

**Aus dem Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
(Stiftung Carolinum) der Johann Wolfgang Goethe-Universität  
Frankfurt am Main**

**Poliklinik für Zahnerhaltungskunde  
(Direktor: Prof. Dr. D. Heidemann)**

**In-vitro-Studie zur maschinellen Aufbereitung  
gekrümmter Wurzelkanäle humaner Molaren  
mit dem Endo IT control, dem Tecnika-Vision  
und dem Dentaport unter Anwendung von  
FlexMaster-Instrumenten mittels einer modifizierten  
Bramante-Technik**

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

**vorgelegt von**

**Mirwais Wardak**

**aus Kabul**

**Frankfurt am Main, 2009**

Dekan: Prof. Dr. med. J. Pfeilschifter

Referent: P.D. Dr. med. dent. S. Gerhardt-Szep

Koreferent: Prof. Dr. med. dent. H.-Ch. Lauer

Tag der mündlichen Prüfung: 17.02.2010

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung .....</b>	<b>6</b>
1.1. Einführung.....	6
1.2. Wurzelkanalanatomie.....	10
1.3. Schwierigkeiten bei der endodontischen Therapie.....	13
1.4. Aufbereitungsmethoden .....	15
1.5. Endodontie in der Wissenschaft.....	18
1.5.1. Das Untersuchungsgut.....	18
1.6. Beurteilung der Kanalkrümmung.....	19
<b>2. Material und Methode .....</b>	<b>21</b>
2.1. Der Versuchsaufbau .....	21
2.2. Liste der verwendeten Materialien.....	22
2.2.1. Untersuchungsgut.....	22
2.2.2. Ni-Ti-Instrumentensystem: FlexMaster .....	22
2.3. Hilfsmaterialien.....	<b>24</b>
2.4. Geräte .....	25
2.5. Software .....	28
2.6. Versuche.....	28
2.6.1. Vorversuche .....	28
2.6.2. Herstellung der Probekörper .....	29
2.6.2.1. Sägen der Probekörper .....	29
2.6.2.2. Röntgen der Versuchszähne.....	30
2.6.2.3. Digitalisierung der Schnitte.....	30
2.6.3. Aufbereitung.....	31
2.6.3.1. Aufbereitungstechnik .....	31
2.6.3.2. Ausmessung der Kanalquerschnittsflächen.....	32
2.6.4. Statistik.....	33
<b>3. Studienergebnisse .....</b>	<b>34</b>
3.1. Aufbereitungszeiten .....	34
3.2. Arbeitslängenverluste.....	35
3.3. Frakturhäufigkeit.....	35
3.4. Querschnittsänderungen der Wurzelkanäle.....	37

3.4.1. Gesamtabtrag.....	37
3.4.2. Abtrag in den einzelnen Schnittebenen.....	38
3.4.2.1. Endo IT control .....	38
3.4.2.2. Tecnika-Vision .....	39
3.4.2.3. Dentaport.....	40
3.4.3. Gruppenvergleich für die einzelnen Schnittebenen .....	41
3.5. Substanzabtrag bezogen auf den Krümmungsbeginn .....	44
3.6. Substanzabtrag am Krümmungsbeginn.....	45
3.7. Substanzabtrag koronal des Krümmungsbeginns .....	46
3.8. Substanzabtrag apikal des Krümmungsbeginns.....	49
<b>4. Diskussion .....</b>	<b>52</b>
4.1. Einleitung .....	52
4.2. Material und Methode .....	53
4.2.1. Beurteilung der Aufbereitungszeiten .....	54
4.2.2. Beurteilung der Arbeitslängenverluste.....	56
4.2.3. Beurteilung der aufgetretenen Frakturen.....	57
4.2.4. Beurteilung der Kanalflächenabweichungen .....	60
<b>5. Zusammenfassung.....</b>	<b>63</b>
<b>6. Literaturübersicht.....</b>	<b>65</b>
<b>7. Anhang .....</b>	<b>78</b>
7.1. Flächendifferenzen von Endo IT control .....	78
7.2. Flächendifferenzen von Tecnika-Vision .....	81
7.3. Flächendifferenzen von Dentaport.....	84
7.4. Instrumentenfraktur in Abhängigkeit zur Anwendungszahl .....	87
7.5. Arbeitslängenverluste.....	88
7.6. Aufbereitungszeiten .....	89
7.7. Krümmungswinkel.....	90
7.8. Synopsis .....	91
7.9. Danksagung.....	93
7.10. Curriculum vitae .....	94
7.11. Ehrenwörtliche Erklärung .....	95

Für meine Mutter Hamida

### 1. Einleitung

#### 1.1. Einführung

Um die Pathogenese des Endodontiums zu verstehen und eine klinische Differenzierung zwischen den einzelnen Krankheitsbildern treffen zu können, ist unter anderem eine detaillierte Kenntnis der Wurzelkanalanatomie, -morphologie und Pulpahistologie notwendig. Die Ätiologie endodontischer Erkrankungen wird im Wesentlichen infektiös-toxischen Reizen zugeschrieben. Neben infektiös-toxischen Ursachen kommen aber auch iatrogene, mechanische/traumatische, parodontale Ursachen, Kieferhöhlenerkrankungen und hämatogene Ursachen in Frage (KOÇKAPAN, 2003).

Einen Beweis, dass Keime bzw. deren infektiös-toxische Stoffwechselprodukte hauptsächlich an dauerhaften Schäden der Pulpa beteiligt sind, liefern die Untersuchungen von KAKEHASHI et al. (1965). Hierbei sind gnotobiotisch gezüchteten Ratten Zahnschäden derart zugefügt worden, dass Pulpagewebe ungeschützt zur Mundhöhle exponiert war. Nach einiger Zeit hat sich im Bereich der Zahnschäden Hartsubstanz neu gebildet. In einer Vergleichsgruppe von Ratten, die nicht keimfrei gehalten wurden, haben die Zähne nach einiger Zeit Pulpanekrosen und apikale Parodontopathien entwickelt. Diese Studie zeigt die zentrale Rolle der Mundhöhlenkeime bei oralpathologischen Prozessen.

Ist es zu einer irreversiblen Erkrankung der Pulpa gekommen, muss das gesamte infizierte bzw. nekrotische Gewebe aus dem Pulpakavum entfernt werden. Der Erfolg einer endodontischen Behandlung hängt in hohem Maße von einer gründlichen und vollständigen Aufbereitung des Wurzelkanals ab. Wegen der räumlichen Komplexität und Varianz der Wurzelkanalanatomie ist die mechanische Bearbeitung der Wurzelkanäle häufig nicht leicht und sehr zeitintensiv (DAVIS et al., 1972; MEYER, 1960). Um Wurzelkanäle nicht nur zeitsparend, sondern auch vollständig aufzubereiten, sind verschiedene maschinelle Systeme entwickelt worden. Die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung darf jedoch nicht auf Kosten der Qualität gehen.

Die Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle stellt auch für versierte Endodontologen eine besondere Herausforderung dar (SATTAPAN et al., 2000). Ziel dieser Arbeit war es, den Einfluss von drei verschiedenen drehmomentbegrenzten Endodontiemotoren auf die Qualität der Aufbereitungsergebnisse hin zu untersuchen. Dabei sollte insbesondere die Auswirkung der Motoren auf die Aufbereitungszeit, den Materialabtrag im Wurzelkanal und die

Frakturhäufigkeit der angewandten Feilen untersucht werden. Die Industrie verspricht bei Anwendung von maschinell betriebenen Aufbereitungssystemen (neben der traditionellen Anwendung von Handinstrumenten), eine Rationalisierung der endodontischen Therapie. Für die klinische Anwendung hingegen werden Untersuchungen benötigt, die eine Entscheidungshilfe für die Auswahl aller Hilfsmittel bieten. Man erhofft sich neben der Arbeitserleichterung vor allem eine Erhöhung des Behandlungserfolges.

Die meisten Endodontiemotoren und Winkelstücke der ersten Generation arbeiten mit Instrumenten aus Stahllegierungen. Diese Systeme führten Rotationsbewegungen, Teilkreisbewegungen, Hubbewegungen oder Kombinationen davon aus. Ein Überblick über häufig angewandte maschinelle Aufbereitungssysteme wird nachfolgend dargestellt:

Das erste bekannt gewordene maschinelle Aufbereitungssystem wurde von William Herbert ROLLINS 1899 vorgestellt. Es handelt sich dabei um ein Handstück, das über einen fußbetriebenen Motor einen Wurzelkanalbohrer in einem kleinen Winkelstück in Rotation versetzt. Dabei begrenzt ein Schneckengetriebe die Umdrehungszahl auf 100 U/min (MILAS, 1976; SWEET, 1960).

Ende der 1950-er Jahre fand das Racer-Winkelstück im deutschsprachigen Raum breite Anwendung. Die eingesetzten Instrumente führten bei diesem Winkelstück eine Hubbewegung von 1 mm Amplitude aus (BINDER, 1958). Neuere Modelle des Racer-Winkelstücks versetzen das Arbeitsinstrument in Schwingungen von 2 mm Amplitude. Ein Nachteil dieses Arbeitsprinzips ist die Transposition von Debris in den periapikalen Bereich, woraufhin recht häufig Entzündungszeichen beobachtet wurden (LANGE, 1961). Eine größere Verbreitung erfuhr die Giromatic. Sie arbeitet mit reziproken Drehbewegungen von 90°. Doch auch bei diesem Arbeitssystem wurden häufig Verluste der Arbeitslänge durch Verbolzung des Wurzelkanals, Instrumentenfrakturen und Perforationen festgestellt (HÜLSMANN, 1993). Im Vergleich zur Handaufbereitung konnte die Giromatic die Qualität der Wurzelkanalbehandlung nicht verbessern. So haben verschiedene Studien belegt, dass manuell aufbereitete Kanäle besser gereinigt waren und eine bessere Kanalmorphologie aufwiesen im Vergleich zur Giromatic (BOLANOS et al., 1988; KLAYMAN & BRILLIANT, 1975; MIZRAHI et al., 1975; TUREK & LANGELAND, 1982). Untersuchungen von FROMME et al. (1970) kamen hingegen zu dem Schluss, dass unter Einsatz der Giromatic 66 % mehr Kanäle aufbereitet werden konnten als per Handaufbereitung (HÜLSMANN, 1993). Auch CASELITZ (1989) beschreibt die Vorteile der Giromatic als effektivstes mikromotorbetriebenes System.

Der Dentinabtrag als Kriterium für die Effektivität eines Endodontie-Winkelstücks ist sicherlich hilfreich, jedoch ist er nicht ausschlaggebend für die Qualität einer Wurzelkanalbehandlung. Vielmehr ist es eine Summe von verschiedenen Aspekten. So wird die Reinigungswirkung im gesamten Kanal von vielen Autoren besonders hervorgehoben. Weitere wichtige Kriterien für den langfristigen Erfolg einer Wurzelkanalbehandlung sind die Qualität und die Form der Präparation. Die Form bzw. die Geometrie der Präparation sollte für die anschließende vollständige Wurzelfüllung trichterförmig sein. Darüberhinaus ist die Arbeitssicherheit bezogen auf die Frakturhäufigkeit der Instrumente, die Veränderung der Kanalmorphologie, Perforationen, Überinstrumentierungen, eine Verblockung der Kanäle und einen Verlust der Arbeitslänge viel wichtiger (HÜLSMANN, 1993).

Der Endolift ist ein Endodontie-Winkelstück, das in der ersten Generation eine Kombination aus Vierteldrehungen und Hubbewegungen ausführte. In seiner zweiten, modifizierten Form führt es, analog zur Giromatic, reziproke Drehbewegungen von 90° aus. Als Arbeitsinstrumente werden Handinstrumente mit einer Druckknopfspannzange am Winkelstück befestigt. Dieses Winkelstück erzielt im Vergleich zur Handaufbereitung ebenfalls keine besseren Ergebnisse (LEHMANN & GERSTEIN, 1982).

LEVY beschrieb 1984 erstmals den Canal-Finder. Dieses Endodontie-Winkelstück hat erstmalig keinen starren Bewegungsablauf. Es führt Längsbewegungen variabler Amplitude (0,3 bis zu 1 mm) kombiniert mit einer Rotation aus. Bei steigender Umdrehungszahl sinkt die Amplitude der Hubbewegung. Eine drehmomentgesteuerte Kupplung reguliert bei steigendem Kanalwiderstand die Hubbewegung im Arbeitsteil. Das System beginnt mit einer reinen Hubbewegung, die bei steigendem Widerstand in eine kombinierte Hub- und Rotationsbewegung übergeht, um endlich in eine reine Rotationsbewegung zu münden. Die flexiblen feilenden und schraubenförmigen Bewegungsabläufe sollen das Aufsuchen des Kanalverlaufs erleichtern (CASELITZ, 1989). Das Canal-Finder-Winkelstück begradigt Wurzelkanäle nur geringfügig (GOLDMAN et al., 1987; TRONSTAD & NIEMCZYK, 1986). In Studien von HÜLSMANN und BERTZBACH (1989) wiesen Kanäle, die manuell aufbereitet waren, stärkere Begradigungen auf als Kanäle, die mit dem Canal-Finder-System bearbeitet wurden. Es liegen aber auch Studien von verschiedenen Autoren vor, die zu nachteiligen Resultaten kommen. Es wird von ausgeprägten Aufbereitungsfehlern, wie apikalen Stufenbildungen, fächerförmigen Erweiterungen und stark begradigten Wurzelkanälen, berichtet (CAMPOS & DEL RIO, 1990; FRITZ & SCHÄFER, 1989). Da der Canal-Finder bei



obliterierten und gekrümmten Wurzelkanälen hilfreich ist, kann er initial zur Aufbereitung empfohlen werden. Ein neueres Winkelstück ist das Canal-Leader. Es arbeitet mit einer flexiblen Instrumentenachse. In einer vergleichenden Studie von HÜLSMANN et al. (1997) hat es sehr gute Reinigungseigenschaften gezeigt. Doch auch dieses Gerät verursacht im Vergleich mit anderen Systemen häufiger Aufbereitungsfehler (BARTEL et al., 1999). In der Literatur stand man maschinellen Aufbereitungssystemen wegen der Häufigkeit von Instrumentenfrakturen, Aufbereitungsfehlern vor allem bei gekrümmten Kanälen, mangelnder Reinigungswirkung des Wurzelkanalsystems und des Verlusts der Taktilität häufig skeptisch gegenüber (HÜLSMANN, 1993).

Seit einigen Jahren kommen verstärkt Systeme auf den Markt, die mit 360°-Rotation arbeiten anstatt mit axialen Bewegungen, Schwingungen oder winkelbegrenzter Rotation. Einen wesentlichen Beitrag für diese Arbeitsweise hat die Einführung von NiTi-Instrumenten geleistet. NiTi-Instrumente haben im Vergleich zu herkömmlichen Stahllegierungen eine dreifach höhere Flexibilität (HÜLSMANN & VERSÜMER, 1999). Aufgrund der hohen Flexibilität dieser Instrumente treten Änderungen des Kanalverlaufs bzw. der Kanalform in geringerem Ausmaß auf (HORNBERGER et al., 1996; RUDDLE, 2001; SHORT et al., 1997). Die Frakturanfälligkeit stellt zurzeit auch hier ein großes Problem dar. In der Literatur schwanken die Angaben zwischen 0 und 40 % (TEPEL, 1997; THOMPSON & DUMMER, 1997; BAUMANN & ROTH, 1999; SCHÄFER & FRITZENSCHAFT, 1999; JARDINE & GULABIVALA, 2000). Damit Instrumentenfrakturen auf ein Minimum reduziert werden, empfehlen Hersteller von NiTi-Feilen die Anwendung der Instrumente mit drehmomentbegrenzten Mikromotoren. Drehmomentbegrenzte Endodontiemotoren und Winkelstücke mit einer 360°-Rotation werden heute von verschiedensten Herstellern angeboten und finden zunehmend breite Anwendung in der zahnärztlichen Praxis.

Eine Möglichkeit, um unterschiedliche Aufbereitungssysteme an humanen Zähnen besser miteinander vergleichen zu können, ist die Verwendung von Muffelsystemen.

Durch Verwendung von Muffelsystemen werden Voraussetzungen geschaffen, die eine reproduzierbare Versuchsdurchführung und -auswertung sowie standardisierte Aufbereitungsbedingungen ermöglichen (HÜLSMANN, 1998). BRAMANTE et al. (1987) entwickelten ein Muffelsystem, das erstmals die Beurteilung von Wurzelkanalquerschnitten vor und nach der Aufbereitung ermöglichte. Die Versuchszähne wurden in Kunststoff fixiert und anschließend in Gips eingebettet. Dadurch war es möglich, den Versuchszahn zu sägen

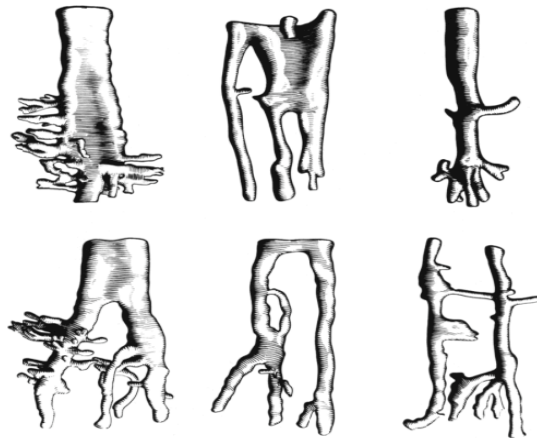
und in die Gipsform zu reponieren, um die Wurzelkanäle zu präparieren. Durch die Anfertigung von prä- und postoperativen Fotos, Pauszeichnungen oder – wie in dieser Arbeit – mit Hilfe von digitalisierten Fotos lassen sich quantitative Aussagen über den Dentinabtrag, den Kanaldurchmesser und die Querschnittsflächen treffen. Ebenso sind postoperativ Aussagen über die Qualität der Querschnittsform möglich. Analysen der Kanalform und Anhaltspunkte für eine Kanalbegradigung „centering ratio“ sind bei diesem Verfahren möglich (CALHOUN & MONTGOMERY, 1988; LESEBERG & MONTGOMERY, 1991; WILCOX & SWIFT, 1991; WILCOX & VANSURKSUM, 1991; GAMBILL et al., 1996). Um Kanalbegradigungen festzustellen, reichen Wurzelkanalquerschnitte allein nicht aus; hierbei müssen die Wurzelquerschnitte erfasst werden, um Dislokationen des Wurzelkanals ermitteln zu können. Bei mikroskopischer Betrachtung der Schliffpräparate lässt sich feststellen, ob das Prädentin zirkulär vollständig entfernt wurde oder ob ein zwischen zwei Kanälen gelegener Isthmus nicht mechanisch behandelt wurde (ARCHER et al., 1992).

### **1.2. Wurzelkanalanatomie**

Die Wurzelkanäle eines Zahnes bilden zusammen mit dem Pulpakavum die Pulpakammer. Die dreidimensionale Form der Pulpakammer entspricht makroskopisch einer Verkleinerung des Zahns. Die Wurzelkanäle eines Zahns variieren in Form und Anzahl (Tabelle 1.1). Neben dem Hauptkanal finden sich mit unterschiedlicher Wahrscheinlichkeit Nebenkanäle; diese können die Wurzel in unterschiedlicher Höhe verlassen oder blind enden. Es können außerdem Ausbuchtungen, Anastomosen und Divertikel innerhalb des Kanals auftreten. Aufgrund dieser komplexen und variablen Anatomie des Wurzelkanals wird häufig auch vom Wurzelkanalsystem gesprochen.

Der Querschnitt eines Wurzelkanals ist selten rund. Häufig ist dieser oval, nieren- oder lanzettförmig, mit einem größeren vestibulo-oralen als mesio-distalen Durchmesser (BÜHLEN, 1964). Häufig wird der Querschnitt erst im apikalen Bereich rund. Hier befindet sich die engste Stelle des Wurzelkanals, die als Foramen physiologicum (siehe Abb. 1.2) bezeichnet wird. Am Apex endet das Wurzelkanalsystem häufig in mehreren Ausgängen (HÄUPL, 1949; PILZ, 1980; RUDDLE, 1995; SIMON, 1993). Die letzten 3 Millimeter der Wurzelspitze werden von BEER und BAUMANN (1997) als kritische Zone bezeichnet, weil sie die Verbindung zwischen der Pulpa und dem Gesamtorganismus herstellen. Zwischen dem anatomischen Apex und dem physiologischen Apex befindet sich ein Mischgewebe, das sowohl Anteile der Pulpa als auch Anteile des Zahnhalteapparates enthält (PILZ, 1980). Im Bereich der

Wurzelspitze weist der Hauptkanal mit einer Wahrscheinlichkeit von 85 % eine Krümmung auf (PINEDA & KUTTLER, 1972). Die Wurzelkanäle unterer Molaren weisen jedoch immer eine Krümmung auf, die in vestibulo-oraler als auch in mesio-distaler Richtung verläuft (CUNNINGHAM & SENIA, 1992).



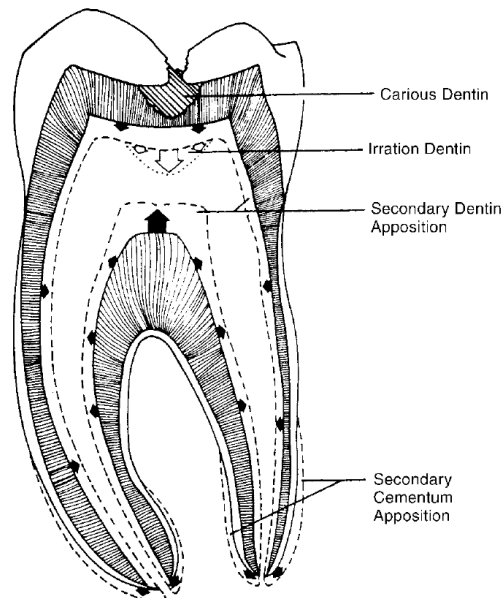
**Abbildung 1.1:** Modelle der Wurzelkanalanatomie (MEYER W., 1970)



**Abbildung 1.2:** Foramen apicale, REM-Aufnahme (MATSUMIYA S., 1955)

Im Laufe des Lebens und infolge pathologischer und iatrogenen Einflüsse unterliegt die Pulpakammer einer räumlichen Einengung (Abb. 1.3). Diese ist bedingt durch die Sekundärdentinbildung hauptsächlich im Bereich der Pulpahörner, des Pulpakammerbodens und der Wurzelkanäle (KETTERL, 1981). Mikroskopisch betrachtet, kommuniziert die Pulpakammer über die Dentintubuli mit dem Dentin. Die Dichte der Dentintubuli beträgt pulpanah durchschnittlich 64.000 pro mm<sup>2</sup> und nimmt in Richtung Manteldentin auf 16.000 pro mm<sup>2</sup> ab (KOÇKAPAN, 2003). Entlang ihrer Längsachse weisen die Tubuli Seitenäste auf,

die weit in das intertubuläre Dentin hineinreichen und mit den Verzweigungen der Nachbartubuli in Verbindung stehen können (SCHROEDER, 1992). Aufbereitung und Reinigung des Wurzelkanalsystems, die einen dreidimensionalen hermetischen Verschluss des Wurzelkanalraumes ermöglichen sollen, sind maßgebend für den Erfolg einer endodontischen Therapie (INGLE, 1961; SCHILDER, 1974).



**Abbildung 1.3:** (INGLE & BAKLAND, 2002)  
Schematische Darstellung von Sekundär-, und Tertiärdentinbildung eines unteren Molaren. **Schwarze Pfeile** zeigen die physiologische Sekundärzement- und Dentinapposition; **weiße Pfeile** beschreiben die Region der Tertiärdentinbildung.

**Tabelle 1.1:** (BAUMANN, 1997)

Oberkiefer Zahn/Wurzel	Kanäle	Markkanäle (%)	Ramifikationen (%)	Seitenkanälchen nach Meyer (%)
1/1	1 oval	5-10	25	54
2/1	1 oval	5-10	25	58
3/1	1 oval, Foramen liegt palatinal	5-10	25	78
4/2 (57 %) 1 (42 %) 3 selten	2 2 (nur in 19 % : 1) 2,3 meist nicht durchgängig	30	50	78
5/1 2 (10 %)	1 2 (45 %)	20	50	88
6/3	3 mesiobukkale Wurzel kann auch 2 Kanäle aufweisen	16	40-80	82
7/3 4 selten 1 sehr selten	3 mesiobukkale Wurzel selten auch 2 Kanäle	20	60-80	84
8/3	3 (41 %), aber auch 1, 2 oder 4 Kanäle sind möglich	20	60-80	86

<b>Unterkiefer Zahn/Wurzel</b>	<b>Kanäle</b>	<b>Markkanäle (%)</b>	<b>Ramifikationen (%)</b>	<b>Seitenkanälchen nach Meyer (%)</b>
Unterkiefer Zahn/Wurzeln	Kanäle	Mark-Kanäle (%)	Ramifikationen (%)	Seitenkanälchen nach Meyer (%)
1/1	1 2 (30 %)	10	10	48
2/1	1 2 (60 %)	10	40	36
3/1 2 selten	1 2 (25 %)	12	34	50
4/1 2 selten	1 2 (13 %, oft nur streckenweise)	17	40	68
5/1 2 selten	1 2 (7 %)	20	49	76
6/2	2 3 (mesiobukkale Wurzel 2 Kanäle 80 %) 4 (auch distale Wurzel 2 Kanäle in 6 %)	15	43	78
7/2 3 selten	2 3 (mes.:70 %) 4 (dist.: 2 %)	15	70	78
8/2 1	2 (82 %), selten 3 1-3	10	10	84

### 1.3. Schwierigkeiten bei der endodontischen Therapie

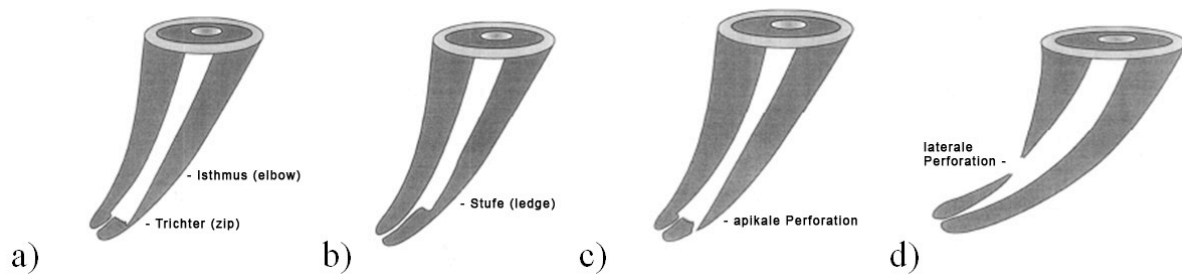
Das Hauptanliegen in der Endodontie besteht in der Aufbereitung aller Wurzelkanäle eines Zahnes, die vom Pulpakavum aus erreichbar sind, die Ausräumung der infizierten Pulpa und die Desinfektion des Wurzelkanalsystems sowie einem hermetischen Verschluss durch eine Wurzelfüllung. Das Belassen von auch nur geringen Mengen an infiziertem organischen Material im Wurzelkanal kann zu Entzündungsreaktionen im periapikalen Gewebe und somit zu einem Misserfolg führen (TAYLOR, 1984). Zahlreiche Autoren beschreiben die Schwierigkeit, Sterilität in einem infizierten Kanal zu erreichen. Es sollten jedoch alle Maßnahmen ergriffen werden, um im Wurzelkanal die Keimzahl auf eine nichtpathologische Anzahl zu reduzieren und den Nachschub von Bakterien zu verhindern (FROMME et al., 1970; GROSSMANN et al., 1988; GULDENDER & LANGELAND, 1987; HEUER, 1963; KRÖNCKE, 1981; MEYER & HÜLSMANN, 1991; POERZTEL & PETSCHERT, 1985; SCHILDER, 1974; SCHROEDER, 1979; WEINE, 1982). Damit eine vollständige und dichte Wurzelfüllung erreicht wird, muss der Wurzelkanal von apikal nach koronal gleichmäßig konisch gestaltet werden, wobei die apikale Konstriktion erhalten bleiben sollte (COFFAE & BRILLIANT, 1975; GUERTSON, 1990;

INGLE, 1961; MEYER & HÜLSMANN, 1991; SCHILDER, 1974; SCHROEDER, 1979; VOSS, 1993; WALTON, 1976; WEINE et al., 1970).

Damit der Wurzelkanal möglichst vollständig aufbereitet werden kann, muss dessen Länge bzw. die Länge des erforderlichen Wurzelkanalinstruments ermittelt werden. Dazu haben sich Röntgenaufnahmen und Endometrie-Geräte etabliert. Die Kenntnis der Arbeitslänge soll eine Überinstrumentierung und ein Belassen von infiziertem Material verhindern. Aus einer Unterinstrumentierung kann eine unvollständige Wurzelfüllung resultieren. Eine Überinstrumentierung hat zur Folge, dass Teile des Kanalinhalt über den Apex hinaus in den periapikalen Bereich transportiert werden, so dass im Anschluss dort eingebrachtes Wurzelfüllmaterial Fremdkörperreaktionen hervorrufen kann. Das artifizielle Einbringen von Bakterien in diesen Bereich sollte verhindert werden (BEER & BAUMANN, 1997). Damit dies während der Aufbereitungsphase und bei der Wurzelfüllung nicht stattfindet, sollte die Wurzelkanalaufbereitung am Foramen physiologicum enden und so ein sicherer Stopp präpariert werden. In einer Studie stellte KUTTLER (1955) fest, dass zwischen dem Foramen physiologicum und dem anatomischen Foramen ein Abstand von durchschnittlich 0,52 mm besteht. Dieser Wert wurde von VOSS (1993) bestätigt; er empfahl, dass die Wurzelfüllung 0,5 mm vor dem röntgenologischen Apex enden sollte.

Aufgrund einer histologischen Besonderheit (Dentintubuli) kann das circumpulpaie Dentin bis zu 1,2 mm tief infiziert sein (PETERS, 1993; PEREZ et al., 1993; POERZTEL & PETSCHL, 1985). Daraus folgt, dass bei einer infizierten Nekrose nicht nur das Pulpagewebe, sondern auch in ausreichendem Maße circumpulpaies Dentin entfernt werden sollte. Die Aufbereitung des Wurzelkanals darf jedoch nicht durch übermäßigen Materialabtrag die Wurzel schwächen. Die hohen Anforderungen an eine Wurzelkanalbehandlung in Form einer chemo-mechanischen Reinigung, Formgebung und eines hermetischen Verschlusses können wegen der schwierigen topographischen Verhältnisse im Wurzelkanal sogar im geraden Kanal nicht sicher erreicht werden (BARKINS & MONTGOMERY, 1992; WALKER & DEL RIO, 1989). Bei der Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle, wie sie auch für diese Studie ausgewählt wurden, stößt man offensichtlich häufiger auf Schwierigkeiten (SCHNEIDER, 1971; WEINE et al., 1975; WALTON, 1976; MULLANEY, 1979). Eine Studie von WEINE et al. (1975) hat gezeigt, dass alle Wurzelkanalinstrumente, gerade wie auch vorgebogene, die Tendenz besitzen, sich in einem gekrümmten Kanal wieder zu strecken. Das führt zu einem erhöhten Dentinabtrag an der Außenkrümmung des Kanals. Die Folge des ungleichmäßigen Dentinabtrags können Aufbereitungsfehler sein. Häufige Aufbereitungsfehler sind Engstellen („elbow“),

trichterförmige Präparation des apikalen Wurzeldrittels („zip“), Perforationen, Stufenbildung, Arbeitslängenverluste, Kanalbegradigungen und Instrumentenfrakturen (WINKLER, 1996).



**Abbildung 1.4:** a) Aufbereitungsfehler: „zip“- und „elbow“-Konfiguration  
b) Aufbereitungsfehler: Stufe mit Verlust der Arbeitslänge  
c) Aufbereitungsfehler: apikale Perforation  
d) Aufbereitungsfehler: laterale Perforation (HÜLSMANN, 1998)

Aufbereitungsfehler lassen sich vermeiden, wenn in gekrümmten Kanälen nur grazile und somit flexiblere Instrumente zur Verwendung kommen (MULLANEY, 1979). Eine ausreichende Reinigungswirkung und Formgebung lässt sich jedoch bei Verwendung von Instrumenten bis ISO-Größe 30 auch bei engen Wurzelkanälen von Molaren nicht sicher erreichen (KEREKES & TRONSTAD, 1977; SOUTHARD et al., 1987; BARTHA, 2001). BAUMGARTNER et al. (1992) empfehlen die Aufbereitung aller Wurzelkanäle auf mindestens ISO-Größe 45. Die Verwendung von hochflexiblen Nickel-Titan-Instrumenten sollte, bei hoher Arbeitssicherheit, eine Berücksichtigung dieser Empfehlung ermöglichen.

Frakturen von Wurzelkanalinstrumenten können eine schwerwiegende Komplikation darstellen. Nur in Fällen von Instrumentenfrakturen, bei denen zu Behandlungsbeginn kein periapikaler Befund vorlag, bleiben die Zähne häufig auch trotz unvollständiger Reinigung und Füllung der Kanäle klinisch und röntgenologisch symptomlos. Das wissentliche Belassen frakturierter Instrumente im Wurzelkanal darf jedoch in jedem Fall nur als Kompromiss angesehen werden, nachdem alle Versuche der Fragmententfernung erfolglos blieben (HÜLSMANN, 2001).

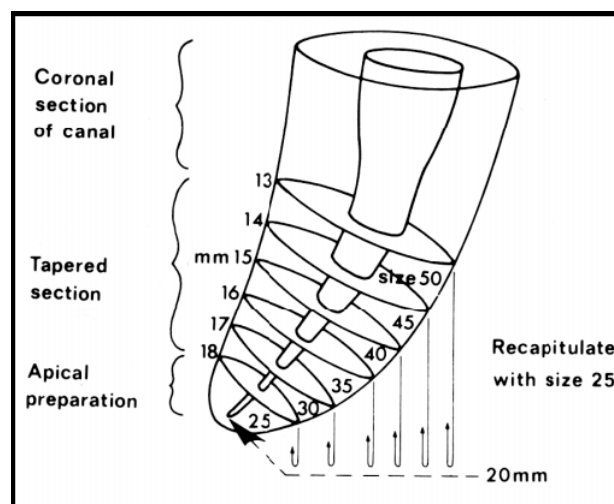
### 1.4. Aufbereitungsmethoden

In der Aufbereitung von Wurzelkanälen lassen sich grundsätzlich manuelle Aufbereitungstechniken von maschinellen unterscheiden. Ferner wird in der Vorgehensweise die Richtung der Aufbereitung von koronal nach apikal bzw. von apikal nach koronal unterschieden.

Vorteil der manuellen Vorgehensweise ist die Taktilität, wobei die ausgeübte Kraft und der Kontakt des Instruments mit der Kanalwand kontrolliert werden können. Durch die manuelle Aufbereitung wird häufig eine gute Präparationsform und eine gute Reinigungswirkung erreicht (PETSCHULT, 1989). Die Handinstrumente können im Wurzelkanal „drehend-schabend“ eingesetzt werden. Dabei wird leichter Druck in apikaler Richtung ausgeübt und das Instrument im Uhrzeigersinn um 90° bis 180° rotiert. Abgetragene Dentinspäne werden dadurch aus dem Kanal transportiert („reaming action“) (SARGENTI, 1980; THODEN VAN VELZEN et al., 1988). Sollen die Instrumente feilend eingesetzt werden, dringen sie bis zur gewünschten Arbeitslänge in den Wurzelkanal ein und werden linear herausgezogen.

### Beispiele für apikal-koronale Techniken:

Die „Step-back“-Technik ist weltweit die wohl am häufigsten angewandte Methode zur konischen Aufbereitung eines Wurzelkanals (BAUMANN, 1997).

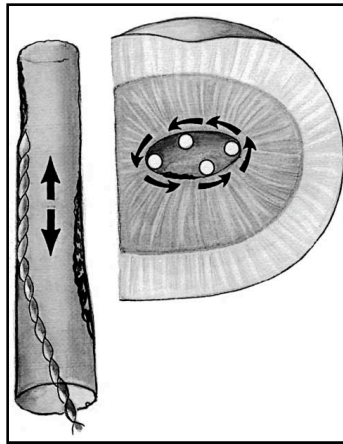


**Abbildung 1.5:** Schematische Darstellung der „Step-back“-Technik. Als Arbeitslänge sind beispielhaft 20 mm angegeben. Apikal sind 2 bis 3 mm bis ISO 25 aufbereitet. Die folgenden 5 mm sind sukzessive weiter aufbereitet. Rekapitulation wird mit ISO 25 bis zur vollen Arbeitslänge zwischen jedem Schritt ausgeführt. Der koronale Anteil kann mit Gates-Glidden-Bohrern weiter aufbereitet werden (TIDMARSH, 1982).

Es wird zunächst der Kanal in seiner gesamten Länge um drei bis fünf Instrumentenstärken erweitert. Anschließend kommen drei bis fünf Instrumente größeren Durchmessers zum Einsatz, die jedoch jeweils 1 mm kürzer eingebracht werden. Zwischenzeitlich wird der Kanal auf seiner gesamten Länge auf Verblockung hin überprüft (TIDMARSH, 1982).



Beim „circumferential filing“ werden die Instrumente bei gekrümmten Kanälen vorgebogen, um einer Begradigung vorzubeugen.



**Abbildung 1.6:** **Links:** Vertikale Feilenbewegung zur Anwendung bei großen und ovalen Kanälen. Die Feile wird mit vertikalen, schabenden Bewegungen im Kanal mit Druck entlang der Kanalwände geführt. **Rechts:** die Querschnittsdarstellung zeigt die umlaufende Bearbeitung in einem ovalen Kanal. (INGLE & BAKLAND, 2002.)

Dabei wird die Kanalwand zirkulär instrumentiert. ABOU-RASS et al. (1980) empfehlen, vor allem bei der mesialen Wurzel unterer Molaren beim Feilen vorwiegend Druck auf die äußere Krümmung auszuüben („anticurvature filing“). Am besten eignet sich eine Hedstroem-Feile. Die innere Krümmung sollte wegen der Krümmung und aufgrund der Lage der Kanäle innerhalb der Wurzel geschont werden (Gefahrenzone).

### **Beispiele für koronal-apikale Techniken:**

GOERIG et al. beschrieben 1982 die „Step-down“-Technik. Dabei wird zunächst infiziertes und nekrotisches Pulpagewebe aus den oberen und mittleren Kanalabschnitten entfernt, bevor der apikale Kanalabschnitt instrumentiert wird.

Eine Variante der „Step-down“-Technik ist die „Crown-down-pressureless“-Technik (MORGAN & MONTGOMERY, 1984). Hier werden zunächst Feilen der ISO-Größe 35 so tief wie möglich in den Wurzelkanal eingebracht. Dann werden die Instrumente drucklos zweimal vollständig rotiert, um sie dann aus dem Kanal zu entfernen. Mit Instrumenten kleineren Durchmessers wird diese Arbeitsweise fortgesetzt, bis die Arbeitslänge erreicht und der Kanal ausreichend erweitert ist. Bei der „Balanced-force“-Technik werden flexible Feilen (Flex-R-Feilen) ohne schneidende Spitze mit Druck im Wurzelkanal rotiert (ROANE et al., 1985).

Wegen der nicht schneidenden Spitze und der Flexibilität der Instrumente ist eine Zentrierung der Instrumente im Kanal auch bei Druck zu erwarten.

Mit maschinellen Aufbereitungssystemen lassen sich die obengenannten Aufbereitungsmethoden prinzipiell ebenfalls anwenden. Um jedoch eine Instrumentenfraktur zu vermeiden, sollte bei Ni-Ti-Systemen, die eine 360°-Rotation ausüben, kein Druck angewandt werden. Somit ist es beispielsweise nicht möglich, das „anticurvature filing“ anzuwenden. Man verspricht sich gerade von den Ni-Ti-Systemen eine hohe Aufbereitungsqualität, Beibehaltung der Kanalmorphologie, eine gute Reinigungswirkung und eine konische Aufbereitung des Wurzelkanals. Die Vorteile der maschinellen Aufbereitung sind in der Verkürzung der Behandlungsdauer, dem Fehlen der Aspirationsgefahr und in der Vereinfachung des Behandlungsablaufs zu sehen (HUHN, 1998; SCHÄDLE et al., 1990). Die Vereinfachung der Behandlungsschritte und der Zeitgewinn dürfen jedoch nicht auf Kosten der Qualität gehen (HÜLSMANN, 1993).

### **1.5. Endodontie in der Wissenschaft**

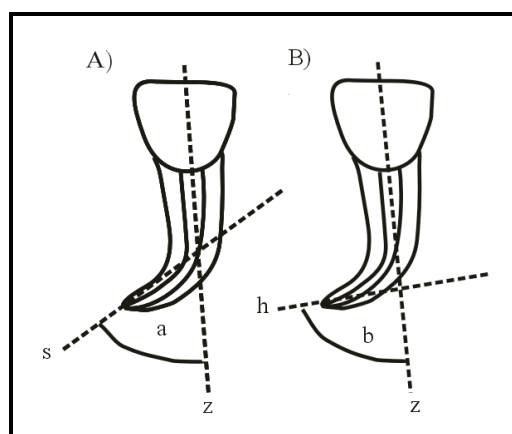
#### **1.5.1. Das Untersuchungsgut**

Selbstverständlich sollte die Praxistauglichkeit innovativer Systeme und neuer Behandlungsstrategien durch wissenschaftliche Studien belegt sein, bevor sie am Patienten Anwendung finden (GLOSSON et al., 1995). Von besonderem Interesse sind bei rotierenden Ni-Ti-Systemen ohne Winkelbegrenzung die Präparationsform unter Beibehaltung der ursprünglichen Kanalmorphologie, die Reinigungswirkung, Arbeitssicherheit, Arbeitszeit, Handhabung und Praktikabilität (HÜLSMANN & VERSÜMER, 1999). Klinische Studien stellen bislang noch die Ausnahme dar (RAMIRES-SALOMON et al., 1997, DALTON et al., 1998). Es sind jedoch eine Reihe von experimentellen Studien zu verschiedensten Systemen durchgeführt worden. Grundlage dieser Untersuchungen waren häufig simulierte Kanäle, die in spezielle Kunststoffblöcke eingelassen waren (z.B. Morita-Kanäle), oder – wie in dieser Studie – extrahierte humane Zähne. Wesentlicher Vorteil industriell vorgefertigten Untersuchungsguts sind standardisierte Bedingungen für vergleichende Studien. So können Kanallänge, Kanalquerschnitt und Winkel der Krümmung immer gleich gewählt werden. Die Präparation an Kunststoffkanälen kann unter Sicht vorgenommen werden, und Längenbestimmungen sind nicht erforderlich. Simulierte Kanäle lassen eindeutige Vergleiche zwischen verschiedenen Aufbereitungssystemen zu (SCHÄFER & HOPPE, 1995; THOMPSON & DUMMER, 1997 und 2000). Der Kunststoff weist im Gegensatz zur Zahnhartsubstanz ein

konstantes und reproduzierbares Abrasionsverhalten auf (SCHÄFER & HOPPE, 1995). In diesem Zusammenhang wurde diskutiert, dass rotierende Instrumente durch die entstehende Reibungswärme zu einer Erweichung im Kunststoff führen (KUM et al., 2000). Das damit verbundene Verkleben der Instrumentenschneiden führt zu einer erhöhten Frakturnrate (THOMPSON & DUMMER, 1997; BAUMANN & ROTH, 1999). Direkte Rückschlüsse für die Praxis können bei Verwendung von simulierten Kanälen nicht gezogen werden. Bei der Verwendung extrahierter Zähne dagegen sind wir hinsichtlich der Anatomie und Varianz des Wurzelkanalsystems näher an der klinischen Realität. Wurzelkanalinstrumente haben in diesem Fall aufgrund der ungleich höheren Härte des Dentins (30-35 Vickers Härte/HV) höhere Kräfte aufzubringen als in simulierten Kanälen, deren Härte mit 20-22 HV angegeben wird. Soll die Qualität einer Wurzelkanalaufbereitung an extrahierten Zähnen beurteilt werden, muss man im Gegensatz zu simulierten Kanälen das Untersuchungsgut vor und nach der Manipulation mit Wurzelkanalinstrumenten beurteilen.

### 1.6. Beurteilung der Kanalkrümmung

Eine Beurteilung der Kanalkrümmung sollte vor jeder Wurzelkanalbehandlung getroffen werden, um den Schwierigkeitsgrad zu ermitteln. Es können dann geeignete Maßnahmen ergriffen werden, um eine möglichst vollständige Wurzelkanalaufbereitung und -füllung zu erreichen. In der Literatur finden sich zahlreiche unterschiedliche Verfahren zur Beurteilung der Krümmung (BONE & MOULE, 1986; BRISENO & SONNABEND, 1991; HÜLSMANN & STRYGA, 1993).



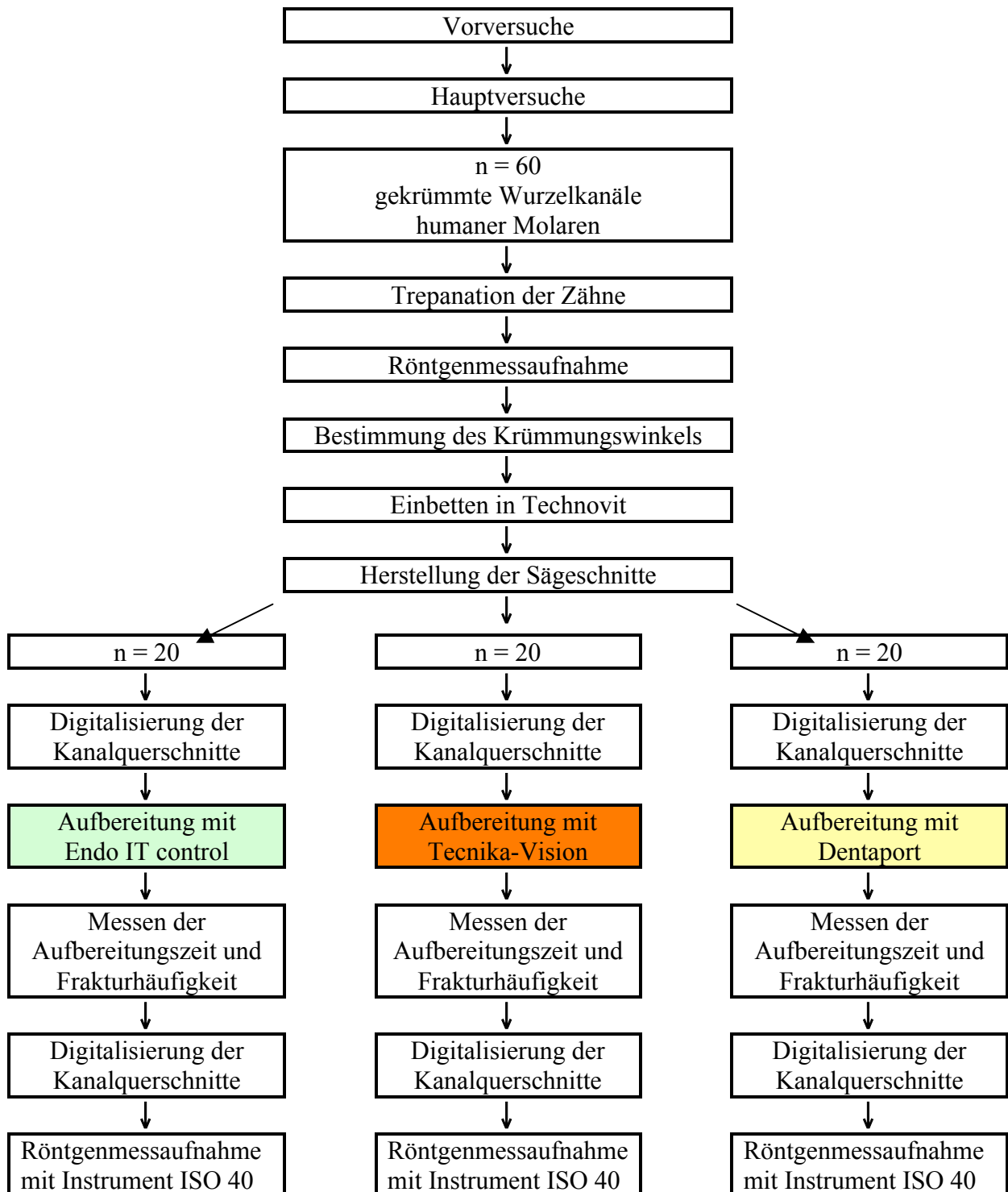
**Abbildung 1.7:** Bestimmung der Wurzelkanalkrümmung (GAMBAL, 1997).  
A) Methode nach SCHNEIDER (1971),  
B) Modifiziert nach HÜLSMANN UND STRYGA (1993),  
z: Zentralachse, s: Achse durch den Apex und den Punkt, an dem die Zentralachse die äußere Krümmung schneidet, h: Achse durch die apikalen 2 mm des Wurzelkanals, a und b: Krümmungswinkel

Für diese Studie wurde die Methode nach SCHNEIDER (1971) angewandt. Dabei bedient man sich zweier Geraden, die durch den Wurzelkanal laufen. Die erste Gerade verläuft durch den geraden koronalen Abschnitt des Wurzelkanals. Die zweite Gerade verläuft von der Wurzelspitze aus zu dem Punkt der ersten Gerade, die vom Wurzelkanal abweicht. Der Winkel, den beide Geraden bilden, wird als Krümmungswinkel bezeichnet (Abbildung 1.7). Die Messmethode nach SCHNEIDER berücksichtigt zwar nicht die Komplexität des Wurzelkanalsystems, da sie den Radius der Krümmung, die Lage der Krümmung und die Länge des gekrümmten Kanalanteils nicht berücksichtigt (HÜLSMANN, 1998; TEPEL, 1997). Außerdem ist diese Methode nur in der Lage, Kanalverlaufsänderungen im oberen und unteren Kanalabschnitt zu beschreiben. Andere Autoren haben aufwändigere Methoden entwickelt, um Krümmung genauer zu beschreiben. Dabei wird die Krümmung mit Hilfe angelegter Kreisbögen ermittelt (POGANIUCH, 1994; SZEP, 1995; TEPEL, 1997).

## 2. Material und Methode

### 2.1. Der Versuchsaufbau

Tabelle 2.1: Schematische Darstellung des Versuchsablaufs



## 2.2. Liste der verwendeten Materialien

### 2.2.1. Untersuchungsgut

Für diese Studie wurden 60 Kanäle extrahierter Molaren ausgewählt, die eine Krümmung von mehr als 30° aufwiesen. Es wurden drei Gruppen von je 20 Wurzelkanälen gebildet, um sie mit drei unterschiedlichen Endodontiemotoren aufzubereiten. Die Beurteilung der Krümmung erfolgte nach der RVG-Methode (SCHNEIDER, 1971).

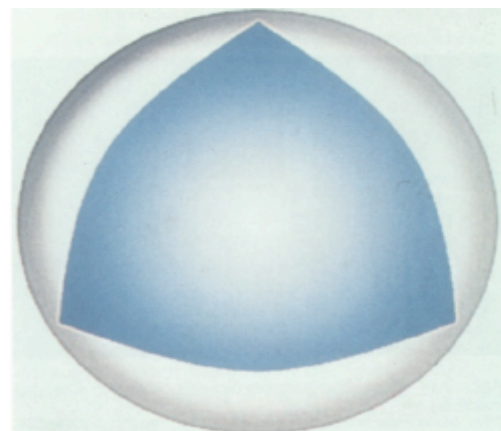
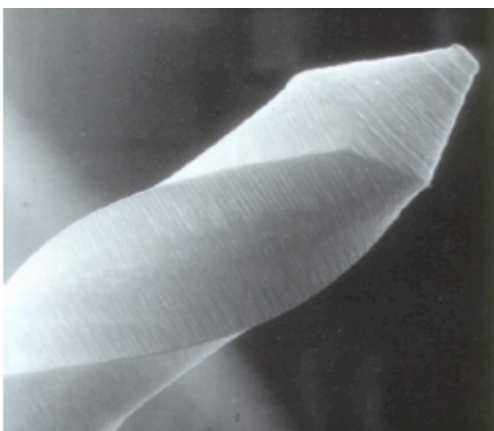
### 2.2.2. Ni-Ti-Instrumentensystem: FlexMaster (VDW, München)

Das FlexMaster-System wird vollrotierend zur Wurzelkanalaufbereitung eingesetzt. Es besteht zurzeit aus 13 unterschiedlichen Instrumenten.



**Abbildung 2.1:** Flexmaster-Systembox (VDW, München)

Die ISO-Größen 20 bis 30 werden mit den Konizitäten 2 %, 4 % und 6 % vertrieben, die ISO-Größe 35 wird mit der Konizität 2 % und 6 % hergestellt. Die Instrumentengrößen 40 und 45 sind nur mit der Konizität 2 % erhältlich.



a) **Abbildung 2.2:** a) REM-Aufnahme der nicht schneidenden Batt-Spitze eines FlexMaster-Instruments, b) Schematische Darstellung des Querschnitts der FlexMaster-Instrumente (GRESSMANN & HÜLSMANN, 2002)

Das Instrumentendesign ist durch einen konvexen Querschnitt gekennzeichnet, der dem ProTaper-Querschnitt ähnelt. Der Instrumentenkern ist im Vergleich zu anderen Instrumentendesigns massiver und soll laut Herstellerangaben die Frakturgefahr reduzieren und den Torsionswiderstand erhöhen. Das Instrumentenende ist, wie bei den meisten gängigen Systemen, als nicht schneidende „Batt-Spitze“ ausgelegt. FlexMaster-Instrumente verfügen nicht über breite seitliche Führungsflächen („radial lands“), wie sie z. B. an ProFile oder GT-Rotary-Files vorzufinden sind. Diese Schneidegeometrie soll für eine gute Zentrierung der Instrumente im Wurzelkanal sorgen. Die Schneidekanten ähneln dem K-Typ und sollen eine effiziente Schneidleistung gewährleisten. Diese aggressive Gestaltung der Schneidekanten birgt die Gefahr, dass sich die Instrumente bei stärkerer Friktion unkontrolliert in den Kanal fressen (GRESSMANN & HÜLSMANN, 2001). Der Hersteller empfiehlt je nach Kanalbeschaffenheit (weit, eng, mittel) unterschiedliche Aufbereitungssequenzen. Diese sind übersichtlich in der vom Hersteller optional erhältlichen FlexMaster-Systembox berücksichtigt. Der Hersteller empfiehlt beim Einsatz der Instrumente, eine Umdrehungszahl von 150-300 U/min einzuhalten. Empfohlen wird die Verwendung von Ni-Ti-Instrumenten mit drehmomentgesteuerten Endodontiemotoren. Für jede Feile gibt der Hersteller ein maximales Drehmoment an, das mit dem Instrument ausgeübt werden darf. Eine Übersicht wird nachfolgend aufgeführt:

**Tabelle 2.2:** FlexMaster-Feilensystem

Konizität	ISO-Größe	Drehmomentbegrenzung (N/cm)	Lot-Nummer	Firma	Stadt	Land
6 %	30	1,3	0106310229	VDW-Dental	München	Deutschland
4 %	30	0,9	0109310216			
4 %	25	0,6	0110310218			
2 %	20	0,2	0110310218			
2 %	25	0,4	0202310225			
2 %	30	0,5	0202310223			
2 %	35	0,7	0206310230			
2 %	40	1,1	117790a 022800			

### 2.3. Hilfsmaterialien

**Tabelle 2.3:** Spülungen und Gleitmittel

Material	Zusammensetzung	Firma	Stadt	Land
H <sub>2</sub> O <sub>2</sub>	3 %ige Lösung	Apotheke der Uniklinik	Frankfurt	Deutschland
NaOCl	2,5 %ige Lösung	Apotheke der Uniklinik	Frankfurt	Deutschland
Glide TM®	10 % Carbamidperoxid 15 % EDTA	Dentsply Maillefer	Tulsa	USA
Instillagel®	230 mg Lidocainhydrochlorid 5,75 mg Chlorhexidingluconat 6,90 mg Methyl-4-hydroxybenzoat 2,87 mg Propyl-4-hydroxybenzoat 190 mg Hydroxyethylcellulose Propylenglycol Gereinigtes Wasser	Farco-Pharma GmbH	Köln	Deutschland

**Tabelle 2.4:** Liste von verwendeten Hilfsmaterialien

Material	Firma	Stadt	Land
Aluminium Vierkantrohr 2 cm x 2 cm	OBI Baumarkt	Frankfurt	Deutschland
Aluminiumleiste U-förmig	OBI Baumarkt	Frankfurt	Deutschland
Resimix-Becher	Heraeus Kulzer	Wehrheim	Deutschland
Stoppuhr	Junghans	Schramberg	Deutschland
Draht	OBI Baumarkt	Frankfurt	Deutschland
Technovit® (4004)	Heraeus Kulzer	Wehrheim	Deutschland
Thymol 0,1 %ige Lösung	Apotheke der Uniklinik	Frankfurt	Deutschland



## 2.4. Geräte

**Tabelle 2.5:** Übersicht der verwendeten Geräte

Gerät	Hersteller	Stadt	Land
Endo IT control	VDW-Anteos	München	Deutschland
Tecnika-Vision	ATR	Pistoia	Italien
Dentaport	J Morita	Kyoto	Japan
Winkelstück Trend WD-56 EM	Wehadent	Salzburg	Österreich
Laptop Targa-Visionary	Actebis GmbH	Soest	Deutschland
Dazzle Hollywood DV-Bridge	Dazzle Europe GmbH SCM Microsystems	München	Deutschland
CCD Fernsehkamera	Kappa Messtechnik GmbH	Gleiche	Deutschland
Digitaler Röntgensensor CDR 2000	Schick Technologies Inc.	New York	USA
Makroskop Wild M420	Leica	Bensheim	Deutschland
Sägemikrotom	Leica	Bensheim	Deutschland



**Abbildung 2.3:** Endo IT control (Quelle/Hersteller: VDW-Anteos, München)

Die Tabelle 2.5 zeigt eine Übersicht über alle technischen Geräte, die in der vorliegenden Studie zur Anwendung kamen.

Das Endo IT control ist ein Endodontiemotor, der für die Anwendung von FlexMaster-Instrumenten (VDW, München) vom Hersteller empfohlen wird (Abb. 2.3). Es verfügt über einen chipgesteuerten Mikromotor mit individueller Drehmomentprogrammierung für jede Feile des FlexMaster-Systems. Werden 75 % der gespeicherten Drehmomentgrenze erreicht, ertönt ein Warnsignal. Bei Erreichen der Drehmomentgrenze ertönt ebenfalls ein Warnsignal, und die Elektronik steuert den Motor automatisch in den Linkslauf. Die vom Werk aus gespeicherte Software enthält in der sogenannten „File Library“ alle individuellen Drehmomentprogrammierungen für jede Feile gängiger Ni-Ti-Systeme. Das Gerät verfügt über eine serielle Schnittstelle, die eine Aktualisierung der Software ermöglicht. Für

Feilensysteme, die seltener angewandt werden, können individuelle Drehmomentbegrenzungen manuell eingestellt werden. Die Umdrehungsgeschwindigkeit kann ebenfalls individuell eingestellt werden. An den Mikromotor können alle Winkelstücke mit einer Übersetzung 1:1 angeschlossen werden. Für diese Studie wurde ein Winkelstück der Firma Wehadent verwendet. Jede Anwendung des Winkelstücks an Patienten (Verschleiß), dessen Reinigung und Sterilisation kann das Drehmoment beeinflussen. Um diesen Ungenauigkeiten zu begegnen, muss das Winkelstück bei jeder Anwendung erneut kalibriert werden.



**Abbildung 2.4:** ATR Technika-Vision (Hersteller/Quelle: ATR, Pistoia, Italien; Vertrieb: Dentsply/Maillefer)

Beim Technika-Vision handelt es sich um einen drehmomentbegrenzten Endodontiemotor, der werksseitig nur mit der Software für Instrumente der Firma Dentsply (ProFile, GT-System, ProTaper) geliefert wird (Abb. 2.4). Um für diese Studie das Gerät mit FlexMaster-Feilen wenig zeitintensiv zu kombinieren, wurde mittels einer sogenannten „Global-Master-Card“ (Chip-Karte), die ebenfalls von Dentsply vertrieben wird, ein Software-Update durchgeführt. Software-Updates lassen sich über diese Kartenlesevorrichtung unabhängig von einem Computer durchführen. Der Motor dreht bei Erreichen der Drehmomentgrenze automatisch rückwärts. Drehmomentwerte können unabhängig von der Software manuell eingestellt werden, ebenso kann die Umdrehungsgeschwindigkeit verändert werden.



**Abbildung 2.5:** Dentaport (Hersteller/Quelle: J Morita Corp., Japan; Vertrieb: J Morita, Dietzenbach)

Das Dentaport ist ein Endodontiemotor, der eine Kombination aus zwei bereits bekannten Geräten darstellt. Die Einheit besteht aus einem Aufbereitungsmodul (Tri Auto ZX Modul) und einem Endometriemodul (Root ZX Modul), die vom Vertrieb einsatzbereit mit Akku und Winkelstück geliefert werden (Abb. 2.5). Das Gerät erlaubt eine drehmomentbegrenzte Anwendung von Ni-Ti-Feilen und eine gleichzeitige Längenmessung des Wurzelkanals. Die Umdrehungsgeschwindigkeit kann in neun Stufen (0-400 U/min) eingestellt werden. Der Motor startet automatisch mit einer 360°-Rotation, sobald sich das Arbeitsinstrument im feuchten Wurzelkanal befindet und damit der Stromkreis über den im Mundwinkel eingesetzten Lip-Clip geschlossen ist. Wird das Instrument aus dem Kanal entfernt, stoppt der Motor die Rotation (Auto Start and Stop). Diese Funktion ist aufgehoben, wenn der optional erhältliche Fußanlasser angeschlossen wird. Die angestrebte Arbeitslänge kann als apikaler Referenzpunkt in fünf Stufen eingestellt werden. Wird der eingestellte Referenzpunkt erreicht, geht die Rotation von den Rechts- in den Linkslauf über, um ein Überinstrumentieren zu verhindern. Diese Funktion lässt sich abschalten. Das maximale Drehmoment lässt sich in elf Stufen begrenzen. Wird die eingestellte Drehmomentgrenze erreicht, erfolgt ebenfalls eine Umkehr der Rotationsrichtung. Erreicht die Instrumentenspitze die Apikalregion, reduziert der Motor die Umdrehungszahl (Auto Apical Slow Down). Das Gerät verfügt nicht über voreingestellte Programme für bestimmte Systeme. Es lassen sich jedoch drei individuelle Programme abspeichern. Da bei diesem Gerät nicht die exakten Parameter für Flexmaster-Feilen eingestellt werden konnten, wurden für diese Studie Drehmomentwerte und Umdrehungsgeschwindigkeiten gewählt, die den empfohlenen Werten am nächsten lagen, diese jedoch nicht überschritten. VDW empfiehlt eine Umdrehungsgeschwindigkeit von 280 U/min. Am Gerät ließen sich

Umdehngsgeschwindigkeiten zwischen 250 und 300 U/min einstellen. Die Einstellung wurde für 250 U/min vorgenommen.

### 2.5. Software

**Tabelle 2.6:** In der Studie angewandte Software

Software	Firma	Stadt	Land	Homepage
Sidexis	Sirona	Bensheim	Deutschland	<a href="http://www.sidexis.de">www.sidexis.de</a>
SPSS 12.0	SPSS GmbH Software	München	Deutschland	<a href="http://www.spss.com">www.spss.com</a>
Pinnacle Studio 7	Avid	Tewksbury	USA	<a href="http://www.avid.com">www.avid.com</a>
Image 2000 Build 19	NASA Goddard Space Flight Center Code 588	Greenbelt	USA	<a href="http://invision.gsfc.nasa">http://invision.gsfc.nasa</a>

In der Tabelle 2.6 ist eine Übersicht der Software dargestellt, die zur digitalen Bearbeitung der Studienergebnisse notwendig war.

Das Computerprogramm Sidexis dient der Bildanalyse und Archivierung digitaler Röntgenbilder. Bildbearbeitungen sind in Form von Messungen, direktes Zeichnen und Schreiben auf importierten Röntgenbildern möglich.

Die Software SPSS 12.0 ist ein modular aufgebautes Computerprogramm zur statistischen Analyse von Daten. Sie ermöglicht das grundlegende Datenmanagement und umfangreiche statistische und grafische Datenanalysen mit gängigen statistischen Verfahren.

Die Pinnacle Studio 7 Software bietet verschiedene Möglichkeiten für die digitale Videobearbeitung. Mit dem Programm lassen sich analoge Rohdaten digital bearbeiten.

Image 2000 ist eine Software, die von der NASA-Forschungsabteilung zur Bearbeitung von Satellitenaufnahmen verwendet wird. Das Programm steht im Internet kostenlos zum Download zur Verfügung. Dabei lassen sich genaue metrische Analysen von Flächen und Strecken durchführen.

### 2.6. Versuche

#### 2.6.1. Vorversuche

Die Vorversuche dienten zur Erstellung von Probekörpern gleicher Qualität. Die Erstellung der Probekörper erfolgte nach dem gleichen Schema, das in der Dissertation von HOLZNER (2002) beschrieben wurde.

### 2.6.2. Herstellung der Probekörper

In Anlehnung an die Arbeiten von BRAMANTE et al. (1987), CAMPOS & DEL RIO (1990), CALHOUN & MONTGOMERY (1988) und HÜLSMANN (1998) wurde aus einem Vierkantrohr (Aluminium) eine zu beiden Enden hin offene Küvette hergestellt. Das Vierkantrohr war 4 cm lang und hatte einen Innendurchmesser von 1 cm. In die Kronen der trepanierten Versuchszähne wurden zwei Bohrlöcher angebracht, die als Retention für eine Drahtaufhängung dienten. In die Küvette wurde ein autopolymerisierender Kunststoff (Technovit®) eingefüllt. Anschließend wurde der Versuchszahn in Technovit® eingebettet. Die vorher angebrachte Drahtaufhängung verhinderte ein vollständiges Absinken im noch flüssigen Kunststoff. Die Polymerisationszeit des Kunststoffs betrug etwa 15 min. Danach wurde der eingebettete Zahn aus der Form entnommen. Die Entnahme des Probekörpers erwies sich als problemlos. Eine Isolierung der Küvette war nicht notwendig. Nachdem der Versuchszahn entnommen war, wurde eine Ecke aus der Küvette herausgesägt. Dadurch war es möglich, den exakten Sitz des gesägten Zahns nach dem Zurücksetzen in die Küvette zu kontrollieren.

#### 2.6.2.1. Sägen der Probekörper

Für die Herstellung der Sägeschnitte wurde ein Sägemikrotom verwendet, das durch das verwendete Sägeblatt und durch die Eigenschwingung einen Schnittverlust von 300 µm verursachte. Die Versuchszähne wurden in einer Halterung fixiert, die den Probekörper gegen das Sägeblatt bewegte. Die Halterung für den Probekörper konnte über einen justierbaren Schlitten vertikal bewegt werden. Durch das Einbettverfahren war es technisch nicht möglich, die Versuchszähne von apikal nach koronal zu sägen. Der erste Schnitt wurde 9 mm koronal der Wurzelspitze durchgeführt. Die weiteren Schnitte wurden in 1,5 mm Abstand weiter apikal angesetzt. So entstanden fünf Schnitte mit einer Stärke von ca. 1,2 mm. Konnte jedoch an einem Versuchszahn mehr als ein Kanal für die Versuchsdurchführung herangezogen werden, wurde die Wurzelspitze der kürzesten Wurzel als Referenz für den ersten Schnitt herangezogen. So wiesen längere Wurzeln bzw. Wurzeln, die weiter apikal lagen, mehr als fünf Schnitte auf. Das musste in der Auswertung entsprechend berücksichtigt werden. Durch die vorherige Einbettung der Zähne in ein Vierkant-Aluminiumrohr waren die Wurzelschnitte nach dem Sägen in einer quadratischen Scheibe eingefasst, sodass nach entsprechender Beschriftung vor den Bildaufnahmen immer die gleiche Ausrichtung eingehalten werden konnte. Nach dem Sägen konnten die Schnitte problemlos reponiert werden. Für die

Orientierung erwies es sich als sinnvoll, vor dem Sägen eine diagonale Einkerbung in den Problock einzuarbeiten.

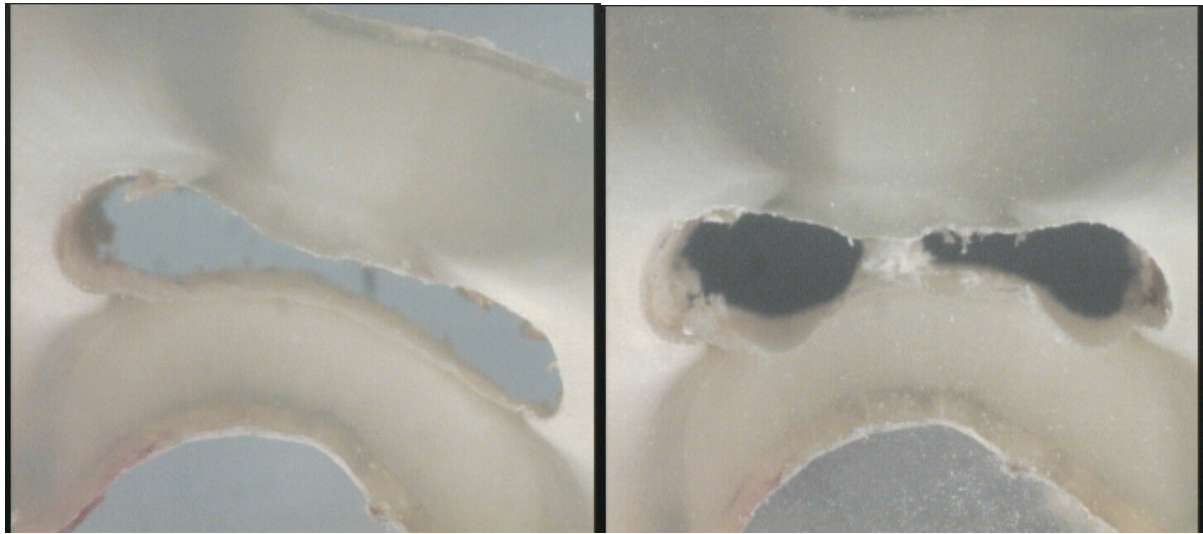
### **2.6.2.2. Röntgen der Versuchszähne**

Das Röntgen der Versuchszähne in den Aluminium-Küvetten beeinträchtigte nicht die Qualität der Röntgenaufnahmen. Zum Röntgen der Probekörper wurde aufgrund der Zeitersparnis, aus Kostengründen und wegen der Praktikabilität das digitale Verfahren gewählt. Der verwendete Röntgensensor der Firma Schick Technologies Inc. arbeitet mit einem Active-Pixel-Sensor. Alle Versuchszähne wurden vor dem Sägen mit Silberstiften der ISO-Größe 10 geröntgt, um eine Krümmung des Wurzelkanals von mindestens 30° sicherzustellen. Damit eine ausreichende Krümmung sicher belegt werden konnte, wurden die Versuchszähne aus vier verschiedenen Richtungen geröntgt. Die Messaufnahme wurde nach dem Sägen durchgeführt, um Ungenauigkeiten aufgrund des Schnittverlusts zu vermeiden. Um Verwechslungen aufgrund der Benutzung von Silberstiften vorzubeugen, wurden alle Kanäle separat geröntgt. Nach der Aufbereitung wurden alle Kanäle mit demselben Handinstrument (K-Flex-Feile ISO 40) geröntgt, um Arbeitslängenverluste miteinander vergleichen zu können. Die Ermittlung der Arbeitslänge, die Lage des Krümmungsbeginns, der Krümmungswinkel und der Arbeitslängenverlust wurden mittels der Software Sidexis (Sirona) durchgeführt.

### **2.6.2.3. Digitalisierung der Schnitte**

Vor der Aufbereitung der Wurzelkanäle wurden die Schnittflächen von koronal und von apikal in Form von Bildern gespeichert. Dabei wurden die Kanäle zur späteren einfacheren Orientierung immer mit der gleichen Ausrichtung abgelichtet. An das verwendete Makroskop (Leica) war eine analoge CCD-Kamera (Kappa Messtechnik) angeschlossen, die Bilder im Videoformat PAL (768 x 576 Pixel) aufnimmt. Damit die Bilder der Wurzelkanalquerschnitte Software-unterstützt ausgemessen werden konnten, mussten die analogen Daten aus der Kamera digitalisiert werden. Mit Hilfe der Hollywood DV-Bridge (Dazzle) wurden die analogen Daten in digitale Daten konvertiert. Das Gerät ist entwickelt worden, um altes VHS-Videomaterial zu digitalisieren. Laut Herstellerangabe erfolgt die Konvertierung des analogen Signals ohne Datenverlust und damit ohne Qualitätseinbußen. Als Software wurde das Videobearbeitungsprogramm Pinnacle Studio 7 verwendet (Tabelle 2.6). Damit wurden mit der Capture-Funktion Abbildungen (Abb. 2.6 und 2.7) der Wurzelkanalquerschnitte angefertigt. Die digitalisierten Bilder der Wurzelkanalquerschnitte wurden als JPEG-Dateien

mit einer Auflösung von 768 x 576 Pixel auf dem Laptop (Targa-Visionary) gespeichert. Als Flächenberechnungsprogramm für die Wurzelkanalquerschnitte wurde ein Programm der NASA verwandt, das für Analysen von Satellitenbildern entwickelt worden ist.



**Abbildung 2.6:** Aufsicht von Zahn 19, Schnitt „5“ vor Aufbereitung (Guppe: Endo IT)

**Abbildung 2.7:** Aufsicht von Zahn 19 Schnitt „5“ nach Aufbereitung (Guppe: Endo IT)

### 2.6.3. Aufbereitung

#### 2.6.3.1. Aufbereitungstechnik

Die Kanaleingänge wurden mit Peesobohrern erweitert. Die Aufbereitung der Wurzelkanäle erfolgte nach der „Crown-down“-Methode. Dabei wurden die Instrumente vor jeder Anwendung mit einem Gleitmittelgemisch (50 % Glyde TM® + 50 % Instillagel®) beschickt. Als Spüllösungen wurden nach jedem Instrumentenwechsel eine 2,5 %ige Natriumhypochlorid- und eine 3 %ige Wasserstoffperoxid-Lösung im Wechsel angewandt.

Für die Untersuchung der Wurzelkanäle wurde der Krümmungsbeginn als Referenz für die Aufbereitungssequenz festgelegt. Bis zum Erreichen der Krümmung wurde der Wurzelkanal in vier gleich lange Abschnitte unterteilt. Die FlexMaster-Feile der ISO 25 (4 %) hat den Krümmungsbeginn erreicht. Der apikale Anteil des Wurzelkanals wurde in zwei gleich lange Abschnitte unterteilt; der erste Abschnitt wurde mit der Feile ISO 30 (2 %) aufbereitet. Der zweite Abschnitt wurde mit Feilen der Konizität 2 % bis ISO 40 aufbereitet.

### **Aufbereitungssequenz der FlexMaster-Feilen**

1. 6 % ISO 30
2. 4 % ISO 30
3. 4 % ISO 25 (Krümmungsbeginn)
4. 2 % ISO 20 (auf Arbeitslänge)
5. 2 % ISO 25 (auf Arbeitslänge)
6. 2 % ISO 30 (auf Arbeitslänge)
7. 2 % ISO 35 (auf Arbeitslänge)
8. 2 % ISO 40 (auf Arbeitslänge)

### **2.6.3.2. Ausmessung der Kanalquerschnittsflächen**

Die Kanalquerschnittsflächen wurden Software-unterstützt vermessen. Das Computerprogramm Image 2000 wird von der NASA-Forschungsabteilung zur Bearbeitung von Satellitenaufnahmen verwendet. Es steht im Internet kostenlos zum Download zur Verfügung (Tabelle 2.6).

Für die Vermessung der Kanalquerschnittsflächen wurde eine Vergrößerung der Bilddateien auf 200 % vorgenommen, da diese Vorgehensweise das Vermessen der Flächen erleichterte und eine weitere Vergrößerung in vorherigen Studien (HOLZNER, 2002) zu keinen besseren Resultaten geführt hat. Zur Vermessung von Flächen muss das Programm zunächst geeicht werden. Dazu wurde zunächst ein Probekörper mit einer bekannten Länge aufgenommen. In der ersten Mess-Serie ermittelte das Programm für 1 mm<sup>2</sup> 39.412 Pixel. Hierbei wurden alle Kanalquerschnittsflächen sowohl von der koronalen Seite als auch von der apikalen Seite berechnet.

Nach der Wurzelkanalaufbereitung wurden die Kanalquerschnittsflächen erneut berechnet. Für die zweite Messreihe musste das Berechnungsprogramm erneut geeicht werden, da sich bei der Feinjustierung des Makroskops geringe Unterschiede im Bildausschnitt ergeben hatten. Für die zweite Messreihe betrug der Umrechnungsfaktor 39.007 Pixel/mm<sup>2</sup>.

Die Software Image 2000 bietet die Möglichkeit, mit einem Freihandwerkzeug über die Computermaus die Begrenzung der Wurzelkanäle zu umfahren und so die Querschnittsfläche zu berechnen. Die Differenz der Querschnittsflächen wurde statistisch ausgewertet.



### 2.6.4. Statistik

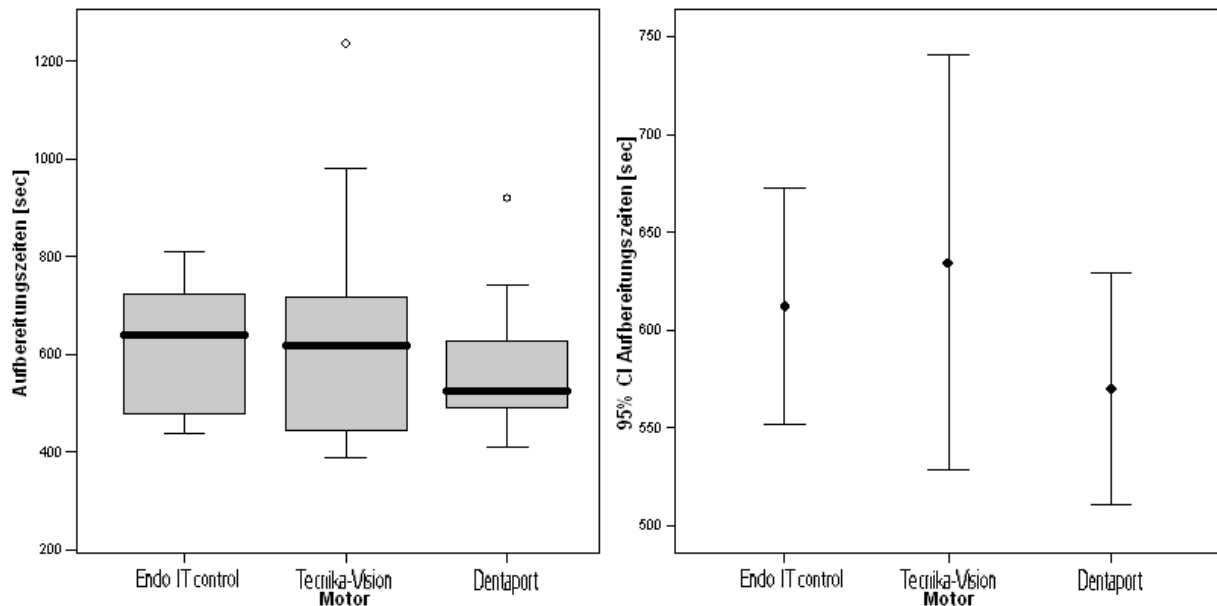
Zunächst wurden deskriptive Statistiken in Abhängigkeit vom verwendeten Motorsystem ermittelt. Für die Instrumentenfrakturen wurden Häufigkeiten bestimmt; für die Dauer der Aufbereitungszeit, die Arbeitslängenverluste sowie für die 20 Kanalflächendifferenzen pro Schnitt ( $F_{\text{diff.}} = F_{\text{nacher}} - F_{\text{vorher}}$ ) wurden Boxplots, Darstellungen des 95 %-Konfidenzintervalls, des Mittelwerts, der Standardabweichung (SD), des Medians sowie Maxima und Minima berechnet. Die Kanalflächendifferenzen pro Schnitt wurden zudem alternativ dargestellt (Summen der Kanalflächenerweiterung über Schichten [Gesamtabtrag] bzw. als Abweichung vom Krümmungsbeginn).

Im Anschluss erfolgte für die quantitativen Variablen eine explorative, inferenzstatistische Datenanalyse zur Entdeckung möglicher Unterschiede zwischen den Motoren. Die globalen statistischen Nullhypothesen (kein Unterschied zwischen den Motoren bezüglich der Zielgröße) wurden mit Hilfe der einfaktoriellen ANOVA bzw., zur Konsistenzprüfung, auch mit dem nichtparametrischen Kruskal-Wallis-Test (KW-Test) überprüft. Es wurde für jede Fragestellung ein Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$  (zweiseitig) verwendet. In der Darstellung sind asymptotische Irrtumswahrscheinlichkeiten (p-Werte) dargestellt. Für den Fall signifikanter Globaltests erfolgte eine Post-hoc-Testung mit dem Duncan-Test und dem Mann-Whitney-Wilcoxon-Test. Alle statistischen Berechnungen wurden mit SPSS 12.0 durchgeführt.

### 3. Studienergebnisse

#### 3.1. Aufbereitungszeiten

Der höchste Mittelwert für die Aufbereitungszeit wurde bei der Verwendung des Tecnika-Vision-Motors gemessen (634,5 sec). Der geringste Mittelwert ergab sich bei der Verwendung des Dentaport-Motors (570,15 sec). In der statischen Testung konnten keine Gruppenunterschiede nachgewiesen werden.



**Abbildung 3.1a-b:** Aufbereitungszeiten: Gruppenweise Boxplots und 95 %-Konfidenzintervalle der Mittelwertschätzer

**Tabelle 3.1:** Statistik der Aufbereitungszeiten

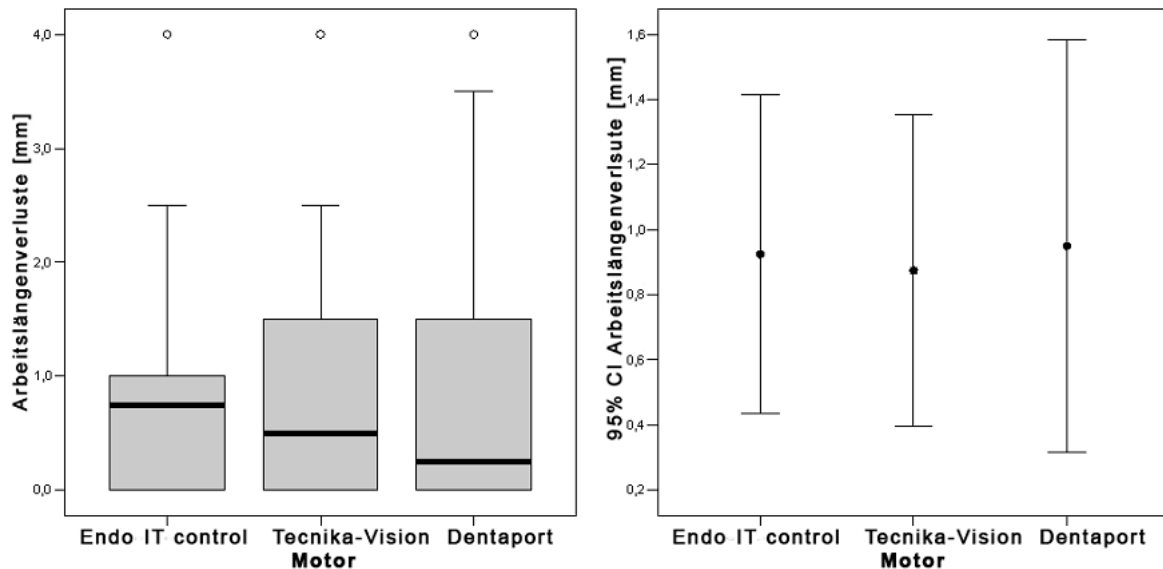
Motor	Endo IT control	Tecnika-Vision	Dentaport
Nr.	1	2	3
Mittelwert	612,45	634,50	570,15
SD	128,82	226,79	126,58
Median	641,00	618,00	525,50
Min.	437,00	389,00	412,00
Max.	809,00	1234,00	920,00
p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,47		
p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,58		
Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
MWW <sup>2</sup>	*	*	*

<sup>1</sup> p-Werte (zweiseitig) der Globaltests einfaktorielle Varianzanalyse und nichtparametrischer Kruskal-Wallis-Test

<sup>2</sup> Post-hoc-Tests: Duncan-Test; paarweiser Mann-Whitney-Wilcoxon [= MWW]  
(\* graue Felder bedeuten: nicht signifikant)

### 3.2. Arbeitslängenverluste

Die Mittelwerte der Arbeitslängenverluste für die untersuchten drei Motoren unterschieden sich kaum. Demnach konnte auch in der statistischen Testung kein Gruppenunterschied nachgewiesen werden.



**Abbildung 3.2a-b:** Arbeitslängenverluste: Gruppenweise Boxplots und Mittelwerte mit 95 %-Konfidenzintervall

**Tabelle 3.2:** Statistik der Arbeitslängenverluste

Motor	Endo IT control	Tecnika-Vision	Dentaport
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,93	0,88	0,95
SD	1,04	1,02	1,36
Median	0,75	0,50	0,25
Min.	0,00	0,00	0,00
Max.	4,00	4,00	4,00
p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,98		
p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,76		
Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
MWW <sup>2</sup>	*	*	*

<sup>1</sup> p-Werte (zweiseitig) der Globaltests einfaktorielle Varianzanalyse und nichtparametrischer Kruskal-Wallis-Test

<sup>2</sup> Post-hoc-Tests: Duncan-Test; paarweiser Mann-Whitney-Wilcoxon [= MWW]

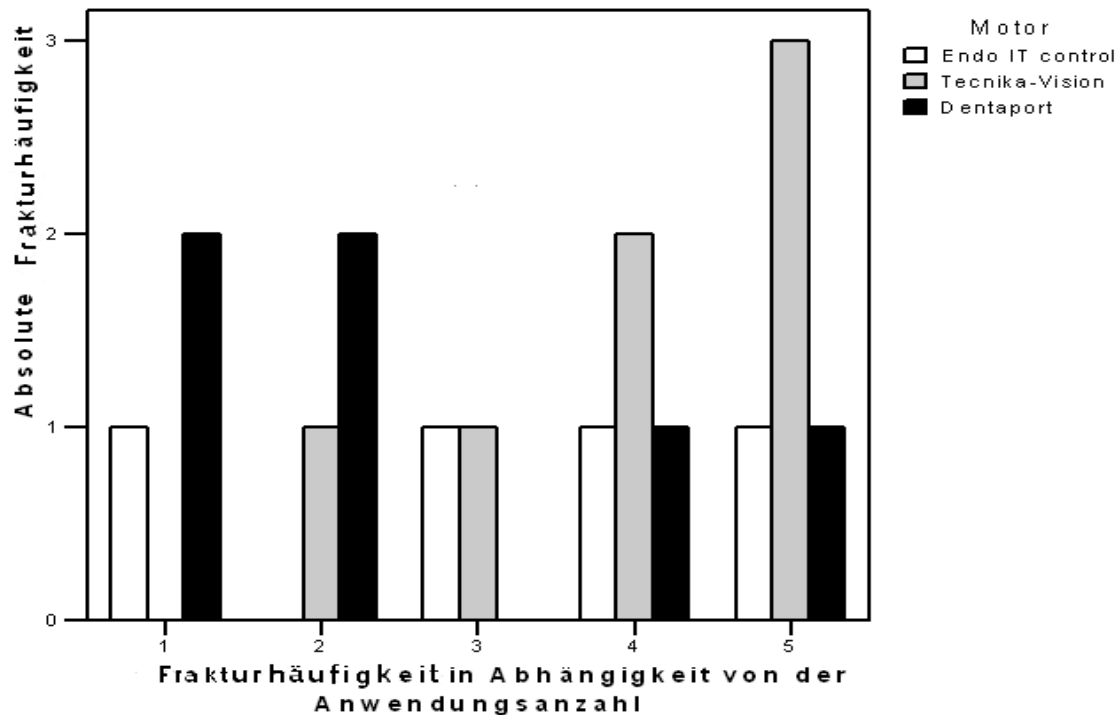
(\* graue Felder bedeuten: nicht signifikant)

### 3.3. Frakturhäufigkeit

Instrumentenfrakturen wurden bei allen verwendeten Endodontiemotoren festgestellt. Unter Verwendung des Endo IT control brachen insgesamt vier Feilen. Mit dem Tecnika-Vision-Motor waren es sieben Feilen. Beim Dentaport-Motor sind sechs Feilen gebrochen. Eine

### 3. Studienergebnisse

Darstellung der absoluten Frakturhäufigkeiten in Abhängigkeit von der Anwendungsanzahl findet sich in Abbildung 3.3. Für die aufgetretenen Feilenfrakturen erfolgte eine statistische Testung mit dem Chi-Quadrat-Test. An die nachfolgende Darstellung schließt sich eine tabellarische Auflistung der Frakturereignisse in Abhängigkeit der Feilenanwendungen an (Tab. 3.3).



**Abbildung 3.3:** Frakturhäufigkeit in Abhängigkeit von der Anwendungsanzahl; ein exakter Chi-Quadrat-Test (auch für geringe Häufigkeiten anwendbar) auf Unabhängigkeit von Anwendungshäufigkeit und Motortyp ergab einen p-Wert (zweiseitig) von 0,7223.

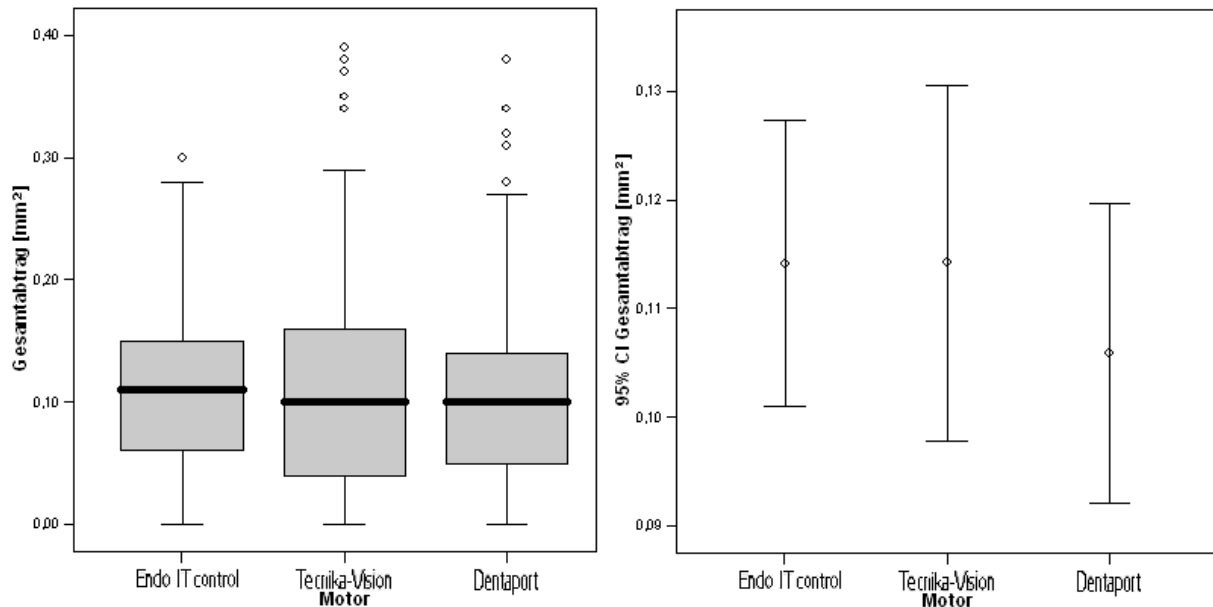
**Tabelle 3.3:** Frakturhäufigkeiten der FlexMaster-Instrumente in Abhängigkeit der verwendeten ISO-Größe; ein exakter Chi-Quadrat-Test (auch für geringe Häufigkeiten anwendbar) auf Unabhängigkeit von Anwendungshäufigkeit und Motortyp ergab einen p-Wert (zweiseitig) von 0,8043.

ISO-Größe	Motor		
	Endo IT control	Tecnika-Vision	Dentaport
2 % ISO 20	0	1	0
2 % ISO 25	1	1	1
4 % ISO 25	1	0	1
2 % ISO 30	0	1	0
4 % ISO 30	0	1	0
2 % ISO 35	2	2	1
2 % ISO 40	0	1	3

### 3.4. Querschnittsänderungen der Wurzelkanäle

#### 3.4.1. Gesamtabtrag

Bei einer Analyse der gemittelten Querschnittsflächen ergaben sich für die Testgruppen Endo IT control und Tecnika-Vision nahezu identische Mittelwerte von  $0,114 \text{ mm}^2$ . Für die Gruppe Dentaport ergab sich ein leicht niedrigerer Mittelwert von  $0,106 \text{ mm}^2$ . In der statistischen Testung konnten keine Gruppenunterschiede nachgewiesen werden.



**Abbildung 3.4a-b:** Gesamtabtrag: Gruppenweise Boxplots und Mittelwerte mit 95 %-Konfidenzintervall

**Tabelle 3.4:** Statistik des Gesamtabtrags

Motor	Endo IT control	Tecnika-Vision	Dentaport
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,114	0,114	0,106
SD	0,072	0,090	0,077
Median	0,110	0,100	0,100
Min.	0,000	0,000	0,000
Max.	0,300	0,390	0,380
p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,649		
p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,509		
Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
MWW <sup>2</sup>	*	*	*

<sup>1</sup> p-Werte (zweiseitig) der Globaltests einfaktorielles Varianzanalyse und nichtparametrischer Kruskal-Wallis-Test

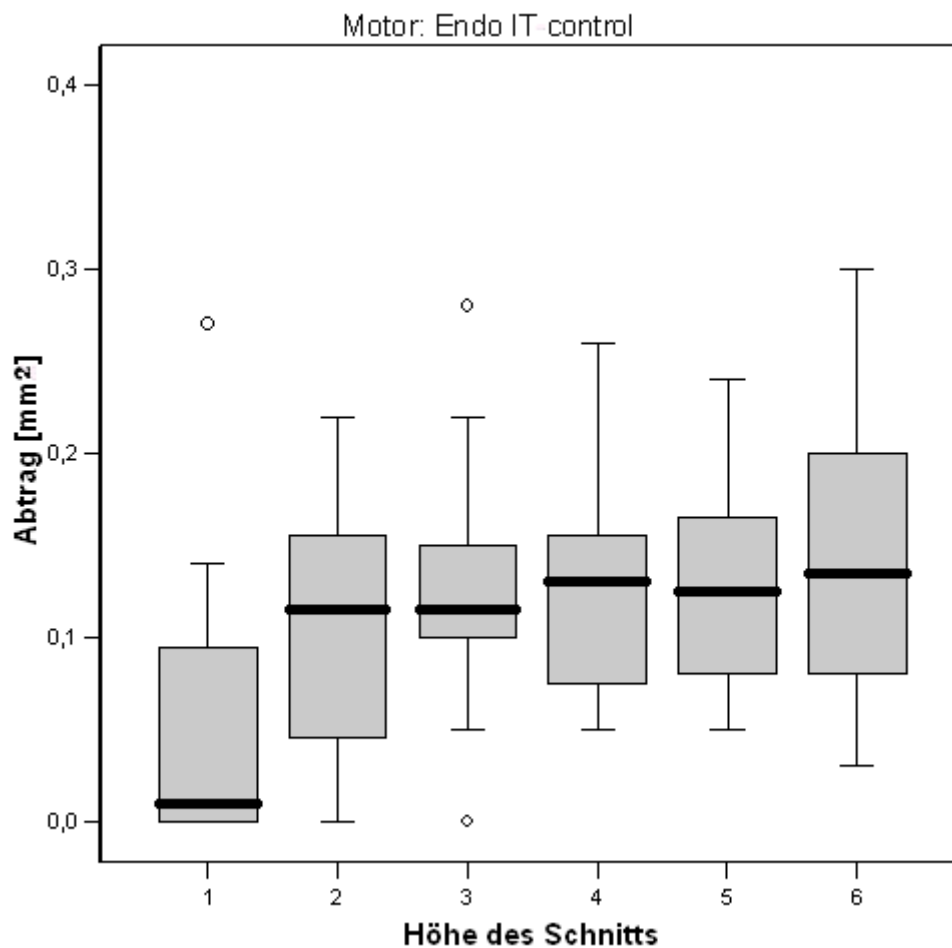
<sup>2</sup> Post-hoc-Tests: Duncan-Test; paarweiser Mann-Whitney-Wilcoxon [=MWW]  
(\* graue Felder bedeuten: nicht signifikant)

### 3.4.2. Abtrag in den einzelnen Schnittebenen

Zunächst erfolgt für jede Motorgruppe eine Darstellung der Analyse der Flächendifferenzen in den einzelnen Schnittebenen. Anschließend für jede Schnittebene ein explorativer Gruppenvergleich.

#### 3.4.2.1. Endo IT control

Bei der Analyse der Flächendifferenzen in den einzelnen Schnittebenen ergab sich für die Testgruppe Endo IT control der größte Mittelwert mit  $0,142 \text{ mm}^2$  in Ebene 6 und der kleinste Mittelwert mit  $0,058 \text{ mm}^2$  in Ebene 1.



**Abbildung 3.5:** Substanzabtrag in Abhängigkeit von der Schnittebene für die Gruppe: Endo IT control

**Tabelle 3.5:** Statistik des Substanzabtrags für die Gruppe Endo IT control

Schnitt	1	2	3	4	5	6	7
Mittelwert	0,058	0,105	0,128	0,124	0,131	0,142	-
SD	0,085	0,063	0,062	0,055	0,059	0,082	
Median	0,010	0,115	0,115	0,130	0,125	0,135	
Min.	0,000	0,000	0,000	0,050	0,050	0,030	-
Max.	0,270	0,220	0,280	0,260	0,240	0,300	-
p-Wert (ANOVA) <sup>1,3</sup>	0,002						
p-Wert (KW) <sup>1,3</sup>	0,003						
Duncan <sup>2,3</sup>	2-6	1	1	1	1	1	-
MWW <sup>2,3</sup>	2-6	1	1	1	1	1	-

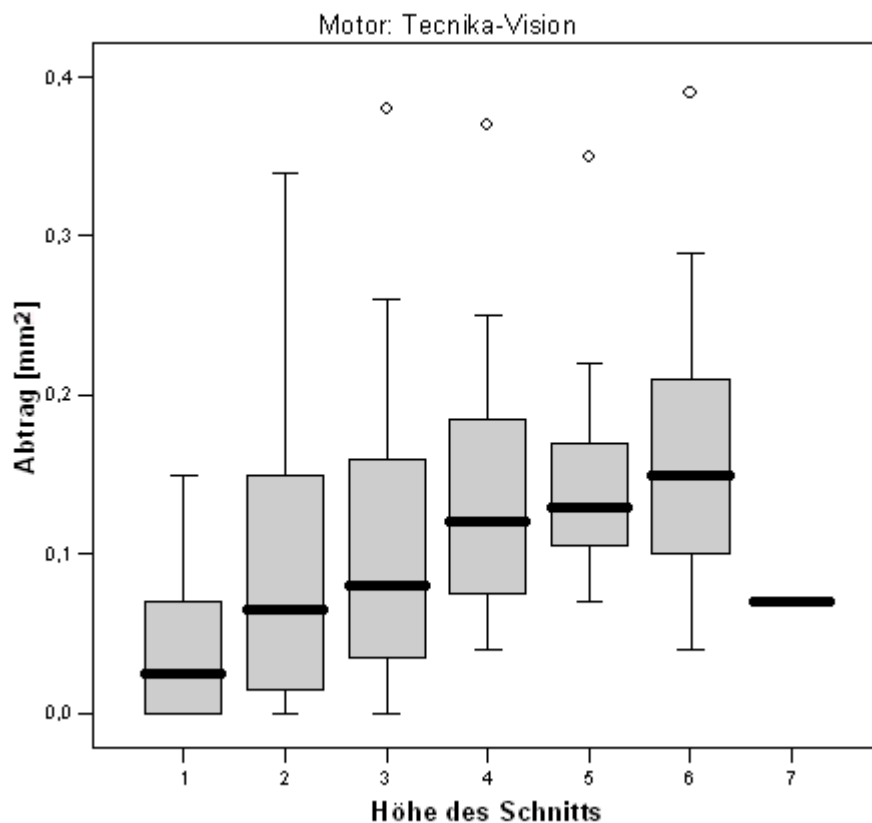
<sup>1</sup> p-Werte (zweiseitig) der Globaltests einfaktorielles Varianzanalyse und nichtparametrischer Kruskal-Wallis-Test

<sup>2</sup> Post-hoc-Tests: Duncan-Test; paarweiser Mann-Whitney-Wilcoxon

<sup>3</sup> Voraussetzung der Tests sind unabhängige Beobachtungseinheiten

### 3.4.2.2. Technika-Vision

Bei der Analyse der Flächendifferenzen in den einzelnen Schnittebenen ergab sich für die Testgruppe Technika-Vision der größte Mittelwert mit 0,169 mm<sup>2</sup> in der Ebene 6 und der kleinste Mittelwert mit 0,041 mm<sup>2</sup> in der Ebene 1.



**Abbildung 3.6:** Substanzabtrag in Abhängigkeit von der Schnittebene für die Gruppe Technika-Vision

**Tabelle 3.6:** Statistik des Substanzabtrags für die Gruppe Tecnika-Vision

Schnitt	1	2	3	4	5	6	7
Mittelwert	0,041	0,096	0,109	0,139	0,146	0,169	0,070
SD	0,048	0,097	0,098	0,081	0,066	0,091	0,000
Median	0,025	0,041	0,080	0,120	0,130	0,150	0,070
Min.	0,000	0,000	0,000	0,040	0,070	0,040	0,070
Max.	0,150	0,340	0,380	0,370	0,350	0,390	0,070
p-Wert (ANOVA) <sup>1,3</sup>	<0,0001						
p-Wert (KW) <sup>1,3</sup>	<0,0001						
Duncan <sup>2,3</sup>	4-6	*	*	1	1	1,7	6
MWW <sup>2,3</sup>	3-6	4-6	1,5,6	1,2	1-3,7	1-3	5

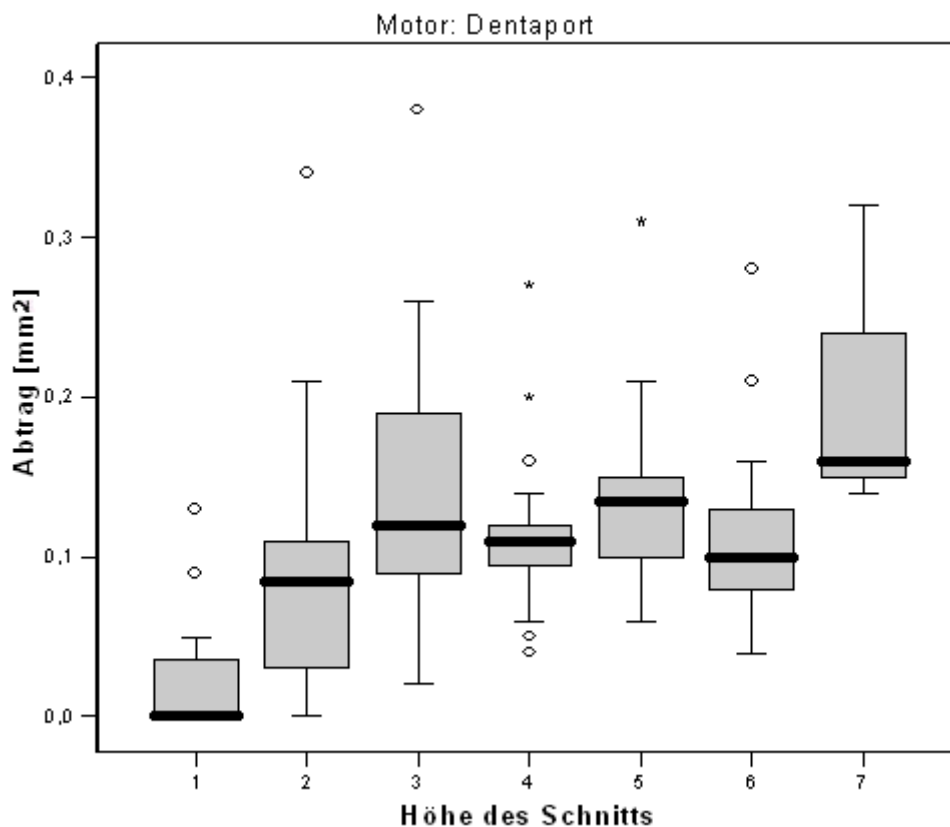
<sup>1</sup> p-Werte (zweiseitig) der Globaltests einfaktorielles Varianzanalyse und nichtparametrischer Kruskal-Wallis-Test

<sup>2</sup> Post-hoc-Tests: Duncan-Test; paarweiser Mann-Whitney-Wilcoxon (\* graue Felder bedeuten: nicht signifikant)

<sup>3</sup> Voraussetzung der Tests sind unabhängige Beobachtungseinheiten

### 3.4.2.3. Dentaport

Bei der Analyse der Flächendifferenzen in den einzelnen Schnittebenen ergab sich für die Testgruppe Dentaport/Morita der größte Mittelwert mit 0,195 mm<sup>2</sup> in Ebene 7 und der kleinste Mittelwert mit 0,023 mm<sup>2</sup> in Ebene 1.



**Abbildung 3.7:** Substanzabtrag in Abhängigkeit von der Schnittebene für die Gruppe Dentaport



**Tabelle 3.7:** Statistik des Substanzabtrags für die Gruppe Dentaport/Morita

Schnitt	1	2	3	4	5	6	7
Mittelwert	0,023	0,088	0,140	0,116	0,139	0,113	0,195
SD	0,038	0,079	0,088	0,052	0,055	0,058	0,084
Median	0,000	0,085	0,120	0,110	0,135	0,100	0,160
Min.	0,000	0,000	0,020	0,040	0,060	0,040	0,140
Max.	0,130	0,340	0,380	0,270	0,310	0,280	0,320
p-Wert (ANOVA) <sup>1,3</sup>	<0,0001						
p-Wert (KW) <sup>1,3</sup>	<0,0001						
Duncan <sup>2,3</sup>	2-7	1,7	1,7	1,7	1,7	1,7	1,7
MWW <sup>2,3</sup>	2-7	1,3-5,7	1,2	1,2,7	1,2,7	1	1,2,4,5

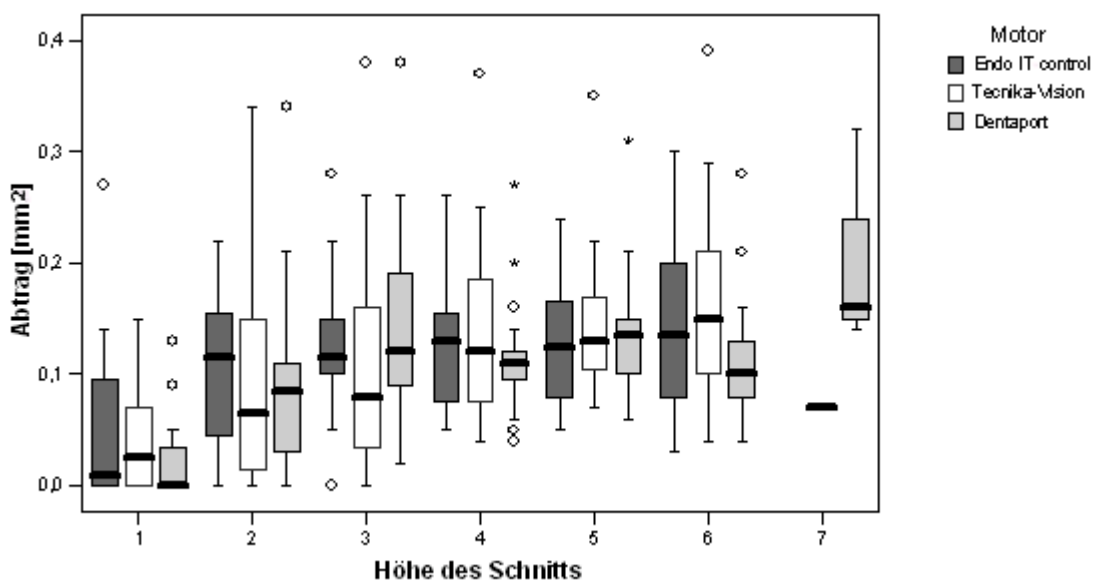
<sup>1</sup> p-Werte (zweiseitig) der Globaltests einfaktorielles Varianzanalyse und nichtparametrischer Kruskal-Wallis-Test

<sup>2</sup> Post-hoc-Tests: Duncan-Test; paarweiser Mann-Whitney-Wilcoxon

<sup>3</sup> Voraussetzung der Tests sind unabhängige Beobachtungseinheiten

### 3.4.3. Gruppenvergleich für die einzelnen Schnittebenen

In den sich anschließenden Abbildungen 3.8 und 3.9 sowie in der Tabelle 3.8 wurde für jede Schnittebene ein Vergleich der Motorgruppen durchgeführt. In der statistischen Testung konnten keine Gruppenunterschiede nachgewiesen werden. Die extremsten Unterschiede fanden sich zwar für Schnittebene 7. Hierbei ist jedoch zu beachten, dass es für die Gruppe Dentaport lediglich vier Beobachtungen, für die Gruppe Tecnika-Vision lediglich zwei und für die Gruppe Endo IT control gar keine Beobachtung gab.



**Abbildung 3.8:** Boxplots der Substanzabträge in Abhängigkeit von Schnittebene und Motorgruppe

**Tabelle 3.8:** Statistik der Kanalfächendifferenzen in Abhängigkeit von der Schnittebene im Vergleich für jede Motorgruppe

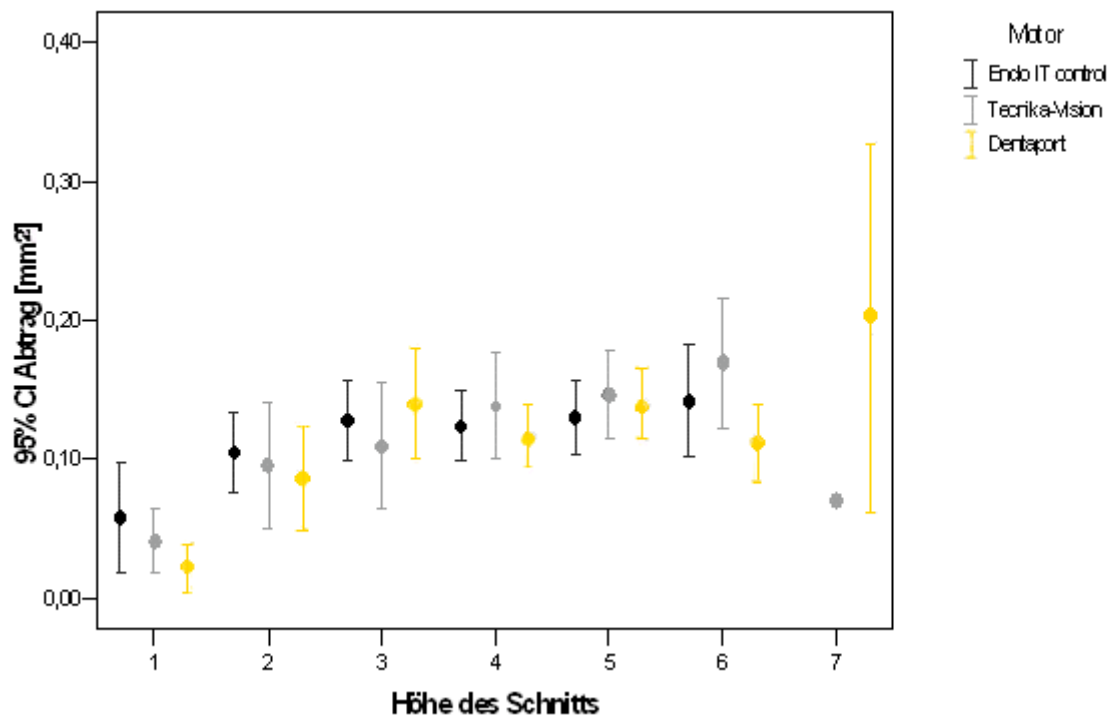
Höhe des Schnitts	Kennwert	Endo IT control	Tecnika-Vision	Dentaport
<b>1</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>0,058</b>	<b>0,041</b>	<b>0,023</b>
	SD	0,085	0,048	0,038
	Median	0,010	0,025	0,000
	Min.	0,000	0,000	0,000
	Max.	0,270	0,150	0,130
	p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,20		
	p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,16		
	Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
	MWW <sup>2</sup>	*	*	*
<b>2</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>0,105</b>	<b>0,096</b>	<b>0,088</b>
	SD	0,063	0,097	0,079
	Median	0,115	0,065	0,085
	Min.	0,000	0,000	0,000
	Max.	0,220	0,340	0,340
	p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,79		
	p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,42		
	Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
	MWW <sup>2</sup>	*	*	*
<b>3</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>0,128</b>	<b>0,109</b>	<b>0,140</b>
	SD	0,062	0,098	0,088
	Median	0,115	0,080	0,120
	Min.	0,000	0,000	0,020
	Max.	0,280	0,380	0,380
	p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,51		
	p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,26		
	Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
	MWW <sup>2</sup>	*	*	*
Höhe des Schnitts	Kennwert	Endo IT control	Tecnika-Vision	Dentaport
<b>4</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>0,124</b>	<b>0,139</b>	<b>0,116</b>
	SD	0,055	0,081	0,052
	Median	0,130	0,120	0,110
	Min.	0,050	0,040	0,040
	Max.	0,260	0,370	0,270
	p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,55		
	p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,79		
	Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
	MWW <sup>2</sup>	*	*	*
<b>5</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>0,131</b>	<b>0,146</b>	<b>0,139</b>
	SD	0,059	0,066	0,055
	Median	0,125	0,130	0,135
	Min.	0,050	0,070	0,060
	Max.	0,240	0,350	0,310
	p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,71		
	p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,78		

### 3. Studienergebnisse

	Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
	MWW <sup>2</sup>	*	*	*
<b>6</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>0,142</b>	<b>0,169</b>	<b>0,113</b>
	SD	0,082	0,091	0,058
	Median	0,135	0,150	0,100
	Min.	0,030	0,040	0,040
	Max.	0,300	0,390	0,280
	p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,11		
	p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,14		
	Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
	MWW <sup>2</sup>	*	*	*
<b>7</b>	<b>Mittelwert</b>	-	<b>0,070</b>	<b>0,195</b>
	SD	-	0,000	0,084
	Median	-	0,070	0,160
	Min.	-	0,070	0,140
	Max.	-	0,070	0,320
	p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,12		
	p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,06		
	Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
	MWW <sup>2</sup>	*	*	*

<sup>1</sup> p-Werte (zweiseitig) der Globaltests einfaktorielle Varianzanalyse und nichtparametrischer Kruskal-Wallis-Test

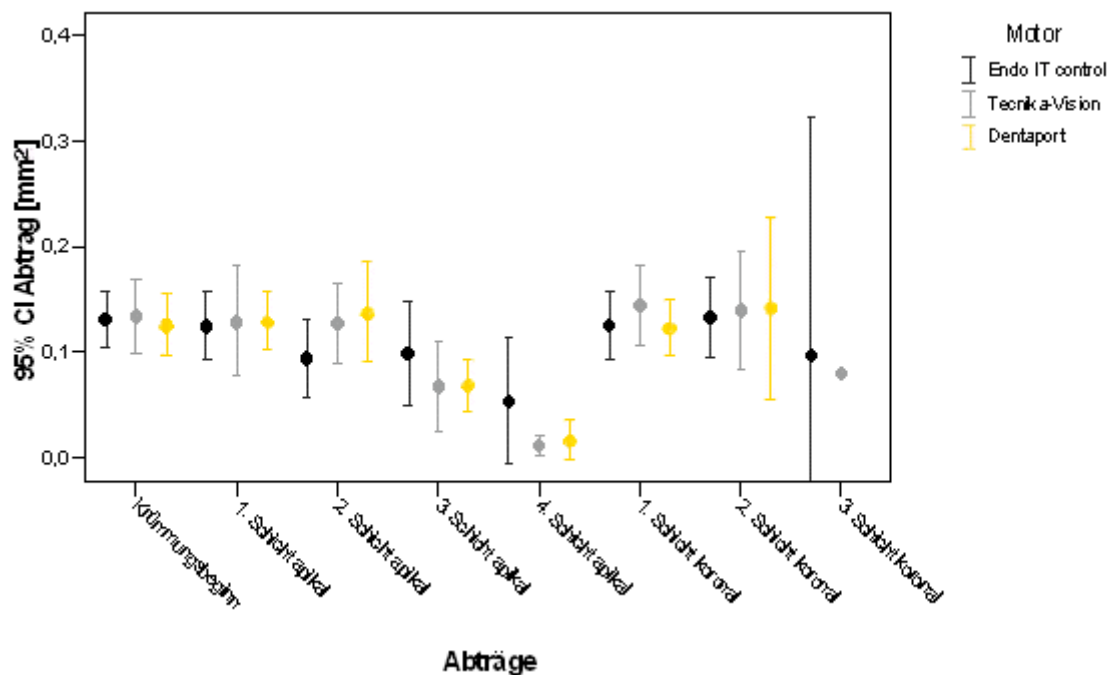
<sup>2</sup> Post-hoc-Tests: Duncan-Test; paarweiser Mann-Whitney-Wilcoxon (\*graue Felder bedeuten: nicht signifikant)



**Abbildung 3.9:** Mittelwerte der Substanzabträge inklusive 95 %-Konfidenzintervall für jede Schicht und Motorgruppe

### 3.5. Substanzabtrag bezogen auf den Krümmungsbeginn

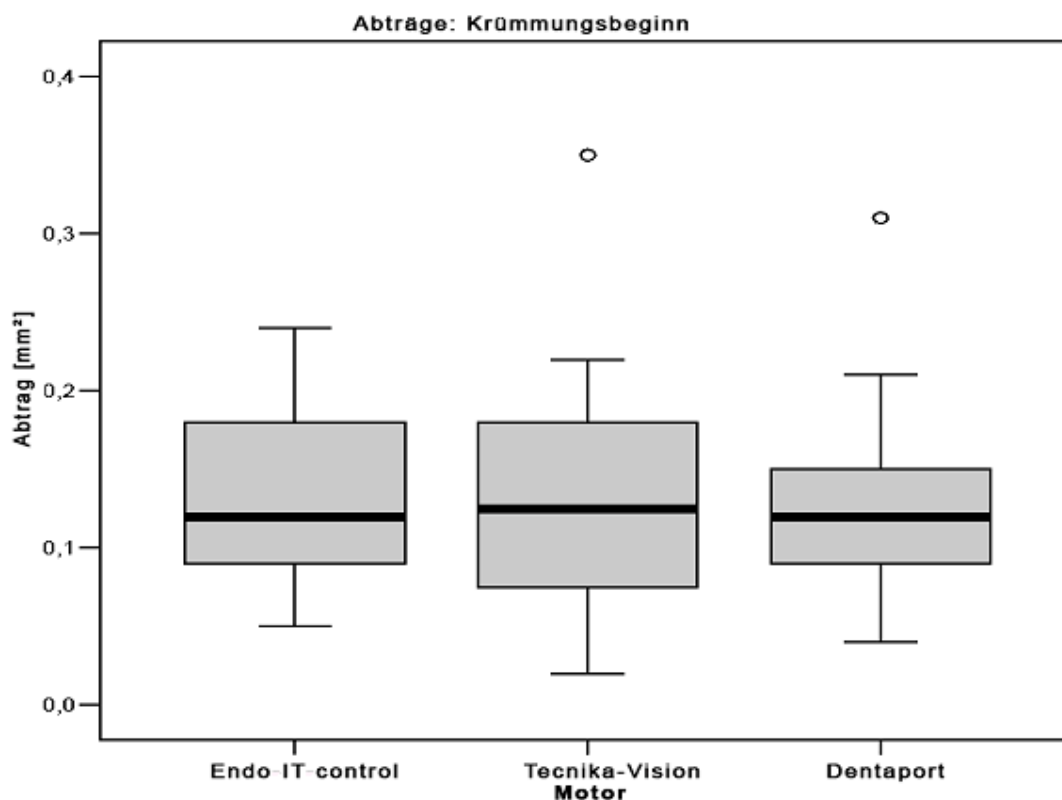
In diesem Abschnitt wurden die oben beschriebenen Abträge mit der Referenz Krümmungsbeginn in koronale bzw. apikale Schnittführungen unterteilt und entsprechend dargestellt. Zunächst erfolgt eine Darstellung der Daten aus der Ebene des Krümmungsbeginns. Anschließend erfolgen Darstellungen aller koronalen bzw. apikalen Schnittführungen und eine Aufgliederung nach Schnittebenen. Eine Zusammenfassung mit 95 %- Konfidenzintervall findet sich in Abbildung 3.10.



**Abbildung 3.10:** Mittelwerte der Substanzabträge inklusive 95 %-Konfidenzintervall, bezogen auf den Krümmungsbeginn und für jede Motorgruppe

### 3.6. Substanzabtrag am Krümmungsbeginn

Für die Zusammenfassung aller Abträge in der Ebene des Krümmungsbeginns wurde für die Gruppe Tecnika-Vision mit  $0,134 \text{ mm}^2$  der höchste und für die Gruppe Dentaport mit  $0,125 \text{ mm}^2$  der niedrigste Mittelwert beobachtet. In der statistischen Testung konnten keine Gruppenunterschiede nachgewiesen werden.



**Abbildung 3.11:** Boxplots der Substanzabträge am Krümmungsbeginn für jede Motorgruppe

**Tabelle 3.10:** Statistik der Substanzabträge am Krümmungsbeginn für jede Motorgruppe

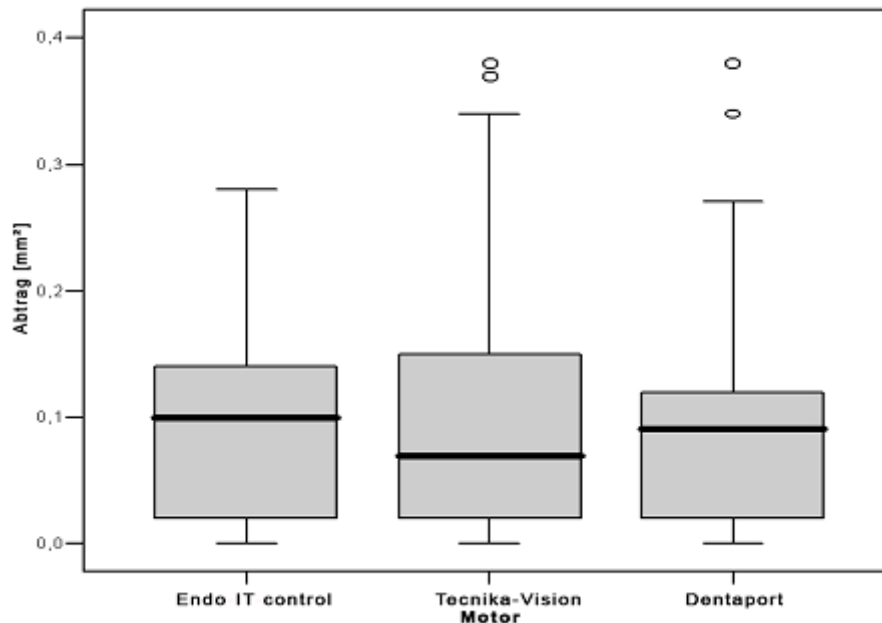
Motor	Endo IT control	Tecnika-Vision	Dentaport
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,132	0,134	0,125
Stabw	0,058	0,076	0,059
Median	0,120	0,125	0,120
Min.	0,050	0,020	0,040
Max.	0,240	0,350	0,310
p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,90		
p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,88		
Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
MWW <sup>2</sup>	*	*	*

<sup>1</sup> p-Werte (zweiseitig) der Globaltests einfaktorielle Varianzanalyse und nichtparametrischer Kruskal-Wallis-Test

<sup>2</sup> Post-hoc-Tests: Duncan-Test; paarweiser Mann-Whitney-Wilcoxon (\* = graue Felder bedeuten: nicht signifikant)

### 3.7. Substanzabtrag koronal des Krümmungsbeginns

Für eine Zusammenfassung aller Abträge der Schichten koronal zum Krümmungsbeginn wurde für die Gruppe Tecnika-Vision mit  $0,138 \text{ mm}^2$  der höchste und für die Gruppe Endo IT control mit  $0,126 \text{ mm}^2$  der niedrigste Mittelwert festgestellt. In der statischen Testung konnten keine Gruppenunterschiede nachgewiesen werden.



**Abbildung 3.12:** Boxplots der Substanzabträge koronal des Krümmungsbeginns für jede Motorgruppe

**Tabelle 3.11:** Statistik der Substanzabträge koronal des Krümmungsbeginns für jede Motorgruppe

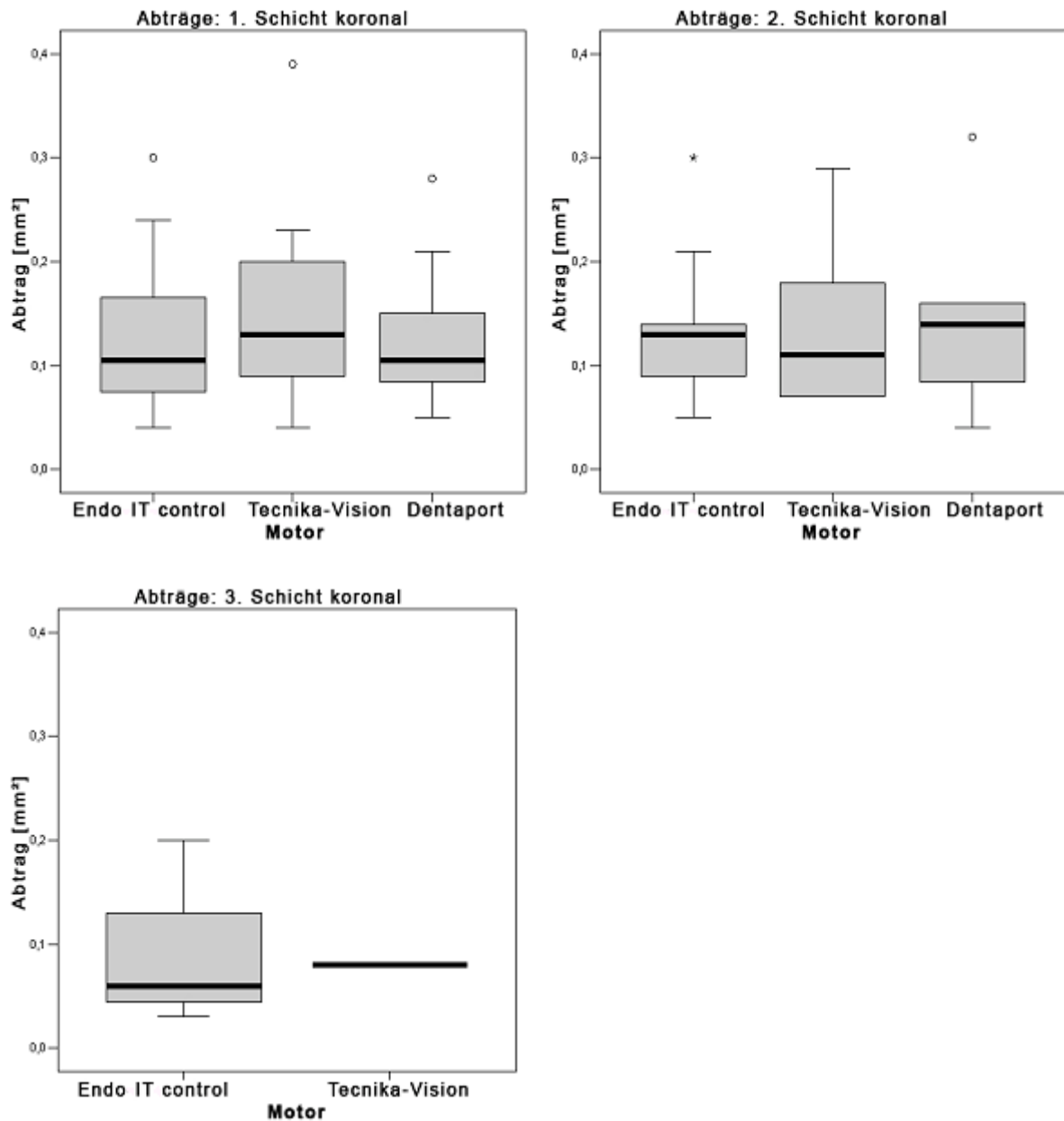
Motor	Endo IT control	Tecnika-Vision	Dentaport
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,126	0,138	0,128
Stabw	0,068	0,079	0,066
Median	0,110	0,120	0,120
Min.	0,030	0,040	0,040
Max.	0,300	0,390	0,320
p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,85		
p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,56		
Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
MWW <sup>2</sup>	*	*	*

<sup>1</sup> p-Werte (zweiseitig) der Globaltests einfaktorielle Varianzanalyse und nichtparametrischer Kruskal-Wallis-Test

<sup>2</sup> Post-hoc-Tests: Duncan-Test; paarweiser Mann-Whitney-Wilcoxon (\* graue Felder bedeuten: nicht signifikant)

### 3. Studienergebnisse

Anschließend erfolgte eine schichtweise Darstellung und Auswertung der Abträge koronal zum Krümmungsbeginn. Auch hierbei ließen sich keine Gruppenunterschiede feststellen.



**Abbildung 3.13 a-c:**

Boxplots der Substanzabträge koronal des Krümmungsbeginns getrennt für jede Schicht und jede Motorgruppe

**Tabelle 3.12:** Statistik der Substanzabträge koronal des Krümmungsbeginns getrennt für jede Schicht und jede Motorgruppe

<b>koronale Schicht</b>	<b>Kennwert</b>	<b>Endo IT control</b>	<b>Tecnika-Vision</b>	<b>Dentaport</b>
<b>1</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>0,126</b>	<b>0,144</b>	<b>0,124</b>
	SD	0,069	0,082	0,057
	Median	0,105	0,130	0,105
	Min.	0,040	0,040	0,050
	Max.	0,300	0,390	0,280
	p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,60		
	p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,62		
	Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
	MWW <sup>2</sup>	*	*	*
	<b>2</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>0,133</b>	<b>0,139</b>
SD		0,065	0,080	0,093
Median		0,130	0,110	0,140
Min.		0,050	0,070	0,040
Max.		0,300	0,290	0,320
p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>		0,97		
p-Wert (KW) <sup>1</sup>		0,98		
Duncan <sup>2</sup>		*	*	*
MWW <sup>2</sup>		*	*	*
<b>3</b>		<b>Mittelwert</b>	<b>0,097</b>	<b>0,080</b>
	SD	0,091	0,000	-
	Median	0,060	0,080	-
	Min.	0,030	0,080	-
	Max.	0,200	0,080	-
	p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,82		
	p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,55		
	Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
	MWW <sup>2</sup>	*	*	*

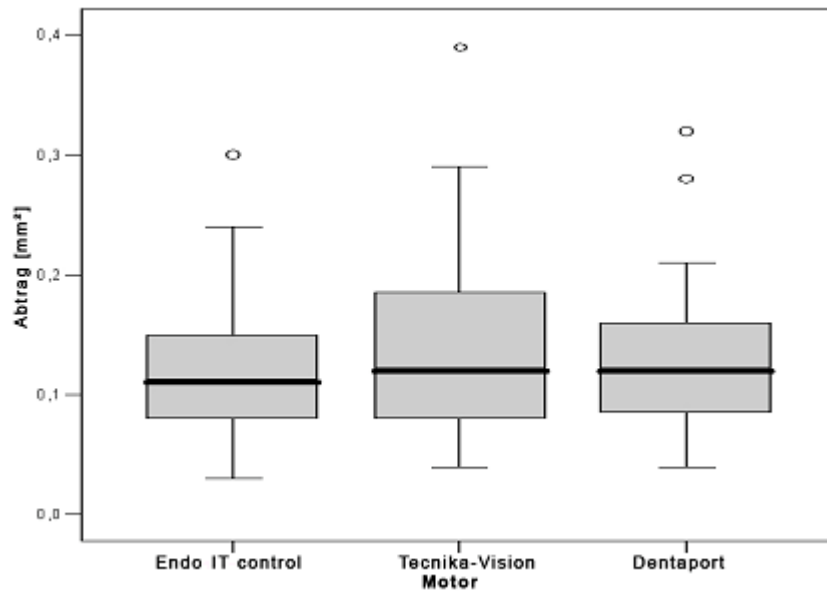
<sup>1</sup> p-Werte (zweiseitig) der Globaltests einfaktorielle Varianzanalyse und nichtparametrischer Kruskal-Wallis-Test

<sup>2</sup> Post-hoc-Tests: Duncan-Test; paarweiser Mann-Whitney-Wilcoxon (\*graue Felder bedeuten: nicht signifikant)



### 3.8. Substanzabtrag apikal des Krümmungsbeginns

Für eine Zusammenfassung aller Abträge der Schichten apikal zum Krümmungsbeginn wurde für die Gruppe Endo IT control mit 0,101 mm<sup>2</sup> der höchste und für die Gruppe Dentaport mit 0,093 mm<sup>2</sup> der niedrigste Mittelwert festgestellt. In der statistischen Testung konnten keine Gruppenunterschiede nachgewiesen werden.



**Abbildung 3.14:** Boxplots der Substanzabträge apikal des Krümmungsbeginns für jede Motorgruppe

**Tabelle 3.13:** Statistik der Substanzabträge apikal des Krümmungsbeginns für jede Motorgruppe

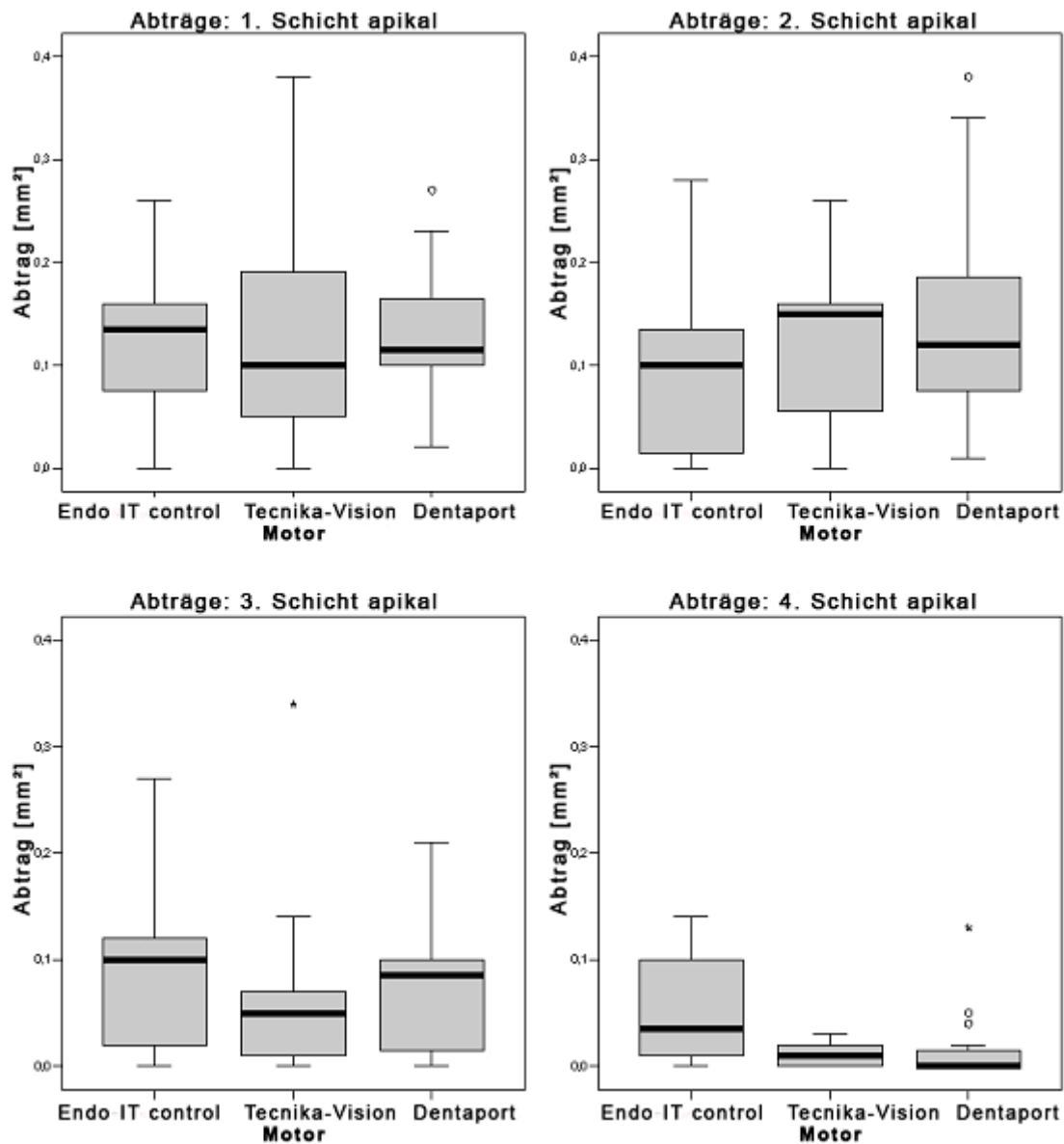
Motor	Endo IT control	Tecnika-Vision	Dentaport
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,101	0,097	0,093
Stabw	0,078	0,096	0,082
Median	0,100	0,070	0,090
Min.	0,000	0,000	0,000
Max.	0,280	0,380	0,380
p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,75		
p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,85		
Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
MWW <sup>2</sup>	*	*	*

<sup>1</sup> p-Werte (zweiseitig) der Globaltests einfaktorielles Varianzanalyse und nichtparametrischer Kruskal-Wallis-Test

<sup>2</sup> Post-hoc-Tests: Duncan-Test; paarweiser Mann-Whitney-Wilcoxon (\* graue Felder bedeuten: nicht signifikant)

### 3. Studienergebnisse

Anschließend erfolgte eine schichtweise Darstellung und Auswertung der Abträge apikal zum Krümmungsbeginn. Auch hierbei ließen sich keine Gruppenunterschiede feststellen.



**Abbildung 3.15 a-d:** Boxplots der Substanzabträge apikal des Krümmungsbeginns getrennt für jede Schicht und jede Motorgruppe

**Tabelle 3.14:** Statistik des Substanzabtrags apikal des Krümmungsbeginns getrennt für jede Schicht und jede Motorgruppe

Apikale Schicht	Kennwert	Endo IT control	Tecnika-Vision	Dentaport
<b>1</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>0,125</b>	<b>0,129</b>	<b>0,130</b>
	SD	0,068	0,112	0,060
	Median	0,135	0,100	0,115
	Min.	0,000	0,000	0,020
	Max.	0,260	0,380	0,270
	p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,98		
	p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,86		
	Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
	MWW <sup>2</sup>	*	*	*
<b>2</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>0,095</b>	<b>0,128</b>	<b>0,138</b>
	SD	0,080	0,081	0,100
	Median	0,100	0,150	0,120
	Min.	0,000	0,000	0,010
	Max.	0,280	0,260	0,380
	p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,27		
	p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,27		
	Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
	MWW <sup>2</sup>	*	*	*
<b>3</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>0,099</b>	<b>0,067</b>	<b>0,068</b>
	SD	0,088	0,083	0,055
	Median	0,100	0,050	0,085
	Min.	0,000	0,000	0,000
	Max.	0,270	0,340	0,210
	p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,41		
	p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,45		
	Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
	MWW <sup>2</sup>	*	*	*
<b>4</b>	<b>Mittelwert</b>	<b>0,053</b>	<b>0,011</b>	<b>0,017</b>
	SD	0,057	0,013	0,035
	Median	0,035	0,010	0,000
	Min.	0,000	0,000	0,000
	Max.	0,140	0,030	0,130
	p-Wert (ANOVA) <sup>1</sup>	0,08		
	p-Wert (KW) <sup>1</sup>	0,12		
	Duncan <sup>2</sup>	*	*	*
	MWW <sup>2</sup>	*	*	*

1 p-Werte (zweiseitig) der Globaltests einfaktorielles Varianzanalyse und nichtparametrischer Kruskal-Wallis-Test

2 Post-hoc-Tests: Duncan-Test; paarweiser Mann-Whitney-Wilcoxon (\*graue Felder bedeuten: nicht signifikant)

### 4. Diskussion

#### 4.1. Einleitung

Die Aufbereitung des Wurzelkanalsystems ist der entscheidende Schritt einer endodontischen Therapie (HÜLSMANN, 1998). Für die Durchführung der Therapie steht ein umfassendes Angebot unterschiedlichster Hilfsmittel zur Verfügung. Um verschiedene Hilfsmittel für endodontische Therapiekonzepte miteinander vergleichen zu können, müssen standardisierte Versuchsbedingungen geschaffen werden. Zu diesem Schluss kommen verschiedene Autoren (EBELESER et al., 1995; HÜLSMANN, 1998). Die Beurteilung der Wurzelkanalmorphologie nach Aufbereitung kann mit Hilfe von Röntgenbildern nur unzureichend erfolgen. Sollen Untersuchungen zur Querschnittsform, -fläche, Bearbeitungsrichtung oder unbehandelt gebliebene Anteile der Wurzelkanäle durchgeführt werden, stellt die Anfertigung von Querschnittspräparaten eine hilfreiche Methode dar. Das verwendete Muffelsystem erlaubt es, die Ausgangssituation zu erfassen und während der Aufbereitung die Segmente zu kontrollieren, um sie schließlich zu vermessen. Auch können Fragestellungen bezüglich des ursprünglichen Kanalverlaufs berücksichtigt werden. Diese Form der Untersuchungsmethode findet in zahlreichen Studien Anwendung (BAHR, 1997; GAMBAL, 1997; HOLZNER, 2002; HÜLSMANN, 1998; KOSA et al., 1999; ZMENER & BANEGAS, 1996). In den meisten Studien wurden an humanen Molaren nur drei Schnitte durchgeführt (HÜLSMANN, 1998). Diese geringe Anzahl hat zwar den Vorteil, dass die Instrumente durch die schnittbedingten Stufen im Kanal weniger beeinträchtigt werden, jedoch der Kanal in seiner gesamten Länge nicht beurteilt werden kann. In der vorliegenden Studie wurden bei jedem Zahn sieben Schnittpräparate mit einer Stärke von 1,3 mm hergestellt. Waren die Wurzeln nicht lang genug, wurde bis in die Ebene der Kanaleingänge gesägt. Die höhere Schnitzzahl wirkt sich geringfügig negativ auf die Aufbereitungszeit aus (BAHR, 1997; GAMBAL, 1997). Um jedoch die Abtragsleistung der Instrumente in weiten Teilen des Kanals untersuchen zu können, muss der erhöhte Zeitaufwand bei der Herstellung der Schnittpräparate berücksichtigt werden. Durch die höhere Anzahl der Schnitte resultiert auch ein größerer Sägeverlust. Inwieweit das Spülverhalten durch die Sägeschnitte beeinflusst wird, ist unbekannt (HÜLSMANN, 1998).

Zahlreichen Untersuchungen zufolge sind Nickel-Titan-Instrumente zur formgerechten Aufbereitung von stark gekrümmten Wurzelkanälen geeignet (TEPEL, 1997; THOMPSON & DUMMER, 1997 und 2000; BAUMANN & ROTH, 1999; SCHÄFER & FRITZENSCHAFT, 1999; KUM et al., 2000; KOSA et al., 1999; JARDINE & GULABIVALA, 2000). Andere Gesichtspunkte der maschinellen Aufbereitung werden noch kontrovers diskutiert; dabei sind vor allem die

hohen Kosten, die in der Praxis anfallen, und die Korrosionsanfälligkeit der Instrumente zu berücksichtigen (SCHÄFER, 1998; THOMPSON, 2000).

### **4.2. Material und Methode**

In der vorliegenden Studie wurde ein Muffelsystem angewendet, das auf Grundlage der Methode von BRAMANTE et al. (1987) modifiziert wurde. Das verwendete System ermöglicht die Analyse der Formgebung, Abtragsleistung und Arbeitssicherheit. Durch die standardisierte Anfertigung von Röntgenbildern konnte eine sichere Beurteilung der Wurzelkanalkrümmung erfolgen. Die Anwendung unterschiedlicher Antriebsmotoren unter standardisierten Bedingungen ermöglichte eine Beurteilung der Präparationseffekte unabhängig vom Feilentyp. Durch die Berücksichtigung unterschiedlicher Untersuchungsparameter können Schlussfolgerungen in Bezug auf die klinische Tauglichkeit getroffen werden.

Für die Anwendung der Geräte kamen zwei Methoden in Betracht. Zum einen kommen industriell hergestellte Kunststoffmodelle in Betracht oder – wie in der vorliegenden Studie – die Anwendung der Geräte an extrahierten humanen Molaren. Die Anwendung an transparenten Kunststoffmodellen bietet den Vorteil einer ständigen optischen Kontrolle während der Präparation (BRISENO et al., 1989; ZMENER & BANEGAS, 1996). Ferner können der Krümmungsradius, die Kanalgeometrie und der Kanaldurchmesser an künstlichen Wurzelkanälen standardisiert werden (CAMPOS & DEL RIO, 1990; THOMPSON & DUMMER 1997; WEINE et al., 1975; TEPEL, 1997). Nachteile bei Anwendung an Kunststoffmodellen sind die unterschiedliche Mikrohärtigkeit von Kunststoff und Zahnhartsubstanz und damit ein nicht vergleichbares physikalisches Verhalten (LIM & WEBBER, 1985; MISERENDINO et al., 1988). Zudem zeigen natürliche Wurzelkanäle zum Teil starke Variationen bezüglich ihrer Kanalmorphologie (SCHÄFER & LOHMANN, 2002). Daraus kann, bei Anwendung von Kunststoffmodellen, auf eine eingeschränkte klinische Relevanz solcher Studien geschlossen werden. Einige Autoren bevorzugten extrahierte humane Zähne, um die Studien unter möglichst realen Bedingungen durchzuführen (DEPLAZES et al., 2001; HÜLSMANN et al., 2003; HÜBSCHER et al., 2003; WEIGER et al., 2003). Bevor die Technik nach BRAMANTE breite Anwendung fand, konnten Untersuchungen an extrahierten Zähnen nur nach der Aufbereitung, beispielsweise in Form von Schliffpräparaten, vorgenommen werden. Die in dieser Studie modifizierte Technik von BRAMANTE et al. (1987) ermöglicht es, die Kanalmorphologie vor und nach der Aufbereitung in einzelnen Segmenten zu untersuchen.

Für die maschinelle Aufbereitung mit FlexMaster-Feilen empfiehlt der Hersteller die „Crown-down“-Methode. Die Aufbereitung mit FlexMaster-Feilen hat in einigen Studien gute Ergebnisse in Bezug auf die Arbeitssicherheit des Feilensystems gezeigt, da das Querschnittsprofil dreieckig-konvex ist und damit einen verhältnismäßig großen Instrumentenkern aufweist. Aufgrund des Instrumentendesigns soll eine größere Torsionsstabilität gewährleistet sein als bei Feilen mit konkavem Querschnittsprofil (z. B. ProFile/ triple-U-Profil) (PRUETT et al., 1997; TURPIN et al., 2000). In einer Studie von SVEC und POWERS (1999) wurde festgestellt, dass Torsionsfrakturen bereits bei Torquewerten von ca. 1 Ncm auftreten können. Daher wird die Anwendung von drehmomentbegrenzten Endodontiemotoren für den rotierenden Einsatz von Nickel-Titan-Feilen empfohlen. Die derzeit auf dem Dentalmarkt erhältlichen Endodontiemotoren lassen sich in drei Kategorien einteilen: „Very-low-torque-control“, „Low-torque-control“ und „High-torque-control“. Unerfahrene Behandler sollten bei der rotierenden Anwendung von Nickel-Titan-Feilen auf „Very-low-torque-control“-Motoren zurückgreifen, da experimentell nachgewiesen wurde, dass hier die geringste Frakturrate zu erwarten ist. Bei erfahrenen Behandlern hingegen kommt es nach der Studie von YARED et al. (2001) zu keinen signifikanten Unterschieden hinsichtlich der Frakturrate bei Anwendung von „High-torque-control“- oder „Low-torque-control“-Motoren.

### **4.2.1. Beurteilung der Aufbereitungszeiten**

Für die Beurteilung des Zeitaufwandes einer Aufbereitungstechnik ist es sinnvoll, neben der reinen Instrumentierungszeit auch den Zeitaufwand für nötige Instrumentenwechsel und für Wurzelkanalspülungen zu berücksichtigen (AL-OMARI et al., 1992; EL DEEB & BORAAS 1985; GLOSSON et al., 1995; LUITEN et al., 1995; TRONSTAD & NIEMCZYK, 1986; WEINE et al., 1976). Bei der Bewertung der Aufbereitungszeit wurde in der vorliegenden Studie sowohl der Zeitaufwand für den Instrumentenwechsel als auch die Zeit für die Wurzelkanalspülung nicht berücksichtigt, da bei jeder Aufbereitung nach gleichem Prozedere vorgegangen wurde.

In den meisten Studien wurde bei der maschinellen Aufbereitung mit Nickel-Titan-Instrumenten eine gegenüber der manuellen Aufbereitung signifikant kürzere Aufbereitungszeit gemessen (SCHÄFER & FRITZENSCHAFT, 1999; THOMPSON & DUMMER, 1997 und 2000; KUM et al., 2000). Es finden sich jedoch Studien, die gegenteilige Ergebnisse

liefern (COLEMAN et al., 1996; COLEMAN & SVEC, 1997). Die unterschiedlichen Resultate im Hinblick auf die Aufbereitungszeit kommen durch die unterschiedlichen Aufbereitungstechniken und die unterschiedliche Anzahl der angewandten Instrumente zustande (HÜLSMANN, 1998). In der vorliegenden Studie unterscheiden sich jedoch die eingesetzten Aufbereitungsfeilen nicht. Zu erhöhtem Zeitaufwand konnte nur die Menüführung der angewandten Motoren führen. Für den Endodontiemotor der Firma Maillefer wurde für die Aufbereitungszeit der höchste Mittelwert mit 634,5 sec. ermittelt. Der Motor von Morita hat wider Erwarten in der Aufbereitungszeit den geringsten Mittelwert mit 570,2 sec. erreicht. Bei der statistischen Auswertung konnte kein Gruppenunterschied festgestellt werden. Der geringe Zeitunterschied scheint, nach dieser Studie zu urteilen, im Wesentlichen von der unterschiedlichen Menüführung abhängig zu sein. Der Zeitunterschied zwischen dem Motor mit dem höchsten und demjenigen mit dem niedrigsten Mittelwert beträgt nur 64,3 Sekunden. Für die tägliche Praxis ist dieser Zeitunterschied nicht relevant. In einer vergleichbaren Studie hat HOLZNER (2002) das gleiche Aufbereitungsprotokoll angewandt. Dabei wurde für die Aufbereitungszeit bei der Anwendung von FlexMaster-Feilen ein Mittelwert von 844,5 sec. ermittelt. Andere Feilensysteme, die in der Studie zum Einsatz kamen, haben geringere Mittelwerte für Aufbereitungszeiten. Einen signifikanten Unterschied in der Aufbereitungszeit konnte der Autor beim Vergleich von FlexMaster und RaCe feststellen. Auch in der Studie von WEIDMANN (2006) wurden für die gleiche Aufbereitungssequenz vergleichbare Ergebnisse ermittelt. Dabei hat der Autor für die Gruppe FlexMaster einen Mittelwert von 795 sec. ermittelt. Einen signifikanten Unterschied zu anderen Feilensystemen konnte WEIDMANN nicht feststellen. Darauf, dass das Aufbereitungsprotokoll einen entscheidenden Einfluss auf die Aufbereitungszeit hat, weist die Studie von BAUER (2006) hin. Dieser Autor hat im Gegensatz zu HOLZNER (2002), WEIDMANN (2006) und der vorliegenden Studie bei der Aufbereitung der Wurzelkanäle auf die initiale Anwendung von Peeso-Borer zur Erweiterung der Kanäleingänge verzichtet. Zudem wurde keine Wechselspülung mit unterschiedlichen Lösungen durchgeführt, sondern es erfolgte nach jedem Instrumentenwechsel eine Spülung mit 2,5 %iger Natriumhypochloridlösung. Den geringsten Mittelwert mit 325,8 sec. erzielte der Autor bei der Anwendung von FlexMaster-Instrumenten mit dem E-Master (Aufbereitungsmotor). Mit dem Winkelstück SiroNiti und der Anwendung von FlexMaster wurde für die Aufbereitungszeit ein signifikant höherer Wert ermittelt (380,45 sec). Die Ursache für die längere Aufbereitungszeit sieht der Autor in den manuell einzustellenden Drehmomentwerten und in der Funktionsweise der Drehmomentbegrenzung. Elektronisch gesteuerte

Endodontiemotoren haben einen positiven Einfluss auf die Aufbereitungszeit und erleichtern durch die Menüführung die Einhaltung der Drehmomentwerte. Es sind sich jedoch alle Autoren darin einig, dass der Zeitaufwand einer Aufbereitungstechnik in der klinischen Anwendung nur eine untergeordnete Rolle spielen sollte.

### **4.2.2. Beurteilung der Arbeitslängenverluste**

Die Analyse der Arbeitslängenverluste ist für die Beurteilung einer Aufbereitungstechnik von großem Interesse. Ein Verlust an Arbeitslänge kann unterschiedliche Ursachen haben. Die Präparation stark gekrümmter Wurzelkanäle stellt einen hohen Schwierigkeitsgrad dar. Durch die Rückstellkraft der Instrumente im gekrümmten Wurzelkanalabschnitt kommt es verstärkt im apikalen Kanaldrittel zu unkontrolliertem Dentinabtrag an der Außenkurvatur (WALIA et al., 1988; SCHÄFER & HOPPE, 1995; SCHÄFER, 1998). Daraus können anwendungsbedingte Komplikationen, wie Perforationen, Stufenbildungen („ledging“), Kanalverblockungen durch Dentinspäne und Instrumentenfrakturen resultieren. Wird der Kanal bei der Aufbereitung eine begradigt, kann eine unüberwindbare Stufe entstehen, die ebenfalls einen Arbeitslängenverlust zur Folge haben kann. EHRLICH et al. haben in einer Studie 1989 nachgewiesen, dass die Tendenz eines Wurzelkanalinstruments, Aufbereitungsfehler wie Zip- oder Ellbow-Phänomene zu erzeugen, umgekehrt proportional zur Flexibilität der Feile ist. Werden aufgrund von Aufbereitungsfehlern aus der apikalen Region eines Wurzelkanals Gewebereste nicht entfernt, können sie als Substrat für Bakterien dienen. KETTERL hat bereits 1963 festgestellt, dass Wurzelfüllungen, die röntgenologisch mehr als 1 mm zu kurz sind, die Prognose eines Zahns deutlich verschlechtern (HÜLSMANN, 1998). Für die Prognose eines Therapieerfolges ist die Länge der Wurzelfüllung ein wichtiges Kriterium. In der Literatur ist häufig eine Klassifizierung der Arbeitslängen in drei Kategorien vorzufinden: 0 mm bis 2 mm vor dem röntgenologischen Apex, mehr als 2 mm vom röntgenologischen Apex und Wurzelfüllungen, die über den Apex hinausreichen. Die beste Prognose hat die erste Gruppe, die schlechteste die letzte (SCHULTE et al., 1998; SJÖRGEN et al., 1990; WU et al., 2000). Bei der Aufbereitung mit dem Endo IT control kam es bei insgesamt 14 Kanälen zu einem Arbeitslängenverlust zwischen 0,5 mm und 4 mm, wobei einmal 4 mm und zweimal 2,5 mm festgestellt wurden. In der Gruppe, die mit dem Dentaport aufbereitet wurde, kam es bei zehn Kanälen zu einem Arbeitslängenverlust zwischen 0,5 mm und 4 mm. Dabei wurden zwei Kanäle mit 2,5 mm, ein Kanal mit 3,5 mm und ein Kanal mit 4 mm gemessen. Die letzte Gruppe mit dem Tecnika Vision wies 16 Kanäle zwischen 0,5 mm und 4 mm auf, wobei ein



Kanal mit 2,5 mm und ein Kanal mit 4 mm gemessen wurde. Der Mittelwert für die Testgruppe Endo IT control beträgt 0,93 mm, die Gruppe Tecnika-Vision wies einen Mittelwert von 0,88 mm auf, und für die Gruppe Dentaport ergibt sich ein Mittelwert von 0,95 mm. Die Mittelwerte bei der statistischen Auswertung unterscheiden sich nur geringfügig, sodass bei den statistischen Tests keine Gruppenunterschiede festgestellt werden konnten. Als Folge der Instrumentierung wurde kein Kanal mit Kunststoffspänen verlockt, es kam in keinem Fall zu einer Aufbereitung über das Foramen apikale hinaus. Perforationen konnten ebenfalls nicht festgestellt werden. Trotz gleicher Studienparameter wurden in vergleichbaren Studien niedrigere Mittelwerte festgestellt. So hat HOLZNER (2002) bei der Anwendung von FlexMaster-Feilen einen Mittelwert von 0,18 mm Arbeitslängenverluste festgestellt. In der Studie von WEIDMANN (2006) hat die Testgruppe FlexMaster einen Mittelwert von 0,13 mm erreicht. Lediglich BAUER hat 2006 bei gleichen Versuchsbedingungen eine Testreihe mit FlexMaster mit vergleichbarem Mittelwert von 0,6 mm beschrieben. Auch andere Autoren haben für FlexMaster im Vergleich niedrigere Mittelwerte festgestellt (THOMPSON & DUMMER, 1997).

Grundsätzlich ist es fraglich, ob die beobachteten Verluste der Arbeitslänge von klinischer Relevanz sind. Der Verlust der Arbeitslänge kann auf eine mögliche aufbereitungsbedingte Kanalbegradigung oder eine ungenaue Längenkontrolle bei der Aufbereitung zurückzuführen sein (THOMPSON & DUMMER, 2000). Ein Arbeitslängenverlust von 2 bis 4 mm kann durch herstellungsbedingte Stufen im Wurzelkanal begünstigt sein. Beim Auftreten von Arbeitslängenverlusten ist bei der abschließenden Röntgenkontrolle aufgefallen, dass die AMF stets an einem Sägeschnitt endete. Das ist sicherlich ein Nachteil bei der Aufbereitung gesägter Präparate. Doch lässt keine andere Methode einen genaueren Vergleich zwischen aufbereitetem und unbehandeltem Wurzelkanal zu.

### **4.2.3. Beurteilung der aufgetretenen Frakturen**

Stark gekrümmte Wurzelkanäle, wie sie in dieser Studie untersucht wurden, sind bei maschineller Aufbereitung für Aufbereitungsfehler besonders anfällig (WEINE et al., 1975; SCHÄFER & HOPPE, 1995; SCHÄFER, 1998). Als wesentlicher Nachteil der maschinellen Aufbereitung mit rotierenden Nickel-Titan-Instrumenten im Vergleich zu manuell eingesetzten Wurzelkanalinstrumenten aus Edelstahl ist die erhöhte Frakturgefahr zu sehen (TURPIN et al., 2000). Bei unerfahrenen Anwendern ist die Frakturrate besonders hoch (BAUMANN & ROTH, 1999). Instrumentenbrüche können als plötzliche Ermüdungs- oder

Torsionsfrakturen ohne optisch erkennbare Veränderung innerhalb der vom Hersteller angegebenen Belastungsgrenzen entstehen (SATTAPAN et al., 2000; YARED et al., 2001). Die Häufigkeit des Auftretens einer Instrumentenfraktur bei rotierender Anwendung wird neben weiteren Parametern vor allem von der Kanalkrümmung, dem Kanaldurchmesser, dem Instrumentendesign, der Instrumentengröße und der Gebrauchsdauer beeinflusst (DIETZ et al., 2000; PRUETT et al., 1997; SATTAPAN et al., 2000; YARED et al., 2001). Die Lebensdauer einer Nickel-Titan-Feile bei rotierender Anwendung in gekrümmten Kanälen ist umgekehrt proportional zu ihrer Instrumentengröße; wobei Instrumentengrößen kleineren Durchmessers mehr Belastungszyklen erlauben als große Feilen (DEDERICH & ZAKARIASEN, 1986; HAÏKEL et al., 1991; PRUETT et al., 1997).

Bei der Bewertung der Frakturanfälligkeit haben wir auf einen Vergleich mit Kunststoffmodellen verzichtet, obwohl Kunststoff ein konstantes und reproduzierbares Abrasionsverhalten aufweist (SCHÄFER & HOPPE, 1995; THOMPSON & DUMMER, 1997). Dentin und Kunststoff werden nicht auf die gleiche Weise abgetragen; es wird diskutiert, ob es bei maschineller Anwendung von Wurzelkanalinstrumenten durch die entstehende Reibungswärme zu einer Erweichung der Kunststoffoberfläche kommt (KUM et al., 2000). Ein Verkleben der Instrumentenschneiden mit dem erweichten Kunststoff lässt Rückschlüsse in Bezug auf die Frakturanfälligkeit nur mit Einschränkungen zu (THOMPSON & DUMMER, 1997; BAUMANN & ROTH, 1999).

In der vorliegenden Studie traten Instrumentenbrüche bei der Anwendung aller getesteten Motoren auf. Bei der Aufbereitung mit dem Endo IT control brachen insgesamt vier Instrumente. Bei der Verwendung des Dentaport waren es insgesamt sechs Instrumente. Die meisten Instrumentenbrüche mit insgesamt sieben kamen beim Tecnika-Vision zustande. Für die Bewertung hinsichtlich der Arbeitssicherheit der verwandten Endodontiemotoren muss jedoch berücksichtigt werden, dass die Feilen insgesamt fünfmal benutzt wurden. Nach Herstellerangaben sollte eine Feile, die ausgesprochen hohen Belastungen ausgesetzt war, wie z. B. einer Anwendung bei stark gekrümmten Kanälen oder Revisionen, in der Dokumentation der Anwendungszyklen statt mit einer Anwendung mit drei Anwendungen vermerkt werden. Im Normalfall sind bis zu acht Zyklen vorgesehen. Das heißt, für eine Beurteilung sollten nur die Feilen herangezogen werden, die bereits bei der ersten Anwendung gebrochen sind. Bei einmaliger Anwendung brach eine Feile beim Endo IT control, und zwei Feilen brachen beim Dentaport. Signifikante Unterschiede sind bei der statistischen Auswertung (Chi-Quadrat-Test) weder im Vergleich der verschiedenen Motorgruppen noch im Vergleich der unterschiedlichen ISO-Größen frakturierter FlexMaster-

Feilen zu verzeichnen. Für die Beurteilung der Frakturereignisse in der vorliegenden Studie muss außerdem berücksichtigt werden, dass durch die Verwendung der Feilen ausschließlich in stark gekrümmten Kanälen, die Instrumente ungewöhnlich hohen Belastungen ausgesetzt waren. Es liegen zurzeit auch keine Studienergebnisse vor, ob die herstellungsbedingten Stufen im Kanal die Belastung der Arbeitsinstrumente negativ beeinflusst. Die klinische Relevanz der Studienergebnisse der vorliegenden Arbeit ist daher kritisch zu sehen. Es sollten weitere Studien folgen, die diesen Aspekt der Arbeitssicherheit weiter untersuchen.

In der Literatur finden sich sehr unterschiedliche Ergebnisse. In der Studie von GRESSMANN und HÜLSMANN (2001) kam es bei einer FlexMaster-Feile zur Fraktur. In einer Studie von SCHÄFER und LOHMANN (2002) brachen zwei Instrumente. Bei beiden Studien wurde auf einen drehmomentbegrenzten Motor verzichtet. In der Studie von HOLZNER (2002) ist bei der Anwendung von FlexMaster-Feilen an 20 Oberkiefermolaren keine FlexMaster-Feile frakturiert. Er konnte im Duncan-Test eine Signifikanz von FlexMaster zu ProFile und RaCe feststellen. In dieser Studie sind in den beiden anderen Testgruppen insgesamt 17 Feilen frakturiert. WEIDMANN konnte 2006 die günstigere Frakturrate von FlexMaster zu ProFile und Race bestätigen. In seiner Studie brach nur eine FlexMaster-Feile, drei Feilen in der ProFile-Testgruppe und insgesamt sechs RaCe-Feilen. Eine Signifikanz zwischen den Testgruppen vermochte er jedoch nicht festzustellen. Die hohe Arbeitssicherheit von FlexMaster-Instrumenten konnte von BAUER (2006) bestätigt werden. So traten in dieser Studie bei der Anwendung von FlexMaster-Feilen in Verbindung mit drei unterschiedlichen Motoren nur zwei Frakturen auf.

Nickel-Titan-Feilen sind hoch flexibel, doch bei rotierender Anwendung, Materialermüdung und unsachgemäßer, forciert Anwendung kommen Instrumentenbrüche häufiger vor (BARBAKOW & LUTZ, 1997; BARTHEL et al., 1999; BAUMANN & ROTH, 1999; ESPOSITO & CUNNINGHAM, 1995; GLOSSON et al., 1995; ZUOLO & WALTON, 1997). In einer Untersuchung von SZEP et al. (2001) sind bei Anwendung von rotierenden Nickel-Titan-Instrumenten mit einem drehmomentbegrenzten Motor 30 bis 60 % Instrumentenbrüche festgestellt worden. Andere Autoren nennen eine deutlich geringere Frakturhäufigkeit (BISHOP & DUMMER, 1997; THOMPSON & DUMMER, 1997). Die Erfahrung des Behandlers im Umgang mit Nickel-Titan-Instrumenten hat großen Einfluss auf die Arbeitssicherheit (MOUNCE et al., 1993). BERGMANN et al. (2001) stufen Nickel-Titan-Instrumente, unter Berücksichtigung hersteller- und systemspezifischer Anforderungen, wie Anwendung mit torquebegrenzte Motoren, regelmäßiger Einsatz neuer Instrumente und visuelle Kontrolle der Schneiden, als sicher ein. Um die Frakturgefahr zu reduzieren, fordern DIETZ et al. (2000) die Reduktion der

Umdrehungszahl auf 150 U/min. VERSÜMER (1999) misst hingegen der Auswirkung des Drehmoments größere Bedeutung zu.

### **4.2.4. Beurteilung der Kanalfächenabweichungen**

In dieser Studie wurden die Kanalfächen vor und nach der Aufbereitung der Wurzelkanäle digitalisiert. Digitale Bildanalyseverfahren zur Vermessung von Wurzelkanälen bei quantitativen Untersuchungen zum Materialabtrag wurden bereits in mehreren experimentellen Studien erfolgreich eingesetzt (COLEMAN et al., 1996; SVEC & WANG, 1998; SCHÄFER, 1998 und 2001; SCHÄFER & LOHMANN, 2002; TEPEL, 1997; WU et al., 2000). Für die Anfertigung von digitalisierten Bildern empfehlen einige Autoren die Verwendung von Positionierungshilfen, um eine reproduzierbare Ausrichtung der Wurzelkanäle zur Bildebene zu ermöglichen. Diese Arbeitsweise trägt zur Erhöhung der Messgenauigkeit bei (DUMMER et al., 1989; BRISENO & SONNABEND, 1991; TEPEL, 1997). Durch digitale Vermessung des Materialabtrags nach vorheriger 40-facher Vergrößerung der Bilddateien kann eine Messgenauigkeit von 0,01 mm erreicht werden. Limitierender Faktor für die Vergrößerung ist die Pixelzahl der verwendeten Kamera (SCHÄFER & LOHMANN, 2002). Zur quantitativen Untersuchung von Materialabträgen an humanen Molaren können auch Röntgenkontrastaufnahmen eingesetzt werden (LIM & WEBBER, 1985; LUITEN et al., 1995). Neuere Untersuchungen von HÜBSCHER et al. (2003) verwenden dreidimensionale Mikrocomputertomografie-Bilddaten für endodontische Studien. Ziel einer Wurzelkanalaufbereitung ist ein gleichmäßiger zirkumferenter Dentinabtrag unter Beibehaltung der ursprünglichen Kanalform und eine hermetische Wurzelfüllung. Ein um 360° rotierendes Instrument hinterlässt einen kreisrunden Querschnitt. Ein gleichmäßiger Dentinabtrag ist jedoch bei ovalen, hantelförmigen oder länglichen Kanälen schwierig. Die von uns angewandte Methode ermöglicht auch Rückschlüsse auf etwaige Abweichungen vom ursprünglichen Kanalverlauf, indem untersucht wird, ob die Kanalfäche allseitig gleichmäßig bearbeitet wurde oder es zu asymmetrischen Materialabträgen gekommen ist (Transportation). Um die Forderung eines gleichmäßigen Materialabtrags zu erfüllen, ist insbesondere bei weiten Kanallumina die Aufbereitung mit großem Durchmesser erforderlich. Das kann in bestimmten Fällen zu Komplikationen wie Schwächung der Wurzel oder gar zu Perforationen führen. Derartige Wurzelkanäle können somit nicht vollständig maschinell aufbereitet werden. Hieraus können auch Nachteile bei der Wurzelfüllung resultieren. Bei der warmen vertikalen oder der lateralen Kondensation ist jedoch das Abfüllen eines sterilen irregulären

Kanals möglich. Hinterlässt die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung einen unregelmäßigen Kanalquerschnitt, kann das als ein Hinweis auf unkontrollierte Bewegungsabläufe des Instruments gewertet werden (HÜLSMANN, 1998). In einer Studie von GRESSMANN und HÜLSMANN (2001) sind bei der Anwendung von FlexMaster-Feilen in 47 % der Fälle akzeptable Resultate (runder bzw. ovaler Querschnitt) verzeichnet. Zahlreiche Autoren berichten über ähnliche Resultate. Die relativ geringe Zahl unregelmäßig geformter Kanalquerschnitte bei Anwendung von Ni-Ti-Instrumenten wird auf die hohe Flexibilität des Materials und die daraus resultierende gute Zentrierung im Kanal zurückgeführt (BARBAKOW & LUTZ, 1997; BERGMANN et al., 2001; COLEMAN & SVEC, 1997; COLEMAN et al., 1996; GAMBILL et al., 1996; GLOSSON et al., 1995; GLUSKIN et al. 2001, HÜLSMANN, 1998; KNOWLES et al., 1996; POULSEN et al. 1995; SAMYN et al., 1996; SHORT et al., 1997).

In vergleichbaren Studien wurde das Verhalten unterschiedlicher Feilenarten miteinander verglichen. In der vorliegenden Studie wurde das Verhalten vom FlexMaster-System mit unterschiedlichen drehmomentbegrenzten Antriebseinheiten verglichen. Dabei ergab die statistische Analyse der gemittelten Querschnittsfläche im Gesamtabtrag bei der Gruppe Endo IT control und Tecnika-Vision einen nahezu identischen Mittelwert von 0,114 mm<sup>2</sup>. Für die Gruppe Morita wurde ein Mittelwert von 0,106 mm<sup>2</sup> ermittelt. Bei der statistischen Testung konnte auch bei Vergleich der einzelnen Schichten kein Gruppenunterschied zwischen den drei Antriebseinheiten festgestellt werden. Bei der Abtragsleistung in den einzelnen Schnittebenen innerhalb der Gruppe Endo IT control war ein signifikant höherer Abtrag in den koronalen Schichten festzustellen. Die erste Schicht wird am geringsten erweitert. Eine Ursache hierfür ist sicherlich im Feilensystem zu suchen, das in höheren Kanalabschnitten Feilen größerer Konizität einsetzt. Bei der Gruppe Tecnika-Vision und Dentaport hingegen fielen im Mann-Whitney-Wilcoxon-Test signifikante Unterschiede bezüglich der Kanalflächenänderung unterschiedlicher Schichten auf. Verschiedene Autoren führen Gruppenunterschiede innerhalb des gleichen Feilensystems auf eine unterschiedliche Arbeitsweise der Endodontiemotoren zurück. Statistische Häufungen von Gruppenunterschieden innerhalb eines Systems können jedoch auch durch die anatomische Varianz der Wurzelkanäle bedingt sein. Irreguläre und großvolumige Kanäle können insbesondere Ergebnisse von Studien mit geringer Fallzahl verfälschen. Beim Vergleich der drei Gruppen untereinander konnte jedoch kein Gruppenunterschied festgestellt werden. Auch bei den Untersuchungen der Substanzabträge am Krümmungsbeginn, koronal des Krümmungsbeginns und apikal des Krümmungsbeginns traten keine signifikanten Unterschiede hervor.

Das heißt, dass keiner der angewandten Motoren unterschiedlich arbeitet, auch nicht in den einzelnen Schichten, und dass Hinweise auf Aufbereitungsfehler, wie z. B. „Elbow“ und „Zip“, bei keiner Gruppe vermehrt auftraten. Rückschlüsse auf Gruppenunterschiede in der vorliegenden Studie sind jedoch vorsichtig zu bewerten, da selektive Unterschiede in der präoperativen Kanalgeometrie die Ergebnisse beeinflusst haben könnten. Kanalform, Kanalquerschnitt und anatomische Varianz sind zwar als Einflussgrößen zwischen den Gruppen zufällig verteilt. Jedoch können systematische Verzerrungen in der Studie nicht ausgeschlossen werden. Um also validieren zu können, dass die vorliegenden Studienergebnisse auch allgemein zutreffen, sollten weitere randomisierte Studien hinzugezogen werden.

Vergleicht man den durchschnittlichen Gesamtabtrag aller Schichten mit Studien, die die gleiche Anzahl von Schnittebenen untersucht haben, ergeben die Untersuchungen von HOLZNER (2002) einen durchschnittlichen Gesamtabtrag von  $0,18 \text{ mm}^2$ . WEIDMANN ermittelte 2006 einen Wert von  $0,19 \text{ mm}^2$  für den durchschnittlichen Gesamtabtrag. Eine geringere quantitative Abtragsleistung für FlexMaster wird in der Studie von BAUER (2006) mit durchschnittlich  $0,09 \text{ mm}^2$  angegeben. Signifikante Unterschiede werden von HOLZNER von FlexMaster zu RaCe beschrieben. Der Autor vermutet die Ursache für die höhere Abtragsleistung von RaCe-Feilen in dem aggressiven Design der Feile. Unterstützt wird diese These durch die vorliegende Studie und durch die Studie von BAUER, da in diesen Arbeiten nur ein Feilensystem (FlexMaster) mit drei unterschiedlichen Antriebseinheiten eingesetzt wurde. In beiden Studien wurden für alle Motorengruppen keine großen Unterschiede in der Abtragsleistung festgestellt. Bei der statistischen Untersuchung hingegen konnte BAUER eine signifikante Differenz für SiroNiti gegenüber E-Master und Endo IT control feststellen. BAUER führt den niedrigeren Materialabtrag der Gruppen E-Master und Endo IT control auf den gleichmäßigeren Materialabtrag durch die Softwareunterstützung und die elektronische Steuerung dieser Motoren zurück.

Bei Betrachtung des Materialabtrags am Krümmungsbeginn konnten in der vorliegenden Arbeit keine signifikanten Unterschiede innerhalb der einzelnen Motorengruppen festgestellt werden. Die Studie von HOLZNER (2002) zeigt auch hier den Zusammenhang von Feilentyp und Aufbereitungsmuster. So konnte dieser Autor nach dem Regular-Test eine Signifikanz zwischen FlexMaster mit einem Mittelwert von  $0,19 \text{ mm}^2$  und ProFile mit  $0,15 \text{ mm}^2$  feststellen. Der Autor sieht die Ursache für die unterschiedlichen Aufbereitungsergebnisse in der höheren Flexibilität von ProFile im Vergleich zu FlexMaster. Das konvexe Instrumentendesign von FlexMaster unterstützt diese These.

### 5. Zusammenfassung

Durch die zunehmende Weiterentwicklung maschineller Aufbereitungssysteme im Fachbereich der Endodontie ist es notwendig, diese Systeme auf ihre klinische Effizienz hin zu untersuchen, bevor sie am Patienten angewendet werden.

In dieser Studie wurden drei drehmomentbegrenzte Endodontiemotoren zur maschinellen Wurzelkanalaufbereitung der Firmen Vereinigte Dentalwerke (München), J Morita (Japan) und ATR (Italien) miteinander verglichen. Dabei wurden alle Motoren mit FlexMaster-Instrumenten (VDW, München) betrieben. Bei der Untersuchungsmethode wurde eine Modifikation der BRAMANTE-Technik angewandt. Die Wurzelkanalaufbereitung erfolgte nach der „Crown-down“-Methode.

Ziel dieser Studie war es, einen quantitativen Vergleich des unbehandelten und des aufbereiteten Wurzelkanalquerschnitts durch digitalisierte Abbildungen unter mikroskopischer Vergrößerung möglichst detailgenau zu erfassen und anschließend computerunterstützt eine präzise quantitative Auswertung der Effizienz der einzelnen Systeme vorzunehmen. Vor allen Dingen sollte die Präzision der Aufbereitung nicht nur in der apikalen Region überprüft werden, sondern auch in weiteren Bereichen des Wurzelkanals. Von den in Polyacrylatblöcken fixierten Zähnen wurden je sieben horizontale Schnitte (Durchmesser: 1,5 mm), beginnend vom Apex, ähnlich der Technik von BRAMANTE, angefertigt. Vor und nach der Wurzelkanalaufbereitung wurden alle Wurzelkanalquerschnitte mittels analoger Fotografie (CCD Kamera/Kappa Messtechnik) und unter 12-facher makroskopischer Vergrößerung (Makroskop Wild M420, Hersteller: Leica) aufgezeichnet. Damit die große Anzahl der Bilder Software-unterstützt vermessen werden konnte, mussten die analogen Bilddaten digitalisiert werden. Die Konvertierung der analogen Daten erfolgte mit der „Hollywood-Bridge“ (Hersteller: Dazzle). Zur Vermessung der Flächen wurde ein Software-Programm der NASA (Image 2000) verwandt. In allen drei Versuchsgruppen wurden  $n = 20$  Kanäle aufbereitet. Die erste Versuchsgruppe wurde mit dem Endo IT control, die zweite Versuchsgruppe mit dem Tecnika-Vision und die dritte mit dem Dentaport aufbereitet und miteinander verglichen. Die Gruppen Endo IT control und Tecnika-Vision wiesen für den durchschnittlichen Substanzabtrag nahezu identische Mittelwerte von  $0,114 \text{ mm}^2$  auf. Bei der Gruppe Dentaport ergab sich neben dem niedrigsten Mittelwert für den durchschnittlichen Substanzabtrag gleichzeitig der geringste Mittelwert von  $570,15 \text{ sec.}$  für die Aufbereitungszeit. Verluste an Arbeitslängen sind bei allen Systemen aufgetreten, wobei die Gruppe Tecnika-Vision mit 16 Fällen die meisten Verluste zu verzeichnen hatte. In der vorliegenden Studie sind insgesamt 17 FlexMaster-Feilen frakturiert, hierbei fiel die Gruppe

Tecnika-Vision mit sieben Instrumentenbrüchen auf. Die Mittelwerte der Gruppen unterschieden sich jedoch nur geringfügig, sodass sich keine signifikanten Unterschiede bei den statistischen Tests ergaben. Die Aufbereitung der Wurzelkanäle wurde ausschließlich mit FlexMaster-Feilen durchgeführt. Für den Abtrag scheinen die Geometrie des Instruments und die Beschaffenheit der Schneide wichtiger zu sein als die Wahl des Motors. In dieser Studie wurde der Gesamtabtrag nach Aufbereitung ermittelt. Dabei blieb unberücksichtigt, ob der Materialabtrag gleichmäßig erfolgte.



## 6. Literaturübersicht

ABOU-RASS M., FRANK A.L., GLICK D.H.:

The anticurvature filing method to prepare the curved root canal. J Am Assoc 101, 792-794, 1980.

AL-OMARI M.A., DUMMER P.M., NEWCOMBE R.G.:

Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 1. Int Endod J 25, 57-66, 1992.

AL-OMARI M.A., DUMMER P.M., NEWCOMBE R.G., DOLLER R.:

Comparison of six files to prepare simulated root canals. Part 2. Int Endod J 25, 67-81, 1992.

ARCHER R., READER A., NIST R., BECK M., MEYERS W.J.:

An in vivo evaluation of the efficacy of ultrasound after step-back preparation in mandibular molars. J Endod 18, 549-552, 1992.

BAHR, R.:

Vergleichende Untersuchung über den Effekt der manuellen Wurzelkanalaufbereitung und der maschinellen Wurzelkanalaufbereitung mit dem Endoplaner-Winkelstück. Med. Dissertation, Univ. Göttingen, 1997.

BARBAKOW F., LUTZ F.:

The "LightSpeed" preparation technique evaluated by swiss clinicians after attending continuing education courses. Int Endod J 30, 46-50, 1997.

BARKINS W., MONTGOMERY S.:

Evaluation of thermafil obturation of curved canals by the Canal Master-U system. J Endod 18, 285-289, 1992.

BARTHA T.:

Bestimmung der individuellen apikalen Aufbereitungsgröße und Vergleich des apikalen Dentinabtrages nach maschineller und manueller Wurzelkanalaufbereitung. Med. Dissertation, Univ. Tübingen, 2001.

BARTHEL C., GRUBER S., ROULET J.F.:

A new method to assess the results of instrumentation techniques in the root canal. J Endod 25, 535-538, 1999.

BAUER A.:

In-vitro-Studie zur maschinellen Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle humaner Molaren mit dem FlexMaster unter Anwendung von E-Master, Endo IT control und SiroNiti mittels einer modifizierten Bramante-Technik. Med Dissertation, Univ. Frankfurt, 2006.

BAUMANN M.A.:

Grundlagen der Zahnerhaltungskunde, Verl.: M. A. Baumann, Köln, 1997.

BAUMANN M.A., ROTH A.:

Effect of experience on quality of canal preparation with rotary nickel-titanium files. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 88, 714-718, 1999.

BAUMGARTNER J.C., MARTIN H., SABALA C.L., STRITTMATTER E.J., WILDEY W.L., QUIGLEY N.C.:

Histomorphometric comparison of canals prepared by four techniques. *J Endod* 18, 530-534, 1992.

BEER R., BAUMANN M.A.:

Endodontologie. Bd. 7, Thieme, Stuttgart, New York, 1997.

BERGMANN L., CLEYNENBREUGEL J. VAN, WEVERS M., LAMBRECHTS P.:

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, 2001.

BINDER R.:

Die maschinelle Aufbereitung des Wurzelkanals. *Zahnärztl Welt/Reform* 59, 407-411, 1958.

BISHOP K., DUMMER P.M.:

A comparison of stainless steel Flexofiles and nickel-titanium NiTiFlex files during the shaping of simulated canals. *Int Endod J* 30, 25-34, 1997.

BOLANOS O.R., SINAI I.H., GONSKY M.R., SRINIVASAN R.:

A comparison of engine and air-driven instrumentation methods with hand instrumentation. *J Endod* 14, 392-396, 1988.

BONE J., MOULE A.J.:

The nature of curvature of palatal canals in maxillary molar teeth. *Int Endod J* 19, 178-186, 1986.

BRAMANTE C.M., BERBERT A., BORGES R.P.:

A methodology for evaluation of root canal instrumentation. *J Endodont* 13, 243-245, 1987.

BRISENO B., SONNABEND E.:

The influence of different root canal instruments on root canal preparation: an in vitro study. *Int Endod J* 24, 15-23, 1991.

BRISENO B.M., SONNABEND E., DETZER F.:

Der Einfluß unterschiedlicher Handinstrumente auf die Form des Wurzelkanals. *Dtsch Zahnärztl Z* 44, 446-448, 1989.

BÜHLEN W.:

Untersuchungen über den Querschnitt der Wurzelkanäle mittlerer und seitlicher Schneidezähne. Med Dissertation, Univ. Tübingen, 1964.

CALHOUN G., MONTGOMERY S.:

The effect of four instrumentation techniques on root canal shape. *J Endod* 14, 273-277, 1988.

CAMPOS J.M., DEL RIO C.E.:

Comparison of mechanical and standard hand instrumentation techniques in curved root canals. *J Endod* 16, 230-234, 1990.

CASELITZ R.:

Untersuchungen über die Effektivität von sechs verschiedenen Methoden zur Wurzelkanalaufbereitung. Med. Dissertation, Univ. Gießen, 1989.

COFFAE K.P., BRILLIANT J.D.:

The effect of serial preparation versus nonserial preparation on tissue removal in the root canals of extracted mandibular human molars. *J Endod* 1, 211-214, 1975.

COLEMAN C.L., SVEC T.A.:

Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals. *J Endod* 23: 232-235, 1997.

COLEMAN C.L., SVEC T.A., RIEGER M.R., SUCHINA J.A., WANG M.M., GLICKMAN G.N.:

Analysis of nickel-titanium versus stainless steel instrumentation by means of direct digital imaging. *J Endod* 22, 603-607, 1996.

CUNNINGHAM C.J., SENIA E.S.:

A three-dimensional-study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular. *J Endod* 18, 294-300, 1992.

DALTON B.C., ØRSTAVIK, D., PHILLIPS, C., PETTIETTE, M., TROPE, M.:

Bacterial reduction with nickel-titanium rotary instrumentation. *J Endod* 24, 763-767, 1998.

DAVIS S. R., BRAYTON S. M., GOLDMAN M.:

The morphology of the prepared root canal: A study utilizing injectable silicone. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 34, 642-648, 1972.

DEDERICH D.N., ZAKARIASEN K.L.:

The effects cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 61, 192-196, 1986.

DEPLAZES P., PETERS O., BARABAKOW F.:

Comparing apical preparations of root canals shaped by nickel-titanium rotary instruments and nickel-titanium hand instruments. *J Endod* 27, 196-202, 2001.

DIETZ D.B., DI FIORE P.M., BAHCALL J.K., LAUTENSCHLAGER E.P.:

Effect of rotational speed on the breakage of nickel-titanium rotary files. *J Endod* 26, 68-71, 2000.

DUMMER P.M., ADOLEH M.H., DOLLER R.:

Shaping of simulated root canals in resin blocks using files activated by sonic handpiece. *Int Endod J* 22, 211-225, 1989.

EBELESER K.A., GLOCKNER K., STÄDTLER P.:

Eine Klassifikation von Untersuchungen zur Wurzelkanalaufbereitung. Vortrag 2, 12. Endodontischer Weltkongress, Rom, 1995.

EHRlich A.D., BOYER T.J., HICKS M.L., PELLEU G.B.:

Effects of sonic instrumentation on the apical preparation of curved canals. *J Endod* 15, 200-203, 1989.

EL DEEB M.E., BORAAS J.C.:

The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals. *Int Endod J* 18, 1-7, 1985.

ESPOSITO P.T., CUNNINGHAM C.J.:

A comparison of canal preparation with nickel-titanium and stainless steel instruments. *J Endod* 21, 173-176, 1995.

FRITZ U., SCHÄFER M.:

Maschinelle Aufbereitung des Wurzelkanalsystems mit dem Canalfinder im Vergleich zur manuellen Instrumentation. *Dtsch Zahnärztl Z* 44, 510-512, 1989.

FROMME H.G., GUTTZEIT R., RIEDEL H.:

Experimentelle Untersuchungen zur Frage der mechanischen und chemischen Wurzelkanalaufbereitung sowie zur Wandständigkeit von Wurzelfüllmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 25, 865-876, 1970.

GAMBAL A.:

Die maschinelle Aufbereitung des Wurzelkanals mit dem Excalibur-System. Eine In-vitro-Untersuchung mit Hilfe eines neuentwickelten Untersuchungsmodells. *Med. Dissertation, Univ. Göttingen* 1997.

GAMBILL J.M., ADLER M., DEL RIO C.E.:

Comparison of NiTi and stainless steel hand files using computed tomography. *J Endod* 22, 369-375, 1996.

GEURTSOON W.:

Diagnostische Maßnahmen bei einer intraoralen Fistel endodontischen Ursprungs. *Phillip J* 7, 256, 1990.

GLOSSON C.R., HALLER R.H., DOVE S.B., DEL RIO C.E.:

A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-Flex endodontic instruments. *J Endod* 21, 146-151, 1995.

GLUSKIN A.H., BROWN D.C., BUCHANAN L.S.:

A reconstructed computerised tomographic comparison of NiTi rotary GT files versus traditional instruments in canals shaped by novice operators. *J Endod* 34, 476-484, 2001.

GOERIG A.G., MICHELICH R.J., SCHULTZ H.H.:

Instrumentation of root canals in molar using the step-down technique. *J Endod* 8, 550-554, 1982.

GOLDMAN M., SAKURAI E., KRONMANN J., TENCA J.I.:

An in vitro study of the pathfindings ability of a new automated handpiece. *J Endod* 13, 429-433, 1987.

GRESSMANN G., HÜLSMANN M.:

Die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung mit dem FlexMaster-Ni-Ti-System. *Endodontie* 10, 227-241, 2001.

GRESSMANN G., HÜLSMANN M.:

Wurzelkanalaufbereitung mit Nickel-Titan-Instrumenten, ein Handbuch, 1. Auflage, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, Chicago, London, 2002.

GROSSMANN L., OLIET S., DEL RIO C.:

Endodontic practice. 11. Auflage, Lea & Febiger, Philadelphia, 1988.

GULDENDER P.H.A., LANGELAND K.:

Endodontologie, 2. Auflage, Thieme, Stuttgart, 1987.

HAÏKEL Y., GASSER P., ALLEMANN C.:

Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files. J Endod 17, 217-220, 1991.

HÄUPL K.:

Lehrbuch der Zahnheilkunde. Bd. 1, Urban & Schwarzenberg, München, 1949.

HEUER M.A.:

The biomechanics of endodontic therapy. Dent Clin North Am 7, 341-359, 1963.

HOLZNER M.:

In-vitro-Studie zur maschinellen Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle humaner Molaren mit dem EndoStepper unter Anwendung von FlexMaster-, ProFile- und RaCe-Instrumenten mittels einer modifizierten Bramante-Technik. Med. Dissertation, Univ. Frankfurt, 2002.

HORNBERGER B., WANG M., SVEC T.:

A comparative assessment of four root canal preparation techniques. J Endod 22, 194, 1996.

HUHN C.:

Aktuelle Trends in der Endodontie. Endodontie 4, 8-18, 1998.

HÜBSCHER W., BARBAKOW F., PETERS O.A.:

Root canal preparation with FlexMaster: canal shapes analysed by micro-computed tomography. Int Endod J 36, 740-747, 2003.

HÜLSMANN M.:

Die maschinelle Aufbereitung des Wurzelkanals. In „Endodontie – Neuere Erkenntnisse aus Praxis und Wissenschaft“, Schriftenreihe Akademie Praxis und Wissenschaft, Hanser, München, Wien, 1993.

HÜLSMANN M.:

Entwicklung einer Methodik zur standardisierten Überprüfung verschiedener Aufbereitungsparameter und vergleichende In-vitro-Untersuchung unterschiedlicher Systeme zur maschinellen Wurzelkanalaufbereitung. Med. Habilitationsschrift, Univ. Göttingen, 1998.

HÜLSMANN M.:

Die Aufbereitung des Wurzelkanals. Endodontie, PDZ Band 3, 4. Auflage, Urban & Fischer, München, 2001

HÜLSMANN M., BERTZBACH F.:

Die Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle mit Handinstrumenten und maschinellen Aufbereitungshilfen. Dtsch Zahnärztl Z 44, 448-451, 1989.

HÜLSMANN M., GRESSMANN G., SCHÄFER F.:

A comparative study of root canal preparation using FlexMaster and HERO 642 rotary Ni-Ti instruments. Int Endod J 36, 358-366, 2003.

HÜLSMANN M., RÜMMELIN C., SCHÄFERS F.:

Root canal cleanliness after preparation with different endodontic handpieces and hand instruments: a comparative SEM investigation. J Endod 23, 301-306, 1997.

HÜLSMANN M., STRYGA F.:

Comparison of root canal preparation using different automated devices and hand instrumentation. J Endod 19, 141-145, 1993.

HÜLSMANN M., VERSÜMER J.:

Die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung mit Nickel-Titan Instrumenten – eine Übersicht der aktuellen Literatur. Dtsch Zahnärztekalendar, Hanser, München, 165-187, 1999.

INGLE J.I.:

A standardized endodontic technique utilizing newly designed instruments and filling materials. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 14, 83-91, 1961.

INGLE J.I., BAKLAND L.K.:

Endodontics. 5. Edition, BC Decker, Hamilton, Ontario, 2002.

JARDINE S.J., GULABIVALA K.:

An in vitro comparison of canal preparation using two automated rotary nickel-titanium instrumentation techniques. Int Endod J 33, 381-391, 2000.

KAKEHASHI S., STANLEY H.R., FITZGERALD R.J.:

The effects of surgical exposures of dental pulps in germ-free and conventional laboratory rats. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 20, 340, 1965.

KEREKES K., TRONSTAD L.:

Morphometric observations on the root canals of human molars. J Endod 3, 114-118, 1977.

KETTERL, W.:

Endodontische Maßnahmen und Probleme. Gerostomatologie. Hrsg.: E. SAUERWEIN, Stuttgart, Thieme, 224, 1981.

KLAYMANN S.M., BRILLIANT J.D.:

A comparison of the efficacy of serial preparation versus Giromatic preparation. J Endod 1, 334-337, 1975.

KNOWLES K.I., IBARROLA J.L., CHRISTIANSEN R.K.:

Assessing apical deformation and transportation following the use of Lightspeed root-canal instruments. Int Endod J 29, 113-117, 1996.

KOÇKAPAN C.:

Curriculum Endodontie, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 2003.

KOSA D.A., MARSHALL G., BAUMGARTNER J.C.:

An analysis of canal centering using mechanical instrumentation techniques. J Endod 25, 441-445, 1999.

KRÖNKE A.:

Die Aufbereitung des Wurzelkanals als Voraussetzung für die Applikation des Füllmaterials. Dtsch Zahnärztl Z 36, 201-207, 1981.

KUM K.Y., SPÄNGBERG L., CHA B.Y., II-YOUNG J., SEUNG-JONG L., CHANG-YOUNG L.:

Shaping ability of three ProFile rotary instrumentation techniques in simulated resin root canals. J Endod 26, 719-723, 2000.

KUTTLER Y.:

Microscopic investigation of root canal apexes. J Am Dent Assoc 50, 544-552, 1955.

LANGE G.:

Maschinelle lineare Wurzelkanalerweiterung. Zahnärztl Welt 62, 275, 1961.

LEHMANN J.W., GERSTEIN H.:

An evaluation of a new mechanized endodontic device: The Endolift. Oral Surg Oral Med Oral Pathol 53, 417-427, 1982.

LESEBERG D.A., MONTGOMERY S.:

The effects of Canal Master, Flex-R, and K-Flex instrumentation on root canal configuration. J Endod 17, 59-65, 1991.

LIM K.C., WEBBER J.:

The effect of root canal preparation on the shape of the curved root canal. Int Endod J 18, 233-239, 1985.

LUITEN D.J., MORGAN L.A., BAUMGARTNER J.C., MARSHALL J.G.:

A comparison of four instrumentation techniques on apical canal transportation. J Endod 21, 26-32, 1995.

MATSUMIYA S.:

Atlas of oral pathology. Tokyo Dental College Press, Tokyo, 1955.

MEYER W.:

Die anatomischen Grundlagen der Wurzelkanalbehandlung. Dtsch Zahnärztl Z 15, 777, 1960.

MEYER W.:

Die Anatomie der Wurzelkanäle, dargestellt an mikroskopischen Rekonstruktionsmodellen. Dtsch Zahnärztl Z 25, 1064-1077, 1970.

MEYER G., HÜLSMANN M.:

Die Aufbereitung des Wurzelkanals. Zahnärztl Mitt 81, 864-870, 1991.

MILAS V.B.:

History and philosophy in Dentistry. Hrsg.: Cohen S., Burns R.:  
Pathways of the pulp. Mosby, St. Louis, 619-634, 1976.

MISERENDINO L.J., MISERENDINO C.A., MOSER J.B., HEUER M.A., OSETEK E.M.:  
Cutting efficiency of endodontic instruments. Part III. Comparison of sonic and ultrasonic  
instrument systems. J Endod 14, 24-30, 1988.

MIZRAHI S.J., TUCKER J.W., SELTZER S.:

A scanning electron microscopic study of the efficacy of various endodontic instruments.  
J Endod 1, 324-333, 1975.

MORGAN L.F., MONTGOMERY S.:

An evaluation of the crown-down pressureless technique. J Endod 10, 491-498, 1984.

MOUNCE R.E., NAKAMUTA H., LOVEJOY C.:

Canal master instrumentation: an in vitro study of separation frequency. J Endod 19, 1-3, 1993.

MULLANEY T.P.:

Instrumentation of finely curved canals. Dent Clin North Am 23, 575-592, 1979.

PEREZ F., CALAS P., DE FALGUEROLLES A., MAURETTE A.:

Migration of a streptococcus sanguis strain through the root dentinal tubules. J Endod 19, 297-  
301, 1993.

PETERS L.B.:

Zur Frage der Infektion von Dentinkanälchen. Endodontie 2, 239-244, 1993.

PETSCHALT A.:

Endodontie: Maschinell – manuell? Die Aufbereitung und Spülung des Wurzelkanals. Dtsch  
Zahnärztl Z 44, 406-413, 1989.

PILZ M.E.W.:

Praxis der Zahnerhaltung und oralen Prävention. Johann Ambrosius Barth, Leipzig, 497-535,  
1980.

PINEDA F., KUTTLER Y.:

Mesiodistal and buccolingual roentgenographic investigation of 7,275 root canals. Oral Surg  
Oral Med Oral Pathol 33, 101-110, 1972.

POERZTEL E., PETSCHALT A.:

Bakterien in der Wurzelkanalwand bei Pulpagangrän. Dtsch Zahnärztl Z 41, 772-777, 1985.

POGANIUCH A.:

In-vitro-Vergleich manueller Wurzelkanalaufbereitungsmethoden: Crown-down-pressureless-  
Technik, Step-back-Technik und Step-down-Technik. Med Dissertation, Univ. Frankfurt, 1994.

POULSEN W.B., DOVE S.B., DEL RIO C.E.:

Effect of nickel-titanium engine-driven instrument rotational speed on root canal morphology.  
J Endod 21, 609-612, 1995.



PRUETT J.P., CLEMENT D.J., CARNES D.L.:

Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 23, 77-85, 1997.

RAMIRES-SALOMON M., SOLER-BIENTZ R., DE LA GARZA-GONZALES R., PALACIOS-GARZA C.M.: Incidence of Lightspeed separation and the potential for bypassing. *J Endod* 23, 586-587, 1997.

RHODES J.S., PITT FORD T.R., LYNCH J.A., LIEPINS P.J., CURTIS R.V.:

A comparison of two nickel-titanium instrumentation techniques in teeth using microcomputed tomography. *Int Endod J* 33, 279-285, 2000.

ROANE J.B., SABALA C.L., DUNCANSON M.G.:

The balanced-force concept for instrumentation of curved canals. *J Endod* 11, 203-211, 1985.

RUDDLE C.J.:

Nickel titanium rotary systems. *Endod Prac* 4, 7, 2001.

RUDDLE C.J.:

Dreidimensionale Wurzelkanalfüllung. Grundlagen und Techniken der vertikalen Kondensation erwärmter Guttapercha. *Endodontie* 3, 7-24, 1995.

SAMYN J.A., NICHOLLS J.I., STEINER J.C.:

Comparison of stainless steel and nickel-titanium instruments in molar root canal preparation. *J Endod* 22, 177-181, 1996.

SARGENTI A.:

N2. Rationelle Endodontie. Quintessenz, Berlin, 1980.

SATTAPAN B., NERVO G.J., PALAMARA J.E., MESSER H.H.:

Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use. *J Endod* 26, 161-165, 2000.

SCHÄDLE C.W., VELVART P., LUTZ F.:

Die Reinigungswirkung verschiedener Wurzelkanalinstrumente. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100, 274-285, 1990.

SCHÄFER E.:

Wurzelkanalinstrumente für den manuellen Einsatz. Schneidleistung und Formgebung gekrümmter Kanalabschnitte. Habilitationsschrift, Quintessenz, Berlin, 1998.

SCHÄFER E.:

Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments and stainless steel hand K-Flexofiles in simulated curved root canals. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 92, 215-220, 2001.

SCHÄFER E., FRITZENSCHAFT F.:

Vergleichende Untersuchung zweier permanent rotierender Wurzelkanalaufbereitungssysteme auf Nickel-Titan-Basis. *Endodontie* 3, 213- 226, 1999.

SCHÄFER E., HOPPE W.:

Wurzelkanalinstrumente aus Titan-Aluminium, Nickel-Titan oder Edelstahl. *Zahnärztl Welt* 104, 612-616, 1995.

SCHÄFER E., LOHMANN D.:

Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofiles. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *I Endod J* 35, 505-513, 2002.

SCHÄFER E., LOHMANN D.:

Efficiency of rotary nickel-titanium FlexMaster instruments compared with stainless steel hand K-Flexofiles. Part 2. Cleaning effectiveness and instrumentation results in severely curved root canals of extracted teeth. *I Endod J* 35, 514-521, 2002.

SCHILDER H.:

Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am* 18, 269-296, 1974.

SCHNEIDER S.S.:

A comparison of canal preparations in straight and curved root canals. *Oral Surg* 32, 271-275, 1971.

SCHROEDER A.:

Empfehlungen zur Gangränbehandlung bei abgeschlossenem Wurzelwachstum und bei offenem Apex, Notfälle. *Schweiz Monatsschr Zahnheilkd* 89, 896- 901, 1979.

SCHROEDER A.:

Wurzelkanalbehandlung bei Molaren. *Dtsch Zahnärztekalendar* 1979, 58-70, 1979.

SCHROEDER H.E:

Orale Strukturbiologie, 4. Aufl., Thieme, Stuttgart, New York, 102-111, 1992.

SCHULTE A., PIEPER K., CHARALABIDOU O., STOLL R., STACHNISS V.:

Prevalance and quality of root canal fillings in a German adult population. *Clin Oral Invest* 2, 67-72, 1998.

SHORT J.A., MORGAN L.A., BAUMGARTNER J.C.:

A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques. *J Endod* 23, 503-507, 1997.

SIMON J.H.:

Der endodontische Behandlungserfolg in Abhängigkeit von der Definition des Apex. *Endodontie* 2, 97-106, 1993.

SJÖRGEN U., HÄGGLUND B., SUNDQVIST G., WING K.:

Factors affecting the long-term results of endodontic treatment. *J Endod* 16, 454-504, 1990.

SOUTHARD D.W., OSWALD R.J., NATKIN E.:

Instrumentation of curved molar root canals with the Roane technique. *J Endod* 13, 479-489, 1987.

SVEC T.A., POWERS J.M.:

Effects of simulated clinical conditions on nickel-titanium rotary files. *J Endod* 25, 759-760, 1999.

SVEC T.A., WANG M.M.:

Precurving of nickel-titanium files affects transporting in simulated canals. *J Endod* 24, 23-25, 1998.

SWEET A.P.S.:

William Herbert Rollins, dentistry's forgotten man. *Dent Radiogr Photogr* 33, 3-20, 1960.

SZEP S.:

In-vitro-Untersuchung zur manuellen Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle mit verschiedenen biegsamen Kerr-Feilen. Med Dissertation, Univ. Frankfurt, 1995.

SZEP S., GERHARDT T., LEITZBACH C., LÜDER W., HEIDEMANN D.:

Preparation of severely curved simulated root canals using engine-driven rotary and conventional hand instruments. *Clin Oral Investig* 5, 17- 25, 2001.

TAYLOR G. N.:

Advanced techniques for intracanal preparation and filling in routine endodontic therapy. *Dent Clin North Am* 28, 819-832, 1984.

TEPEL, J.:

Experimentelle Untersuchungen über die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung. Habilitationsschrift, Univ. Münster, 1997.

THODEN VAN VELZEN S.K., GENET J.M., KERSTEN H.W., MOORER W.R., WESSELINK P.R.:

Endodontie. *Dtsch Ärzteverl*, Köln, 114-157, 1988.

THOMPSON S.A.:

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

THOMPSON S.A., DUMMER P.M.:

Shaping ability of Lightspeed rotary nickel titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *J Endod* 23, 698-702, 1997.

THOMPSON S.A., DUMMER P.M.:

Shaping ability of Lightspeed rotary nickel titanium instruments in simulated root canals. Part 2. *J Endod* 23, 742-747, 1997.

THOMPSON S.A., DUMMER, P.M.:

Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 1. *Int Endod J* 33, 248-254, 2000.

THOMPSON S.A., DUMMER, P.M.:

Shaping ability of Hero 642 rotary nickel-titanium instruments in simulated root canals. Part 2. *Int Endod J* 33, 255-261, 2000.

TIDMARSH B.G.:

Preparation of the root canal. *Int Endod J* 15, 53-61, 1982.

TRONSTAD L., NIEMCZYK S.:

Efficacy and safety tests of six automated devices for root canal instrumentation. *Endod Dent Traumatol* 2, 270-276, 1986.

TUREK T., LANGELAND K.:

A light microscopic study of the efficacy of the telescopic and the Giromatic preparation of root canals. *J Endod* 8, 437-443, 1982.

TURPIN Y.L., CHAGNEAU F., VULCAIN J.M.:

Impact of two theoretical cross-sections on torsional and bending stresses of nickel-titanium root canal instrument models. *J Endod* 26, 414-417, 2000.

VERSÜMER J.:

Eine vergleichende Untersuchung der maschinellen Wurzelkanalaufbereitung mit dem Lightspeed- und dem ProFile-System. Zahnmed Diss, Göttingen, 1999.

VOSS A.:

Die Wurzelkanallängenbestimmung - Röntgenologisch und/oder endometrisch. APW, Endodontie, Hanser Verlag, München, 40-53, 1993.

VOSS A.:

Die Aufbereitung des gekrümmten Wurzelkanals. Dtsch Zahnärztekall, Hanser Verlag, München, 79-114, 1995.

WALIA H., BRANTLEY W.A., GERSTEIN H.:

An initial investigation of the bending and torsional properties of nitinol root canal files. *J Endod* 14, 346-351, 1988.

WALKER T.L., DEL RIO C.E.:

Histological evaluation of ultrasonic and sonic instrumentation of curved root canals. *J Endod* 15, 49-59. 1989.

WALSH C.L., MESSER H.H., EL DEEB M.E.:

The effect of varying the ultrasonic power setting on canal preparation. *J Endod* 16, 273-278, 1990.

WALTON R.E.:

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

WEIDMANN F.:

In-vitro-Untersuchung zur maschinellen Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle humaner Molaren mit dem Tri Auto ZX unter Anwendung von FlexMaster-, Profile-, und RaCe-Instrumenten mittels einer modifizierten Bramante-Technik. Med Dissertation, Univ. Frankfurt, 2006.

WEIGER R., BRÜCKNER M., EL AYOUTI A., LÖST C.:

Preparation of curved root canals with rotary FlexMaster instruments compared to Lightspeed instruments and Ni-Ti hand files. *Int Endod J* 36, 483-490, 2003.

WEINE F.:

Endodontic therapy. 3. Aufl., C. V. Mosby, St. Louis, 1982.

WEINE F., HEALEY H.J., GERSTEIN H., EVANSON L.:

Pre-curved files and incremental instrumentation for root canal enlargement. J Can Dent Assoc 36, 155-157, 1970.

WEINE F., KELLY R., BRAY K.:

Effect of preparation with endodontic handpieces on original canal shape. J Endod 2, 298-303, 1976.

WEINE F., KELLY R., LIO P.:

The effect of preparation procedures on original canal shape and on apical foramen shape. J Endod 1, 262-266, 1975.

WILCOX L.R., SWIFT M.L.:

Endodontic retreatment in small and large root curved canals. J Endod 17, 313-315, 1991.

WILCOX L.R., VANSURKSUM R.:

Endodontic retreatment in large and small straight root canals. J Endod 17, 119-121, 1991.

WINKLER, R.:

Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle. Endodontie 5, 17-27, 1996.

WU M.K., WESSELINK P.R., WALTON R.E.:

Apical terminus location of root canal treatment procedures. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 89, 99-103, 2000.

YARED G.M., BOU DAGHER F.E., MACHTOU P.:

Failure of ProFile instruments used with high and low torque motors. Int Endod J 34, 471-475, 2001.

ZMENER O., BANEGAS G.:

Comparison of three instrumentation techniques in the preparation of simulated root canals. Int Endod J 29, 315-319, 1996.

ZUOLO M., WALTON R.:

Instrument deterioration with usage: Nickel-titanium versus stainless steel. Quintessence Int 28, 397-402, 1997.

## 7. Anhang

## 7.1. Flächendifferenzen von Endo IT control

Kanal	Schnitt	Pixel vorher	[mm <sup>2</sup> ]	Pixel nachher	[mm <sup>2</sup> ]	Differenz [mm <sup>2</sup> ]
E1	1	3053	0,07	3008	0,07	0
	2	5350	0,13	6732	0,17	0,04
	3	7381	0,18	10476	0,27	0,09
	4	8188	0,20	11820	0,30	0,10
	5	7411	0,18	12228	0,31	0,13
	6	10833	0,27	18442	0,47	0,20
E2	1	2349	0,06	8105	0,20	0,14
	2	2364	0,06	7177	0,18	0,12
	3	3609	0,09	7503	0,19	0,10
	4	5251	0,13	10217	0,26	0,13
	5	5843	0,15	11932	0,30	0,15
	6	6138	0,16	7758	0,20	0,04
E3	1	3981	0,10	4546	0,11	0,01
	2	6363	0,16	11835	0,30	0,14
	3	10367	0,26	17982	0,46	0,20
	4	12231	0,31	17765	0,45	0,14
	5	16791	0,43	24012	0,61	0,18
E4	1	2075	0,05	2791	0,07	0,02
	2	2453	0,06	9301	0,23	0,17
	3	6625	0,17	12644	0,32	0,15
	4	11198	0,29	17448	0,44	0,15
	5	13280	0,34	18438	0,46	0,12
E5	1	3876	0,10	7841	0,20	0,10
	2	5846	0,15	8523	0,22	0,07
	3	3434	0,09	8990	0,23	0,14
	4	3137	0,08	9381	0,24	0,16
	5	4483	0,11	13108	0,33	0,22
	6	4990	0,13	9231	0,24	0,11
E6	1	1889	0,05	1887	0,05	0
	2	5533	0,14	9232	0,24	0,10
	3	3878	0,10	14680	0,38	0,28
	4	1271	0,03	11490	0,29	0,26
	5	3134	0,08	7313	0,19	0,11
	6	3979	0,10	11257	0,29	0,19
E7	1	2270	0,06	3847	0,10	0,04
	2	3402	0,09	5514	0,14	0,05
	3	7690	0,20	15525	0,40	0,20
	4	6861	0,17	13519	0,35	0,18
	5	6146	0,16	10618	0,27	0,11
	6	7975	0,20	11362	0,29	0,09

E8	1	665	0,02	723	0,02	0
	2	2625	0,07	3304	0,09	0,02
	3	3608	0,09	8558	0,22	0,13
	4	8792	0,22	15133	0,39	0,11
	5	8232	0,21	11650	0,30	0,09
	6	6408	0,16	9809	0,25	0,09
E9	1	1924	0,05	5397	0,14	0,09
	2	10100	0,26	17482	0,45	0,19
	3	22687	0,58	27091	0,70	0,12
	4	23742	0,60	25818	0,66	0,06
	5	19194	0,49	24938	0,64	0,15
	6	13993	0,36	22884	0,57	0,21
E10	1	4807	0,12	15129	0,39	0,27
	2	4209	0,11	9319	0,24	0,13
	3	8600	0,22	8673	0,22	0
	4	12481	0,32	14341	0,37	0,05
	5	14964	0,38	16806	0,43	0,05
	6	9632	0,24	14838	0,38	0,14
E11	1	5659	0,14	5994	0,15	0,01
	2	5918	0,15	7086	0,18	0,03
	3	7201	0,18	10420	0,27	0,09
	4	8221	0,21	11577	0,30	0,09
	5	11265	0,29	16736	0,43	0,14
	6	13305	0,34	14745	0,37	0,03
E12	1	5701	0,14	6043	0,15	0,01
	2	8009	0,20	8565	0,22	0,02
	3	6813	0,17	11041	0,28	0,11
	4	7256	0,18	9494	0,24	0,06
	5	9367	0,24	11254	0,29	0,05
	6	12381	0,31	14355	0,37	0,06
E13	1	6974	0,18	11887	0,30	0,12
	2	3677	0,09	11277	0,29	0,10
	3	4313	0,11	8925	0,23	0,12
	4	7133	0,18	9255	0,24	0,06
	5	6470	0,16	9310	0,24	0,08
	6	6372	0,16	9488	0,24	0,08
E14	1	961	0,02	872	0,02	0
	2	2812	0,07	9444	0,24	0,17
	3	2489	0,06	8077	0,21	0,15
	4	4221	0,11	9393	0,24	0,13
	5	151	0,13	7849	0,20	0,07
	6	5592	0,14	7744	0,20	0,06

E15	1	1773	0,05	2181	0,06	0,01
	2	1539	0,04	8157	0,21	0,17
	3	1597	0,04	7219	0,15	0,11
	4	2588	0,07	8500	0,22	0,15
	5	3840	0,10	10864	0,28	0,18
	6	3731	0,09	10714	0,27	0,18
E16	1	1212	0,03	3402	0,09	0,06
	2	2069	0,05	6728	0,17	0,12
	3	3162	0,08	6882	0,18	0,10
	4	2170	0,05	8045	0,21	0,16
	5	3354	0,09	13027	0,33	0,24
	6	2876	0,07	14620	0,37	0,30
E17	1	4495	0,11	14990	0,38	0,27
	2	4848	0,12	9852	0,25	0,13
	3	6690	0,17	8636	0,22	0,05
	4	7412	0,19	9316	0,24	0,05
	5	11579	0,29	14376	0,37	0,08
	6	14573	0,37	19600	0,50	0,13
E18	1	560	0,01	801	0,02	0,01
	2	1301	0,03	5283	0,14	0,11
	3	2022	0,05	5890	0,15	0,10
	4	1350	0,03	6700	0,17	0,14
	5	2056	0,05	7909	0,20	0,15
	6	2826	0,07	10846	0,28	0,21
E19	1	1098	0,03	1141	0,03	0
	2	960	0,02	9260	0,24	0,22
	3	2859	0,07	11248	0,29	0,22
	4	3916	0,10	11371	0,30	0,20
	5	4678	0,12	14005	0,36	0,24
	6	5412	0,14	17066	0,44	0,30
E20	1	1196	0,03	1348	0,03	0
	2	253	0,006	283	0,01	0
	3	1191	0,03	5050	0,13	0,10
	4	4187	0,11	8248	0,21	0,10
	5	6585	0,17	9390	0,24	0,07
	6	5477	0,14	10942	0,28	0,14



## 7.2. Flächendifferenzen von Tecnika-Vision

Kanal	Schnitt	Pixel vorher	[mm <sup>2</sup> ]	Pixel nachher	[mm <sup>2</sup> ]	Differenz [mm <sup>2</sup> ]
T1	1	908	0,02	1300	0,03	0,01
	2	1206	0,03	2466	0,06	0,03
	3	3010	0,08	3067	0,08	0
	4	4627	0,11	8283	0,21	0,10
	5	3335	0,08	8315	0,21	0,13
	6	4247	0,11	9566	0,25	0,14
T2	1	1149	0,03	1163	0,03	0
	2	1320	0,03	1338	0,03	0
	3	1737	0,04	2307	0,06	0,02
	4	4082	0,10	7626	0,19	0,09
	5	5568	0,14	8259	0,21	0,07
	6	5179	0,13	8040	0,21	0,08
T3	1	2094	0,05	3245	0,08	0,03
	2	2686	0,07	5228	0,13	0,06
	3	4739	0,12	8585	0,22	0,10
	4	6854	0,17	13838	0,35	0,18
	5	9342	0,24	14428	0,37	0,13
	6	11127	0,28	19099	0,49	0,21
T4	1	2056	0,05	3199	0,08	0,03
	2	2226	0,06	3754	0,10	0,04
	3	3254	0,08	4413	0,11	0,03
	4	6724	0,17	8413	0,22	0,05
	5	6799	0,17	12508	0,32	0,15
	6	8842	0,22	14260	0,37	0,15
T5	1	1602	0,04	6869	0,18	0,14
	2	3385	0,09	9263	0,24	0,15
	3	7393	0,19	10253	0,26	0,07
	4	9505	0,24	15847	0,41	0,17
	5	12496	0,32	17312	0,44	0,12
	6	16083	0,41	26094	0,67	0,26
T6	1	899	0,02	5461	0,14	0,12
	2	1557	0,04	7232	0,19	0,15
	3	4157	0,11	7874	0,20	0,09
	4	6601	0,17	9397	0,24	0,07
	5	7242	0,18	10755	0,28	0,10
	6	8396	0,21	12779	0,33	0,12
T7	1	7137	0,18	7626	0,19	0,01
	2	7490	0,19	12076	0,31	0,12
	3	11483	0,29	17640	0,45	0,16
	4	14217	0,36	19744	0,51	0,15
	5	16937	0,43	19923	0,51	0,08
	6	18404	0,47	19728	0,51	0,04
	7	20058	0,51	22629	0,58	0,07

7. Anhang

T8	1	12895	0,33	12874	0,33	0
	2	7610	0,19	7772	0,20	0,01
	3	6655	0,17	11245	0,29	0,12
	4	12821	0,33	15216	0,39	0,06
	5	15924	0,40	21979	0,56	0,16
	6	17267	0,44	19588	0,50	0,06
	7	18602	0,47	21140	0,54	0,07
T9	1	5152	0,13	7818	0,20	0,07
	2	14385	0,36	16736	0,43	0,07
	3	16893	0,43	18656	0,48	0,05
	4	20552	0,52	24394	0,62	0,10
	5	26746	0,68	31805	0,81	0,14
	6	32172	0,82	35748	0,92	0,10
T10	1	5213	0,13	7799	0,20	0,07
	2	10022	0,25	9875	0,25	0
	3	14770	0,37	16116	0,41	0,04
	4	18024	0,46	19353	0,50	0,04
	5	21724	0,55	24916	0,64	0,09
	6	28286	0,72	31246	0,80	0,08
T11	1	3303	0,08	4928	0,13	0,05
	2	10386	0,26	19286	0,49	0,23
	3	13321	0,34	14373	0,37	0,03
	4	12692	0,32	15620	0,40	0,08
	5	13331	0,34	17747	0,45	0,11
	6	5020	0,13	16573	0,42	0,29
T12	1	2510	0,06	2503	0,06	0
	2	908	0,02	899	0,02	0
	3	2631	0,07	3585	0,09	0,02
	4	3330	0,08	8719	0,22	0,14
	5	5265	0,13	18578	0,48	0,35
	6	4998	0,13	20394	0,52	0,39
T13	1	2885	0,07	5347	0,14	0,07
	2	12336	0,31	22323	0,57	0,26
	3	7511	0,19	22071	0,57	0,38
	4	11009	0,28	17932	0,46	0,18
	5	11007	0,28	19493	0,50	0,22
	6	16333	0,41	23167	0,59	0,18
T14	1	2485	0,06	2703	0,07	0,01
	2	4537	0,12	6661	0,17	0,05
	3	9021	0,23	18228	0,47	0,24
	4	8645	0,22	16089	0,41	0,19
	5	11760	0,30	16294	0,42	0,12
	6	12269	0,31	20979	0,54	0,23
T15	1	1300	0,03	1257	0,03	0
	2	3880	0,10	10119	0,26	0,16
	3	7545	0,19	11576	0,30	0,11
	4	10281	0,26	12733	0,33	0,07
	5	11319	0,29	14842	0,38	0,09

7. Anhang

T16	1	3266	0,08	8884	0,23	0,15
	2	5881	0,15	8895	0,23	0,07
	3	9425	0,24	12104	0,31	0,07
	4	10432	0,27	13479	0,35	0,08
T17	1	3507	0,09	4088	0,11	0,02
	2	8942	0,23	22261	0,57	0,34
	3	16434	0,41	26079	0,67	0,26
	4	20957	0,53	28538	0,73	0,20
	5	28684	0,73	35446	0,91	0,18
	6	39613	1,01	45050	1,16	0,15
T18	1	2955	0,07	4443	0,11	0,04
	2	11010	0,28	16629	0,43	0,15
	3	18866	0,48	26008	0,67	0,19
	4	22025	0,56	29455	0,76	0,20
	5	33756	0,86	38495	0,99	0,13
T19	1	6084	0,15	6029	0,15	0
	2	5969	0,15	6809	0,17	0,02
	3	6317	0,16	12339	0,32	0,16
	4	9560	0,24	23740	0,61	0,37
	5	9746	0,25	17110	0,44	0,19
	6	13346	0,34	21274	0,55	0,21
T20	1	209	0,01	225	0,01	0
	2	5610	0,14	5484	0,14	0
	3	6756	0,17	8229	0,21	0,04
	4	8149	0,21	17751	0,46	0,25
	5	10676	0,27	19220	0,49	0,22
	6	11009	0,28	18198	0,47	0,19

## 7.3. Flächendifferenzen von Dentaport

Kanal	Schnitt	Pixel vorher	[mm <sup>2</sup> ]	Pixel nachher	[mm <sup>2</sup> ]	Differenz [mm <sup>2</sup> ]
M1	1	4596	0,12	6652	0,17	0,05
	2	8837	0,22	12914	0,33	0,11
	3	5247	0,13	8372	0,22	0,09
	4	7645	0,19	11113	0,29	0,10
	5	8304	0,21	10596	0,27	0,06
	6	11658	0,30	15366	0,39	0,09
	7	9890	0,25	15839	0,41	0,16
M2	1	1675	0,04	1811	0,05	0,01
	2	3075	0,08	3111	0,08	0
	3	2936	0,07	12935	0,33	0,26
	4	7285	0,18	11834	0,30	0,12
	5	11820	0,30	15204	0,39	0,09
	6	11987	0,30	14962	0,38	0,08
	7	12030	0,30	24285	0,62	0,32
M3	1	11527	0,29	16285	0,42	0,13
	2	19788	0,50	23077	0,59	0,09
	3	24395	0,62	27519	0,71	0,09
	4	26475	0,67	28211	0,72	0,05
	5	20363	0,52	28638	0,73	0,21
	6	37354	0,94	38653	0,99	0,05
M4	1	4275	0,11	5353	0,14	0,03
	2	6452	0,16	7706	0,20	0,04
	3	8946	0,23	9686	0,25	0,02
	4	11416	0,29	13480	0,35	0,06
	5	10989	0,28	15417	0,40	0,12
	6	11435	0,29	12860	0,33	0,04
M5	1	5560	0,14	8815	0,23	0,09
	2	6338	0,16	11682	0,30	0,14
	3	3574	0,09	12630	0,32	0,23
	4	6559	0,17	12859	0,33	0,16
	5	7216	0,18	14806	0,38	0,20
M6	1	5548	0,14	8799	0,23	0,09
	2	3161	0,08	16225	0,42	0,34
	3	5228	0,13	12448	0,32	0,19
	4	7442	0,19	10464	0,27	0,08
	5	8577	0,22	15218	0,39	0,17
M7	1	1541	0,04	2332	0,06	0,02
	2	3744	0,09	7875	0,20	0,11
	3	5117	0,13	12303	0,32	0,19
	4	3926	0,10	9437	0,24	0,14
	5	3930	0,10	9932	0,25	0,15
	6	4648	0,12	9876	0,25	0,13

7. Anhang

M8	1	3083	0,08	4664	0,12	0,04
	2	3167	0,08	5190	0,13	0,05
	3	7752	0,20	14756	0,38	0,18
	4	10015	0,25	20244	0,52	0,27
	5	6810	0,17	18543	0,48	0,31
	6	7269	0,18	17773	0,46	0,28
M9	1	1273	0,03	1289	0,03	0
	2	1589	0,04	4016	0,10	0,06
	3	894	0,02	2399	0,06	0,04
	4	1077	0,03	7404	0,19	0,16
	5	1218	0,03	7110	0,18	0,15
	6	2919	0,07	7806	0,20	0,13
	7	2342	0,06	8703	0,22	0,16
M10	1	1476	0,04	1557	0,04	0
	2	1478	0,04	1839	0,05	0,01
	3	1333	0,03	2044	0,05	0,02
	4	1516	0,04	5932	0,15	0,11
	5	1995	0,05	7075	0,18	0,13
	6	3988	0,10	8007	0,21	0,11
	7	5990	0,15	11395	0,29	0,14
M11	1	1335	0,03	1330	0,03	0
	2	1307	0,03	1802	0,05	0,02
	3	1740	0,04	5357	0,14	0,10
	4	2588	0,07	6819	0,18	0,11
	5	2630	0,07	8046	0,21	0,14
	6	4481	0,11	7891	0,20	0,09
M12	1	1333	0,03	1338	0,03	0
	2	1301	0,03	1676	0,04	0,01
	3	1562	0,04	6380	0,16	0,12
	4	1838	0,05	6440	0,17	0,12
	5	2484	0,06	7769	0,20	0,14
	6	2942	0,07	7602	0,19	0,12
M13	1	1058	0,03	1202	0,03	0
	2	1124	0,03	5585	0,14	0,11
	3	1278	0,03	5687	0,15	0,12
	4	1907	0,05	6318	0,16	0,11
	5	3010	0,08	6773	0,17	0,09
	6	4082	0,10	7792	0,20	0,10
M14	1	1088	0,03	1109	0,03	0
	2	1200	0,03	1157	0,03	0
	3	2028	0,05	6690	0,17	0,12
	4	3151	0,08	9659	0,25	0,17
	5	4022	0,10	8179	0,21	0,11
	6	5755	0,15	8290	0,21	0,06

M15	1	1863	0,05	1986	0,05	0
	2	1978	0,05	5289	0,14	0,09
	3	3994	0,10	12722	0,33	0,23
	4	4640	0,12	7998	0,21	0,09
	5	3984	0,10	8093	0,21	0,11
	6	4188	0,11	8838	0,21	0,10
M16	1	990	0,03	1002	0,03	0
	2	2256	0,06	5287	0,14	0,08
	3	2318	0,06	6197	0,16	0,10
	4	2158	0,06	6107	0,16	0,10
	5	2226	0,06	7099	0,18	0,12
	6	1996	0,05	8043	0,21	0,16
M17	1	1299	0,03	1376	0,03	0
	2	4268	0,11	9070	0,23	0,12
	3	3253	0,08	7611	0,20	0,12
	4	2186	0,06	6982	0,18	0,12
	5	3688	0,09	9215	0,24	0,15
	6	6161	0,16	9885	0,25	0,09
M18	1	1313	0,03	1321	0,03	0
	2	1002	0,03	4507	0,12	0,09
	3	1269	0,03	6139	0,16	0,13
	4	2503	0,06	6680	0,17	0,11
	5	5276	0,13	8429	0,22	0,09
	6	6718	0,17	9553	0,25	0,08
M19	1	1240	0,03	1211	0,03	0
	2	1815	0,05	10135	0,26	0,21
	3	5818	0,15	20609	0,53	0,38
	4	2329	0,06	10070	0,26	0,20
	5	4963	0,13	10307	0,26	0,13
	6	6035	0,15	13834	0,36	0,21
M20	1	1001	0,03	972	0,03	0
	2	16694	0,42	18541	0,48	0,06
	3	22750	0,58	25421	0,65	0,07
	4	24647	0,63	25999	0,67	0,04
	5	21485	0,55	24026	0,63	0,08
	6	23534	0,60	25394	0,65	0,05

#### 7.4. Instrumentenfraktur in Abhängigkeit zur Anwendungszahl

Lesebeispiel: 3 (ISO 35/2 %) bedeutet: 3. Anwendung des Instruments mit der ISO-Größe 35 und der Konizität 2 %

Kanal-Nr.	Endo IT control	Tecnika-Vision	Dentaport
1			
2			2 (ISO 40/2 %)
3	3 (ISO 35/ 2 %)	4 (ISO 30/2 %)	
4		5 (ISO 25/2 %)	
5			
6			4 (ISO 40/2 %)
7		3 (ISO 40/2 %)	
8			1 (ISO 25/2 %)
9		5 (ISO 30/4 %)	
10	5 (ISO 35/2 %)		
11		2 (ISO 35/2 %)	
12			
13			5 (ISO 25/4 %)
14	4 (ISO 25 /2 %)	4 (ISO 20/2 %)	
15			1 (ISO 40/2 %)
16			
17	1 (ISO 25/4 %)		
18			2 (ISO 35/2 %)
19			
20		5 (ISO 35/2 %)	

**7.5. Arbeitslängenverluste**

<b>Kanal-Nr.</b>	<b>Endo IT control [mm]</b>	<b>Tecnika-Vision [mm]</b>	<b>Dentaport [mm]</b>
1	0,5	2,5	0
2	1	0	0
3	1	1	0,5
4	1	1,5	0
5	0	0	0
6	0	0	0
7	4	1	0,5
8	1	1,5	0,5
9	0	0,5	4
10	0	0	3
11	2,5	1	3,5
12	2,5	4	3
13	0	0,5	0
14	0,5	1,5	1
15	0	0	0
16	0,5	1,5	0
17	1	0,5	0
18	1,5	0,5	1
19	0,5	0	2
20	1	0	0



**7.6. Aufbereitungszeiten**

<b>Kanal-Nr.</b>	<b>Endo IT control [sec]</b>	<b>Tecnika-Vision [sec]</b>	<b>Dentaport [sec]</b>
1	447	862	742
2	582	940	716
3	503	1234	434
4	691	981	412
5	474	408	628
6	493	465	587
7	437	663	688
8	475	622	599
9	741	445	533
10	699	458	500
11	780	614	434
12	722	647	451
13	456	606	920
14	484	750	625
15	668	389	494
16	614	413	511
17	726	429	626
18	700	446	499
19	748	631	518
20	809	687	486

## 7.7. Krümmungswinkel

Kanal	Endo IT control [°]	Tecnika-Vision [°]	Dentaport [°]	Beginn der Krümmung Endo IT Schnittebene	Beginn der Krümmung Tecnika-V. Schnittebene	Beginn der Krümmung Dentaport Schnittebene
1	30	35	40	C	D	E
2	40	35	35	E	C	E
3	25	45	50	C	F	E
4	25	45	25	C	F	D
5	30	25	25	E	D	D
6	30	25	45	E	D	D
7	25	45	40	D	F	E
8	25	25	45	D	F	F
9	45	35	45	D	D	F
10	25	35	25	D	C	E
11	55	55	35	C	D	F
12	55	30	35	C	E	D
13	30	25	35	E	D	F
14	30	50	25	E	E	F
15	35	25	40	F	E	E
16	35	40	25	F	E	E
17	55	40	35	D	E	F
18	40	45	25	E	F	F
19	40	40	40	D	E	E
20	35	45	35	D	E	D

## 7.8. Synopsis

Thanks to the continued further development of mechanical processing systems in the specialized field of endodontology, it has become necessary to examine these systems in regard to their clinical efficiency prior to using them on patients.

In this study, three torque-restricted endodontology motors for mechanical root canal treatment manufactured by the companies Vereinigte Dentalwerke (Munich), J Morita (Japan) and ATR (Italy) were compared with one another. All of them were operated with FlexMaster-files (VDW, Munich). A modification of the BRAMANTE technique was used in the examination method and we decided to use the crown-down method as the processing method.

The goal of the study was to make a quantitative comparison of the untreated and processed root canal cross-section in as much detail as possible by means of digitalized illustrations under microscopic enlargement before making a precise quantitative evaluation of the efficiency of the individual systems with the help of a computer. The prime objective was not only to examine the precision of preparation in the apical region but also in other areas of the root canal.

Seven horizontal cross-sections (diameter 1.5 mm) of each of the teeth embedded in polyacrylate blocks were made, beginning with the apex using technology similar to BRAMANTE. All root canal cross-sections were recorded before and after root canal treatment by means of analog photography (CCD camera/Kappa metrology) under 12x macroscopic enlargement (Leica Wild M420 microscope). To enable the software-supported measurement of the large number of images, the analog image data had to be digitalized. The analog data was converted using "Hollywood Bridge" (from Dazzle), and a software program from NASA (Image 2000) was used to measure the surfaces. N = 20 canals were processed in all three test groups. The first test group was processed with the Endo IT control, the second with the Dentaport and the third with the Tecnika-Vision and the results were compared with one another. There were no differences in canal area produced by Endo IT and Tecnika-Vision in comparison with Dentaport. The Dentaport group noted with an average of 570,15 seconds also the fastest preparation time. The loss of working length was found in every group. Altogether 17 instruments were fractured. The highest value with seven broken instruments was found in the Tecnika-Vision group. No significant differences could be established between the three groups during the statistical evaluation of the study results. The root canals were treated exclusively with FlexMaster files. The geometry of the instrument and properties of the cutter would appear to be more important for substance removal than the choice of motor. In this

study, total removal after processing was determined without considering whether the substance removal was evenly distributed.

### **7.9. Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt Frau PD Dr. S. Gerhardt-Szep für die Überlassung des Dissertationsthemas. Frau PD Dr. S. Gerhardt-Szep hat durch ihre Leitung und engagierte Betreuung wesentlich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen.

Herrn Prof. Dr. H.-Ch. Lauer danke ich für die freundliche Übernahme des Koreferates.

Frau Ronge danke ich für die freundliche Hilfe im Labor.

Für die Hilfestellung bei der statistischen Auswertung möchte ich mich bei Frau Nina Krymchanska bedanken.

Für die Durchsicht des Manuskripts bedanke ich mich bei meinem Freund und Kollegen Dr. Michael Knitschke und bei meiner Frau Hogai.

Mein persönlicher Dank richtet sich an meine gesamte Familie, insbesondere meiner Mutter, dass sie mir mein Studium ermöglicht hat.

## 7.10. Curriculum vitae

Name: Wardak  
Vorname: Mirwais  
Geb.: 09.12.1975  
Geburtsort: Kabul  
Staatsangehörigkeit: Deutsch  
Familienstand: verheiratet  
Ehefrau: Hogai Wardak, geb. Zarif  
Sohn: Zia Elias Wardak

Vater: Dr. med. Ibrahim Wardak  
Mutter: Hamida Wardak, geb. Kabir  
Geschwister: Nasim Wardak, Facharzt für Chirurgie  
Kobra Wardak, Lehrerin

### Schulbildung

1982 – 1984 Textorschule, Grundschule in Frankfurt  
1984 – 1986 Robert-Schumann-Schule, Grundschule in Frankfurt  
1986 – 1992 Geschwister-Scholl-Schule, Realschule in Frankfurt  
1992 – 1995 Max-Beckmann-Schule, Oberstufengymnasium in Frankfurt  
1995 Abitur

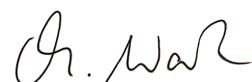
### Studium

SS 1996 – SS 2001 Studium der Zahnmedizin an der  
Johann Wolfgang Goethe-Universität, Frankfurt  
Jul. 2001 Examen

### Berufstätigkeit

Aug. 2001 – Okt. 2001 Assistenzarzt in der Zahnarztpraxis  
Dr. Angelika Grammatikos in Königstein  
Nov. 2001 – Sept. 2003 Assistenzarzt in der Zahnarztpraxis  
Dr. Joachim Weber in Offenbach  
Okt. 2003 – Jun. 2004 Gemeinschaftspraxis mit Michael und Claudia Enke in Offenbach  
Jul. 2004 – Jul. 2006 Weiterbildung zum Fachzahnarzt für Oralchirurgie an der  
Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie  
Direktor: Prof. Dr. Dr. K. H. Austermann, Philipps-Universität in  
Marburg  
Aug. 2006 – Jul. 2007 Weiterbildungsassistent in der Praxis für Mund-, Kiefer- und  
Gesichtschirurgie von Dr. Dr. Stefan Hauk in Bad Soden  
Jul. 2007 Fachzahnarzt für Oralchirurgie

Frankfurt, 17. Dezember 2007



### **7.11. Ehrenwörtliche Erklärung**

Ich erkläre, dass ich die dem Fachbereich Medizin der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main zur Promotionsprüfung eingereichte Dissertation mit dem Titel:

**„In-vitro-Studie zur maschinellen Aufbereitung  
gekrümmter Wurzelkanäle humaner Molaren  
mit dem Endo IT control, dem Tecnika-Vision  
und dem Dentaport unter Anwendung von  
FlexMaster-Instrumenten mittels einer modifizierten  
Bramante-Technik“**

in dem Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten (Carolinum) des Klinikums der Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt am Main unter Betreuung und Anleitung von Frau Priv.-Doz. Dr. S. Gerhardt-Szep ohne sonstige Hilfe selbst durchgeführt und bei der Abfassung der Arbeit keine anderen als die in der Dissertation angeführten Hilfsmittel benutzt habe.

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

Die vorliegende Arbeit wurde bisher nicht als Dissertation eingereicht.

Frankfurt, den 17. Dezember 2007

