (Basissequenz) zum Einsatz, bis die Erweiterung der Wurzelkanalmodelle eine ISO-Größe von 25 erreicht hatte.

3.3.1. Mtwo der Firma VDW (München, Deutschland)

Die Instrumente des Mtwo Systems besitzen einen doppel-S förmigen Querschnitt und haben eine nicht schneidende Spitze. Die Basissequenz, die in der vorliegenden Studie verwendet wurde, besteht aus vier Feilen der Größen ISO 10/.04, 15/.05, 20/.06 und 25/.06. Vier weitere Instrumente der Größen 30/.05, 35.04, 40/.04 sowie 25/.07 sind verfügbar. Die Arbeitsweise entspricht der Single- Length Technik, bei der alle Feilen nacheinander bis zur apikalen Öffnung in den Wurzelkanal eingeführt werden. Für die Mtwo-Instrumente ist eine Umdrehungszahl von 280 U/min mit individuell für jede Feile reduziertem Drehmoment vorgeschrieben.

3.3.2. Revo-S der Firma Micro-Mega (Besancon Cedex, Frankreich)

Die Instrumente des Revo-S Systems haben ein völlig neues, exzentrisches Querschnittsdesign. Einer nicht schneidenden Spitze ist ein asymmetrischer Querschnitt mit drei schneidenden Kanten auf drei verschiedenen Radien nachgeordnet: R1, R2 und R3. Die in unserer Studie benutzte Basissequenz besteht

aus drei Feilen mit einer einheitlichen ISO-Größe 25 aber unterschiedlicher Konizität:

- SC1 mit einer Konizität von 6%
- SC2 mit einer Konizität von 4%
- SU mit einer Konizität von 6%.

Drei weitere Instrumente der ISO-Größen 30, 35, und 40 mit der Konizität von jeweils 6% sind verfügbar. Dieses System wird nach der Crown-Down Technik bei einer Umdrehungszahl zwischen 250 und 400 U/min und individuell anzupassendem, reduziertem Drehmoment eingesetzt.

3.3.3. EasyShape der Firma Komet Gebr. Brasseler (Lemgo, Deutschland)

Alle Feilen des EasyShape-Systems haben nicht schneidende Spitzen und einen doppel-S förmigen Instrumentenquerschnitt. Die spezielle Oberflächenvergütung mit Titan-Nitrid soll die Schneidleistung verbessern und ein Abstumpfen der Instrumente durch Sterilisation oder den Kontakt mit Natriumhypochlorit verhindern. Das System besteht aus sechs Feilen der ISO-Größen 15/.04, 20/.05, 25/.06, 30/.05, 35/.04 und 40/.04 von denen die ersten drei in unseren Versuchen eingesetzt wurden. Die Arbeitsweise entspricht der Single Length Technik. Als Arbeitsgeschwindigkeit werden 250-500 U/min und ein für jede Feile angepasstes, reduziertes Drehmoment empfohlen.

3.3.4. GT® Series X der Firma Dentsply Tulsa-Dental Specialties, International Inc. (Johnson City, TN, USA)

Die GT® Series X Feilen sind als neue Generation des bewährten Instrumentensystems GT (Greater Taper) anzusehen. Das Material wird bei der Herstellung einem innovativen Wärmebehandlungsverfahren[35] (M-Wire) unterzogen, wodurch sich die Flexibilität der Feilen und ihr Widerstand gegen zyklische Ermüdung erhöhen soll. Die in den ISO-Größen 20, 30 und 40 verfügbaren Instrumente, von denen wir nur die erste Feile angewendet haben, weisen einen dreischneidigen Querschnitt (radial lands) mit großen U-förmigen Spanräumen auf,

[35] vgl. Kap. 2.1.2.1

wodurch sich ihr Kerndurchmesser deutlich verringert. Dieses System wird bei einer Drehzahl von 300 U/min und einem feilenbezogenen reduzierten Drehmoment nach der Crown-Down Technik eingesetzt.

3.3.5. FlexMaster der Firma VDW (München, Deutschland)

Die Instrumente weisen einen dreieckigen, konvexen Querschnitt auf und haben eine nicht schneidende Spitze. Für die Anwendung in weiten, mittleren und engen Wurzelkanälen bietet der Hersteller entsprechend drei Instrumentensequenzen an, deren Einsatz nach der Crown-Down Technik erfolgen soll, sich aber keinem systematischen Reihungsprinzip nach der Größe oder Konizität zuordnen lässt. In der vorliegenden Arbeit wurde die mittlere (rote) Sequenz mit der Instrumentenfolge ISO 25/.06, 20/.06, 30/.04, 25/.04 verwendet. Die Instrumente sollten bei einer Umdrehungszahl von 150-300 U/min mit individuell für jede Feile reduziertem Drehmoment eingesetzt werden.

3.3.6. Twisted Files der Firma SybronEndo (Orange, CA, USA)

Im Jahr 2008 wurden die Feilen erstmalig von SybronEndo durch ein neuartiges, bisher nicht veröffentlichtes Wärmebehandlungsverfahren[36] hergestellt, in dem eine rhomboide Gitterstruktur im Übergang zwischen der austenitischen und martensitischen Phase stabilisiert wird. In diesem Zustand kann das Material bei Raumtemperatur verdrillt werden. Damit lassen sich sowohl eine Schwächung der Metallstruktur als auch durch den Schleifprozess entstehende Mikrorisse, wie sie bei allen anderen geschliffenen Feilen entstehen, verhindern. Zusätzlich sind die Instrumente mit einer Oxidschicht oberflächenvergütet, wodurch sich Oberflächenhärte und auch Schärfe der Schneidkanten erhöhen. Twisted Files weisen einen dreieckigen Instrumentenquerschnitt auf und haben eine nicht schneidende Spitze. Fünf Konizitäten (12%, 10%, 08%, 06%, 04%) sind mit einer einheitlichen ISO-Größe 25 verfügbar. Dieses System haben wir nach der Crown-Down Technik mit

[36] R-Phasen-Technologie, vgl. Kap. 2.1.2.2

den drei kleinsten Konizitäten bei einer Drehzahl zwischen 250 und 300 U/min und reduziertem Drehmoment angewandt.

3.3.7. AlphaKite der Firma Komet Gebr. Brasseler (Lemgo, Deutschland)

Alle Feilen des AlphaKite-Systems haben einen drachenförmigen Instrumentenquerschnitt und abgerundete Spitzen. Der Hersteller sichert dem Anwender zu, dass eine Haupt- und drei unterstützende Schneidkanten die perfekte Kontrolle über die Feilen verleihen und genügend Sicherheit im drehmomentkontrollierten Einsatz liefern. Wie das EasyShape-System, besitzen die Instrumente eine Titan-Nitrid-Oberflächenbeschichtung. Das System besteht aus je drei Instrumenten absteigender Konizität (6%, 4% und 2%) der ISO-Größen 20 (gelbe Markierung) für enge Kanäle, 25 (rot) für mittlere Kanäle und 30 (blau) für weite Kanäle, die nach der Crown-Down Technik einzusetzen sind. Zum Abschluss der Aufbereitung wird eine apikale Erweiterung mit einem um eine ISO-Größe größeren Instrument[37] vorgenommen. In der vorliegenden Arbeit wurde die rote Sequenz ohne apikale Erweiterung angewendet. Die Instrumente sollten bei einer Umdrehungszahl von 250-500 U/min und für jede Feile individuell reduziertem Drehmoment eingesetzt werden.

3.3.8. HyFlex®CM™ der Firma Coltène-Whaledent (Alstetten, Schweiz)

Im Jahr 2011 wurde dieses Feilen-System erstmalig vorgestellt. Das Material befindet sich bei Raum- und Körpertemperatur im martensitischen Zustand, deshalb weisen die Feilen fast keinen Rückstelleffekt auf und lassen sich ähnlich wie Edelstahl-Feilen vorbiegen. Zusätzlich drehen sich die Instrumente bei höherem Widerstand auf, wodurch Energie absorbiert wird und sich die Bruchgefahr verringert. Die kleinen Feilen des HyFlex®CM™-Systems (ISO 15/.04, 20/.04, 25/.04) haben einen quadratischen, die größeren einen dreieckigen Querschnitt und nicht schneidende Spitzen. Die Instrumente können wahlweise nach der Crown-Down, Step-Back oder der vom Hersteller empfohlenen Single-Length Technik bei einer Drehzahl von 500

[37] Konizität 2%

U/min und einem für jede Feile individuell reduzierten Drehmoment angewendet werden. In der vorliegenden Arbeit wurden die Instrumente mit der Single-Length Technik eingesetzt.

3.4. VDW. Silver, Endomotor der Firma VDW (München, Deutschland)

Beim VDW Silver Endomotor[38] handelt es sich um einen elektrisch betriebenen Motor mit individueller Drehzahl- und Drehmomentprogrammierung, der speziell für den Antrieb von Nickel-Titan-Feilen in der Endodontie konstruiert wurde und unabhängig von der zahnärztlichen Behandlungseinheit betrieben werden kann. In Kombination mit diesem Endomotor wurde das vom Hersteller empfohlene Winkelstück Sirona VDW[39] mit Reduktionsgetriebe 6:1 verwendet. Mit diesem System-Kit lassen sich für alle oben beschriebenen Feilensysteme die vom jeweiligen Hersteller geforderten optimalen Drehzahlen und maximalen Drehmomente der Feilen voreinstellen. Durch die eingebaute Sicherheitsautomatik wird beim Erreichen des maximal zulässigen Drehmoments automatisch in den Linkslauf gewechselt (auto reverse) und gleichzeitig ein akustisches Warnsignal abgegeben.

3.5. Auswertung

Die im Computer gespeicherten Originalaufnahmen der Wurzelkanalmodelle vor, während und nach der Aufbereitung wurden zunächst mit einem Bildbearbeitungsprogramm[40] auf gleich große Bildausschnitte mit dem darzustellenden Kanalbereich reduziert ("crop"-Funktion) und dann als *JPEG*-Bilddateien erneut gespeichert.

[38] VDW München, Deutschland
[39] Sirona Dental, Bensheim, Deutschland
[40] Microsoft Office Picture Manager

3.5.1. Beurteilung des Materialabtrags (Computerunterstützte Vermessung am Morphometrie-Arbeitsplatz)

Der Materialabtrag in der Aufnahmeebene sollte als Flächendifferenz in mm^2 aus der Überlagerung der Aufnahmen vor und nach der Aufbereitung ermittelt werden. Die für die Auswertung genutzte Software GSA Image Analyser[41] wurde zur quantitativen und morphometrischen Analyse von Bildmaterial aus verschiedenen naturwissenschaftlichen Bereichen entwickelt. Die Entwickler haben sie für unsere Auswertungen leicht adaptiert und auf dem schon erwähnten Laptop installiert. Mit diesem Programm war es möglich, den Materialabtrag im Wurzelkanal nach der Aufbereitung automatisch zu vermessen.

3.5.1.1. Überlagerung der Bilder

Zur Ermittlung der während der Aufbereitung stattgefundenen morphologischen Veränderungen sollten die Durchmesser des ursprünglichen und des vollständig aufbereiteten Kanals miteinander verglichen werden. Mit Hilfe des GSA Image Analysers wurden die jeweiligen Anfangsaufnahmen erfasst. Unter Verwendung einer in der Software vorhandenen Stapelfunktion gelang die Überlagerung mit dem aufgenommenen Aufbereitungs-Endzustand mit 50%iger Deckung, so dass sowohl Ausgangs- als auch Endzustand in einem Bild zu beurteilen waren (Abb. 16).

Die exakte Ausrichtung der überlagerten Aufnahmen erfolgte anhand der vor Versuchsbeginn angebrachten kegelförmigen Markierungen (Bohrungen) in den Endoblöcken. Danach wurden die Bilder anhand der ebenfalls zuvor gefertigten Aufnahme der Messskala über die Pixelzahl pro Millimeter kalibriert[42] (vgl. Kap. 3.1. Abb. 15).

[41] Fa. GSA Softwareentwicklung und Analytik Bansemer und Scheel GbR, Rostock, Deutschland
[42] Programmmenü "Extras", Funktion "Kalibrieren"

Abb. 16: Überlagerung von Ausgangs- und Endaufnahme mit dem Programm GSA Image Analyser am Beispiel des mit GT-Feilen aufbereiteten Blocks Nr. 8. Die vor der Aufbereitung angebrachte Bohrung (rechts unten) diente zur Ausrichtung der Aufnahmen bei der Überlagerung, der ursprüngliche Kanalverlauf ist rot eingefärbt

Die überlagerten Bilder wurden von 2142 x 1138 Pixel auf 1071 x 569 Pixel Auflösung reduziert, da sich diese Größe als optimal für die verwendete Software erwiesen hatte. In diesem Zustand wurden die zusammengesetzten digitalen Bilder als Scan-Bilddateien (*.myp*) abgespeichert.

3.5.1.2. Objekterstellung und Flächenberechnung

In einem weiteren Programmmodul des GSA Image Analysers können ausgewählte Areale der im vorigen Kapitel beschriebenen Scan-Bilddateien automatisch berechnet werden. Dazu muss der Benutzer diese Bereiche anhand der Funktion "verbundene Linien" umreißen. Die ausgewählten Flächen werden anschließend als schwarz gefärbte „Objekte“ dargestellt.

Für unsere Zwecke haben wir in den Bildern die Differenz aus dem vollständig aufbereiteten und dem ursprünglichen Wurzelkanal (in Abbildung 16 grau

dargestellt) ausgewählt und schwarz markiert. Die so erzeugten Objekte aus den überlagerten Bildern wurden kopiert und wiederum als Scan-Bilddateien (*.myp*) abgespeichert.

Anschließend wurden um den Apex des ursprünglichen Wurzelkanals als Kreismittelpunkt digital zehn konzentrische Kreise mit einem sich jeweils um einen Millimeter vergrößernden Radius gezogen. Die Schnittpunkte der Kreise mit der Kanalwand bildeten je zehn Segmente an der Außen- und an der Innenkurvatur (Abb. 17). Über die Programmfunktion "Grenzwerte auf Image anwenden" war die automatische Flächenberechnung der einzelnen Segmente in mm^2 möglich. Danach wurden die Werte des Materialabtrags in Excel-Tabellen erfasst und ausgewertet.

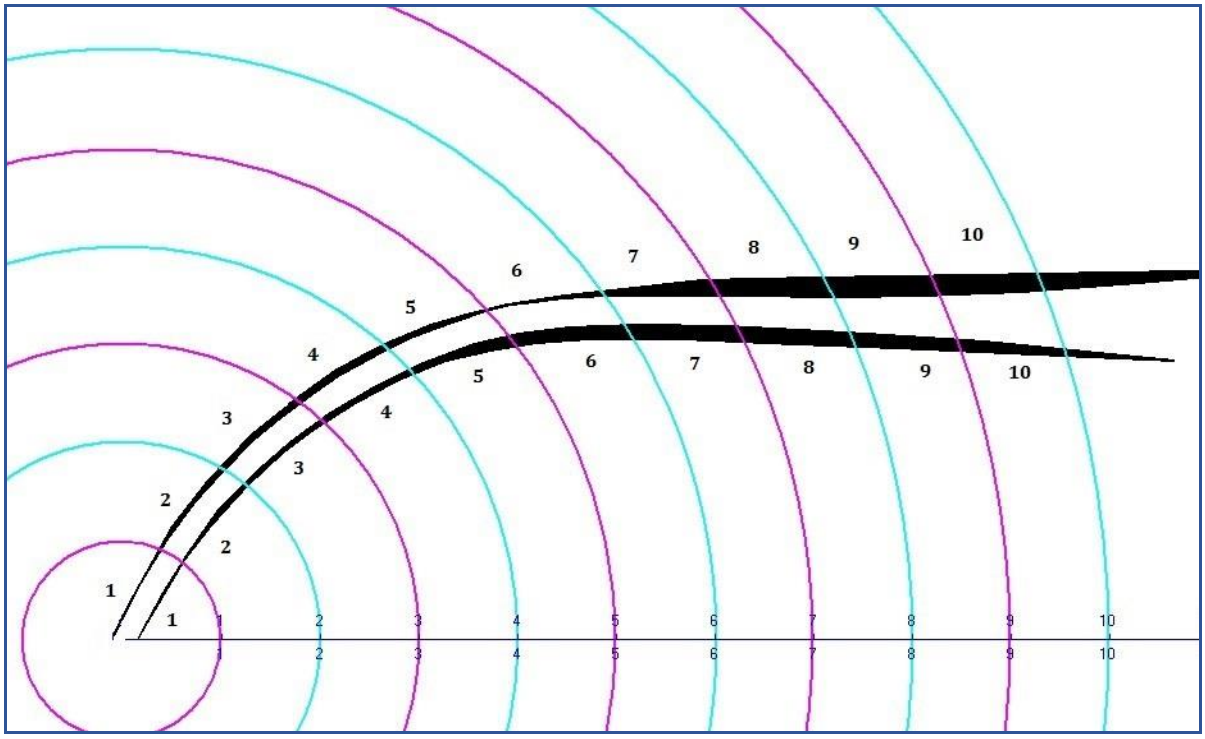

Abb. 17: Ausgewertete Bilddatei mit fortlaufend durchnummerierten Segmenten am Beispiel der Aufbereitung mit GT Feilen am Block Nr. 8

3.5.2. Visuelle Beurteilung der Kanalform

Das Auftreten von zip, elbow-Effekt, Stufenbildung und bauchförmigen Veränderungen wurde anhand der digitalen Fotos unter Vergrößerung mit dem Programm GSA untersucht.

3.5.3. Beurteilung der Arbeitslänge

Die Messung der Arbeitslänge erfolgte mit einer K-Feile ISO 15 und aufgesetztem Silikonstopper. Jeder Wurzelkanal wurde vor und nach der Aufbereitung vermessen. Als Referenzpunkt diente die Stirnfläche des Kunststoffblocks mit dem Eingang des Wurzelkanals. Zum Ausmessen der Eindringtiefe des Instruments benutzten wir eine Endo-Messlehre mit Millimetereinteilung.

3.5.4. Erfassung der Arbeitssicherheit

Zwischenfälle während der Wurzelkanalaufbereitung, wie Instrumentenbruch, Instrumentendeformation oder Verblockung des Wurzelkanals, wurden auf dem Arbeitsbogen vermerkt. Nach der Aufbereitung wurden die Instrumente unter einem Operationsmikroskop[43] bei 15–facher Vergrößerung weiter analysiert.

3.5.5. Beurteilung der Aufbereitungszeit

Die Aufbereitungszeit erfasste die gesamte erforderliche Zeit, beginnend mit der Einführung des ersten Instruments (K-Feilen ISO 10) in den Kanal bis zum Abschluss der Aufbereitung einschließlich der gesamten aktiven Wurzelkanalaufbereitungen, Spülungen, Rekapitulationen sowie Instrumentenwechsel, Fotografieren und Datenerfassung. Alle Ereignisse wurden während der Versuche auf einem Arbeitsbogen handschriftlich protokolliert.

[43] Carl Zeiss OPMI Pro Ergo

3.5.6. Beurteilung des Lerneffekts

Zu Beginn der von uns durchgeführten Versuche wurden mit einem Instrumentensystem nacheinander Aufbereitungen an je fünf Kunststoffblöckchen zum Erlernen der Methodik durchgeführt. Danach wurde zu einem anderen Instrumentensystem gewechselt und hiermit die Aufbereitung an wiederum fünf artifiziellen Wurzelkanälen vorgenommen. In gleicher Weise wiederholten wir die Versuche für die restlichen sechs Instrumentensysteme. Diesen Zyklus mit der Bearbeitung von insgesamt 40 Kanälen bezeichnen wir als *Trainingsphase*. Die in der Methodik beschriebenen Parameter wurden zwar für alle Messungen erhoben, jedoch in die nachfolgende Auswertung nicht einbezogen, um den Einfluss des Lerneffekts auszuschließen.

Anschließend folgte die *Versuchsphase*, in der wir zunächst wiederum je fünf Kanäle nacheinander mit jedem Instrumentensystem aufbereiteten, jedoch in umgekehrter Reihenfolge zur Trainingsphase. Nach der Versuchsphase wurden in der *finalen Phase* weitere fünf Kunststoffblöckchen mit jedem Instrumentensystem in gleicher Reihenfolge wie in der Trainingsphase bearbeitet. Mit diesem Vorgehen wollten wir den Erfahrungseffekt auf alle getesteten Systeme verteilen.

3.6. Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung wurden die Parameter

- Zentrierfähigkeit der Instrumente in den zehn einzelnen Segmenten des Wurzelkanals,
- Schneidleistung im apikalen, mitteren und koronalen Wurzelkanaldrittel und
- Instrumentierungszeit je Aufbereitung

analysiert und ausgewertet.

Die statistische Bearbeitung des Datenmaterials der vorliegenden Arbeit wurde mit SPSS[44] für Windows durchgeführt. Zur Feststellung der Zentrierfähigkeit der Instrumente im Wurzelkanal verglichen wir für jedes Segment den Abtrag an der Außen- mit dem an der Innenkurvatur. Dafür wurden die Werte des Materialabtrags mit dem Wilcoxon-Test als parameterfreiem Test zum Vergleich zweier abhängiger Stichproben hinsichtlich ihrer zentralen Tendenzen analysiert.
Für die Schneidleistungfähigkeit und die Instrumentierungszeit wurde ein Overall-Vergleich zwischen den acht Gruppen mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Tests durchgeführt. Dies ist ebenfalls ein parameterfreier statistischer Test zum Vergleich von mehr als zwei unabhängigen Stichproben hinsichtlich ihrer zentralen Tendenzen. Im Falle einer Signifikanz erfolgten Paarvergleiche zwischen den einzelnen Gruppen mit dem Mann-Whitney-U-Test.

Für den Lerneffekt wurde ein Overall-Vergleich zwischen der Aufbereitungszeit der drei Übungsphasen (Trainings-, Versuchs- und Finalphase) mit dem Friedman-Test durchgeführt. Dies ist ein parameterfreier statistischer Test zum Vergleich von drei oder mehr gepaarten Stichproben, ob sich die zentralen Tendenzen an mehr als zwei Messpunkten unterscheiden. Im Falle einer Signifikanz erfolgten Paarvergleiche zwischen den einzelnen Gruppen mit dem Wilcoxon-Test.

Bei allen Tests wurde ein Unterschied dann als statistisch signifikant definiert, wenn die Wahrscheinlichkeit P für sein Auftreten kleiner oder gleich der kritischen Irrtumswahrscheinlichkeit α von 5 % war ($P \leq 0{,}05$).

[44] SPSS Ver. 19.0 (IBM Corporation, Armonk, NY USA)

4. Ergebnisse

Zum Abschluss unserer Untersuchungen lagen Ergebnisse aus der Trainings-, Versuchs- und finalen Phase vor. Ausgewertet wurden nur die Daten der beiden letztgenannten Testreihen; nur zur Bewertung des Lerneffektes wurde auch die Trainingsphase in die Auswertung einbezogen. Während der Aufbereitung der 80 Wurzelkanäle in der Versuchs- und Finalphase frakturierten jeweils ein ES- und ein RS-Instrument, so dass insgesamt 78 Wurzelkanäle zur Auswertung zur Verfügung standen.

4.1. Veränderung der Wurzelkanalform

Auf der Grundlage der während der Aufbereitung angefertigten digitalen Aufnahmen konnte der erfolgte Materialabtrag als Flächenreduktion an der großen und kleinen Kurvatur des Wurzelkanals mit einem computergestützen Analyseprogramm quantitativ ausgewertet werden. In der Abbildung 18 sind die Durchschnittswerte und in den Tabellen A. 2. ff (Anhang) auch die Einzelwerte separat für beide Kurvaturen, unterteilt auf die in der Methodik (vgl. S. 37) näher erläuterten zehn Segmente der Kanäle dargestellt.

Anhand der grafischen Darstellung des Materialabtrags in Abbildung 18 ist die Formveränderung des Wurzelkanals gut erkennbar; je gleichmäßiger die Werte von der x-Achse abweichen, desto besser ist die Form des Kanals erhalten.

Darüber hinaus erfolgte der Vergleich der Kanalform nach Aufbereitung jeweils separat für drei Abschnitte des artifiziellen Wurzelkanals:

Apikales Drittel: (Segmente 1-4) der am meisten gekrümmte Teil des Kanals,
Mittleres Drittel: (Segmente 5-7) Übergang vom geraden auf den gekrümmten Teil und *Koronales Drittel:* (Segmente 8-10) gerader Teil des Kanals.

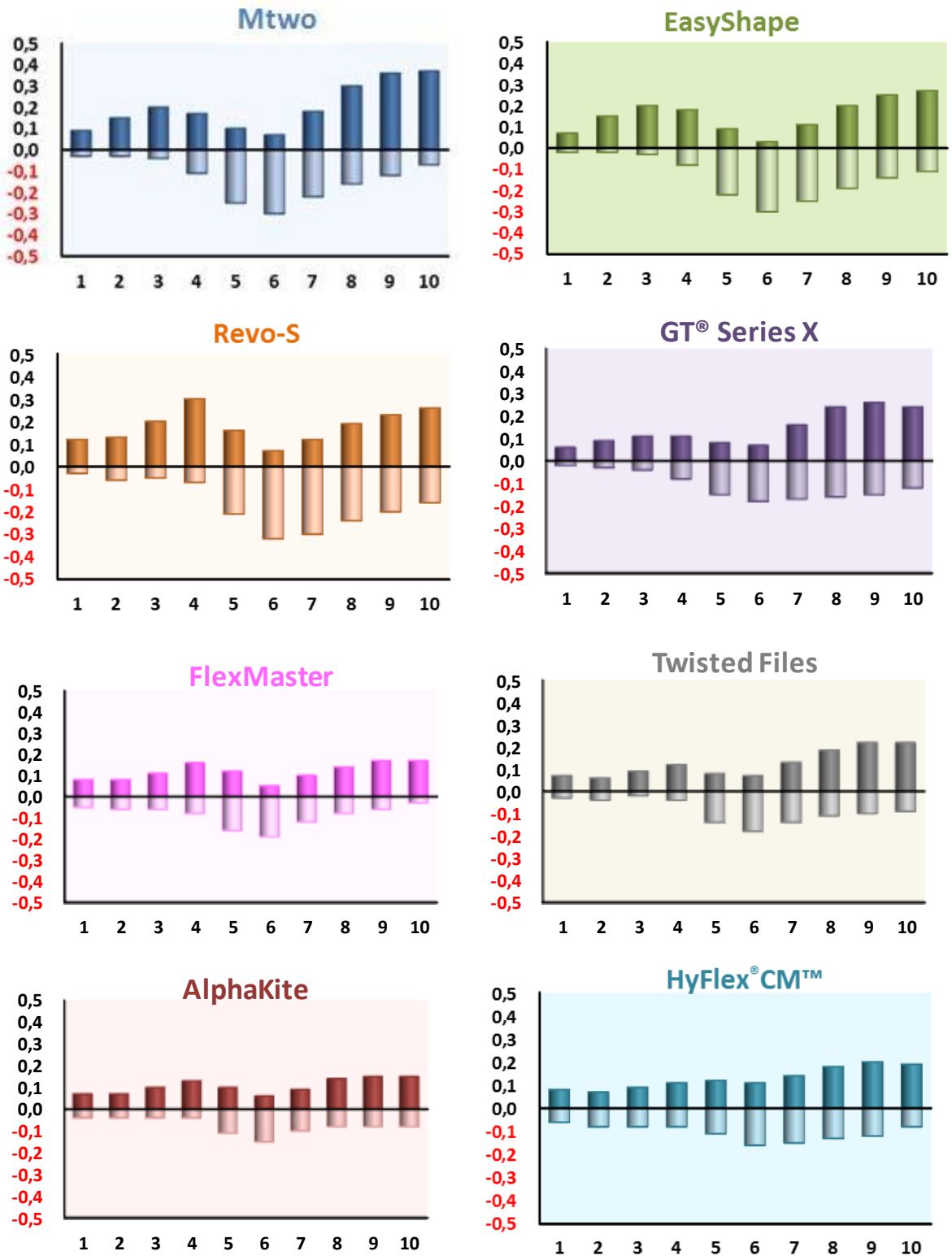

Abb. 18: Grafische Darstellung des durchschnittlichen Materialabtrags an der großen (positive Werte)und kleinen Kurvatur (negative Werte) für alle getesteten Systeme

4.1.1. Zentrierfähigkeit (Centering ability)

4.1.1.1. Apikales Drittel

Die in Abbildung 18 und in den Tabellen A. 2. ff (Anhang) dargestellten Ergebnisse zeigen, dass bei der Anwendung des HF Systems in den apikalen Segmenten 1-3 kein statistisch nachweisbarer Unterschied im Materialabtrag zwischen der inneren und äußeren Kurvatur festgestellt werden konnte, was für den Erhalt der Kanalform in diesem Abschnitt spricht. Bei allen anderen Systemen war ein stärkerer Abtrag an der äußeren Kurvatur und damit eine Verlagerung des Wurzelkanals in diese Richtung zu beobachten. Der unterschiedliche Materialabtrag war bei den Systemen MT, RS und AK in allen Segmenten (1, 2, 3 und 4) und bei den Systemen ES, GTX, FM und TF in jeweils drei Segmenten statistisch signifikant ($P < 0.05$).

4.1.2.2. Mittleres Drittel

Auch hier zeigte sich ein annähernd gleicher Materialabtrag in den Segmenten 5 und 7 für das HF-System, wodurch auf einen Erhalt der Kanalform in diesem Bereich geschlossen werden kann. Bei den anderen Instrumentensystemen kam es zum verstärkten Abtrag an der inneren Kurvatur, was als Begradigung des Kanals anzusehen ist (siehe Abb. 18-20). Im Segment 6 war der Abtragsunterschied für alle Systeme, im Segment 5 für die Systeme MT, ES, GTX und TF und im Segment 7 nur für die Systeme RS und ES statistisch signifikant ($P < 0.05$).

4.1.1.3. Koronales Drittel

Im koronalen Drittel war mit Ausnahme von RS für alle Instrumentensysteme ein verstärkter Materialabtrag an der äußeren Kurvatur zu beobachten, was einer Verlagerung des Kanals in diese Richtung entspricht. Bei der Anwendung des RS-Systems kam es im Segment 9 zum erhöhten Materialabtrag an der inneren Kanalwand. Statistisch waren die Unterschiede mit Ausnahme der Systeme ES und RS in den Segmenten 8 und 9 für alle Instrumente signifikant ($P < 0.05$) (vgl. Abb. 18-20).

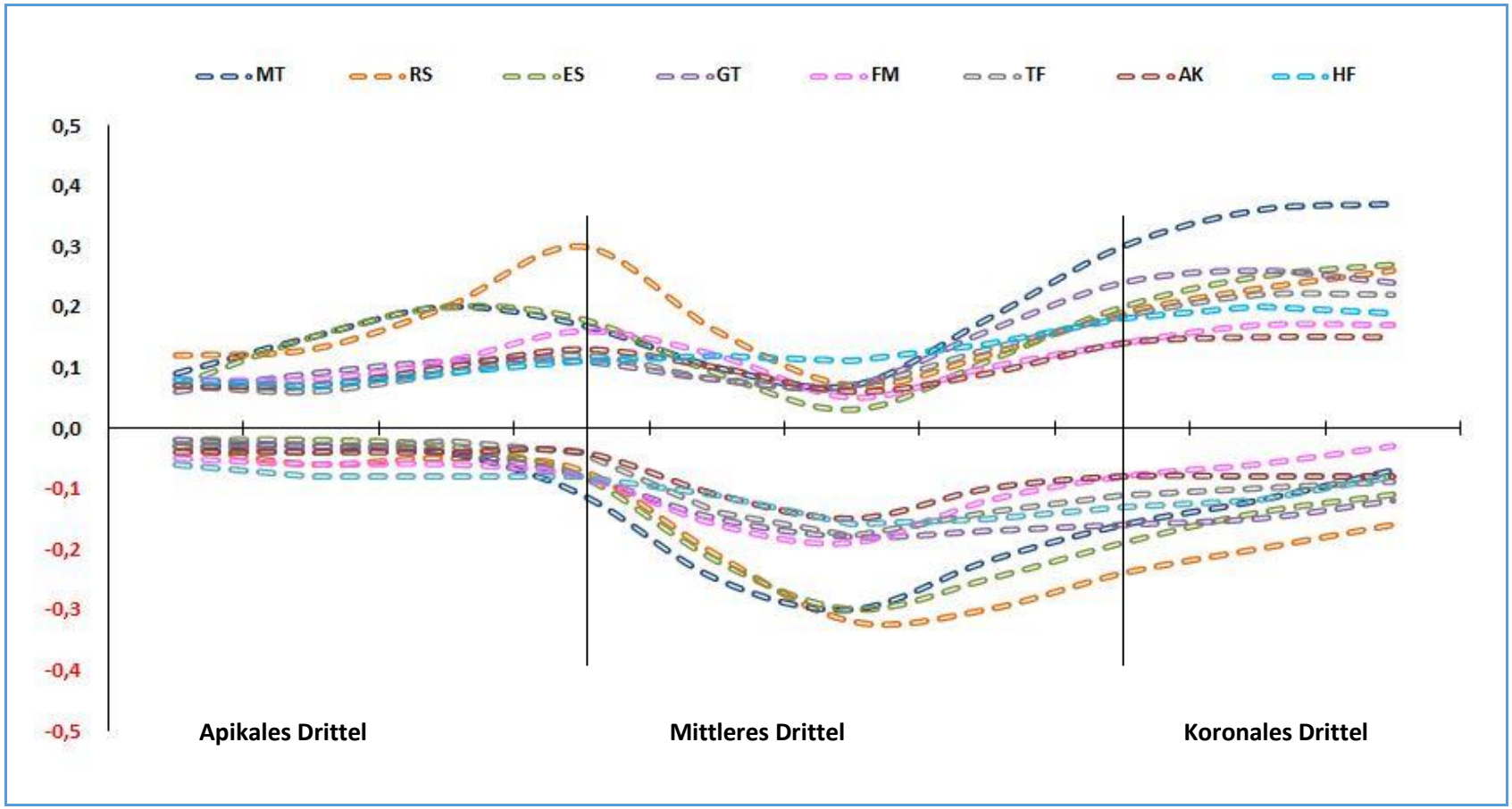

Abb. 19: Gegenüberstellung der mittleren Abtragswerte je Segment für die Versuchsreihen auf der kleinen (negative Werte) und großen Kurvatur (positive Werte)

4.1.2. Schneidleistung (Menge des Materialabtrags)

Die Gesamtmenge des von den acht Instrumentensystemen jeweils im apikalen, mittleren und koronalen Drittel von der inneren und äußeren Kanalwand abgetragenen Kunststoffes ist in der Tabelle 1 dargestellt.

Tabelle 1: Mit den getesteten Instrumentensystemen erzielter durchschnittlicher Gesamt-Materialabtrag [mm²] und Standardabweichung in verschiedenen Abschnitten des Wurzelkanals.

Instrumentensystem (Anzahl der Blöcke)	Apikales Drittel	Mittleres Drittel	Koronales Drittel
Mtwo (10)	0,11 ± 0,07	0,19 ± 0,09	0,23 ± 0,12
Revo-S (9)	0,12 ± 0,10	0,20 ± 0,11	0,21± 0,05
EasyShape (9)	0,10 ± 0,08	0,17 ± 0,10	0,19 ± 0,06
GT® Series X (10)	0,07 ± 0,04	0,13 ± 0,05	0,19 ± 0,06
FlexMaster (10)	0,08 ± 0,04	0,12 ± 0,05	0,11 ± 0,06
Twisted Files (10)	0,06 ± 0,04	0,12 ± 0,04	0,15 ± 0,06
AlphaKite (10)	0,07 ± 0,04	0,11 ± 0,06	0,11 ± 0,04
HyFlex®CM™ (10)	0,08 ± 0,04	0,13 ± 0,04	0,16 ± 0,07
P-Wert	**0,000**	**0,000**	**0,000**

Der Vergleich der einzelnen Feilensysteme wurde zunächst mit dem Kruskal-Wallis-Test überprüft. In allen Abschnitten wurden signifikante Ergebnisse für den Gesamtvergleich gefunden. Damit bestand die Voraussetzung, Gruppenvergleiche zwischen den Einzelsystemen mit dem Mann-Whitney-U-Test durchführen zu können. Die Ergebnisse finden sich in den Tabellen A. 3. im Anhang. Die wesentlichen klinisch und praktisch wichtigen Ergebnisse sind in den nachfolgenden Kapiteln beschrieben.

4.1.2.1. Apikales Kanaldrittel

RS, MT und ES trugen in diesem Bereich annähernd gleich viel Material ab, jedoch signifikant mehr als die anderen Systeme. Auch FM- und HF-Instrumente unterschieden sich hinsichtlich des Materialabtrags nicht. Den geringsten Materialabtrag beobachteten wir nach der Anwendung von TF, gefolgt von GTX und AK, wobei zwischen diesen

Instrumenten keine signifikanten Unterschiede festgestellt wurden (s. Mann-Whitney-U-Test Tab. A. 3.1, Anhang).

4.1.2.2. Mittleres Kanaldrittel

Der höchste Materialabtrag wurde nach dem Einsatz der Instrumentensysteme RS gefolgt von MT und ES beobachtet. Die geringste Menge trugen TF- und FM-Instrumente ab. Der Einsatz der HF und GTX Instrumente hatte annähernd den gleichen Bearbeitungseffekt (s. Mann-Whitney-U-Test Tab. A. 3.2.)

4.1.2.3. Koronales Kanaldrittel

Die größte Materialmenge trugen MT- und etwas weniger RS-Instrumente ab. Es folgten die Systeme ES und GTX mit etwa gleicher Abtragsleistung vor den HF-Instrumenten. Den geringsten Materialabtrag beobachteten wir nach der Anwendung von AK und FM (s. Mann-Whitney-U-Test Tab. A. 3.3.).

Die durchschnittliche Gesamtmenge des abgetragenen Materials nach Anwendung der getesteten Instrumentensysteme ist in Abbildung 20 dargestellt (Werte s. A. 4.)

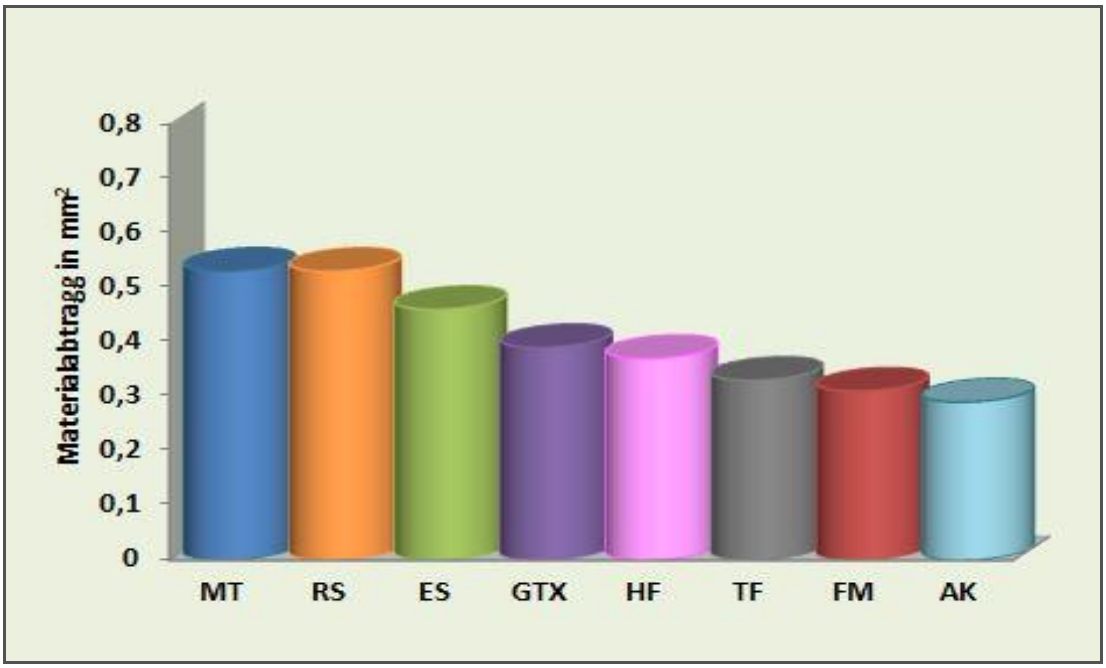

Abb. 20: Durchschnittlicher Materialabtrag von der Innen- und Außenkurvatur durch die untersuchten Instrumentensysteme

4.1.3. Visualisierung morphologischer Veränderungen

Nach der Aufbereitung mit den untersuchen Instrumentensystemen konnten keine morphologischen Veränderungen des Kanals wie zip- und elbow-Effekt oder bauformige Veränderungen beobachtet werden. Lediglich Stufen hatten sich nach der Anwendung von zwei Systemen ausgebildet:

- **Revo-S System:** In vier Fällen in den Blöcken Nr. 1, 3, 4 und 5 im apikalen Kanaldrittel, nach dem Einsatz der letzten Feile SU 25/.06. Die Stufenbildung äußert sich in einem verstärkten Materialabtrag an der äußeren Kurvatur im Segment 4 (vgl. Tab. A. 2.2.2.).
- **EasyShape System:** In Block Nr. 4 nach dem Einsatz der letzten Feile 25/.06 und in Block Nr. 5 nach der Feile 20/.05 jeweils im Apikalbereich der Kanäle beider Blöcke.

In beiden Systemen kamen jeweils nur neun Testreihen wegen einer eingetretenen Instrumentenfraktur zur Auswertung (vgl. 4.2.1., S. 50).

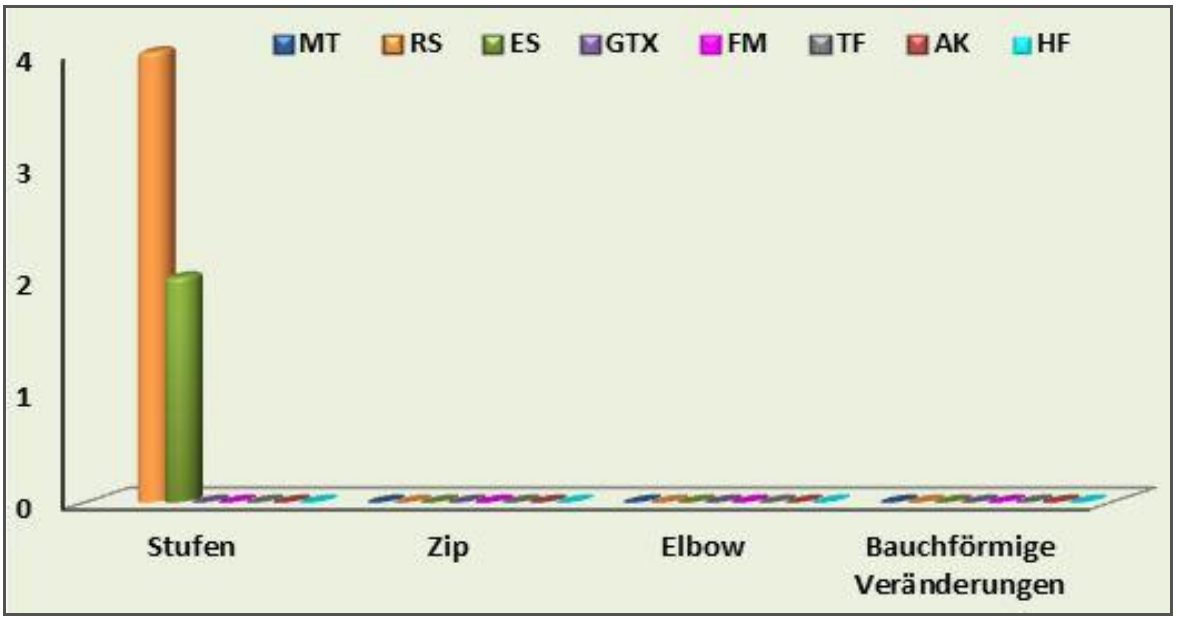

Abb. 21: Anzahl der Aufbereitungsfehler

4.1.4. Verlust von Aufbereitungslänge

Die Veränderung der Aufbereitungslänge wird bestimmt durch die Subtraktion der Arbeitslänge nach der Aufbereitung von der Originallänge des Wurzelkanals. Sie kann an den transparenten Kunststoffblöckchen einfach bestimmt werden. Für die Auswertung unserer Untersuchungsergebnisse nahmen wir eine Änderung der Arbeitslänge für den Fall an, dass sich die Eindringtiefe um mehr als 0,5 mm verkürzt hatte.
Die grafische Darstellung in Abbildung 22 zeigt, dass die meisten Instrumentensysteme die Aufbereitungslänge während der Aufbereitung nicht verkürzen. Eine Längenänderung von mehr als 0,5 mm war nur nach der Aufbereitung mit dem ES-System an sieben und dem RS-System an drei Blöckchen zu beobachten.

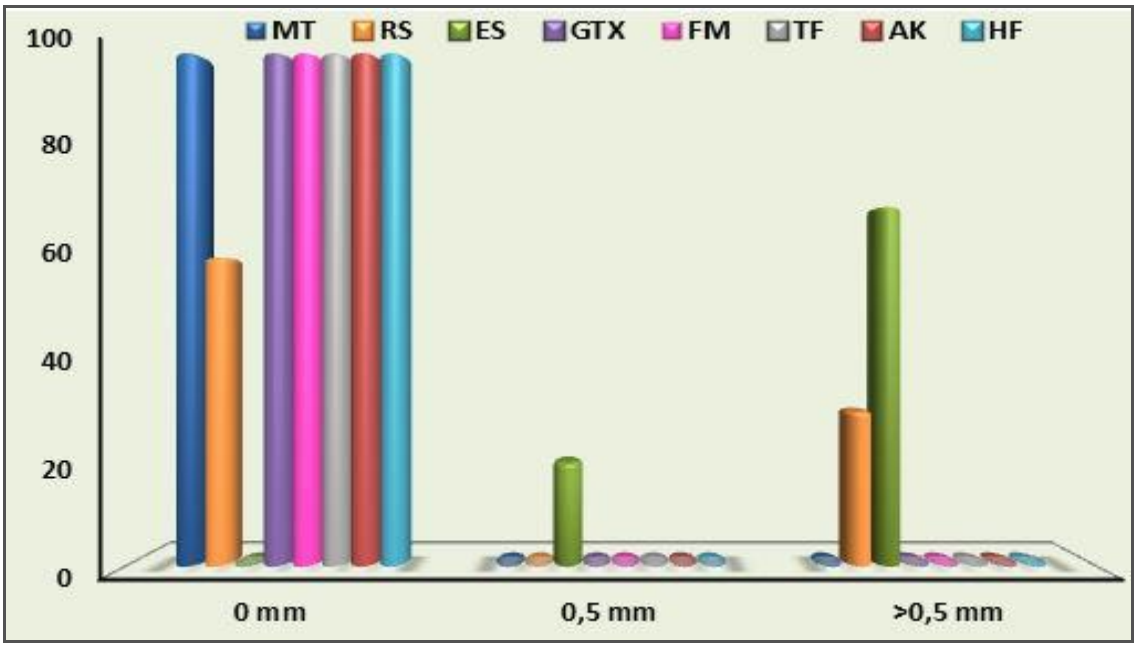

Abb. 22: Prozentuale Verteilung des Verlustes an Arbeitslänge

4.2. Arbeitssicherheit

4.2.1. Instrumentenfraktur

Eine Instrumentenfraktur während der Präparation verhinderte die weitere Aufbereitung. Die Kunststoffblöckchen wurden aussortiert und von der weiteren Auswertung der Ergebnisse ausgeschlossen. Insgesamt traten nur zwei Instrumentenfrakturen auf:

- **Revo-S System**: Ein Instrument SU 25/.06 in Block Nr. 2
- **EasyShape system:** Ein Instrument 25/.06 in Block Nr. 6

Abb. 23: Fraktur eines ES-Instruments 25/.06 in Block Nr. 6

4.2.2. Instrumentendeformation

Nach ihrer Anwendung wurden alle Instrumente unter einem Lichtmikroskop bei einer 15-fachen Vergrößerung untersucht. Deformationen in Form von Aufbiegungen oder Aufwindungen traten bei zwei der untersuchten Instrumentensysteme auf:

- **Twisted Files System:** Elf Instrumente der Größe ISO 25 waren deformiert, davon neun mit einer Konizität von .08 und zwei mit einer Konizität von .06
- **AlphaKite System:** Ein Instrument der Größe ISO 25/.04 war deformiert

Die Aufwindungen an den Instrumenten des TF-Systems waren schon mit bloßem Auge in Form einer Verlängerung der Spirale des Arbeitsteils erkennbar; die Deformation des AlphaKite-Instruments zeigte sich erst bei der Betrachtung unter dem Mikroskop.

Abb. 24: Deformation eines TF Instruments 25/.08 (Pfeile)

4.2.3. Blockade des Wurzelkanals

Lässt man die eingetretenen Instrumentenfrakturen unberücksichtigt, kam es mit keinem der acht getesteten Instrumentensysteme zu Blockaden des Wurzelkanals.

4.3. Aufbereitungsaufwand

4.3.1. Anzahl der zur Aufbereitung notwendigen Instrumente

Die Kanalaufbereitung erfolgte mit allen Systemen nach Herstellerangaben bis zur Instrumentengröße ISO 25. Die einzige Ausnahme, bei der die Erweiterung mit der Größe ISO 20 endete, bildete das System GT® Series X , denn hier sind Instrumente nur in den Größen ISO 20, 30 und 40 erhältlich. Vom FM-System wurde die mittlere und vom AK-System die rote Sequenz verwendet.

Vor der Aufbereitung mit den rotierenden Systemen kamen K-Feilen als Handinstrumente der Größen ISO 10/.02 als patency files und ISO 15/.02 zur Darstellung des Gleitpfades zum Einsatz. Das MT-System verfügt als Einziges über ein initiales Instrument der Größe ISO 10/.04, welches wir rotierend anstelle der K-Feile ISO 15 verwendeten. Die Anzahl der im Rahmen der einzelnen Instrumentensysteme zur Anwendung gelangten Instrumente einschließlich der K-Feilen ISO 10 und 15 sind in Tabelle 2 aufgelistet.

Tabelle 2: Anzahl der im Rahmen der einzelnen Systeme eingesetzten Instrumente

System	Anzahl der eingesetzten Instrumente
Mtwo	5
Revo-S	6
EasyShape	6
GT® Series X	4
FlexMaster	8
Twisted Files	5
AlphaKite	6
HyFlex®CM™	5

4.3.2. Präparationsdauer

Die Aufbereitungszeit für jedes Kunststoffblöckchen ist in der Tabelle 5.1. (Anhang) und die durchschnittliche Präparationsdauer für jedes System während der Versuchs- (Blöcke 6–10) und der Finalphase (Blöcke 11–15) in Abbildung 25 dargestellt. Die durchschnittliche Aufbereitungsdauer lag zwischen 432 Sekunden für das HyFlex®CM™-System und 1153 Sekunden für das EasyShape-System. Der Kruskal-Wallis-Test zeigt für den Vergleich aller Systeme untereinander hoch signifikante statistische Unterschiede (P = 0.000) (Detailangaben s. Tab. A. 5.2.)

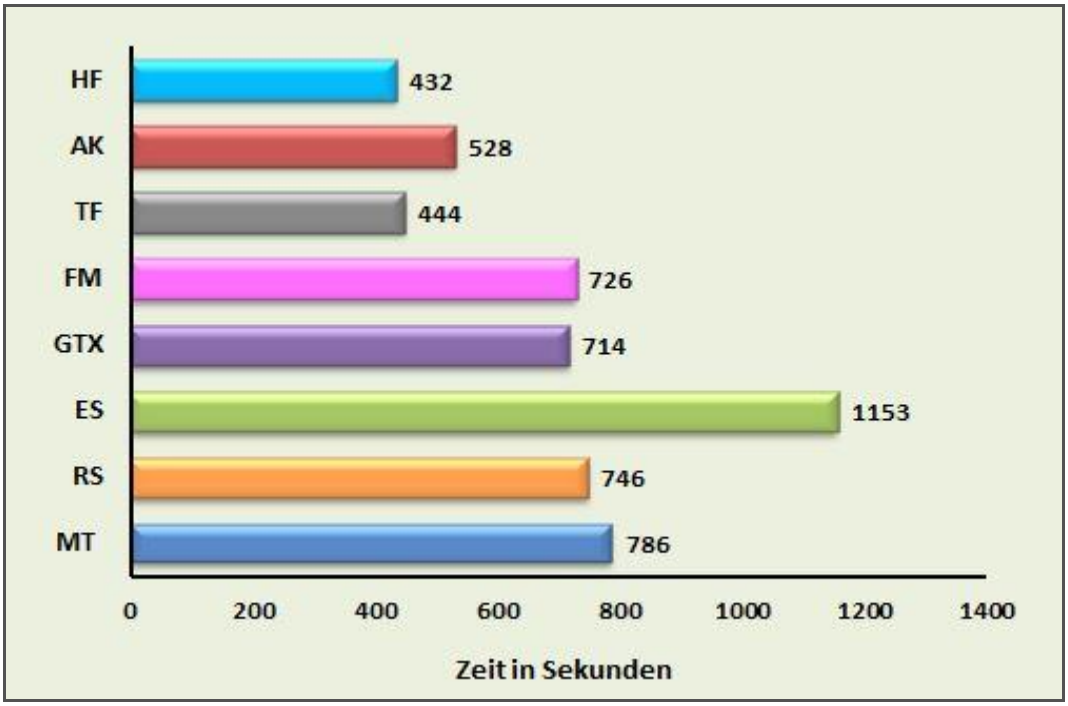

Abb. 25: Durchschnittliche Aufbereitungsdauer der Versuchs- und finalen Phase für jedes System

4.3.3. Einfluß des Lern- und Erfahrungseffektes auf die Präparationsdauer

Während der Lerneffekt die Gewöhnung an die Aufbereitungssystematik mit den einzelnen Feilensystemen während der Trainingsphase beschreibt, bezeichnen wir die zunehmende Kenntnis des Behandlers während der Versuchs- und Finalphase als Erfahrungseffekt. Während der Trainingsphase frakturierten drei GTX- und ein ES-Instrument. Die Abbildung 26 zeigt die stetige Reduktion der Präparationsdauer von der Trainigs- zur finalen Phase für die Systeme MT, FM, AK und TF, wobei die Abnahme bei MT und FM auch statistisch signifikant ($P < 0,05$) war. Für die Systeme ES, RS und GTX verlängerte sich die Aufbereitungszeit in der Versuchsphase und verkürzte sich in der nachfolgenden finalen Phase wieder (Detailangaben s. Tab. A. 5.1.).

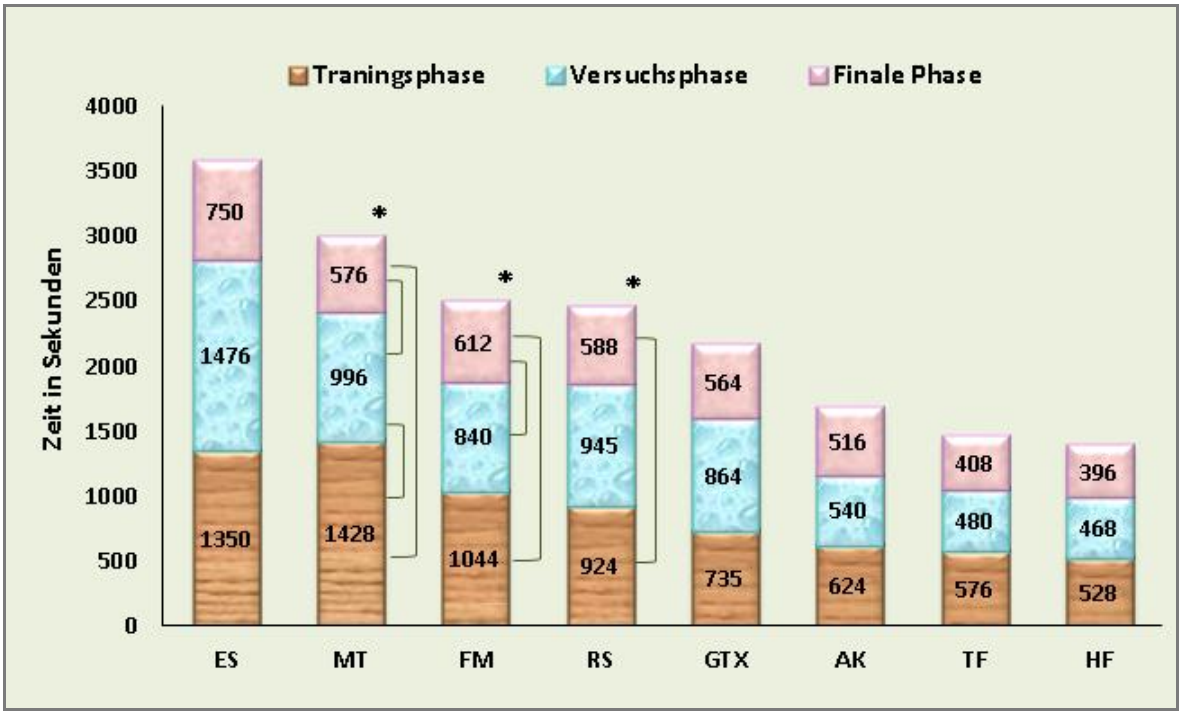

Abb. 26: Durchschnittliche Präparationsdauer in den drei Phasen der Untersuchungen (*statistisch signifikante Veränderungen)

5. Diskussion

Die vorliegende Studie hatte die Aufgabe, die Fähigkeit von rotierenden Nickel-Titan-Instrumentensystemen zur Aufbereitung und Formgebung des Wurzelkanals zu untersuchen. Es kamen acht unterschiedliche Instrumentensysteme an artifiziellen gekrümmten Kanälen in Kunststoffblöckchen zum Einsatz. Die Arbeitshypothese ging von der Annahme aus, dass alle Instrumentensysteme eine zentrierte Aufbereitung mit konischem Verlauf und nur minimalen Formabweichungen ermöglichen. Weiterhin wurde angenommen, dass alle Instrumente die Kanalwände sicher und effizient bearbeiten.

5.1. Kanalform

Abweichungen von der ursprünglichen Kanalform entstehen durch die Tendenz der Feilen, ihre gerade Form auch während der Präparation zu behalten. Das bedeutet, dass sich die Feile während der Erweiterung des gekrümmten Kanals streckt (Vaudt et al. 2009, Calberson et al. 2004). Aufgrund ihrer pseudoelastischen Eigenschaften kann die Kanalform mit rotierenden Nickel-Titan-Instrumenten nach übereinstimmender Ansicht der meisten Forscher besser erhalten werden als mit Handinstrumenten aus Edelstahl. Im Vergleich der konventionellen Nickel-Titan-Feilen untereinander stehen die Ergebnisse unserer Untersuchungen (s. Tab. A. 2. ff) im Einklang mit denen anderer Autoren (Weine et al. 1975, Thompson & Dummer 1998, 2000) die gezeigt haben, dass die Kanalverlagerung in gekrümmten Kanälen meistens an der Außenwand des apikalen und an der Innenseite des mittleren Kanalanteils auftritt (Abou-Rass et al. 1980).

In unserer Studie bewerteten wir deshalb die Verlagerung (transportation) auch daran, wieviel Material im apikalen, mittleren und koronalen Drittel des Wurzelkanals bei der Aufbereitung abgetragen worden war. Demgegenüber ermittelten wir die Zentrierfähigkeit der Instrumente anhand des Materialabtrags von der inneren und äußeren Kurvatur innerhalb eines präparierten Kanalsegments. Bei gleichmäßigem

Abtrag sollte statistisch ($P < 0.05$) kein Unterschied zwischen der von beiden Wänden entfernten Materialmenge zu erkennen sein.

HF-Instrumente wiesen im apikalen und mittleren Wurzelkanaldrittel die beste Zentrierfähigkeit auf; im koronalen Anteil kam es zum verstärkten Abtrag in Richtung der Außenkurvatur. Bei allen anderen untersuchten Instrumentensystemen trat in den meisten Abschnitten eine Verlagerung des Wurzelkanals aufgrund schlechterer Zentrierfähigkeit auf. Die geringe Abweichung vom ursprünglichen Kanalverlauf beim Einsatz der HF-Instrumente könnte mit dem speziellen Herstellungsprozess aus einem wärmebehandelten Draht (termed CM-wire) und der damit verbundenen Modifikation der Gitterstruktur erklärt werden. Durch den hohen martensitischen Phasenanteil bei Raum- und Körpertemperatur sind die CM-Instrumente außerordentlich biegsam, weisen aber nicht den Rückstellungseffekt anderes NiTi-Instrumenze auf. Sie können daher der Anatomie des Kanals gut folgen, die Stufenbildung ist, ebenso wie die Verlagerung und die Entstehung von Perforationen, reduziert.
Die Zentrierfähigkeit der Instrumente während der Aufbereitung steht in direktem Zusammenhang mit der Verlagerung des Wurzelkanals (Knowles et al. 1996). Der gute Formerhalt des apikalen Kanaldrittels nach Aufbereitung mit den HF-Instrumenten als Ergebnis unserer Untersuchungen konnte mit den anderen getesteten Systemen nicht erreicht werden. Auch andere Autoren zeigten in früheren Studien dass die Innenwand des Kanals im Vergleich zur gegenüberliegenden Kurvatur nicht oder deutlich weniger bearbeitet wurde (Ayar & Love 2004). Das HyFlex®CM™ System hatte seine Markteinführung im Jahre 2011; bisher sind uns vergleichbare Untersuchungsergebnisse über das Schneidverhalten dieser Instrumente nicht bekannt.
In unseren Untersuchungen bewirkten die TF-Instrumente apikal im Vergleich mit den anderen Systemen eine geringere Verlagerung des Kanals, koronal war sie jedoch größer als mit AK und FM. Die gleichmäßige Aufbereitung fand in zwei Segmenten (2 und 7) statt. Auch Gergi et al. beobachteten im Jahre 2010 bei Versuchen an extrahierten menschlichen Zähnen bei TF-Instrumenten eine geringere Verlagerung im apikalen Kanalbereich als nach der Anwendung des PathFile-ProTaper Systems.

Fayyad und Elgendy (2011) stellten bei der Bearbeitung extrahierter menschlicher Zähne mit dem TF-System ebenfalls einen effizienten und gleichmäßigeren Dentinabtrag als mit dem ProTaper-System fest.
El Batouty und Elmallah (2011) verweisen auf einen besseren Erhalt der Krümmung in extrahierten menschlichen Zähnen nach Aufbereitung mit TF- als mit K3-Instrumenten. In Übereinstimmung mit diesen Autoren könnte der verbesserte Formerhalt des Wurzelkanals bei den TF-Iinstrumenten auf das veränderte Herstellungsverfahren zurückzuführen sein. Dazu gehören sowohl die Wärmebehandlung mit Überführung in die R-Phase und das Verdrillen des Metalls als auch die Oberflächenbehandlung, die diesen Instrumenten eine höhere Flexibilität verleiht als sie durch die Herstellung in einem Schleifverfahren erzielt werden kann.

In einer neueren Studie fanden Sindreu et al. im Jahre 2012 bei der Präparation der mesialen Wurzelkanäle extrahierter oberer erster Molaren keine statistisch signifikanten Unterschiede in der apikalen Verlagerung zwischen TF- und FlexMaster-Instrumenten. Demgegenüber zeigen unsere Ergebnisse bei FM einen statistisch signifikant ($P < 0.05$) höheren Abtrag im apikalen Bereich als nach der Anwendung von TF- Instrumenten.

Über die Tendenz von FM-Instrumenten zur Begradigung des Kanals wurde schon früher unter Berufung auf ihre Steifigkeit hingewiesen (Weiger 2003, Birkenstock 2004, Merrett 2006). Die Ergebnisse unserer Untersuchungen zeigen für die FM-Instrumente die zentrierte Aufbereitung in den Segmenten 2, 5 und 7, aber keine zip-, elbow- oder Stufenbildungen.
Bei den Systemen RS, ES und MT kam es bei der Aufbereitung im apikalen und koronalen Drittel zur Verlagerung des Kanals in Richtung der großen Kurvatur und im mittleren Kanaldrittel zur Abflachung der kleinen Kurvatur. Insgesamt war der Materialabtrag in allen Bereichen des Kanals exzessiver als mit den anderen untersuchten Instrumentensystemen. Die Unterschiede zwischen diesen drei Systemen waren statistisch nicht signifikant. Es wird vermutet, das die hohe Abtragsleistung

aufgrund ihres Querschnitts mit scharfen Schneidkanten und einer höheren Konizität (Taper .06) erzielt wird.

Die Instrumente des RS-Systems haben einen Querschnitt mit drei asymmetrisch zur Längsachse angeordneten Schneidkanten (Instrumente SC1 und SU). Der Hersteller behauptet, diese Geometrie erleichtere das Eindringen in den Wurzelkanal mit einer *schlangenförmigen* Bewegung und vergrößere den vorhandenen Spanraum zum Abtransport von Debris. MT- und ES- Feilen verfügen über ein Querschnittsdesign, das an eine s-förmige Feile mit zwei Schneiden erinnert. Diese Instrumente zeichnen sich durch einen positiven Spanwinkel (rake angle) aus, mit dem ein effektiver Dentinabtrag ermöglicht wird (Sonntag et al. 2007). Durch ihren kleinen Kerndurchmesser verfügen diese Instrumente über große Spanräume mit einer hohen Aufnahmekapazität für das abgetragene Material (Schäfer & Vlassis 2004). Möglicherweise ist gerade dieser Parameter entscheidend für das etwas schlechtere Abschneiden des AlphaKite-Systems. AlphaKite-Instrumente haben einen drachenförmigen Querschnitt mit einer Haupt- und drei unterstützenden Schneiden woraus im Vergleich mit andenen Feilen ein kleinerer Spanraum resultiert.
Die nach der Präparation mit den RS- und ES-Instrumenten entstandene Verlagerung des Kanals in seinem apikalen Drittel führte in vier (RS) bzw. zwei Fällen (ES) zur Stufenbildung mit der Folge, dass die ursprünglich ermittelte Kanallänge nicht wieder zu erreichen war.
Aufgrund des Formgedächtnisses der Nickel-Titan-Legierung findet die Feilenspitze beim Vorschub in den Kanal eher die sich ausgebildete Stufe und akzentuiert diese, als dass sie dem weiteren Verlauf des Kanals in apikaler Richtung entlang der kleinen Kurvatur folgen kann. Damit ist eine nicht beabsichtigte Änderung der Kanalmorphologie verbunden. Sie war in unseren Untersuchungen nach der Anwendung der Instrumente SU 25/.06 beim RS-System und beim ES-System nach dem Einsatz der Feilen 20/.05 und 25./06, also bei größeren Konizitäten zu beobachten. Andererseits verringert die höhere Flexibilität das Risiko der Verlagerung während der Aufbereitung gekrümmter Kanäle, wie Schäfer et al. im Jahre 2003 formulierten. Sie untersuchten in ihrer Studie das Verhältnis zwischen dem Konuswinkel und der Flexibilität der NiTi-

Instrumente und kamen zu dem Schluss, dass zur Aufbereitung des apikalen Kanaldrittels gekrümmter Wurzelkanäle keine Feilen mit einer höheren Konizität als .04 verwendet werden sollten.

Ein weiterer wichtiger Aspekt zur Analyse des Schneidverhaltens ist die Bewertung der Materialhärte (Bergmans et al. 2001), denn durch unterschiedliche Oberflächenvergütungen kann die Oberflächenhärte und damit die Schneideffizienz der Nickel-Titan-Instrumente erfolgreich gesteigert werden. Thermische Nitridation[45], Ionenimplantation und die PVD[46]-Technik führten zu einer verbesserten Schneidleistung und einer höheren Bruchbeständigtkeit (Rapisarda et al. 2000 und 2001, Lee et al. 1996, Schäfer 2002a und b). Die letztgenannte Technik wurde in den späten 1980iger Jahren in die medizinische Geräteindustrie eingeführt (Grohmann & Mathey 1991). Sie ist in der Lage, dünne und harte Oberflächenbeschichtungen (1–7 µm) aus TiN, TiC, TiCN und TiAlN[47] (Smith 1995) bei verhältnismäßig geringen Temperaturen und ohne nachteilige Veränderungen an den Instrumenten zu erzeugen (Grohmann & Mathey 1991). Unter den in der vorliegenden Arbeit getesteten Instrumenten verdienten die Titan-Nitrid-beschichteten Systeme AlphaKite und EasyShape besondere Aufmerksamkeit.
In unseren Untersuchungen beobachteten wir nach der Aufbereitung mit MT-Instrumenten in allen Bereichen des Kanals einen größeren Materialabtrag als mit den PVD-beschichteten ES-Instrumenten, die über das gleiche Querschnittsdesign wie die MT-Instrumente (S-shape) verfügen. Der Unterschied zwischen diesen Instrumentensystemen war jedoch in keinem Bereich des Kanals statistisch signifikant. Der Vergleich mit den ebenfalls PVD-beschichteten AK-Feilen mit drachenförmigem Querschnitt, bestehend aus einer Haupt- und drei Hilfsschneiden, ergab für die MT-Instrumente jedoch einen im mittleren und koronalen Anteil des Kanals auch statistisch nachweisbar höheren Materialabtrag.

[45] bei 500 – 590°C über Minuten bis Stunden durchgeführte Oberflächenhärtung durch Stickstoffeinlagerung
[46] physical vapour deposition (physikalische Dampfablagerungstechnik)
[47] Titanaluminiumnitrid

Aus den dargestellten Ergebnissen und in Übereinstimmung mit den Erkenntnissen von Schäfer und Oitzinger (2008) lässt sich schlussfolgern, dass die Querschnittsform einen größeren Einfluss auf das Schneidverhalten hat als die PVD-Oberflächenbeschichtung.

Bürklein et al. stellten 2011 an extrahierten menschlichen Zähnen eine statistisch nicht signifikante geringere Begradigung des Wurzelkanals nach der Anwendung von Mtwo-Feilen im Vergleich zu unbeschichteten und PVD-oberflächenbeschichteten ES-Instrumenten fest. Sie kamen ebenfalls zu der Erkenntnis, dass die PVD-Vergütung der Oberfläche keinen Einfluss auf das Schneidverhalten des ES-Systems hat.

Für Mtwo-Feilen zeigen einige jüngere Studien den guten Erhalt der ursprünglichen Kanalkrümmung und eine exzellente Reinigungsfähigkeit (Veltri et al. 2005, Schäfer et al. 2006a, b, Sonntag 2007).

Al-Dameh (2011) beobachtete an menschlichen extrahierten Zähnen nach relativ komplikationslosen Präparationen mit AlphaKite- und BioRaCe-Instrumenten einen relativ zentrierten Kanalverlauf mit minimaler Verlagerung.

Das GTX-System ist eine modifizierte Version des ProSystem GT, charaktersiert durch die Herstellung der Legierung nach der M-wire-Technologie mit weiter geöffneten Spiralwinkeln, sich in der Weite ändernden Spanräumen und einem maximalen Schaftdurchmesser von einem Millimeter. Durch diese Konstruktionsmerkmale entstehen weite Räume zwischen den Schneidkanten, die viel abgetragenes Material aufnehmen (Buchanan 2009). Daraus könnte eine verbesserte Schneidleistung der GTX-Feilen im mittleren und koronalen Kanaldrittel resultieren.

Im apikalen Kanaldrittel waren die Werte für den Materialabtrag mit dem GTX-System mit Ausnahme der TF-Feilen und dem AK-System am niedrigsten, unterschieden sich untereinander statistisch jedoch nicht. Der vergleichsweise geringere Materialabtrag mit dem GTX-System in unseren Untersuchungen ist wahrscheinlich auch auf die kleinere Feilengröße zurückzuführen (ISO 20), bis zu der aufbereitet worden war.

Tabtabaei (2011) verglich die Aufbereitung mit den Systemen ProSystem GT und GTX an extrahierten Zähnen mit dem Ergebnis, dass beide Systeme eine Verlagerung in Richtung der Furkation und das ProSystem GT zusätzlich eine signifikante Begradigung bewirkten.

Hashem et al. (2012) überprüften die Schneidleistung von TF, GTX, RS und ProTaper nach der Präparation extrahierter menschlicher Zähne bis zur ISO-Größe 30. Sie stellten für alle Instrumente eine Kanalverlagerung in allen Abschnitten des Wurzelkanals fest. Diese Ergebnisse stehen in Übereinstimmung mit den Ergebnissen unserer und vorausgegangenen Untersuchungen anderer Autoren (Setzer 2007, Hartmann et al. 2007). Dabei war im Vergleich zu RS, GTX und ProTaper jedoch die Zentrierung bei der Anwendung des TF-Systems besser und die Kanalverlagerung geringer. Revo-S und GTX wiesen eine bessere Schneidfähigkeit auf als ProTaper. Die Bearbeitung mit GTX-Instrumenten hatte einen höheren Dentinabtrag zur Folge als mit TF und Revo-S. Der Unterschied war allerdings statistisch nicht nachweisbar.

Obwohl es mit den getesteten rotierenden Instrumentensystemen MT, GTX, FM, AK und TF in den meisten Kanalabschnitten zur Verlagerung gekommen war, beeindruckte die Endform aller präparierten Kanäle durch eine zufriedenstellende Konizität und eine für die Abfüllung geeignete Kontur ohne wesentliche Präparationsprobleme, wie die Ausbildung von Stufen oder Perforationen (Abb. 27).

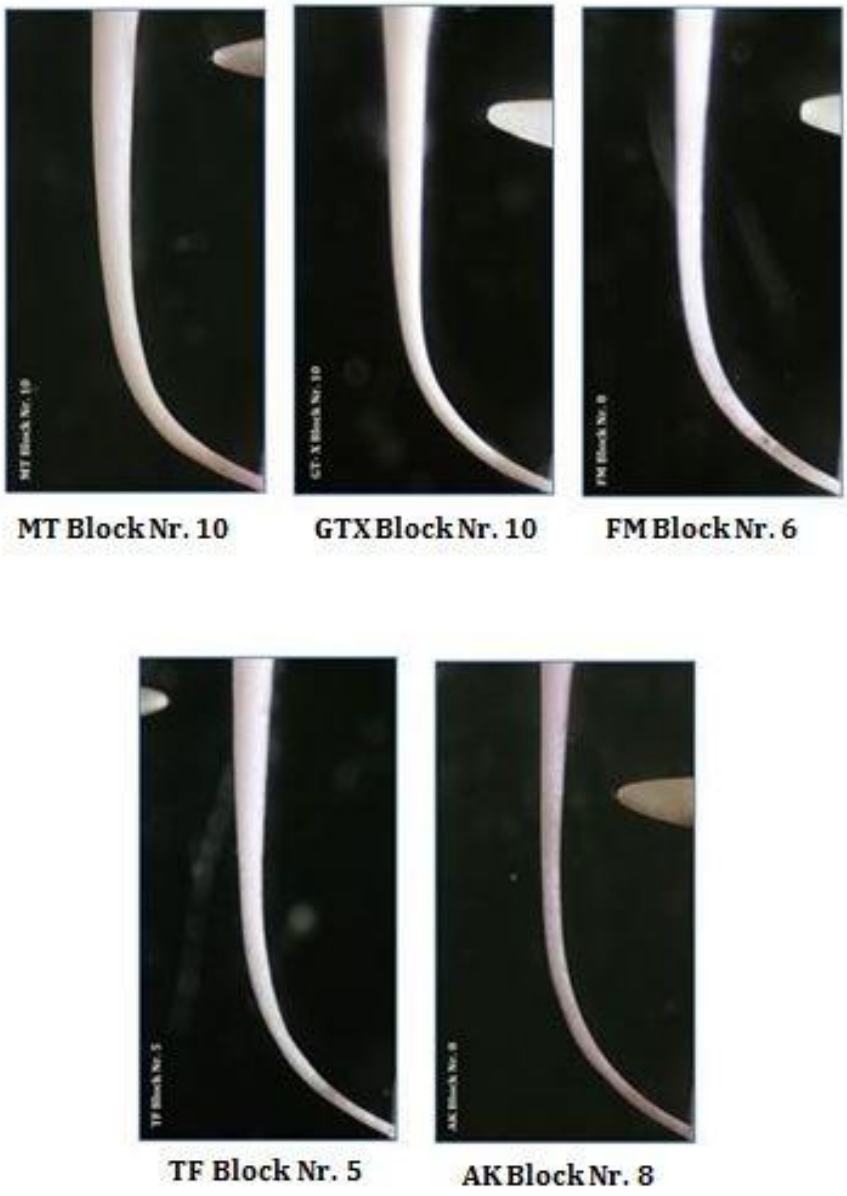

Abb. 27: Beispiele der Kontur des Kanals nach der Aufbereitung: Glatte Kanalwände, keine Stufenbildungen oder Perforationen

Die vorliegenden Ergebnisse sind wegen individuell bedingter Einflussgrößen, wie Behandlererfahrung, Herstellungsverfahren und Materialzusammensetzung der Kunststoffblöckchen, dem Studiendesign und den Auswertungskriterien direkt nicht mit anderen Studien vergleichbar.

Als Voraussetzung zur Bestimmung der Arbeitslänge hatten wir uns entschlossen, die Gesamtlänge des simulierten Wurzelkanals im Kunststoffblöckchen (17 mm) als Ausgangsgröße festzulegen. Abweichungen konnten aufgrund der Transparenz der Blöckchen leicht ermittelt werden. Verkürzungen um bis zu –0,5 mm nach der Präparation werteten wir noch als korrekte Einhaltung der Arbeitslänge. Alle Kanäle blieben während der Aufbereitung bis zur apikalen Öffnung sondierbar; es kam in keinem Fall zu einer Verblockung mit abgetragenem Material. Überinstrumentierungen traten ebenfalls nicht auf. Eine Verkürzung der Arbeitslänge beobachteten wir an sieben mit dem ES-System erweiterten Kanälen und in drei Fällen nach der Anwendung der RS-Instrumente. Es wird angenommen, dass diese Veränderungen das Resultat einer geringfügigen Kanalbegradigung und/oder einer Stufenbildung während der Aufbereitung sind.

5.2. Arbeitssicherheit

Ein großer Nachteil bei den Versuchen mit rotierenden Instrumenten in Kunststoffblöckchen besteht in der Erweichung des Materials während der Aufbereitung (Kum et al. 2000), der dabei einsetztenden Verklebung der Spanräume und der nachfolgenden Fraktur des Instruments (Baumann & Roth 1999).

Frakturen der Nickel-Titan-Instrumente tragen wesentlich zur Beeinträchtigung des Behandlungsergebnisses bei (Martin et al. 2003). In Abhängigkeit von der Lokalisation des Bruches kann der Abschluss der durchzuführenden endodontischen Maßnahmen, wie die Reinigung, Formgebung oder Füllung des Kanals, gefährdet sein. Die Entfernung einer frakturierten Feile ist schwierig und eine exzessive Schwächung der Zahnhartsubstanz bei dem Freilegungsversuch meistens nicht vermeidbar.

In der klinischen Praxis wird die Inzidenz von Instrumentenfrakturen für rotierende Nickel-Titanfeilen mit etwa einem Prozent angegeben (Schäfer & Schlingemann 2003, Ankrum et al. 2004, Schäfer & Vlassis 2004, Paqué et al. 2005, Rangel et al. 2005,

Yoshimine et al. 2005), ein Aufdrehen der Instrumentenwindungen geben Steward et al. (2010) für bis zu 60% der verwendeten Feilen an.

In unseren Untersuchungen kam es nur zu zwei Feilenfrakturen. Die Instrumente stammten aus dem ES- und RS-System und hatten beide die Größe ISO 25 und eine Konizität von .06.
Als Gründe für das Versagen der rotierenden Nickel-Titan-Instrumente kommen einerseits Torsionsbrüche in Frage (Sattapan et al. 2000). Andererseits sind aber zyklische Ermüdungsbrüche die Hauptursache für die eingetretenen Instrumentenfrakturen (Inan & Gonulol 2009). Sie treten unerwartet und ohne jegliche vorherige Anzeichen einer permanenten Deformation auf. Sie sind als fatale Folge von Biegevorgängen zu verstehen, denen die Instrumente aufgrund alternierender Spannungs- und Kompressionszyklen während der Rotation im Bereich der Kanalkrümmung ausgesetzt sind (Gambarini 2001).

Die Bruchfestigkeit der Instrumente gegenüber zyklischen Ermüdungsbrüchen wird unter anderem von der Größe ihrer Querschnittsfläche und dem Feilendesign bestimmt (Parashos 2006, Yao 2006). Sie ist umgekehrt proportional zum Instrumentendurchmesser und zu seiner Konizität (Sattapan et al. 2000). Dementsprechend sollten größere Feilen mit stärkerer Konizität aufgrund der zyklischen Ermüdung nur für eine geringere Dauer eingesetzt werden (Vaudt et al. 2007).

Bürklein et al. (2011) präparierten insgesamt 60 gekrümmte Wurzelkanäle in extrahierten menschlichen Zähnen mit dem Mtwo-System und auf der Oberfläche beschichteten und nicht beschichteten EasyShape-Feilen. Während der Versuche kam es zum Bruch von einem beschichteten und zwei unbeschichteten ES-Instrumenten.

Pirani et al. (2011) verglichen die Bruchfestigkeit von ES-, AK-, ProTaper- und NRT-Feilen[48] gegenüber zyklischen Ermüdungsbrüchen. Sie kamen zu der Schlussfolgerung, dass die NRT-Feilen die geringste Frakturanfälligkeit aufwiesen, gefolgt von AK, ES und

[48] MANI Inc, Toshigi-Ken,Japan

ProTaper. Im ESEM[49] wiesen alle Proben Unregelmäßigleiten in den Oberflächen und nichtmetallische Einschlüsse auf.

Durch die asymmetrische Feilengeometrie der Revo-S SU Instrumente soll nach Herstellerangaben das Vordringen in den Wurzelkanal und der Abtransport von Debris erleichtert und damit die Belastung des Instruments verringert werden. Finite-Element-Analysen haben jedoch gezeigt, dass Instrumentenquerschnitte mit scharfen Schneidkanten eine schlechtere Belastungsverteilung aufweisen als solche mit konvexer oder triple-helix Konfiguration (Xu et al. 2006).

Al-Hadlaq (2010) ermittelte für die rotierenden NiTi-Systeme Hero Shaper[50] und ProFile eine signifikant höhere Bruchfestigkeit gegenüber zyklischen Ermüdungsbrüchen als für die Feile SU ISO 25.06 aus dem RS-System.

Während bei Stahlfeilen Aufdrehungen und –biegungen als warnende Zeichen einer bevorstehenden Fraktur deutlich erkennbar sind, bleiben solche Frühzeichen des drohenden Materialversagens bei Nickel-Titan-Instrumenten in der Regel aus (Marending et al. 1998). In unseren Untersuchungen beobachteten wir während der Inspektion aller Instrumente an elf TF-Feilen sichtbare Deformationen. Detailliertere Betrachtungen unter einem Mikroskop zeigten darüber hinaus nur an einem AK-Instrument Deformierungen. Das zeigt, dass die optische Kontrolle der Instrumente wichtig und sinnvoll ist, aber nicht der ideale Weg zu sein scheint, um die Entstehung von Frakturen vorauszusehen.

TF ist die erste Nickel-Titan-Feile, die durch plastische Verformung in einem dem Verdrillungsprozess bei Stahlinstrumenten ähnlichen Verfahren hergestellt wurde. Nach Herstellerangaben vollzieht das Nickel-Titan-Ausgangsmaterial durch eine spezielle Wärmebehandlung eine Phasentransformation in die sogenannte R-Phase[51], in der das Verdrillen bei Raumtemperatur möglich ist (Slieman 2011). Außerdem sollen die so

[49] Environmental scanning electron microscope (Rasterelektronenmikroskop mit verringertem Vakuum)
[50] MicroMega, Besancon Cedex, Frankreich
[51] s. Seite 10

behandelten Instrumente eine höhere Flexibilität und einen größeren Bruchwiderstand aufweisen.

Gambarini et al. haben für Twisted Files in Jahr 2008 einen signifikant höheren Ermüdungswiderstand ermittelt als für die im traditionellen Schleifprozess hergestellte NiTi-Instrumente und die aus M-wire produzierten GTX-Feilen.

Ein Jahr später berichteten Larsen et al. (2009), dass sowohl TF als auch GTX eine höhere zyklische Belastbarkeit aufweisen als Endo-Sequence und ProFile.

In den Untersuchungen von Testarelli et al. (2009) zeichneten sich Twisted Files durch einen signifikant höheren Ermüdungswiderstand aus, als die durch einen traditionellen Schleifprozess hergestellten Flexmaster-, Profile- und Mtwo-Instrumente.

Diese Ergebnisse werden von Kim et al. (2010) bestätigt, die RaCe-[52], Helix-[53], ProTaper F1-[54] und TF-Instrumente miteinander verglichen hatten. Zur Reduktion von Oberflächenrauigkeiten und zur Vermeidung von Bruchentstehung und –ausbreitung werden sowohl TF- als auch RaCe- Feilen bei der Herstellung elektropoliert. Kim und seine Kollegen (2010) benötigten zum Herbeiführen des Versagens für Twisted Files eine signifikant höhere Anzahl an Umdrehungen als für die anderen getesteten Muster. Sie schlossen daraus, dass das neue Herstellungsverfahren für rotierende NiTi-Instrumente unter Verendung des Verdrillungsprozesses die zyklische Belastbarkeit gegenüber konventionell im Schleifverfahren hergestellten Instrumenten verbessert.

Auch Gupta und Mulay (2010) ermittelten für Twisted Files einen höheren Widerstand gegen zyklische Belastungen als für ProTaper und Hero Shapers und bestätigten damit ebenfalls die Ergebnisse der vorgenannten Studien.

Weitere Versuche zur Bewertung des zyklischen Belastungswiderstandes von TF-, Mtwo- und Revo-S SU-Feilen nach Eintauchen in eine klinischen Bedingungen

[52] FKG Dentaire, La Chaux-de-Fonds, Schweiz
[53] DiaDent, Chongju, Korea
[54] Dentsply Maillefer, Ballaigues, Schweiz

enstprechende 5%ige Na-Hypochloritlösung, wurden von PedullaI et al. (2011) vorgenommen. Sie konnten nachweisen, dass weder die statische noch die dynamische Immersion oder eine von einer auf fünf Minuten verlängerte Eintauchdauer eine signifikante Beeinflussung des zyklischen Belastungswiderstandes zur Folge hat. Sie vermuten eine Abhängigkeit des zyklischen Belastungswiderstandes vom Instrumententyp, wobei Twisted Files widerstandsfähiger waren als Mtwo und Revo-S SU-Feilen.

Die Kontrolle der HF-Instrumente auf Deformationen erfolgte unmittelbar nach der Aufbereitung und zusätzlich nach Abschluß eines Sterilisationsprozesses. Diese Instrumente haben aufgrund ihrer martensitischen Gitterstruktur besondere Eigenschaften, die weder konventionell hergestellte noch bei wärmebehandelte Instrumente aufweisen. Die Veränderungen der HF-Instrumente hinsichtlich ihrer Form und Festigkeit mit den aufgedrehten Windungen ihrer Schneiden treten größtenteils temporär auf. Sie sind duch das Autoklavieren reversibel und die Instrumente können erneut eingesetzt werden. Nur Feilen, die nach der Sterilisation ihre ursprüngliche Form nicht wieder eingenommen haben, sollten ausgesondert werden. In unseren Untersuchungen hatten sich die Spiralen aller verwendeten HF-Feilen nach der Aufbereitung verlängert; keine blieb jedoch permanent verformt.

Zusammenfassend ist festzustellen, dass verschiedenen Ursachen - oftmals auch in Kombination miteinander - zur Instrumentenfraktur führen können: Kanalanatomie (Pruett et al. 1997), technische Aspekte wie Rotationsgeschwindigkeit und Torque (Gambarini 2001), Behandlererfahrung (Yared et al. 2001), Wiedervervendung von Instrumenten (Yared et al. 2000, Gambarini 2001), Sterilisation (Peters et al. 2007), Instrumentengröße (Ullmann & Peters 2005) und -design (Turpin et al. 2000). Darüber hinaus können sowohl der Herstellungsprozess (Gambarini et al. 2008, Kim et al. 2010), die Oberflächenvergütung (Bui et all. 2008, Tripi et al.2006, Anderson 2007) als auch der metallurgische Charakter der NiTi-Legierungen (Ounsi et al. 2008) den Ermüdungswiderstand von rotierenden NiTi-Instrumenten beeinflussen.

5.3. Arbeitszeit

Die Analyse der für die Präparation aufgewendeten Zeit kann zur Bewertung der Effizienz eines Systems und seiner klinischen Eignung herangezogen werden.
Die kürzeste Präparationsdauer wurde in unseren Untersuchungen für den Einsatz der HF-Instrumente registriert; die längste bei der Anwendung des ES-Systems. Mit HF- und TF-Instrumenten waren die Kanäle bei gleich großer Instrumentenzahl, aber unterschiedlicher Präparationstechnik, etwa in gleicher Zeit zu bearbeiten. Beide waren signifikant schneller als alle anderen Systeme.
Man könnte vermuten, mit der Steigerung der Drehzahl die Präparationdauer zu verkürzen. Dem steht die fast einheitliche Forderung der Hersteller nach Einhaltung einer maximalen Drehzahl von 300 U/min gegenüber (s. Kapitel 3.3). Nur für das HF-System ist eine leicht höhere Geschwindigkeit von 500 U/min zulässig. Widersprüchliche Ansichten bestehen über den Einfluß der Rotationsgeschwindigkeit auf die Frakturanfälligkeit der Instrumente. Während Gabel et al. (1999) und zunächst auch Yared et al. (2001) bei höheren Drehzahlen eine Steigerung der Bruchrate registrierten; wurde diese Beobachtung von Poulsen et al. (1995) und Yared et al. in einer späteren Arbeit (2002) nicht geteilt.

Während der Aufbereitung mit den ES- und RS-Systemen war es in manchen Fällen schwierig, die ermittelte Wurzelkanallänge sofort vollständig zu erreichen. Wiederholte Bemühungen zum Erreichen der apikalen Öffnung waren mit einer Verlängerung der Präparationsdauer verbunden.

Unter Berücksichtigung der von uns unterschiedenen Aufbereitungsphasen[55] war für alle Instrumentensequenzen zwischen der Trainings- und der finalen Phase eine Verkürzung der Präparationsdauer zu beobachten. Bei den Systemen Mtwo, Revo-S und Flexmaster waren die Unterschiede sogar statistisch nachweisbar. In der Versuchsperiode wurde eine Verlängerung der Aufbereitungszeit für die Systeme ES, RS und GTX beobachtet, nachdem in der Trainingsperiode drei GTX und ein ES-Instrument

[55] Einfluß des Lern- und Erfahrungseffektes auf die Präparationsdauer (s. Kap. 4.5.3)

frakturiert waren. In Übereinstimmung mit Lev et al. (1987) und Paque et al. (2005) sehen auch wir den Grund für die längere Arbeitszeit in der vorsichtigeren Manipulation mit dem Instrumentarium, um weiteren Feilenbrüchen vorzubeugen.

Die Anzahl der verwendeten Instrumente innerhalb eines Systems scheint keinen Einfluss auf die Aufbereitungszeit zu haben. Bei doppelt so großer Feilenzahl für das FM- gegenüber dem GTX-System war zwischen beiden kein statistisch signifikanter Unterschied in der Bearbeitungsdauer festzustellen. Umgekehrt wurde beim Vergleich der Systeme AK, ES und RS mit jeweils gleicher Feilenzahl für eine Aufbereitung mit dem AK-System eine signifikant kürzere Präparation registriert als für ES und RS.

Bei der Einschätzung der mit den einzelnen Instrumentensystemen benötigten Arbeitszeit zur Aufbereitung der Kanäle schließen wir uns aufgrund der dargelegten Ergebnisse der Meinung von Young et al. (2007) an, die einen hohen Einfluß des Behandlers und der angewendeten Präparationstechnik und nicht der Instrumente selbst vermuten. Damit ist aufgrund der nicht genau bestimmbaren individuellen Faktoren ein Vergleich verschiedener Studien mit Zurückhaltung vorzunehmen (Lev et al. 1987).

6. Zusammenfassung

In der vorliegenden Studie wurden insgesamt 120 Wurzelkanalmodelle mit acht verschiedenen rotierenden Nickel-Titan-Systemen aufbereitet, und die Ergebnisse wurden hinsichtlich der Kanalform und des Behandlungsablaufs miteinander verglichen. Die Instrumente wurden nach Herstellerangaben angewendet und nach jedem Arbeitsschritt die erreichten Ergebnisse fotografisch dokumentiert.
Die Vermessung der überlagerten digitalen Aufnahmen erfolgte computerunterstützt an einem Morphometrie-Arbeitsplatz für jeweils 10 Segmente eines jeden Kanals an seiner inneren und äußeren Kurvatur. Außerdem wurden Veränderungen des originären Kanalverlaufs, wie zip- und elbow-Effekte, Stufenbildung oder bauchförmige Veränderungen visuell beurteilt.
Die gesamte Zeit für die Aufbereitung eines Kanals wurde gemessen und die Arbeitssicherheit anhand des Auftretens von Kanalverblockungen, Instrumentenfrakturen und Instrumentendeformationen bewertet.

Es konnten folgende Untersuchungsergebnisse festgehalten werden:

- Die Verwendung des HyFlex®CM™ Systems führte zu einem gleichmäßigen Materialabtrag im apikalen und mittleren Wurzelkanaldrittel mit gutem Erhalt des Kanalverlaufs. Bei den anderen Systemen fand eine Transportation an der Außenkurvatur im apikalen und koronalen Anteil und an der Innenkurvatur des mittleren Anteils statt.
- Der höchste Materialabtrag trat bei der Anwendung von Revo-S, Mtwo und EasyShape auf. Den geringsten Materialabtrag beobachteten wir bei AlphaKite, gefolgt von FlexMaster, Twisted Files, HyFlex®CM™ und GT® Series X .
- Stufenbildungen wurden in vier Fällen bei der Verwendung der Revo-S und in zwei Fällen bei EasyShape-Instrumenten beobachtet.
- Bei den verwendeten Systemen kam es weder zu Kanalverblockungen durch abgetragenes Material noch zu zip- und elbow-Effekten oder bauchförmigen Ausbuchtungen.

- Eine Verkürzung der Arbeitslänge um mehr als 0.5 mm kam in sieben Fällen bei EasyShape- und in drei Fällen bei Revo-S-Instrumenten vor.
- Frakturen traten bei Revo-S und EasyShape jeweils einmal auf.
- Instrumentenaufwindungen wurden elfmal bei Twisted Files und einmal bei AlphaKite beobachtet.
- Die Anzahl der verwendeten Instrumente lag für FlexMaster bei acht, für Revo-S, EasyShape und AlphaKite bei sechs, für Mtwo, Twisted Files und HyFlex®CM™ bei fünf und für GT® Series X bei vier Feilen.
- Die kürzeste Präparationsdauer erreichten wir mit dem HyFlex®CM™ System, gefolgt von Twisted Files. Die zeitliche Differenz zwischen diesen beiden und den anderen Systemen war signifikant.
- Die zur Aufbereitung aufgewendete Präparationsdauer war indirekt proportional zur Erahrung des Behandlers. EasyShape, Revo-S und GTX-Instrumente verlangten mehr Behandlertraining als die anderen Systeme.

Das System HyFlex®CM™ mit der neuen Legierung CM-wire wies im Vergleich zu den anderen Systemen die besten Ergebnisse in Bezug auf die zentrierte Aufbereitung und die Gleichmäßigkeit des Materialabtrages auf. Die Präparation war mit HyFlex®CM™ und Twisted Files am schnellsten.

Die Instrumente Mtwo, FlexMaster, Twisted Files, GT® Series X und AlphaKite waren in der vorliegenden Arbeit bei der Formgebung den Systemen EasyShape und Revo-S überlegen. Die Systeme HyFlex®CM™, Mtwo, FlexMaster und GT® Series X zeichneten sich aufgrund fehlender Frakturen oder Deformationen durch eine hohe Arbeitssicherheit aus.

Die klinische Relevanz der Ergebnisse ist aufgrund der nur einmaligen Anwendung jedes Instrumentes mit Zurückhaltung zu betrachten.

Zur Bestätigung der in dieser Studie erhobenen Daten sowie zur Erfassung zusätzlicher entscheidender Kriterien wie Reinigungswirkung sind weitere Untersuchungen erforderlich.

7. Literaturverzeichnis

1. Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH (1980) The anti-curvature filing method to prepare the curved root canal. *J Am Dent Assoc* **101**, 792-794.

2. Ahmad M (1989) The validity of using simulated root canals as models for ultrasonic instrumentation. *J Endod* **15**, 544-547.

3. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Schricker SR, Nusstein JM, Li UM, Svec TA (2009a) Micro-XRD and temperature-modulated DSC investigation of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Dent Mater* **25**, 1221-1229.

4. Alapati SB, Brantley WA, Iijima M, Clark WA, Kovarik L, Buie C, Liu J, Ben Johnson W (2009b) Metallurgical characterization of a new nickel-titanium wire for rotary endodontic instruments. *J Endod* **35**, 1589-1593.

5. Al-Dameh A (2011) *Root canal preparation with two different rotary systems: comparative study assessed by micro-computed tomography.* Disseration (PhD). Universität Otago, Dunedin, Neuseeland.

6. Al-Hadlaq SM (2010) Cyclic flexural fatigue resistance of the Revo-S rotary nickel-titanium endodontics files. *Paki Oral Dent J* **30**, 481-484.

7. Al-Omari MAO, Dummer PMH (1995) Canal blockage and debris extrusion with eight preparation techniques. *J Endod* **21**, 154-158.

8. Al-Omari MAO, Dummer PMH, Newcombe RG (1992a) Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 1. *Int Endod J* **25**, 57-66.

9. Al-Omari MAO, Dummer PMH, Newcombe RG, Doller R (1992b) Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 2. *Int Endod J* **25**, 67-81.

10. American Association of Endodontists (Winter 2008) Rotary instrumentation: an endodontic perspective. *Endodontics: Colleagues for Excellence*, 1-8.

11. Anderson M, Price J, Parashos P (2007) Fracture resistance of electropolished rotary nickeltitanium endodontic instruments. *J Endod* **33**, 1212-1216.

12. Andreasen GF, Hilleman TB (1971) An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. *J Am Dent Assoc* **82**, 1373-1375.

13. Ankrum MT, Hartwell GR, Truitt JE (2004) K3 Endo, ProTaper, and ProFile systems: Breakage and distortion in severely curved roots of molars. *J Endod* **30**, 234-237.

14. Archer R, Reader A, Nist R, Beck M, Meyers WJ (1992) An in vivo evaluation of the efficacy of ultrasound after stepback preparation in mandibular molars. *J Endod* **18**, 549-552.

15. Ayar LR, Love RM (2004) Shaping ability of ProFile and K3 rotary NiTi instruments when used in a variable tip sequence in simulated curved root canals. *Int Endod J* **37**, 593-601.

16. Barr ES, Kleier DJ, Barr NV (2000) Use of nickel-titanium rotary files for root canal preparation in primary teeth. *Pediatr Dent* **22**, 77-78.

17. Baumann MA, Roth A (1999) Effect of experience on the quality of canal preparation with rotary nickel-titanium files. *Oral Surg* **88**, 714-718.

18. Bergmans L, Cleynenbrugel JV, Wevers MP (2001) Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent* **14**, 324-333.

19. Birkenstock D (2004) *Maschinelle Wurzelkanalaufbereitung mit rotierenden Nickel-Titan-Instrumenten- ein Vergleich von vier Systemen*. Med Diss Universität Rostock, Deutschland.

20. Blum JU, Machtou P, Micallef JP (1999) Location of contact areas on rotary Profile instruments in relationship to the forces developed during mechanical preparation on extracted teeth. *Int Endod J* **32**, 102-114.

21. Bramante CM, Berbert A, Borges RP (1987) A methodology for evaluation of root canal instrumentation. *J Endod* **13**, 243-245.

22. Brantley WA, Svec TA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH (2002a) Differential scanning calorimetric studies of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* **28**, 567-572.

23. Brantley WA, Iijima M, Powers JM, Grentzer TH (2002b) Differential scanning calorimetric studies of nickel-titanium rotary endodontic instruments after simulated clinical use. *J Endod* **28**, 774-778.

24. Buchanan S (2009) *The technique for GT Series X rotary shaping files*. Verfügbar unter: URL http://www.endobuchanan.com [02.11.2011].

25. Bui TB, Mitchell JC, Baumgartner JC (2008) Effect of electropolishing ProFile nickel-titanium rotary instruments on cyclic fatigue resistance, torsional resistance, and cutting efficiency. *J Endod* **34**, 190-193.

26. Bürklein S, Hiller C, Huda M, Schäfer E (2011) Shaping ability and cleaning effectiveness of Mtwo versus coated and uncoated EasyShape instruments in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* **44**, 447-457.

27. Calberson FL, Deroose CA, Hommez GM, De Moor RJ (2004) Shaping ability of ProTaper nickel-titanium files in simulated resin root canals. *Int Endod J* **37**, 613-623.

28. Calhon G, Montagomery S (1988) The effects of four instrumentations techniques on root canal shape. *J Endod* **14**, 273-277.

29. Campos JM, DelRio CE (1990) Comparison of mechanical and standard hand instrumentation techniques in curved root canals. *J Endod* **16**, 230-234.

30. Clinician's Choice Dental Products. New Milford, CT. Verfügbar unter: URL http://www.clinicianschoice.com [02.11.2011].

31. ColteneEndo®. *Changing the DNA of NiTi*. Brochure. Verfügbar unter: URL http://www.hyflexcm.com/downloads.html [02.11.2011].

32. Deplazes P, Peters OA, Barbakow F (2001) Comparing apical preparations of root canals shaped by nickel-titanium rotary instruments and nickel-titanium hand instruments. *J Endod* **27**, 196-202.

33. Dowker SEP, Davis GR, Elliott JC (1997) X-ray microtomography; non destructive three-dimensional imaging for in vitro endodontic studies. *Oral Sur Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **83**, 510-516.

34. Duerig TW, Pelton AR (1994) Ti-Ni Shape Memory Alloys. *In:* Gerhard W et al. (eds.) *Materials Properties Handbook: Titanium Alloys.* Materials Park, OH: ASM International, pp. 1035-1048.

35. Duerig TW, Pelton AR, Stöckel D (1996) The utility of superelasticity in medicine. *Biomed Mater Eng* **6**, 255-266.

36. Dummer PMH, Al-Omari MAO, Bryant S (1998) Comparison of the performance of four files with rounded tips during shaping of simulated root canals. *J Endod* **24**, 364-371.

37. El Batouty KM, Elmallah WE (2011) Comparison of canal transportation and changes in canal curvature of two nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* **37**, 1290-1292.

38. Eldeeb ME, Boraas JC (1985) The effect of different files on the preparation of severely curved canals. *Int Endod J* **18**, 1-7.

39. Esposito PT, Cunningham CJ (1995) A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod* **2**, 173-176.

40. Fayyad D, Elgendy A (2011) Cutting efficiency of Twisted versus machined nickel-titanium endodontic files. *J Endod* **37**, 1143-1146.

41. Frick CP, Ortega AM, Tyber J, Maksound AM, Maier HJ, Liu Y, Gall K (2005) Thermal processing of polycrystalline shape memory alloys. *Mater Scie Engi* **405**, 34-49.

42. Gabel WP, Hoen M, Steiman HR, Pink FE, Dietz R (1999) Effect of rotational speed on Nickel-Titanium file distortion. *J Endod* **25**, 752-754.

43. Gambarini G (2001) Cyclic fatigue of nickel-titanium rotary instruments after clinical use with low-and high-torque endodontic motors. *J Endod* **27**, 772-774.

44. Gambarini G, Grande MN, Plotino G, Somme F, Garala M, De Luca M, Testarelli L (2008) Fatigue resistance of engine-driven rotary Nickel-titanium instruments produced by new manufacturing methods. *J Endod* **34**, 1003-1005.

45. Gambill JM, Alder M, del Rio CE (1996) Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand-file instrumentation using computed tomography. *J Endod* **22,** 369-375.

46. Gao Y, Shotton V, Wilkinson K, Phillips G, Johnson WB (2010) Effects of raw material and rotational speed on the cyclic fatigue of ProFile Vortex rotary instruments. *J Endod* **36**, 1205-1209.

47. Gergi R, Abou Rjeily J, Sader J, Naaman (2010) A Comparison of canal transportation and centering ability of Twisted Files, Pathfile-ProTaper System, and stainless steel hand K-files by using computed tomography. *J Endod* **36**, 904-907.

48. Goldstein D, Kabacoff L, Tydings J (1987) Stress effects on Nitinol phase transformations. *J Metals* **39**, 19-26.

49. Griffiths IT, Bryant ST, Dummer PMH (2000) Canal shapes produced sequentially during instrumentation with Quantec LX rotary nickel-titanium instruments: a study in simulated canals. *Int Endod J* **33**, 346-354.

50. Griffiths IT, Chassot AL, Nascimento MF, Bryant ST, Dummer PMH (2001) Canal shapes produced sequentially during instrumentation with Quantec SC rotary nickel-titanium instruments: a study in simulated canals. *Int Endod J* **34**, 107-112.

51. Grohmann FR, Mathey, Y (1991) Die PVD-Beschichtung in der Zahntechnik. *Zahnärztl Mitt* **81**, 30-31.

52. Guelzow A, Stamm O, Martus P, Kielbassa AM (2005) Comparative study of six rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation. *Int Endod J* **38**, 743-752.

53. Gupta M, Mulay S (2010) Evaluation of cyclic fatigue resistance of three rotary nickel-titanium endodontic instruments in curved canals- In vitro study. *Endodontology (New Delhi)* **22**, 14-18.

54. Hartmann MSM, Barletta FB, Fontanella VRC, Vanni JR (2007) Canal transportation after root canal instrumentation: a comparative study with computed tomography. *J Endod* **33**, 962-965.

55. Hashem A, Ghoneim A, Lutfy R, Foda M, Omer G (2012) Geometric analysis of root canals prepared by four rotary NiTi shaping systems. *J Endod* **38**, 996-1000.

56. Hayashi Y, Yoneyama T, Yahata Y, Miyai K, Doi H, Hanawa T, Suda H (2007) Phase transformation behaviour and bending properties of hybrid nickel-titanium rotary endodontic instruments. *Int Endod J* **40**, 247-253.

57. Hou XM, Yahata Y, Hayashi Y, Ebihara A, Hanawa T, Suda H (2011) Phase transformation behaviour and bending property of twisted nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* **44**, 253-258.

58. Hübscher W, Barbakow F, Peters OA (2003) Root-canal preparation with FlexMaster: canal shapes analysed by micro-computed tomography. *Int Endod J* **36**, 740-747.

59. Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH (2005) Mechanical preparation of root canals: Shaping goals, techniques and means. *Endod Topics* **10**, 30-76.

60. Hülsmann M, Rummelin C, Schäfers F (1997) Root canal cleanliness after preparation with different endodontic handpieces and hand instruments: a comparative SEM investigation. *J Endod* **23**, 301-306.

61. Inan U, Gonulol N (2009) Deformation and Fracture of Mtwo rotary nickel-titanium instruments after clinical use. *J Endod* **35**, 1396-1399.

62. Kim HC, Yum J, Hur B, Cheung GSP (2010) Cyclic fatigue and fracture characteristics of ground and twisted Nickel-titanium rotary files. *J Endod* **36**, 147-152.

63. Knowles KI, Ibarrola JL, Christiansen RK (1996) Assessing apical deformation and transportation following the use of LightSpeed root-canal instruments. *Int Endod J* **29**, 113-117.

64. Koch K, Brave D (2003) Design of rotary files and how they affect clinical performances. *Oral Health* **96**, 601-607.

65. Kosa DA, Marshall G, Baumgartner JC (1999) An analysis of canal centering using mechanical instrumentation techniques. *J Endod* **25**, 441-445.

66. Kum KY, Spangberg L, Cha BY, Il-Young J, Seung-Jong L, Chan-Young L (2000) Shaping ability of three ProFile rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals. *J Endod* **26**, 719-723.

67. Lam TV, Lewis DJ, Atkins DR, Macfarlane RH, Clarkson RM, Whitehead MG, Brockhurst PJ, Moule AJ (1999) Changes in root canal morphology in simulated curved canals over-instrumented with a variety of stainless steel and nickel titanium files. *Aust Dent J* **44**, 12-19.

68. Larsen MC, Watanabe I, Glickman GN, He J (2009) Cyclic fatigue analysis of a new generation of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* **35**, 401-403.

69. Lee DH, Park JB, Saxena A, Serene TP (1996) Enhanced surface hardness by boron implantation in Nitinol alloy. *J Endod* **22**, 43-46.

70. Lee JH, Park GB, Andreasen GF, Lakes RS (1988) Thermomechanical study of Ni-Ti alloys. *J Biomed Mat Res* **22**, 573-588.

71. Lev R, Reader A, Beck M, Meyers W (1987) An in vitro comparison of the stepback technique versus a stepback ultrasonic technique for 1 and 3 minutes. *J Endod* **13**, 523-530.

72. Lim KC, Webber J (1985) The validity of simulated canal preparation on the shape of the curved root canal. *Int Endod J* **18**, 240-246.

73. Ling HC, Kaplow R (1980) Phase transitions and shape memory in NiTi. *Metall Trans* **11**, 77-83.

74. Luiten DJ, Morgan LA, Baugartner JC, Marshall JG (1995) A comparison of four instrumentation techniques on apical canal transportation. *J Endod* **21,** 26-32.

75. Marending M, Lutz F, Barbakow F (1998) Scanning electron microscope appearances of Lightspeed instruments used clinically: a pilot study. *Int Endod J* **31**, 57-62.

76. Martin B, Zelada G, Vaiela P, Bahillo G, Magan F, Ahn S, Rodriquez C (2003) Factors influencing the fracture of nickel-titanium rotary instruments. *Int Endod J* **36**, 262-266.

77. Matheus TC, Lopes HP, Albuquerquee DS, Elias CN, Carmo AM, Otubo J, Costa CS (2007) The fracture evaluation of NiTi SMA endodontics files. *Mater Res* **10**, 395-398.

78. McSpadden JT (2006) *Mastering Endodontic Instrumentation*. New Jersey: Arbor Books, Inc. Ramsey. p 17-29.

79. Merret S, Bryan S, Dummer PMH (2006) Comparison of the Shaping Ability of RaCe and FlexMaster Rotary Nickel-titanium Systems in Simulated Canals. *J Endod* **32**, 960-962.

80. Miserendino LJ, Miserendino CA, Moser JB, Heuer MA, Osetek EM (1988) Cutting efficiency of endodontic instruments. Part III: comparison of sonic and ultrasonic instrument systems. *J Endod* **14**, 24-30.

81. Miyazaki S, Ohmi Y, Otsuka K, Suzuki Y (1982) Characteristics of deformation and transformation pseudoelasticity in NiTi alloys. *J de Physique* **15**, 287-292.

82. Mizrahi SJ, Tucker JW, Seltzer S (1975) A scanning electron microscopic study of the efficacy of various endodontic instruments. *J Endod* **1**, 324-333.

83. Nielsen RB, Alyassin AM, Peters DD, Carnes DL, Lancaster J (1995) Microcomputed tomography: an advanced system for detailed endodontic research. *J Endod* **21,** 561-568.

84. Otsuka K, Wayman CM (1998) *Shape Memory Alloys*, 1st edn. Cambridge, UK: Cambridge University Press.

85. Otsuka K, Wayman CM, Nakay K, Sakamoto H, Shimizu K (1976) Superelasticity effects and stress-induced martensitic transformations in CuAlNi alloys. *Acta Metall* **24**, 207-226.

86. Ounsi HF, Al-Shalan T, Salameh Z, Grandini S, Ferrari M (2008) Quantitative and qualitative elemental analysis of different nickel-titanium rotary instruments by using scanning electron microscopy and energy dispersive spectroscopy. *J Endod* **34**, 53-55.

87. Paqué F, Musch U, Hülsmann M (2005) Comparison of root canal preparation using RaCe and ProTaper rotary Ni-Ti instruments. *Int Endod J* **38**, 8-16.

88. Parashos P, Messer HH (2006) Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod* **32**, 1031-1043.

89. Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Pappalardo A, Rapisarda E (2011) Cyclic fatigue resistance of three different nickel-titanium instruments after immersion in sodium hypochlorite. *J Endod* **37**, 1139-1142.

90. Peters OA (2004) Current challenges and concepts in the preparation of root canal systems: A review. *J Endod* **30**, 559-567.

91. Peters OA, Laib A, Gohring T, Barbakow F (2001) Changes in root canal geometry after reparation assessed by highresolution computed tomography. *J Endod* **27**, 1-6.

92. Peters OA, Paqué F (2010) Current developments in rotary root canal instrument technology and clinical use: A review. *Quintessence Int* **41**, 479-488.

93. Peters OA, Roehlike J, Baumann MA (2007) Effect of immersion in sodium hypochlorite on torque and fatigue resistance of nickel-titanium instruments. *J Endod* **33**, 589-593.

94. Pirani C, Cirulli P, Chersoni S, Micele L, Ruggeri O, Prati C (2011) Cyclic fatigue testing and metallographic analysis of nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* **37**, 1013-1016.

95. Portenier I, Lutz F, Barbakow F (1998) Preparation of the apical part of the root canal by the Lightspeed and step-back techniques. *Int Endod J* **31**, 103-111.

96. Poulsen WB, Dove SB, Del Rio CE (1995) Effect of nickel-titanium engine driven instrument rotational speed on root canal morphology. *J Endod* **21**, 609 -612.

97. Powell SE, Simon JH, Maze BB (1986) A comparison of the effect of modified and non-modified instrument tips on apical canal configuration. *J Endod* **12**, 293-300.

98. Powell SE, Simon JH, Perry W (1988) A comparison of the effect of modified and nonmodified instrument tips on apical canal configuration. *J Endod* **14**, 224-228.

99. Pruett J, Clement D, Carnes DJ (1997) Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* **23**, 77-85.

100. Rangel S, Cremonese R, Bryant S, Dummer PMH (2005) Shaping ability of RaCe rotary nickel-titanium instruments in simulated root canal. *J Endod* **31**, 460-463.

101. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG, Torrisi L (2001) Wear of nickeltitanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation. *J Endod* **27**, 588-592.

102. Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Fragalk I, Condorelli GG (2000) The effects of surface treatments of nickel-titanium files on wear and cutting efficiency. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **89**, 363-368.

103. Rödig T, Hülsmann M, Kahlmeier C (2007) Comparison of root canal preparation with two rotary NiTi instruments: ProFile .04 and GT Rotary. *Int Endod J* **40**, 553-562.

104. Rödig T, Hülsmann M, Mühge M, Schäfers F (2002) Quality of preparation of oval distal root canals in mandibular molars using nickel-titanium instruments. *Int Endod J* **35**, 919-928.

105. Sadiq H, Wong MB, Al-Mahaidi R, Zhao XL (2010) The effects of heat treatment on the recovery stresses of shape memory alloys. *Smart Mater Struct* **19**, 1-7.

106. Sattapan B, Nervo G, Palamara J, Messer H (2000) Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* **26**, 161-165.

107. Schäfer E (2002a) Effect of physical vapor deposition on cutting efficiency of nickel-titanium files. *J Endod* **28**, 800-802.

108. Schäfer E (2002b) Effect of sterilization on the cutting efficiency of PVD-coated nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* **35**, 867-872.

109. Schäfer E (2013) Wurzelkanal-Aufbereitungstechniken, manuell. In IMC WIKI® Das offene, universitäre Medzin-Lexikon. Verfügbar unter: URL http://www.med-college.hu/de/wiki/artikel.php [08.07.2013].

110. Schäfer E, Dzepina A, Danesh G (2003) Bending properties of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **96**, 757-763.

111. Schäfer E, Erler M, Dammaschke T (2006a) Comparitive study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* **39**, 196-202.

112. Schäfer E, Erler M, Dammaschke T (2006b) Comparitive study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* **39**, 203-212.

113. Schäfer E, Lau R (1999) Comparison of cutting efficiency and instrumentation of curved canals with nickel-titanium and stainless-steel instruments. *J Endod* **25**, 427-430.

114. Schäfer E, Lohmann D (2002) Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile: Part 1- shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* **35**, 505-513.

115. Schäfer E, Oitzinger M (2008) Cutting efficiency of five different types of rotary nickel-titanium instruments. *J Endod* **34**, 198 -200.

116. Schäfer E, Schlingemann R (2003) Efficiency of rotary nickel-titanium K3 instruments compared with stainless steel hand K-Flexofile. Part 2. Cleaning effectiveness and instrumentation results in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* **36**, 208-217.

117. Schäfer E, Vlassis M (2004) Comparative investigation of two rotary nickel-titanium instruments: ProTaper versus RaCe. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in severely curved root canals of extracted teeth. *Int Endod J* **37**, 239-248.

118. Schilder H (1967) Filling root canals in three dimensions. *Dent Clin North Am* **11**, 723-744.

119. Schilder H (1974) Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* **18**, 269-296.

120. Schneider SW (1971) A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **32**, 271–275.

121. Setzer FC, Kwon TK, Karabucak B (2010) Comparison of apical transportation between two rotary file systems and two hybrid rotary instrumentation sequences. *J Endod* **36**, 1226-1229.

122. Shen Y, Qian W, Abtin H, Gao Y, Haapasalo M (2011b) Fatigue testing of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* **37**, 997-1001.

123. Shen Y, Zhou H, Zheng Y, Campbell L, Peng B, Haapasalo M (2011a) Metallurgical characterization of controlled memory wire nickel-titanium rotary instruments. *Endod* **37**, 1566-1571.

124. Sindreu F, Garćıa M, Olivieri G, Mercadé M, Morelló S, Roig M (2012) A comparison of apical transportation between FlexMaster and Twisted Files rotary instruments. *J Endod* **38**, 993-995.

125. Slieman P (2011) R-phase advantages in shaping the curved canals. *A paper presented at the 15th biennial congress of the European Society of Endodontology (ESE), Rome, Italy, September 2011*.

126. Smith DL (1995) *Thin film deposition: principles and practice*. New York: McGraw Hill.

127. Sonntag D (2006) Geometrie von Nickel-Titan Instrumenten; mehr als nur PR? *DAZ FORUM* **87**, 5-7.

128. Sonntag D, Ott M, Kook K, Stachniss V (2007) Root canal preparation with NiTi systems K3, Mtwo and ProTaper. *Aust Endod J* **33**, 73-81.

129. Spyropoulos S, ElDeeb ME, Messer HH (1987) The effect of Giromatic files on the preparation shape of severely curved canals. *Int Endod J* **20**, 133-142.

130. Stewart JT, Lafkowitz S, Appelbaum K, Hartwell G (2010) Distortion and breakage of Liberator, EndoSequence, and ProFile systems in severely curved roots of molars. *J Endod* **36**, 729-731.

131. Stoeckel D, Yu W (1991) Superelastic NiTi Wire. *Wire J Int*, 45-50.

132. Tabtabaei N (2011) *Evaluation of canal instrumentation using GT Series X versus ProSystem GT.* Dissertation (MSc). Die University of British Columbia, Vancouver, Canada.

133. Tamse A, Pilo R (1998) A new muffle model system to study root canal morphology and instrumentation techniques. *J Endod* **24**, 540-542.

134. Tang, W, Sundman B, Sandström R, Qiu C (1999) New modelling of the B2 Phase and its associated Martensitic Transformation in the NiTi-System. *Acta Mater* **47**, 3457.

135. Tepel J, Schäfer E, Hoppe W (1993) Kunststoffe als Modellmaterial in der Endodontie. *Dtsch Zahnärztl Z* **48**, 736-738.

136. Testarelli L, Grande NM, Plotino G, Lendini M, Pongione G, Paolis G, Rizzo F, Milana V, Gambarini G (2009) Cyclic fatigue of different nickel-titanium rotary instruments: A comparative study. *Open Dent J* **3**, 55-58.

137. Testarelli L, Plotino G, Al-Sudani D, Vincenzi V, Giansiracusa A, Grande NM, Gambarini G (2011) Bending properties of a new nickel-titanium alloy with a lower percent by weight of nickel. *J Endod* **37**, 1293-1295.

138. Thompson SA (2000) An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* **33**, 297-310.

139. Thompson SA, Dummer PMH (1997a) Shaping ability of ProFile .04 Taper Series 29 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. *Int Endod J* **30**, 8-15.

140. Thompson SA, Dummer PMH (1997b) Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *J Endod* **23**, 698-702.

141. Thompson SA, Dummer PMH (1997c) Shaping ability of Lightspeed rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. *J Endod* **23**, 742-747.

142. Thompson SA, Dummer PMH (1998) Shaping ability of Mity Roto 360 degrees and Naviflex rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *J Endod* **24**, 128-134.

143. Thompson SA, Dummer PMH (2000) Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals: Part 2. *Int Endod J* **33**, 255-261.

144. Tripi T, Bonaccorso A, Condorelli G (2006) Cyclic fatigue of different nickel-titanium endodontic rotary instruments. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **102**, 106-114.

145. Turpin YL, Chagneau F, Vulcain JM (2000) Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod* **26**, 414-417.

146. Ullmann C, Peters OA (2005) Effect of cyclic fatigue on static fracture loads in Protaper nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* **31,** 183-186.

147. Vaudt J, Bitter K, Kielbassa A (2007) Evaluation of rotary root canal instruments in vitro. a review. *Endo* **1**, 189-203.

148. Vaudt J, Bitter K, Neumann K, Kielbassa AM (2009). Ex vivo study on root canal instrumentation of two rotary nickel-titanium systems in comparison to stainless steel hand instruments. *Int Endod J* **42**, 22-33.

149. Veltri M, Mollo A, Mantovani L, Pini P, Balleri P, Grandini S (2005) A comparative study of Endoflare-Hero Shaperand Mtwo NiTi instruments in the preparation of curved root canals. *Int Endod J* **38**, 610-616.

150. Wagner MF-X, Nayan N, Ramamurty U (2008) Healing of fatigue damage in NiTi shape memory alloys. *J Phys D* **41**, 1-3.

151. Walia HM, Brantley WA, Gerstein H (1988) An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *J Endod* **14**, 346-351.

152. Walton RE (1976) Histologic evaluation of different methods of enlarging the pulp canal space. *J Endod* **2**, 304-311.

153. Weiger R, Bruckner M, ElAyouti A, Lost C (2003) Preparation of curved root canals with rotary FlexMaster instruments compared to Lightspeed instruments and NiTi hand files. *Int Endod J* **36**, 483-490.

154. Weine FS, Kelly RF, Lio PJ (1975) The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. *J Endod* **1**, 255-262.

155. Wilcox LR, Swift ML (1991) Endodontic retreatment in small and large curved canals. *J Endod* **17**, 313-315.

156. Wilcox LR, Van Surksum R (1991) Endodontic retreatment in large and small straight canals. *J Endod* **17**, 119-121.

157. Xu X, Zheng Y, Eng D (2006) Comparative study of torsional and bending properties of six models and nickel-titanium root canal instruments with different cross sections. *J Endod* **32**, 372-375.

158. Yahata Y, Yoneyama T, Hayashi Y, Ebihara A, Doi H, Hanawa T, Suda H (2009) Effect of heat treatment on transformation temperatures and bending properties of nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* **42**, 621-626.

159. Yao JH, Schwartz SA, Beeson TJ (2006) Cyclic fatigue of three types of rotary nickel-titanium files in a dynamic model. *J Endod* **32**, 55-57.

160. Yared G, Bou Dagher FE, Machtou P (2000) Cyclic fatigue of Profile rotary instruments after clinical use. *Int Endod J* **33**, 204-207.

161. Yared G, Bou Dagher FE, Machtou P (2001) Influence of rotational speed, torque and operator's proficiency on Profile failures. *Int Endod J* **34**, 47-53.

162. Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P, Kulkarni GK (2002) Influence of rotational speed, torque and operator proficiency on failure of Greater Taper files. *Int Endod J* **35**, 7-12.

163. Ye J, Gao Y (2012) Metallurgical characterization of M-Wire nickel-titanium shape memory alloy used for endodontic rotary instruments during low-cycle fatigue. *J Endod* **38**, 105-107.

164. Yoshimine Y, Ono M, Akamine A (2005) The shaping effects of three nickel-titanium rotary instruments in simulated S-shaped canals. *J Endod* **31**, 373-375.

165. Young GR, Parashos, P, Messer HH. (2007) The principles of techniques for cleaning root canals. *Aust Dent J* **52**, 52-63.

166. Zand V, Bidar M, Ghaziani P, Rahimi S, Shahi S (2007) A comparative SEM investigation of the smear layer following preparation of root canals using nickel titanium rotary and hand instruments. *J Oral Scie* **49**, 47-52.

167. Zinelis S, Eliades T, Eliades G (2010) A metallurgical characterization of ten endodontic Ni-Ti instruments: assessing the clinical relevance of shape memory and superelastic properties of Ni-Ti endodontic instruments. *Int Endod J* **43**, 125-134.

8. Anhang

A. 1. Testprotokoll: Beschreibung der Reihenfolge der verwendeten Instrumente und ihrer Eindringtiefe in das Kanalmodell mit Start- und Endzeit. Instrumentenfrakturen während der Aufbereitung sind pink markiert.

A. 1.1 Mtwo, Versuchsphase

Block	Instrumente	Konizitäten	Reihenfolge	Anfang	Ende
1			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	12:35	12:52
	10 K-Feile	2%	Patency AL 17 mm		
	10	4%	bis 17 mm		
	15	5%	bis 17 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
	25	6%	bis 17 mm		
2			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	13:01	13:18
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	10	4%	bis 17 mm		
	15	5%	bis 17 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
	25	6%	bis 17 mm		
3			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	13:48	14:04
	10 K-Feile	2%	Patency AL 17 mm		
	10	4%	bis 17 mm		
	15	5%	bis 17 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
	25	6%	bis 17 mm		
4			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	16:10	16:27
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	10	4%	bis 17 mm		
	15	5%	bis 17 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
	25	6%	bis 17 mm		
5			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	16:33	16:49
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	10	4%	bis 17 mm		
	15	5%	bis 17 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
	25	6%	bis 17 mm		

A. 1.2. Mtwo, finale Phase

Block	Instrumente	Konizitäten	Reihenfolge	Anfang	Ende
6			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	15:44	15:55
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	10	4%	bis 17 mm		
	15	5%	bis 17 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
	25	6%	bis 17 mm		
7			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	15:58	16:07
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	10	4%	bis 17 mm		
	15	5%	bis 17 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
	25	6%	bis 17 mm		
8			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	16:10	16:20
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	10	4%	bis 17 mm		
	15	5%	bis 17 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
	25	6%	bis 17 mm		
9			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	16:22	16:33
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	10	4%	bis 17 mm		
	15	5%	bis 17 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
	25	6%	bis 17 mm		
10			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	16:37	16:45
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	10	4%	bis 17 mm		
	15	5%	bis 17 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
	25	6%	bis 17 mm		

A. 1.3. Revo-S, Versuchsphase

Block	Instrumente	Konizitäten	Reihenfolge	Anfang	Ende
1			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	10:47	11:05
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	12%	bis 5 mm		
	SC1 25	6%	2/3 AL =11 mm		
	SC2 25	4%	bis 17 mm		
	SU 25	6%	möglich bis 14 mm (Stufe)		
2			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	11:10	11:29
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE [56]25	12%	bis 5 mm		
	SC1 25	6%	2/3 AL =11 mm		
	SC2 25	4%	bis 17 mm		
	SU 25	6%	→ Fraktur		
3			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	11:48	12:04
	10 K-Feile	2%	„Patency“ bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	12%	bis 5 mm		
	SC1 25	6%	2/3 AL =11 mm		
	SC2 25	4%	bis 17 mm		
	SU 25	6%	möglich bis→ 14,5 mm (Stufe)		
4			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	12:29	12:45
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	12%	bis 5 mm		
	SC1 25	6%	2/3 AL =11 mm		
	SC2 25	4%	bis 17 mm		
	SU 25	6%	bis 17 mm (Stufe ohne Verltzung der AL)		
5			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	12:56	13:09
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	12%	bis 5 mm		
	SC1 25	6%	2/3 AL =11 mm		
	SC2 25	4%	bis 17 mm		
	SU 25	6%	möglich bis→14 mm (Stufe)		

[56] Eingangserweiterungsfeile im Systemkit

A. 1.4. Revo-S, finale Phase

Block	Instrumente	Konizitäten	Reihenfolge	Anfang	Ende
6			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	14:05	14:19
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	12%	bis 5 mm		
	SC1 25	6%	2/3 AL =11 mm		
	SC2 25	4%	bis 17 mm		
	SU 25	6%	bis 17 mm		
7			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	14:22	14:30
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	12%	bis 5 mm		
	SC1 25	6%	2/3 AL =11 mm		
	SC2 25	4%	bis 17 mm		
	SU 25	6%	bis 17 mm		
8			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	14:32	14:41
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	12%	bis 5 mm		
	SC1 25	6%	2/3 AL =11 mm		
	SC2 25	4%	bis 17 mm		
	SU 25	6%	bis 17 mm		
9			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	14:44	14:52
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	12%	bis 5 mm		
	SC1 25	6%	2/3 AL =11 mm		
	SC2 25	4%	bis 17 mm		
	SU 25	6%	bis 17 mm		
10			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	14:54	15:04
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	12%	bis 5 mm		
	SC1 25	6%	2/3 AL =11 mm		
	SC2 25	4%	bis 17 mm		
	SU 25	6%	bis 17 mm		

A. 1.5. EasyShape, Versuchsphase

Block	Instrumente	Konizitäten	Reihenfolge	Anfang	Ende
1			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	14:51	15:21
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	15	4%	bis 17 mm		
	20	5%	möglich bis 16 mm		
	25	6%	möglich bis 16 mm		
2			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	15:27	15:51
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	15	4%	bis 17 mm		
	20	5%	bis 17 mm		
	25	6%	möglich bis 16 mm		
3			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	14:02	14:26
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	15	4%	bis 17 mm		
	20	5%	bis 17 mm		
	25	6%	möglich bis 16,5 mm		
4			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	14:30	14:54
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	15	4%	bis 17 mm		
	20	5%	bis 17 mm		
	25	6%	möglich bis 16 mm (Stufe)		
5			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	15:04	15:25
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	15	4%	bis 17 mm		
	20	5%	möglich bis 16,5 mm (Stufe)		
	25	6%	möglich bis 16,5 mm (Stufe)		

A. 1.6. EasyShape, finale Phase

Block	Instrumente	Konizitäten	Reihenfolge	Anfang	Ende
6			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	10:48	11:07
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	15	4%	bis 17 mm		
	20	5%	bis 17 mm		
	25	6%	→ Fraktur		
7			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	11:09	11:24
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	15 K-Feile	4%	bis 17 mm		
	#20	5%	möglich bis 16 mm		
	#25	6%	möglich bis 15,5 mm		
8			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	11:28	11:42
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	15	4%	bis 17 mm		
	20	5%	möglich bis 16 mm		
	25	6%	möglich bis 15,5 mm		
9			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	11:45	11:57
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	15	4%	bis 17 mm		
	20	5%	möglich bis 16 mm		
	25	6%	möglich bis 16 mm		
10			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	12:02	12:13
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	15	4%	bis 17 mm		
	20	5%	bis 17 mm		
	25	6%	möglich bis 16 mm		

A. 1.7. GT® Sereis X, Versuchsphase

Block	Instrumente	Konizitäten	Reihenfolge	Anfang	Ende
1			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	15:05	15:21
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	20	4%	bis 15 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
2			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	12:54	13:06
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	20	4%	bis 16 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
3			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	13:10	13:21
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	20	4%	bis 16 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
4			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	13:23	13:36
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	20	4%	bis 16 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
5			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	13:42	13:57
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	20	4%	bis 16 mm		
	20	6%	bis 17 mm		

A. 1.8. GT® Sereis X, finale Phase

Block	Instrumente	Konizitäten	Reihenfolge	Anfang	Ende
6			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	15:56	16:08
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	20	4%	bis 15 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
7			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	16:11	16:19
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	20	4%	bis 16 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
8			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	16:20	16:30
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	20	4%	bis 16 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
9			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	16:33	16:42
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	20	4%	bis 17 mm		
	20	6%	bis 17 mm		
10			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	16:45	16:52
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	20	4%	bis 17 mm		
	20	6%	bis 17 mm		

A. 1.9. FlexMaster, Versuchsphase

Block	Instrumente	Konizitäten	Reihenfolge	Anfang	Ende
1			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	13:33	13:46
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE	11%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 13 mm		
	20	6%	bis 14 mm		
	30	4%	bis 14 mm		
	25	4%	bis 16 mm		
	25	2%	bis 17 mm		
2			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	13:56	14:08
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE	11%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 13 mm		
	20	6%	bis 14 mm		
	30	4%	bis 14 mm		
	25	4%	bis 16 mm		
	25	2%	bis 17 mm		
3			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	11:54	12:10
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE	11%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 13 mm		
	20	6%	bis 14 mm		
	30	4%	bis 14 mm		
	25	4%	bis 16 mm		
	25	2%	bis 17 mm		
4			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	12:12	12:28
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE	11%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 13 mm		
	20	6%	bis 14 mm		
	30	4%	bis 14 mm		
	25	4%	bis 15 mm		
	25	2%	bis 17 mm		
5			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	09:07	09:20
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE	11%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 13 mm		
	20	6%	bis 14 mm		
	30	4%	bis 14 mm		
	25	4%	bis 15 mm		
	25	2%	bis 17 mm		

A. 1.10. FlexMaster, finale Phase

Block	Instrumente	Konizitäten	Reihenfolge	Anfang	Ende
6			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	15:59	16:11
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE	11%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 13 mm		
	20	6%	bis 14 mm		
	30	4%	bis 14 mm		
	25	4%	bis 15 mm		
	25	2%	bis 17 mm		
7			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	16:13	16:26
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE	11%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 13 mm		
	20	6%	bis 14 mm		
	30	4%	bis 14 mm		
	25	4%	bis 15 mm		
	25	2%	bis 17 mm		
8			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	16:28	16:38
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE	11%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 13 mm		
	20	6%	bis 14 mm		
	30	4%	bis 14 mm		
	25	4%	bis 15 m		
	25	2%	bis 17 mm		
9			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	16:40	16:50
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE	11%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 13 mm		
	20	6%	bis 14 mm		
	30	4%	bis 14 mm		
	25	4%	bis 15 mm		
	25	2%	bis 17 mm		
10			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	16:52	17:02
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE	11%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 13 mm		
	20	6%	bis 14 mm		
	30	4%	bis 14 mm		
	25	4%	bis 15 mm		
	25	2%	bis 17 mm		

A. 1.11. Twisted Files, Versuchsphase

Block	Instrumente	Konizitäten	Reihenfolge	Anfang	Ende
1			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	11:33	11:42
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	25	8%	bis 13 mm		
	25	6%	bis 15 mm deformiert		
	25	4%	bis 17 mm deformiert		
2			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	11:47	11:54
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	25	8%	bis 13 mm deformiert		
	25	6%	bis 15 mm		
	25	4%	bis 17 mm		
3			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	11:59	12:08
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuel bis AL 17 mm		
	25	8%	bis 13 mm deformiert		
	25	6%	bis 15 mm deformiert		
	25	4%	bis 17 mm		
4			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	12:11	12:20
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	25	8%	bis 13 mm deformiert		
	25	6%	bis 15 mm		
	25	4%	bis 17 mm		
5			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	12:53	12:59
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	25	8%	bis 14 mm deformiert		
	25	6%	bis 15,5 mm		
	25	4%	bis 17 mm		

A. 1.12. Twisted Files, finale Phase

Block	Instrumente	Konizitäten	Reihenfolge	Anfang	Ende
6			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	13:17	13:24
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	25	8%	bis 13 mm deformiert		
	25	6%	bis 15 mm		
	25	4%	bis 17 mm		
7			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	13:26	13:34
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	25	8%	bis 14 mm		
	25	6%	bis 16 mm		
	25	4%	bis 17 mm		
8			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	13:36	13:43
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	25	8%	bis 13 mm deformiert		
	25	6%	bis 15 mm		
	25	4%	bis 17 mm		
9			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	13:46	13:52
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	25	8%	bis 13,5 mm deformiert		
	25	6%	bis 15 mm		
	25	4%	bis 17 mm		
10			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	13:56	14:02
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	25	8%	bis 13 mm deformiert		
	25	6%	bis 15 mm		
	25	4%	bis 17 mm		

A. 1.13. AlphaKite, Versuchsphase

Block	Instrumente	Konizitäten	Reihenfolge	Anfang	Ende
1			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	15:22	15:33
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 12 mm		
	25	4%	bis 15 mm		
	25	2%	bis 17 mm		
2			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	15:35	15:45
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 13 mm		
	25	4%	bis 15 mm		
	25	2%	bis 17 mm		
3			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	15:48	15:56
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 12 mm		
	25	4%	bis 15 mm		
	25	2%	bis 17 mm		
4			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	15:59	16:07
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 13 mm		
	25	4%	bis 15 mm		
	25	2%	bis 17 mm		
5			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	16:09	16:18
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 12 mm		
	25	4%	bis 15 mm		
	25	2%	bis 17 mm		

A. 1.14. AlphaKite, finale Phase

Block	Instrumente	Konizitäten	Reihenfolge	Anfang	Ende
6			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	12:11	12:22
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 12 mm		
	25	4%	bis 15 mm		
	25	2%	bis 17 mm		
7			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	12:24	12:33
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 12 mm		
	25	4%	bis 15 mm		
	25	2%	bis 17 mm		
8			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	12:36	12:45
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 12 mm		
	25	4%	bis 15 mm		
	25	2%	bis 17 mm		
9			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	12:47	12:55
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 12 mm		
	25	4%	bis 15 mm deformiert		
	25	2%	bis 17 mm		
10			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	12:58	13:05
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 35	10%	bis 9 mm		
	25	6%	bis 12 mm		
	25	4%	bis 15 mm		
	25	2%	bis 17 mm		

A. 1.15. HyFlex®CM™, Versuchsphase

Block	Instrumente	Konizitäten	Reihenfolge	Anfang	Ende
1			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	11:44	11:51
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	8%	bis 10 mm		
	20	4%	bis 17 mm		
	25	4%	bis 17 mm		
2			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	12:11	12:24
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	8%	bis 10 mm		
	20	4%	bis 17 mm		
	25	4%	bis 17 mm		
3			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	14:17	14:24
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	8%	bis 10 mm		
	20	4%	bis 17 mm		
	25	4%	bis 17 mm		
4			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	14:28	14:35
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	8%	bis 10 mm		
	20	4%	bis 17 mm		
	25	4%	bis 17 mm		
5			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	14:36	14:41
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	8%	bis 10 mm		
	20	4%	bis 17 mm		
	25	4%	bis 17 mm		

A. 1.16. HyFlex® CM™, finale Phase

Block	Instrumente	Konizitäten	Reihenfolge	Anfang	Ende
6			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	08:43	08:50
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	8%	bis 10 mm		
	20	4%	bis 17 mm		
	25	4%	bis 17 mm		
7			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	08:53	08:59
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	8%	bis 10 mm		
	20	4%	bis 17 mm		
	25	4%	bis 17 mm		
8			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	09:02	09:08
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	8%	bis 10 mm		
	20	4%	bis 17 mm		
	25	4%	bis 17 mm		
9			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	11:06	11:13
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	8%	bis 10 mm		
	20	4%	bis 17 mm		
	25	4%	bis 17 mm		
10			unaufbereiteter Kanal AL 17 mm	11:17	11:24
	10 K-Feile	2%	Patency bis AL 17 mm		
	15 K-Feile	2%	manuell bis AL 17 mm		
	EE 25	8%	bis 10 mm		
	20	4%	bis 17 mm		
	25	4%	bis 17 mm		

A.2. Materialabtrag

A. 2.1. Mtwo

A. 2.1.1. Materialabtrag [mm^2] in den Einzelsegmenten an der Außen- (A.K) und Innenkurvatur (I.K) der Wurzelkanalmodelle.
k.A. Kein Materialabtrag, das Instrument hat die Kanalwand nicht berührt

Segment Block Nr	A.K1	I.K1	A.K2	I.K2	A.K3	I.K3	A.K4	I.K4	A.K5	I.K5	A.K6	I.K6	A.K7	I.K7	A.K8	I.K8	A.K9	I.K9	A.K10	I.K10
1	0,07	k.A.	0,16	k.A.	0,19	0,01	0,17	0,09	0,08	0,23	0,08	0,27	0,22	0,19	0,34	0,14	0,37	0,11	0,36	0,1
2	0,06	0,02	0,16	0,01	0,22	0,03	0,19	0,09	0,12	0,24	0,06	0,33	0,13	0,27	0,27	0,19	0,36	0,15	0,41	0,12
3	0,08	k.A.	0,2	0,01	0,23	0,01	0,22	0,12	0,12	0,24	0,11	0,3	0,21	0,23	0,32	0,17	0,39	0,12	0,39	0,1
4	0,1	k.A.	0,17	k.A.	0,21	0,01	0,18	0,1	0,1	0,23	0,1	0,29	0,21	0,21	0,31	0,14	0,37	0,12	0,35	0,1
5	0,14	k.A.	0,2	0,01	0,24	0,01	0,21	0,08	0,11	0,24	0,07	0,29	0,18	0,25	0,3	0,16	0,38	0,12	0,38	0,03
6	0,07	0,05	0,12	0,05	0,15	0,06	0,15	0,15	0,11	0,26	0,08	0,22	0,19	0,16	0,3	0,12	0,34	0,08	0,37	0,02
7	0,07	0,02	0,16	0,02	0,2	0,03	0,17	0,09	0,08	0,23	0,04	0,32	0,16	0,25	0,25	0,16	0,34	0,12	0,35	0,05
8	0,09	0,04	0,1	0,05	0,18	0,06	0,17	0,12	0,1	0,26	0,04	0,32	0,13	0,24	0,25	0,16	0,34	0,11	0,37	0,07
9	0,07	0,04	0,11	0,05	0,15	0,07	0,13	0,13	0,09	0,26	0,09	0,31	0,21	0,22	0,31	0,18	0,36	0,13	0,36	0,08
10	0,11	0,03	0,13	0,05	0,18	0,07	0,14	0,17	0,07	0,33	0,07	0,33	0,19	0,21	0,3	0,15	0,35	0,11	0,37	0,07

A. 2.1.2. Durchschnittlicher Materialabtrag und Standardabweichung im apikalen (1-4), mittleren (5-7) und koronalen (8-10) Kanalanteil.
Statistisch signifikante Unterschiede zwischen Außen- und Innenkurvatur sind fett dargestellt.

	Apikales Drittel				**Mittleres Drittel**			**Koronales Drittel**		
Segment	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**	**9**	**10**
A.K	0,09 ± 0,02	0,15 ± 0,04	0,20 ± 0,03	0,17 ± 0,03	0,10 ± 0,02	0,07 ± 0,02	0,18 ± 0,03	0,30 ± 0,03	0,36 ± 0,02	0,37 ± 0,02
I.K	0,03 ± 0,01	0,03 ± 0,02	0,04 ± 0,03	0,11 ± 0,03	0,25 ± 0,03	0,30 ± 0,03	0,22 ± 0,03	0,16 ± 0,02	0,12 ± 0,02	0,07 ± 0,03
P-Wert	**0,027**	**0,012**	**0,005**	**0,017**	**0,005**	**0,005**	0,109	**0,005**	**0,005**	**0,005**

A. 2.2. Revo- S

A. 2.2.1. Materialabtrag [mm^2] in den Einzelsegmenten an der Außen- (A.K) und Innenkurvatur (I.K) der Wurzelkanalmodelle.
k.A. Kein Materialabtrag, das Instrument hat die Kanalwand nicht berührt. Instrumentenfraktur während der Aufbereitung ist pink markiert.

Segment Block Nr	A.K1	I.K1	A.K2	I.K2	A.K3	I.K3	A.K4	I.K4	A.K5	I.K5	A.K6	I.K6	A.K7	I.K7	A.K8	I.K8	A.K9	I.K9	A.K10	I.K10
1	0,07	0,04	0,12	0,05	0,2	0,03	0,34	0,04	0,13	0,16	0,07	0,19	0,13	0,15	0,17	0,13	0,19	0,1	0,2	0,08
2																				
3	0,04	0,01	0,1	0,04	0,16	0,03	0,41	0,04	0,21	0,11	0,08	0,23	0,12	0,23	0,17	0,18	0,22	0,17	0,22	0,16
4	0,04	0,01	0,1	0,03	0,15	0,03	0,41	0,04	0,21	0,11	0,09	0,23	0,12	0,23	0,17	0,18	0,22	0,17	0,21	0,16
5	0,14	k.A.	0,21	k.A.	0,41	0,02	0,41	0,04	0,14	0,18	0,06	0,3	0,13	0,27	0,19	0,2	0,25	0,16	0,27	0,13
6	0,17	0,03	0,15	0,06	0,16	0,05	0,21	0,07	0,15	0,21	0,09	0,31	0,14	0,27	0,21	0,21	0,26	0,19	0,29	0,15
7	0,14	0,03	0,13	0,06	0,19	0,05	0,25	0,08	0,14	0,24	0,05	0,39	0,11	0,39	0,18	0,31	0,23	0,25	0,28	0,2
8	0,14	0,03	0,13	0,06	0,19	0,05	0,24	0,08	0,15	0,25	0,05	0,4	0,11	0,38	0,18	0,31	0,23	0,25	0,28	0,2
9	0,14	0,06	0,12	0,11	0,2	0,1	0,21	0,13	0,11	0,35	0,06	0,46	0,13	0,38	0,21	0,32	0,26	0,26	0,29	0,2
10	0,16	0,03	0,13	0,07	0,17	0,07	0,22	0,11	0,19	0,25	0,07	0,4	0,09	0,4	0,19	0,32	0,25	0,25	0,27	0,16

A. 2.2.2. Durchschnittlicher Materialabtrag und Standardabweichung im apikalen (1-4), mittleren (5-7) und koronalen (8-10) Kanalanteil.
Statistisch signifikante Unterschiede zwischen Außen- und Innenkurvatur sind fett dargestellt.

	Apikales Drittel				**Mittleres Drittel**			**Koronales Drittel**		
Segment	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**	**9**	**10**
A.K	0,12 ± 0,05	0,13 ± 0,03	0,20 ± 0,08	0,30 ± 0,09	0,16 ± 0,04	0,07 ± 0,02	0,12 ± 0,02	0,19 ± 0,02	0,23 ± 0,02	0,26 ± 0,04
I.K	0,03 ± 0,02	0,06 ± 0,02	0,05 ± 0,02	0,07 ± 0,03	0,21 ± 0,08	0,32 ± 0,09	0,30 ± 0,09	0,24 ± 0,07	0,20 ± 0,06	0,16 ± 0,04
P-Wert	**0,011**	**0,011**	**0,008**	**0,007**	0,256	**0,008**	**0,008**	**0,048**	0,062	**0,008**

A. 2.3. EasyShape

A. 2.3.1. Materialabtrag [mm²] in den Einzelsegmenten an der Außen- (A.K) und Innenkurvatur (I.K) der Wurzelkanalmodelle.
k.A. Kein Materialabtrag, das Instrument hat die Kanalwand nicht berührt. Instrumentenfraktur während der Aufbereitung ist pink markiert.

Segment Block Nr	A.K1	I.K1	A.K2	I.K2	A.K3	I.K3	A.K4	I.K4	A.K5	I.K5	A.K6	I.K6	A.K7	I.K7	A.K8	I.K8	A.K9	I.K9	A.K10	I.K10
1	0,03	k.A.	0,1	k.A.	0,2	k.A.	0,22	0,03	0,09	0,16	0,01	0,28	0,1	0,22	0,2	0,16	0,26	0,12	0,27	0,07
2	0,19	0,03	0,22	0,01	0,22	0,02	0,15	0,11	0,07	0,25	0,02	0,32	0,11	0,28	0,22	0,22	0,27	0,16	0,28	0,11
3	0,1	k.A.	0,19	0,01	0,23	0,03	0,18	0,11	0,07	0,25	0,02	0,34	0,12	0,28	0,22	0,21	0,28	0,17	0,28	0,14
4	0,13	k.A.	0,28	0,01	0,35	k.A.	0,24	0,04	0,11	0,2	0,06	0,27	0,15	0,21	0,22	0,16	0,26	0,13	0,25	0,13
5	0,04	0,04	0,14	0,04	0,21	0,02	0,21	0,07	0,1	0,21	0,03	0,3	0,11	0,26	0,23	0,23	0,28	0,19	0,29	0,15
6																				
7	0,01	0,01	0,09	0,01	0,12	0,03	0,15	0,08	0,09	0,2	0,03	0,31	0,08	0,26	0,16	0,19	0,22	0,14	0,24	0,09
8	0,04	0,01	0,08	0,01	0,12	0,02	0,14	0,1	0,09	0,24	0,05	0,32	0,11	0,24	0,19	0,16	0,27	0,12	0,31	0,06
9	0,05	0,02	0,1	0,05	0,17	0,07	0,15	0,14	0,06	0,28	0,02	0,28	0,09	0,22	0,18	0,16	0,24	0,1	0,25	0,05
10	0,04	0,01	0,11	0,01	0,16	0,02	0,18	0,06	0,12	0,17	0,05	0,3	0,11	0,25	0,17	0,21	0,21	0,17	0,25	0,16

A. 2.3.2. Durchschnittlicher Materialabtrag und Standardabweichung im apikalen (1-4), mittleren (5-7) und koronalen (8-10) Kanalanteil.
Statistisch signifikante Unterschiede zwischen Außen- und Innenkurvatur sind fett dargestellt.

	Apikales Drittel				**Mittleres Drittel**			**Koronales Drittel**		
Segment	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**	**9**	**10**
A.K	0,07 ± 0,06	0,15 ± 0,07	0,20 ± 0,07	0,18 ± 0,04	0,09 ± 0,02	0,03 ± 0,02	0,11 ± 0,02	0,20 ± 0,03	0,25 ± 0,03	0,27 ± 0,02
I.K	0,02 ± 0,01	0,02 ± 0,02	0,03 ± 0,02	0,08 ± 0,04	0,22 ± 0,04	0,30 ± 0,02	0,25 ± 0,03	0,19 ± 0,03	0,14 ± 0,03	0,11 ± 0,04
P-Wert	0,059	**0,012**	**0,018**	**0,008**	**0,008**	**0,007**	**0,008**	0,396	**0,008**	**0,008**

A. 2.4. GT® Series X

A. 2.4.1. Materialabtrag [mm^2] in den Einzelsegmenten an der Außen- (A.K) und Innenkurvatur (I.K) der Wurzelkanalmodelle.
k.A. Kein Materialabtrag, das Instrument hat die Kanalwand nicht berührt

Segment Block Nr	A.K1	I.K1	A.K2	I.K2	A.K3	I.K3	A.K4	I.K4	A.K5	I.K5	A.K6	I.K6	A.K7	I.K7	A.K8	I.K8	A.K9	I.K9	A.K10	I.K10
1	0,05	0,01	0,08	0,01	0,11	0,01	0,1	0,06	0,07	0,14	0,05	0,16	0,18	0,14	0,24	0,12	0,27	0,1	0,27	0,06
2	0,05	k.A	0,12	0,02	0,12	0,02	0,12	0,04	0,1	0,12	0,1	0,15	0,15	0,13	0,23	0,14	0,23	0,16	0,23	0,16
3	0,05	0,01	0,1	0,01	0,14	0,01	0,16	0,06	0,11	0,12	0,08	0,17	0,14	0,16	0,23	0,14	0,26	0,16	0,27	0,14
4	0,08	0,01	0,12	0,01	0,13	0,08	0,13	0,18	0,09	0,21	0,07	0,22	0,17	0,18	0,25	0,14	0,27	0,14	0,25	0,11
5	0,06	0,01	0,09	0,02	0,1	0,03	0,1	0,09	0,08	0,15	0,08	0,15	0,17	0,15	0,24	0,16	0,27	0,15	0,25	0,15
6	0,06	0,03	0,07	0,04	0,1	0,04	0,14	0,1	0,07	0,19	0,08	0,18	0,19	0,16	0,26	0,18	0,27	0,17	0,24	0,14
7	0,07	0,04	0,07	0,05	0,1	0,07	0,1	0,08	0,07	0,15	0,05	0,21	0,15	0,21	0,23	0,17	0,24	0,16	0,23	0,11
8	0,02	0,02	0,05	0,05	0,07	0,05	0,08	0,07	0,07	0,11	0,04	0,16	0,14	0,19	0,22	0,18	0,23	0,15	0,22	0,12
9	0,08	0,03	0,07	0,05	0,09	0,07	0,09	0,1	0,05	0,16	0,06	0,16	0,17	0,16	0,23	0,16	0,25	0,14	0,23	0,1
10	0,05	0,03	0,08	0,07	0,09	0,06	0,12	0,06	0,09	0,15	0,07	0,19	0,18	0,18	0,23	0,18	0,26	0,17	0,24	0,12

A. 2.4.2. Durchschnittlicher Materialabtrag und Standardabweichung im apikalen (1-4), mittleren (5-7) und koronalen (8-10) Kanalanteil.
Statistisch signifikante Unterschiede zwischen Außen- und Innenkurvatur sind fett dargestellt.

	Apikales Drittel				**Mittleres Drittel**			**Koronales Drittel**		
Segment	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**	**9**	**10**
A.K	0,06 ± 0,02	0,09 ± 0,02	0,11 ± 0,02	0,11 ± 0,02	0,08 ± 0,02	0,07 ± 0,02	0,16 ± 0,02	0,24 ± 0,01	0,26 ± 0,02	0,24 ± 0,02
I.K	0,02 ± 0,01	0,03 ± 0,02	0,04 ± 0,03	0,08 ± 0,04	0,15 ± 0,03	0,18 ± 0,02	0,17 ± 0,02	0,16 ± 0,02	0,15 ± 0,02	0,12 ± 0,03
P-Wert	**0,011**	**0,008**	**0,005**	0,059	**0,005**	**0,005**	1,000	**0,005**	**0,005**	**0,005**

A. 2.5. FlexMaster

A. 2.5.1. Materialabtrag [mm^2] in den Einzelsegmenten an der Außen- (A.K) und Innenkurvatur (I.K) der Wurzelkanalmodelle.

Segment Block Nr	A.K1	I.K1	A.K2	I.K2	A.K3	I.K3	A.K4	I.K4	A.K5	I.K5	A.K6	I.K6	A.K7	I.K7	A.K8	I.K8	A.K9	I.K9	A.K10	I.K10
1	0,1	0,04	0,13	0,05	0,15	0,06	0,14	0,1	0,17	0,17	0,06	0,21	0,11	0,15	0,16	0,09	0,19	0,09	0,23	0,07
2	0,08	0,06	0,09	0,08	0,13	0,07	0,17	0,1	0,11	0,17	0,05	0,19	0,11	0,1	0,15	0,06	0,17	0,05	0,18	0,02
3	0,11	0,05	0,11	0,04	0,13	0,04	0,2	0,07	0,15	0,15	0,07	0,19	0,14	0,12	0,16	0,09	0,19	0,09	0,2	0,08
4	0,08	0,05	0,1	0,06	0,14	0,05	0,17	0,04	0,19	0,13	0,07	0,17	0,13	0,12	0,15	0,1	0,18	0,09	0,16	0,05
5	0,11	0,04	0,09	0,07	0,15	0,08	0,21	0,13	0,11	0,22	0,06	0,23	0,1	0,12	0,15	0,07	0,19	0,07	0,18	0,03
6	0,03	0,04	0,04	0,06	0,08	0,05	0,13	0,06	0,08	0,1	0,04	0,14	0,09	0,09	0,14	0,07	0,18	0,02	0,17	0
7	0,09	0,04	0,07	0,05	0,09	0,06	0,16	0,09	0,1	0,16	0,04	0,17	0,09	0,11	0,13	0,08	0,15	0,06	0,15	0
8	0,01	0,05	0,04	0,06	0,07	0,05	0,13	0,07	0,1	0,14	0,02	0,16	0,09	0,09	0,14	0,05	0,15	0,01	0,15	0
9	0,06	0,05	0,09	0,07	0,1	0,06	0,13	0,08	0,13	0,18	0,04	0,2	0,08	0,14	0,13	0,1	0,14	0,08	0,14	0,03
10	0,08	0,06	0,05	0,07	0,1	0,06	0,15	0,07	0,09	0,16	0,05	0,19	0,09	0,11	0,13	0,07	0,14	0,04	0,13	0

A. 2.5.2. Durchschnittlicher Materialabtrag und Standardabweichung im apikalen (1-4), mittleren (5-7) und koronalen (8-10) Kanalanteil. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen Außen- und Innenkurvatur sind fett dargestellt.

	Apikales Drittel				Mittleres Drittel			Koronales Drittel		
Segment	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**	**9**	**10**
A.K	0,08 ± 0,03	0,08 ± 0,03	0,11 ± 0,03	0,16 ± 0,03	0,12 ± 0,04	0,05 ± 0,02	0,10 ± 0,02	0,14 ± 0,01	0,17 ± 0,02	0,17 ± 0,03
I.K	0,05 ± 0,01	0,06 ± ,01	0,06 ± 0,01	0,08 ± 0,03	0,16 ± 0,03	0,19 ± 0,03	0,12 ± 0,02	0,08 ± 0,02	0,06 ± 0,03	0,03 ± 0,03
P-Wert	**0,041**	0,144	**0,005**	**0,005**	0,067	**0,005**	0,136	**0,005**	**0,005**	**0,005**

A. 2.6. Twisted Files

A. 2.6.1. Materialabtrag [mm^2] in den Einzelsegmenten an der Außen- (A.K) und Innenkurvatur (I.K) der Wurzelkanalmodelle.

Segment Block Nr	A.K1	I.K1	A.K2	I.K2	A.K3	I.K3	A.K4	I.K4	A.K5	I.K5	A.K6	I.K6	A.K7	I.K7	A.K8	I.K8	A.K9	I.K9	A.K10	I.K10
1	0,08	0	0,1	0	0,13	0	0,14	0,04	0,1	0,13	0,1	0,21	0,11	0,17	0,18	0,12	0,22	0,1	0,22	0,08
2	0,09	0,03	0,05	0,04	0,11	0	0,16	0,02	0,06	0,14	0,06	0,16	0,13	0,09	0,2	0,06	0,19	0,06	0,2	0,01
3	0,1	0,02	0,09	0,03	0,11	0,03	0,11	0,05	0,09	0,12	0,07	0,18	0,11	0,14	0,16	0,09	0,18	0,07	0,23	0,04
4	0,12	0,04	0,1	0,04	0,12	0,03	0,12	0,06	0,07	0,16	0,08	0,18	0,15	0,12	0,2	0,1	0,23	0,07	0,22	0,09
5	0,03	0,03	0,04	0,03	0,13	0	0,12	0,03	0,07	0,15	0,05	0,2	0,12	0,15	0,17	0,1	0,24	0,11	0,24	0,09
6	0,08	0,04	0,04	0,05	0,07	0,05	0,11	0,05	0,08	0,11	0,08	0,16	0,13	0,1	0,17	0,09	0,22	0,09	0,19	0,11
7	0,01	0	0,04	0	0,07	0	0,11	0,03	0,09	0,12	0,08	0,18	0,13	0,14	0,19	0,15	0,21	0,14	0,23	0,15
8	0,03	0,07	0,05	0,09	0,03	0,08	0,07	0,07	0,06	0,12	0,04	0,17	0,11	0,14	0,17	0,11	0,22	0,08	0,23	0,04
9	0,11	0,03	0,05	0,05	0,07	0,03	0,1	0,05	0,06	0,17	0,09	0,16	0,17	0,15	0,21	0,14	0,24	0,13	0,2	0,12
10	0,09	0,02	0,05	0,04	0,08	0,02	0,11	0,04	0,07	0,13	0,05	0,18	0,16	0,15	0,22	0,13	0,26	0,12	0,26	0,12

A. 2.6.2. Durchschnittlicher Materialabtrag und Standardabweichung im apikalen (1-4), mittleren (5-7) und koronalen (8-10) Kanalanteil. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen Außen- und Innenkurvatur sind fett dargestellt.

	Apikales Drittel				**Mittleres Drittel**			**Koronales Drittel**		
Segment	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**	**9**	**10**
A.K	0,07 ± 0,04	0,06 ± 0,03	0,09 ± 0,03	0,12 ± 0,02	0,08 ± 0,01	0,07 ± 0,02	0,13 ± 0,02	0,19 ± 0,02	0,22 ± 0,02	0,22 ± 0,02
I.K	0,03 ± 0,02	0,04 ± 0,03	0,02 ± 0,03	0,04 ± 0,02	0,14 ± 0,02	0,18 ± 0,02	0,14 ± 0,02	0,11 ± 0,03	0,10 ± 0,03	0,09 ± 0,04
P-Wert	**0,017**	0,083	**0,012**	**0,007**	**0,005**	**0,005**	0,836	**0,005**	**0,005**	**0,005**

A. 2.7. AlphaKite

A. 2.7.1. Materialabtrag [mm^2] in den Einzelsegmenten an der Außen- (A.K) und Innenkurvatur (I.K) der Wurzelkanalmodelle.

Segment Block Nr	A.K1	I.K1	A.K2	I.K2	A.K3	I.K3	A.K4	I.K4	A.K5	I.K5	A.K6	I.K6	A.K7	I.K7	A.K8	I.K8	A.K9	I.K9	A.K10	I.K10
1	0,09	0,05	0,08	0,05	0,1	0,04	0,13	0,07	0,06	0,13	0,05	0,12	0,1	0,06	0,17	0,06	0,18	0,08	0,16	0,09
2	0,08	0,03	0,09	0,05	0,1	0,05	0,15	0,07	0,13	0,13	0,06	0,18	0,08	0,12	0,14	0,08	0,15	0,08	0,17	0,08
3	0,08	0,04	0,08	0,05	0,11	0,05	0,14	0,05	0,08	0,13	0,08	0,14	0,11	0,1	0,13	0,09	0,15	0,1	0,14	0,07
4	0,09	0,03	0,09	0,03	0,13	0,02	0,14	0,03	0,12	0,11	0,05	0,16	0,08	0,1	0,15	0,08	0,16	0,08	0,14	0,09
5	0,1	0,02	0,09	0,03	0,13	0,02	0,15	0,04	0,13	0,12	0,06	0,15	0,09	0,1	0,14	0,09	0,16	0,09	0,14	0,1
6	0,07	0,02	0,08	0,03	0,12	0,02	0,14	0,04	0,1	0,12	0,08	0,18	0,11	0,13	0,14	0,1	0,17	0,09	0,17	0,08
7	0,07	0,05	0,5	0,05	0,09	0,04	0,09	0,04	0,05	0,11	0,04	0,15	0,09	0,09	0,12	0,06	0,12	0,06	0,1	0,06
8	0,04	0,04	0,04	0,04	0,06	0,04	0,12	0,04	0,09	0,1	0,05	0,15	0,07	0,13	0,13	0,07	0,13	0,06	0,14	0,06
9	0,06	0,04	0,03	0,03	0,08	0,03	0,14	0,02	0,13	0,05	0,07	0,11	0,08	0,1	0,14	0,07	0,16	0,07	0,16	0,06
10	0,06	0,04	0,05	0,04	0,09	0,04	0,14	0,04	0,1	0,11	0,06	0,12	0,11	0,09	0,13	0,09	0,15	0,09	0,13	0,1

A. 2.7.2. Durchschnittlicher Materialabtrag und Standardabweichung im apikalen (1-4), mittleren (5-7) und koronalen (8-10) Kanalanteil. Statistisch signifikante Unterschiede zwischen Außen- und Innenkurvatur sind fett dargestellt.

	Apikales Drittel				**Mittleres Drittel**			**Koronales Drittel**		
Segment	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**	**9**	**10**
A.K	0,07 ± 0,02	0,07 ± 0,02	0,10 ± 0,02	0,13 ± 0,02	0,10 ± 0,03	0,06 ± 0,01	0,09 ± 0,01	0,14 ± 0,01	0,15 ± 0,02	0,15 ± 0,02
I.K	0,04 ± 0,01	0,04 ± 0,01	0,04 ± 0,01	0,04 ± 0,02	0,11 ± 0,02	0,15 ± 0,02	0,10 ± 0,02	0,08 ± 0,01	0,08 ± 0,01	0,08 ± 0,02
P-Wert	**0,007**	**0,018**	**0,005**	**0,005**	0,310	**0,005**	0,281	**0,005**	**0,005**	**0,005**

A. 2.8. HyFlex®CM™

A. 2.8.1. Materialabtrag [mm^2] in den Einzelsegmenten an der Außen- (A.K) und Innenkurvatur (I.K) der Wurzelkanalmodelle.
k.A. Kein Materialabtrag, das Instrument hat die Kanalwand nicht berührt

Segment Block Nr	A.K1	I.K1	A.K2	I.K2	A.K3	I.K3	A.K4	I.K4	A.K5	I.K5	A.K6	I.K6	A.K7	I.K7	A.K8	I.K8	A.K9	I.K9	A.K10	I.K10
1	0,02	0,03	0,02	0,06	0,04	0,05	0,07	0,05	0,09	0,09	0,08	0,14	0,13	0,11	0,17	0,13	0,15	0,13	0,15	0,12
2	0,05	k.A.	0,06	0,01	0,07	0,01	0,09	0,01	0,09	0,04	0,08	0,09	0,11	0,09	0,16	0,08	0,19	0,08	0,16	0,05
3	0,09	0,1	0,09	0,17	0,08	0,16	0,12	0,14	0,14	0,17	0,1	0,2	0,14	0,19	0,19	0,16	0,23	0,15	0,22	0,1
4	0,07	0,08	0,07	0,13	0,07	0,13	0,08	0,12	0,12	0,12	0,15	0,17	0,17	0,18	0,21	0,16	0,22	0,14	0,21	0,1
5	0,06	0,05	0,04	0,1	0,06	0,09	0,1	0,09	0,1	0,13	0,08	0,18	0,11	0,18	0,18	0,15	0,22	0,13	0,19	0,09
6	0,2	0,05	0,2	0,08	0,18	0,08	0,19	0,06	0,2	0,1	0,17	0,15	0,19	0,17	0,19	0,13	0,21	0,1	0,22	0,06
7	0,04	0,07	0,02	0,09	0,07	0,07	0,1	0,08	0,1	0,12	0,09	0,17	0,14	0,16	0,19	0,13	0,2	0,12	0,22	0,11
8	0,1	0,05	0,09	0,08	0,11	0,08	0,14	0,09	0,13	0,14	0,12	0,18	0,16	0,15	0,21	0,13	0,22	0,12	0,21	0,1
9	0,07	0,05	0,04	0,06	0,06	0,06	0,11	0,06	0,08	0,1	0,07	0,14	0,12	0,11	0,16	0,09	0,15	0,06	0,12	0
10	0,12	0,02	0,09	0,04	0,11	0,06	0,13	0,07	0,14	0,1	0,11	0,15	0,11	0,15	0,14	0,15	0,17	0,13	0,17	0,1

A. 2.8.2. Durchschnittlicher Materialabtrag und Standardabweichung im apikalen (1-4), mittleren (5-7) und koronalen (8-10) Kanalanteil.
Statistisch signifikante Unterschiede zwischen Außen- und Innenkurvatur sind fett dargestellt.

	Apikales Drittel				**Mittleres Drittel**			**Koronales Drittel**		
Segment	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**	**9**	**10**
A.K	0,08 ± 0,05	0,07 ± 0,05	0,09 ± 0,04	0,11 ± 0,03	0,12 ± 0,04	0,11 ± 0,03	0,14 ± 0,03	0,18 ± 0,02	0,20 ± 0,03	0,19 ± 0,04
I.K	0,05 ± 0,03	0,08 ± 0,05	0,08 ± 0,04	0,08 ± 0,04	0,11 ± 0,03	0,16 ± 0,03	0,15 ± 0,03	0,13 ± 0,03	0,12 ± 0,03	0,08 ± 0,04
P-Wert	0,151	0,444	0,779	**0,046**	0,674	**0,011**	0,471	**0,007**	**0,005**	**0,005**

A. 3. Statistische Auswertung der Schneidleistung (Menge des Materialabtrags) der Systeme

Mann- Whitney Test:

P > 0.05 nicht signifikant (NS), P ≤ 0.05 signifikant (*), P ≤ 0.01 hoch signifikant (**)

A. 3.1. Apikales Drittel

System	MT	RS	ES	GTX	FM	TF	AK	HF
MT		NS	NS	**	*	**	**	*
RS	NS		NS	**	NS	**	**	NS
ES	NS	NS		NS	NS	**	NS	NS
GTX	**	**	NS		*	NS	NS	NS
FM	*	NS	NS	*		**	**	NS
TF	**	**	**	NS	**		NS	**
AK	**	**	NS	NS	**	NS		**
HF	*	NS	NS	NS	NS	**	**	

A. 3.2. Mittleres Drittel

System	MT	RS	ES	GTX	FM	TF	AK	HF
MT		NS	NS	**	**	**	**	**
RS	NS		NS	**	**	**	**	**
ES	NS	NS		NS	*	*	**	NS
GTX	**	**	NS		NS	NS	**	NS
FM	**	**	*	NS		NS	*	NS
TF	**	**	*	NS	NS		**	NS
AK	**	**	**	**	*	**		**
HF	**	**	NS	NS	NS	NS	**	

A. 3.3. Koronales Drittel

System	MT	RS	ES	GTX	FM	TF	AK	HF
MT		NS	NS	**	**	**	**	NS
RS	NS		NS	**	**	**	**	NS
ES	NS	NS		**	**	**	**	NS
GTX	**	**	**		**	NS	**	**
FM	**	**	**	**		**	NS	**
TF	**	**	**	NS	**		**	**
AK	**	**	**	**	NS	**		**
HF	NS	NS	NS	**	**	**	**	

A. 4. Durchschnittlicher Gesamt-Materialabtrag für die untersuchten Instrumentensysteme

System	MT	RS	ES	GTX	FM	TF	AK	HF
Materialabtrag [mm²]	0,53	0,53	0,46	0,39	0,31	0,33	0,29	0,37

A. 5. Aufbereitungszeit

A. 5.1. Präparationsdauer [s] für die Trainings-(1-5), Versuchs-(6-10) und finale Phase (11-15) der Untersuchungen. Instrumentenfraktur (-----)

	Trainingsphase					Versuchsphase					Finale Phase				
Block Nr.	**1**	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**	**9**	**10**	**11**	**12**	**13**	**14**	**15**
MT	1920	1560	1140	1200	1320	1020	1020	960	1020	960	660	540	600	600	480
RS	1020	900	960	960	780	1080	------	960	960	780	840	480	540	480	600
ES	------	1500	1620	1140	1140	1800	1440	1440	1440	1260	------	900	840	720	540
GTX	------	------	720	------	750	1260	720	660	780	900	720	540	600	540	420
FM	1320	1020	1200	900	780	780	720	960	960	780	720	540	600	600	600
TF	780	540	480	540	540	540	420	540	540	360	420	480	420	360	360
AK	660	480	720	720	540	660	600	480	480	480	600	540	540	480	420
HF	480	480	780	480	420	420	780	420	420	300	420	360	360	420	420

A. 5. 2. Statistische Auswertung der Aufbereitungsdauer zwischen den Instrumentensystemen an den Blöcken 6-15.
Mann- Whitney Test:
P > 0.05 nicht signifikant (NS), P ≤ 0.05 signifikant (*), P ≤ 0.01 hoch signifikant (**).

System	MT	RS	ES	GTX	FM	TF	AK	HF
MT		NS	NS	NS	NS	**	**	**
RS	NS		*	NS	NS	**	*	**
ES	NS	*		*	*	**	**	**
GTX	NS	NS	*		NS	**	*	**
FM	NS	NS	*	NS		**	**	**
TF	**	**	**	**	**		*	NS
AK	**	*	**	*	**	*		**
HF	**	**	**	**	**	NS	**	

Thesen zur Dissertation

1. In der vorliegenden Studie wurden insgesamt 120 Wurzelkanalmodelle mit acht verschiedenen maschinellen Nickel-Titan Systemen aufbereitet. Die Ergebnisse wurden hinsichtlich der Kanalform und des Behandlungsablaufs miteinander verglichen.

2. Die Instrumente wurden nach Herstellerangaben angewendet und die nach jedem Arbeitsschritt erreichten Ergebnisse fotografisch dokumentiert. Die Vermessung der überlagerten digitalen Aufnahmen erfolgte computerunterstützt an einem Morphometrie-Arbeitsplatz für jeweils 10 Segmente eines jeden Kanals an seiner inneren und äußeren Kurvatur. Außerdem wurden Veränderungen des originären Kanalverlaufs, wie zip- und elbow-Effekte, Stufenbildung oder bauchförmige Veränderungen visuell mit demselben Programm beurteilt. Die gesamte Zeit für die Aufbereitung eines Kanals wurde gemessen und die Arbeitssicherheit anhand des Auftretens von Kanalverblockungen, Instrumentenfrakturen und Instrumentendeformationen bewertet.

3. Die Verwendung des HyFlex®CM™ Systems führte zu einem gleichmäßigen Materialabtrag im apikalen und mittleren Wurzelkanaldrittel mit gutem Erhalt des Kanalverlaufs. Bei den anderen Systemen fand eine Transportation an der Außenkurvatur im apikalen und koronalen Anteil und an der Innenkurvatur des mittleren Anteils statt. Der höchste Materialabtrag trat bei der Anwendung von Revo-S, MTwo und EasyShape auf. Den geringsten Materialabtrag beobachteten wir bei AlphaKite, gefolgt von FlexMaster, Twisted Files, HyFlex®CM™ und GT® Series X.

4. Stufenbildungen wurden in vier Fällen bei der Verwendung der Revo-S und in zwei Fällen bei EasyShape Instrumenten beobachtet. Bei den verwendeten Systemen kam es weder zu Kanalverblockungen durch abgetragenes Material noch zu zip- und elbow -Effekten oder bauchförmigen Ausbuchtungen. Eine Verkürzung der Arbeitslänge um mehr als 0.5 mm kam in sieben Fällen bei EasyShape Instrumenten und in drei Fällen bei Revo-S- Instrumenten vor.

5. Frakturen traten bei Revo-S und EasyShape jeweils einmal auf. Instrumentenaufwindungen wurden elfmal bei Twisted Files und einmal bei AlphaKite beobachtet.

6. Die kürzeste Präparationsdauer erreichten wir mit dem HyFlex®CM™ System, gefolgt von Twisted Files. Die zeitliche Differenz zwischen diesen beiden und den anderen Systemen war signifikant. Die zur Aufbereitung aufgewendete Präparationsdauer war indirekt proportional zur Erahrung des Behandlers. EasyShape, Revo-S und GTX- Instrumente verlangten mehr Behandlertraining als die anderen Systeme. Die Anzahl der verwendeten Instrumente lag für FlexMaster bei acht, für Revo-S, EasyShape und AlphaKite bei sechs, für Mtwo, Twisted Files und HyFlex®CM™ bei fünf und für GT® Series X bei vier Feilen.

7. Die Auswertung der Ergebnisse führte zu der Schlussfolgerung, dass das System HyFlex®CM™ mit der neuen Legierung CM- wire im Vergleich zu den anderen Systemen die besten Ergebnisse in Bezug auf die zentrierte Aufbereitung und die Gleichmäßigkeit des Materialabtrages aufwies. Die Präparation war mit HyFlex®CM™ und Twisted Files am schnellsten.

8. Die Instrumente Mtwo, FlexMaster, Twisted Files, GT® Series X und AlphaKite waren in der vorliegenden Arbeit bei der Formgebung den Systeme EasyShape und Revo-S überlegen. Die Systeme HyFlex®CM™, Mtwo, FlexMaster und GT® Series X zeichneten sich aufgrund fehlender Frakturen oder Deformationen durch eine hohe Arbeitssicherheit aus.

Danksagung

Allahs Wille geschieht, was er nicht wünscht, wird nicht sein. Ich danke Dir, Gott, für diese Erkenntnis.

Die vorliegende Arbeit ist entstanden als Ergebnis der internationalen Zusammenarbeit zwischen den Universitäten Rostock und Aden/Jemen. Deshalb danke ich in erster Linie allen beteiligten Mitarbeitern beider Einrichtungen, insbesondere Prof. H. Lang für die Möglichkeit, in seiner Poliklinik meine klinische und Forschungstätigkeit durchführen zu können.

Ich empfinde tiefe Dankbarkeit für die fundierte Beratung und die akribische Anleitung durch meinen Doktorvater Dr. Dieter Pahncke, der mit großem Interesse die Durchführung der Versuche begleitet und mir bei der Analyse der Ergebnisse und der Abfassung der Arbeit stets hilfreich zur Seite gestanden hat. Ich habe darüber hinaus von ihm gelernt, die Welt mit anderen Augen zu sehen.

Ich möchte Frau Krenz für die Beratung bei der Erstellung der statistischen Auswertungen und Herrn Prof. Beetke für seine fruchtbaren Kommentare bei der Endfassung der Arbeit danken.

Nicht zuletzt gilt mein Dank meinen Eltern, die mir den Weg durch das Leben geebnet haben, für ihre grenzenlose Unterstützung und Hilfe, er gilt meinem Ehemann für seine ständigen Ermunterungen und den langjährigen Verzicht und er gilt meinem süßen Sohn Ahmed, den ich um Verzeihung bitte für die Zeit, die wir getrennt verbringen mussten.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Ba-Hattab, Raidan Abdullah Saeed
Geburtsdatum und –ort	06.11.1978 in Aden, Jemen
Nationalität	jemenitisch
Familienstand	verheiratet, ein Kind

Schulausbildung

1985-1993	Grundschule
1993-1997	Sekundarschule, Abschluß: Abitur

Hochschulausbildung

1997- 2002	Studium der Zahnmedizin an der Universität Aden, Jemen
Mai 2002	Zahnmedizinsches Staatexamen an der Univ. Aden, Jemen
Okt. 2002-Sept. 2003	Assistenzzahnärztin in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Zahnmedizinischen Fakultät der Universität Aden, Jemen
Okt. 2003-März 2008	Assistenzzahnärztin in der Poliklinik für Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie der Zahnmedizinischen Fakultät der Universität Aden, Jemen Wissenschaftliche Mitarbeiterin der Poliklinik für Kieferorthopädie und Prävention und der Poliklinik für Kieferchirurgie der Universität Aden, Jemen
Apr. 2008-Sep. 2008	Deutsch- Sprachunterricht an der Universität Rostock
Okt. 2008-Jan. 2009	Hospitation an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Universität Rostock
Seit Feb. 2009	Spezialisierung auf dem Gebiet der Endodontie an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Universität Rostock

Sprachkenntnisse

Arabisch (Muttersprach)
Englisch (fließend in Wort und Schrift)
Deutsch (fließend in Wort und Schrift)

Selbständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne Bentzung anderer als den angegebenen Hilfsmitteln angefertigt habe.

Raidan Ba-Hattab