

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

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

**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**

INAUGURAL-DISSERTATION

**zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin
des Fachbereichs Humanmedizin
der Johann Wolfgang Goethe-Universität,
Frankfurt am Main**

vorgelegt von

Michael Holzner

Augsburg

Frankfurt am Main, 2002

Dekan: Prof. Dr. J. Pfeilschifter

Referent: Prof. Dr. D. Heidemann

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

Tag der mündlichen Prüfung: 04.05.2004

1	EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG	6
2	LITERATURÜBERSICHT	7
2.1	Wurzelkanalanatomie	7
2.2	Schwierigkeiten bei der endodontischen Therapie	8
2.3	Aufbereitungsmethoden	10
2.4	Endodontie in der Wissenschaft	14
2.4.1	Das Untersuchungsgut	14
2.4.2	Beurteilung der Krümmung	15
2.4.3	Die Bramante-Technik	16
2.4.4	Bildgebende Verfahren	18
2.4.4.1	Röntgenologische und fotografische Verfahren	18
2.4.4.2	Vermessung mit Computer-Tomographie	18
2.4.4.3	Elektronenmikroskopische Untersuchungen	19
2.4.4.4	Magnetresonanztomographie	20
3	MATERIAL UND METHODE	21
3.1	Versuchsaufbau	21
3.2	Auswertungsübersicht	22
3.3	Liste der verwendeten Materialien	23
3.3.1	Untersuchungsgut	23
3.3.2	Ni-Ti –Instrumentensysteme	23
3.3.2.1	FlexMaster [®]	24
3.3.2.2	ProFile [®]	24
3.3.2.3	RaCe [™]	25
3.3.3	Instrumente	25
3.3.4	Spülungen und Gleitmittel	26
3.3.5	Hilfsmaterialien	26
3.3.6	Geräte	27
3.3.6.1	Der EndoStepper [®]	27
3.3.7	Software	28
3.4	Vorversuche	29
3.4.1	Erstellen der Probekörper	29
3.4.2	Schneiden der Probekörper	29
3.4.3	Repositionierung im Testbehälter	30
3.4.4	Aufbereitung nach Reposition	30
3.4.5	Digitalisierung der Schnitte	31
3.4.6	Vermessen der Kanäle	31
3.5	Hauptversuche	32
3.5.1	Studienparameter	32
3.5.2	Auswahl der Versuchszähne	33
3.5.3	Testgruppeneinteilung	34

3.5.4	Erstellen der Probekörper	35
3.5.4.1	Das Einbettssystem	35
3.5.5	Sägen der Probekörper	36
3.5.6	Röntgen der Probekörper	37
3.5.7	Digitalisierung der Schnitte	38
3.5.8	Aufbereitung	39
3.5.8.1	Aufbereitungsmethode	39
3.5.8.2	Aufbereitungssequenz	39
3.5.9	Softwaregestützte Vermessung der Kanalschnittflächen	40
3.5.10	Statistik	41
4	STUDIENERGEBNISSE	42
4.1	Aufbereitungszeit	42
4.2	Arbeitslängenverlust	43
4.3	Frakturhäufigkeit	44
4.3.1	Aufstellung der frakturierten Instrumente	45
4.4	Kanalflächenabweichungen	46
4.4.1	Gesamtabtrag	46
4.4.2	FlexMaster [®]	47
4.4.3	ProFile [®]	48
4.4.4	RaCe [™]	49
4.4.5	Koronal des Krümmungsbeginns	50
4.4.6	Krümmungsbeginn	51
4.4.7	Apikal des Krümmungsbeginns	52
4.4.8	Erste Schicht apikal des Krümmungsbeginns	53
4.4.9	Zweite Schicht apikal des Krümmungsbeginns	54
4.4.10	Dritte Schicht apikal des Krümmungsbeginns	55
4.4.11	Vierte Schicht apikal des Krümmungsbeginns	56
4.4.12	Erste Schicht koronal des Krümmungsbeginns	57
4.4.13	Zweite Schicht koronal des Krümmungsbeginns	58
4.4.14	Dritte Schicht koronal des Krümmungsbeginns	59
4.4.15	Vierte Schicht koronal des Krümmungsbeginns	60
4.4.16	1. Schnitt	61
4.4.17	2. Schnitt	62
4.4.18	3. Schnitt	63
4.4.19	4. Schnitt	64
4.4.20	5. Schnitt	65
4.4.21	6. Schnitt	66
4.4.22	7. Schnitt	67
5	DISKUSSION	68
5.1	Einleitung	68
5.2	Material und Methode	69
5.3	Beurteilung der Aufbereitungszeiten	71

5.4	Beurteilung der Arbeitslängenverluste	72
5.5	Beurteilung der aufgetretenen Frakturen	73
5.6	Beurteilung der Kanalfächenabweichungen	76
6	ZUSAMMENFASSUNG	80
7	SUMMARY	81
8	LITERATURVERZEICHNIS	82
9	ANHANG	90
9.1	Kanalkrümmungen (in °)	90
9.2	Aufbereitungszeiten (in Sekunden)	91
9.3	Arbeitslängenverluste (in Millimeter)	92
9.4	Instrumentenverwendungen bis zur Fraktur (Anzahl)	93
9.5	Alle Messwerte der Flächendifferenzen von FlexMaster[®]	94
9.6	Alle Messwerte der Flächendifferenzen von ProFile[®]	97
9.7	Alle Messwerte der Flächendifferenzen von RaCe[™]	100
	SCHRIFTLICHE ERKLÄRUNG	103
	LEBENS LAUF	104
	DANKSAGUNG	105

1 Einleitung und Problemstellung

Bis zum Beginn des 20. Jahrhunderts bestand die Wurzelkanalbehandlung hauptsächlich in der Entfernung des Pulpagewebes (*Portenier et al.*, 1998). Damals war die Reinigung und Bearbeitung des Wurzelkanals eine schwierige Angelegenheit, da die verfügbaren Instrumente die an sie gestellten Anforderungen kaum erfüllen konnten (*Portenier et al.*, 1998). Aufbereitete Kanäle sollten frei von organischen Rückständen sein und eine Form aufweisen, die einen möglichst dreidimensionalen, hermetischen Verschluss des Kanalsystems erlaubt (*Nagy et al.*, 1997). Dabei stellt die Komplexität der Kanalanatomie die größte potentielle Fehlerquelle dar (*Hess & Zürcher*, 1925). Die Präparation gekrümmter Kanalverläufe ist selbst für erfahrene Endodontologen eine Herausforderung (*Sattapan et al.*, 2000). Viele Instrumente und Techniken wurden deshalb entwickelt, um die Qualität der Wurzelkanalbehandlung zu verbessern (*Schrader et al.*, 1999). Nickel-Titan-Instrumente nehmen seit ihrer erstmaligen Beschreibung von *Walia (et al.*, 1988) eine immer größer werdende Bedeutung in der endodontischen Therapie ein (*Sattapan et al.*, 2000). Viele Studien konnten demonstrieren, dass durch eine maschinelle Nickel-Titan-Instrumentierung schnell und effizient eine reproduzierbare, trichterförmige Präparation möglich wird, wobei iatrogene Fehler wie Stufenbildungen, Zipping und Transportationen minimiert werden können (*Glosson et al.*, 1995; *Gambill et al.*, 1996; *Thompson & Dummer*, 1997). Obwohl diese Instrumente als widerstandsfähiger im Vergleich zu Stahlfeilen beschrieben werden (*Walia et al.*, 1988; *Camps & Pertot*, 1994; *Pongione et al.*, 1999), treten auch hier Brüche auf, wenn eine Materialermüdung infolge einer übermäßigen zyklischen Wechselbelastung durch die rotierende Aufbereitungsmethode resultiert (*Sotokowa*, 1988; *Serene et al.*, 1994; *Pruett et al.*, 1997; *Haikel et al.*, 1999; *Gambarini*, 2001).

In der vorliegenden In-vitro-Studie wurden drei derzeit auf dem Markt befindliche Nickel-Titan-Instrumente vergleichend, bezüglich ihrer Präparationseigenschaften, den Frakturhäufigkeiten, den Arbeitslängenverlusten und der zur Aufbereitung benötigten Zeit untersucht.

2 Literaturübersicht

2.1 Wurzelkanalanatomie

Die Komplexität des endodontischen Systems stellt höchste Ansprüche an eine erfolgreiche Wurzelkanalbehandlung. Verschiedene Arbeiten von *Fischer* (1907), *Hess* (1917) und vor allem von *Meyer* (1971) haben die Vielschichtigkeit der Wurzelkanalanatomie beschrieben. Nach *Cheung & Stock* (1993) ist die dem Wurzelkanalsystem eigene Anatomie die Ursache dafür, dass ein Instrument nicht in der Lage ist, die Ziele einer guten Wurzelbehandlung zu erreichen, obwohl der Kanal vollständig aufbereitet erscheint.



Abbildung 1: Extirpierte Wurzelkanalpulpa

Insbesondere in der Apikalregion besteht ein höchstkomplexes, dreidimensionales Kanalflecht mit Seitenkanälen, Buchten und Nischen, blind endenden Divertikeln und Anastomosen der einzelnen Kanäle untereinander. Schon aus anatomischer Sicht scheint eine Wurzelkanalaufbereitung ein sehr schwieriges Unterfangen zu sein, da nicht nur das pulpale Weichgewebe entfernt werden soll, sondern auch das umliegende Hartgewebe. Endotoxine und Mikroorganismen können das zirkumpulpale Dentin bis in eine Tiefe von 1,2 mm infizieren (*Poertzel & Petschel*, 1985; *Ando & Hoshino*, 1990; *Horiba et al.*, 1990; *Nair et al.*, 1990; *Perez et al.*, 1993; *Peters*, 1993). Trotz ungünstig erscheinender Umstände sind, durch eine chemisch-mechanische Behandlung des Wurzelkanalsystems unter möglichst sterilen Kautelen, langfristige klinische Erfolge von 70 - 80% möglich (*Schmalz*, 1990; *Friedman et al.*, 1995). *Vulcain (et al.*, 1983) verlangt die vollständige Abtragung des ca. 0,1 mm starken, rein organischen Prädentins bei nichtinfizierten Kanälen, was durch eine Aufbereitung um 3–4 ISO-Größen erreicht werden kann (*Kröncke*, 1975, 1981; *Weine*, 1982; *Guldener*, 1993; *Griesinger et al.*, 1995). Neben der Reinigung des endodontischen Systems ist auch die Formgebung zur Aufnahme der Wurzelfüllung von Bedeutung, wobei die Wurzel nicht durch übermäßige Präparation geschwächt werden sollte und anatomische Gegebenheiten wie

Wurzelkrümmungen ausreichend respektiert werden müssen (*Hülsmann, 2000*). Eine gleichmäßig konische Aufbereitung mit einem klaren, apikalen Stopp ist daher erstrebenswert. Die Kombination von chemischer und mechanischer Aufbereitung wird der Anatomie des Wurzelkanals gerecht, da die Stellen, die einer rein instrumentellen Behandlung nicht zugänglich sind, chemisch desinfiziert und gereinigt werden können (*Hülsmann, 2001*).

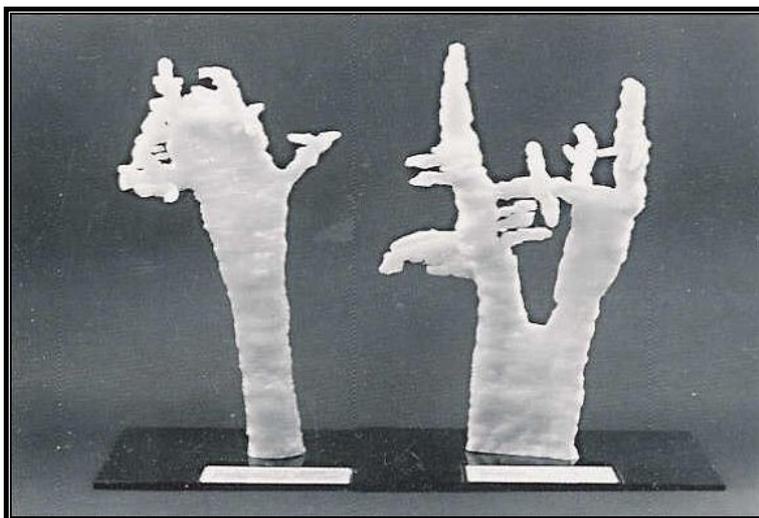


Abbildung 2: Aus Zahnschliffen hergestellte 50:1-Modelle der Wurzelkanalanatomie. Oberkieferprämolare (li.), Oberkiefermolare (re.). (*W.Meyer, Göttingen*)

2.2 Schwierigkeiten bei der endodontischen Therapie

Die anatomischen und mikrobiologischen Umstände sowie das letztlich insuffiziente Instrumentarium tragen dazu bei, dass die Aufbereitung, die Reinigung und Formgebung des Wurzelkanals die schwierigsten Schritte in der endodontischen Therapie sind (*Hülsmann, 2001*). Instrumentenfrakturen stellen die unangenehmste Form der möglichen Komplikationen dar (*Hülsmann, 2000*). Die Entfernung der Fragmente ist meist mit außerordentlich hohem Zeitaufwand und oft nur unter Einsatz von Spezialinstrumenten und -techniken möglich (*Hülsmann, 1990, 1993, 1994, 1996*). Die Erfolgsquote wird hierbei mit 32-80% angegeben (*Hülsmann, 1993 b*). Wenn das Fragment nicht entfernt werden kann, ist die Prognose für den Zahn abhängig vom Zustand der periapikalen Gewebe, im Extremfall kann es bis zum Verlust des Zahnes kommen; es ist aber auch möglich, dass sich der Zahn symptomfrei verhält und in situ verbleiben kann (*Grossman, 1968; Crump & Natkin, 1970*).

Perforationen des endodontischen Kanalsystems können durch forcierte Apikalpräparation mit wenig flexiblen Aufbereitungsinstrumenten an der konvexen

Krümmungsseite entstehen (Hülsmann, 2000) und übermäßige Erweiterungen im Krümmungsbereich können zu sogenannten Strip-Perforationen (Abou-Rass *et al.*, 1980; Goerig *et al.*, 1982; Langeland *et al.*, 1985; Kiehl & Montgomery, 1987; Lim & Stock, 1987) der lateralen Wurzelkanalwand führen. Ingle (*et al.*, 1994) hält Kanalperforationen für eine der häufigsten Gründe für endodontische Misserfolge. Eine Kommunikation des endodontischen Raumes mit den angrenzenden Geweben führt oft zu einer Infektion, die schlechte Therapieaussichten hat (Kvinnslund *et al.*, 1989; Alhadainy, 1994; Fuss & Trope, 1996). In der Literatur wird die Häufigkeit von Perforationen mit 2,5-10% angegeben (Seltzer *et al.*, 1967; Frank, 1994; Nagy *et al.*, 1997).

Ein Arbeitslängenverlust kann ebenfalls zu Misserfolgen in der Therapie führen. Insuffiziente Wurzelfüllungen mit Abständen von mehr als 1 mm zum röntgenologischen Apex führen zu einer erheblich schlechteren Erfolgsquote im Vergleich zu Füllungen, die bis zum physiologischen Apex reichen (Ketterl, 1963, 1984; Barbakow *et al.*, 1980; Morse *et al.*, 1983; Sjogren *et al.*, 1990). Aber auch eine ungewollte Überinstrumentierung birgt die Gefahr einer Irritation der periapikalen Gewebe (Seltzer *et al.*, 1968) und möglicherweise der Bildung chronischer Entzündungen, wenn infizierte Dentinspäne über den Apex gelangen. (Holland, 1984; Brady *et al.*, 1985; Jahde *et al.*, 1987). Eine Stufenbildung durch fehlgeleitete Instrumente kann für die folgenden Instrumente zur Barriere werden (Glickman & Dumsha, 1988; Ingle *et al.*, 1994). Infolge einer Begradigung des ursprünglichen Kanalverlaufs resultieren „elbow“- und „zip“- und „teardrop“-Konfigurationen des apikalen Drittels von gekrümmten Kanälen (Schilder, 1974; Weine, 1975, 1976; Mullaney, 1979).

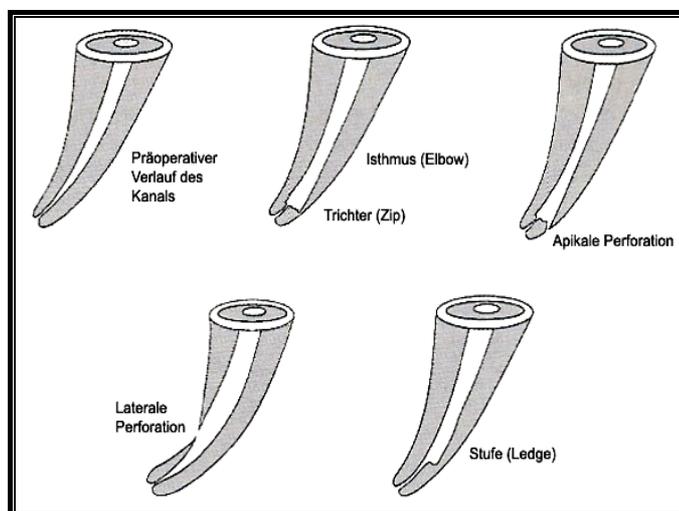


Abbildung 3: Häufige Fehler bei der Wurzelkanalaufbereitung (modifiziert nach Hülsmann, 2000)

2.3 Aufbereitungsmethoden

Die Säuberung und Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle gehören zu den anspruchvollsten Aufgaben der Endodontie; sie erfordern in hohem Maße Geschicklichkeit und Zeit (*Briseno et al.*, 1993). Verschiedenste Methoden und Instrumente wurden entwickelt, um der Zerstörung des apikalen Kanalsystems entgegenzuwirken (*Ottosen et al.*, 1999). Verschiedene mechanische Apparaturen mit verschiedensten technischen Grundprinzipien - Mikromotoren und luftgetriebene Motoren, Schall- und Ultraschall-Systeme – stehen zur Aufbereitung des Wurzelkanalsystems zur Verfügung (*Briseno et al.*, 1993). Einige Autoren behaupten, die oszillierenden Technologien wie die Schall- oder Ultraschall-Systeme seien den konventionellen Methoden überlegen (*Tronstad & Niemczyk*, 1986; *Kielt & Montgomery*, 1987; *Stamos et al.*, 1987; *Bolanos et al.*, 1988; *Yamaguchi et al.*, 1988). Bei anderen Untersuchungen fanden die Autoren keinen signifikanten Unterschied zwischen maschinellen und manuellen Aufbereitungsmethoden (*Cymerman et al.*, 1983; *Goldberg et al.*, 1988; *Ahmad & Pitt Ford*, 1989; *Ehrlich et al.*, 1989; *Walker & del Rio*, 1989; *McCann et al.*, 1990) oder sogar bessere Ergebnisse bei der Handaufbereitung (*Pedicord et al.*, 1986; *Reynolds et al.*, 1987; *Loushine et al.*, 1989; *Campos & del Rio*, 1990). Und wieder andere stellten zwar Unterschiede fest, kamen aber zu dem Schluss, dass es vom untersuchten Areal abhängig sei, wo welche Methode bessere Resultate lieferte (*Baker et al.*, 1988; *Yahya & ElDeeb*, 1989). Die Entwicklung von Nickel-Titan-Instrumenten gilt als großer Fortschritt in der Endodontie. *Walia (et al.)* berichtete 1988 über eine etwa dreimal größere elastische Flexibilität dieses Materials im Bezug auf ihr Biege- und Torsionsverhalten und eine geringere Frakturanfälligkeit als konventionelle Stahl-Instrumente. Ni-Ti-Legierungen bestehen, bezogen auf Ihr Gewicht, aus etwa 55% Nickel und ca. 45% Titan (*Lautenschlager & Monaghan*, 1993). Eine, durch die Verwendung von Ni-Ti-Instrumenten bedingte, deutliche Reduzierung der Begradigung von gekrümmten Wurzelkanälen, wie sie von verschiedenen Autoren (*Esposito & Cunningham*, 1995; *DiAndreth et al.*, 1995; *Pertot et al.*, 1995; *Gambill et al.*, 1996; *Coleman & Svec*, 1997; *Frick et al.*, 1997; *Pettiette et al.*, 1997, *Short et al.*, 1997) beobachtet wurde, konnte von *Hülsmann* (2000) bestätigt werden. Die maschinelle Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle kann seiner Meinung nach - mit Ausnahme des Gebrauchs von Nickel-Titan-Feilen -

nicht empfohlen werden. Tabelle 2 gibt hierzu eine Übersicht über die derzeit erhältlichen Ni-Ti-Instrumente und deren Feilengeometrien. Neben den verschiedensten Methoden besteht eine große Vielfalt an Techniken (*siehe Tabelle 1*), Motoren und Winkelstücken, mit denen die verschiedenen Instrumente betrieben werden können (Die Indikationsbereiche der unterschiedlichen Systeme sind in Tabelle 3 dargestellt.). Seit den 70er Jahren werden auch Laser-Systeme zur Behandlung des Wurzelkanals beschrieben. Überprüft wurden bislang vorwiegend die Auswirkungen von CO₂-, Neodymium-YAG- und Excimer-Lasern auf das Kanalwanddentin und die periradikulären Strukturen sowie ihre antibakterielle Wirkung (*Hülsmann, 2001*). Dabei stehe aber derzeit noch die Dekontaminierung im Vordergrund (*Hülsmann, 2001*). Problematisch wirkt sich hier noch die potentielle Hitzeeinwirkung auf die periapikalen Gewebe aus. *Farge (et al., 1998)* beschreibt ein Nd:YAG-Lasersystem, das in Verbindung mit der Handaufbereitung gute Ergebnisse in einer In-vitro-Studie lieferte, ohne dass das periodontale Gewebe Schaden nahm. Gerade bei gekrümmten Kanälen und der Benutzung maschineller Ni-Ti-Systeme spielt die koronale Erweiterung des Kanaleinganges eine entscheidende Rolle. *Schrader (et al., 1999)* betont, dass eine ausreichend erweiterte endodontische Kavität und eine 2-4 mm tiefe Erweiterung der Kanaleingänge mit Gates-Glidden-Bohrern zu einer Verminderung der Verschleppung von infiziertem Gewebe in die Apikalregion führe. Außerdem verbessere der größere Zugang die apikale Erreichbarkeit durch die desinfizierende Spüllösung und führe zu einer größeren taktilen Sensibilität des Behandlers bei der Aufbereitung des apikalen Drittels. Die mechanische Aufbereitung des Kanalsystems wird meist mit einer chemischen Behandlung kombiniert. Zur Anwendung kommen unter anderem verschiedene Konzentrationen von NaOCl, H₂O₂ und EDTA. Die Entfernung von Debris und des Smear-Layers mittels EDTA oder auch EGTA (*Calt & Serper, 2000*) wird in Bezug auf die Verbesserung der Abdichtungswirkung durch die Wurzelkanalfüllung empfohlen (*von Fraunhofer et al., 2000*), allerdings könne durch die dentinaufweichende Wirkung eine verstärkte Begradigung gekrümmter Kanäle resultieren (*Bramante et al., 2000*).

Standardisierte Technik	(Ingle 1961)
Step-back-Technik	(Clem 1969)
Circumferential filing	(kein Autor ermittelbar)
Incremental Technik	(Weine et al., 1970)
Anticurvature filing	(Abou-Rass et al., 1980)
Step-down-Technik	(Goerig et al., 1982)
Double-Flare-Technik	(Fava 1983)
Crown-down-pressureless-Technik	(Morgan & Montgomery 1984)
Balanced force-Technik	(Roane et al., 1985)
Canal-Master-Technik	(Wildey & Senia 1989)
Apical-box-Technik	(Tronstad 1991)
Progressive-enlargement-Technik	(Backman et al., 1992)
Modified Double-Flare-Technik	(Saunders & Saunders 1992)
Korono-apikale Technik	(Griesinger et al., 1995)

Tabelle 1: Übersicht über die am weitesten gebräuchlichen Handaufbereitungstechniken. (Hülsmann, 2000)

Instrument	Jahr °	Querschnitt	Konus*	Spitze
NT Engine	1991	Mod. H-Feile	.02	Rund
Lightspeed	1992	U-Feile	Kein	Pilot
Mity Roto	1993	U-Feile	.02	Pilot
ProFile	1993	U-Feile	.02 bis .06	Pilot
Orofile Shapers	1993	U-Feile	.02 bis .08	Pilot verschieden
PowerR	1994	U-Feile	.02 bis .06	Pilot
Quantec	1996	Mod. K-Feile	.02 bis .07	verschieden
GT-Rotary	1998	U-Feile	.06 bis .12	Pilot
Hero	1999	Mod. H-Feile	.02 bis .06	Mod. Aktiv
RaCe	1999	Mod. K-Feile	.02 bis .10	Pilot
Flexmaster	2000	Mod. K-Feile	.02 bis .06	Pilot
ProTaper	2001	Mod. K-Feile	unterschiedlich	Mod. Aktiv
K 3	2001	Mod. K-Feile	.02 bis .10	Pilot

Tabelle 2: Übersicht der am Markt befindlichen Ni-Ti-Instrumente (Dr. Behr, 2002)

°Jahr der Einführung; *nach Angabe der Hersteller

Indikationsbereiche zur Anwendung maschineller Aufbereitungssysteme	
Entfernung von Kronen	Ultraschall (mit Scaler-Ansatz)
Entfernung von Aufbaustiften	Ultraschall (mit Scaler-Ansatz)
Entfernung von Silberstiften	Ultraschall (Feilen oder Scaler)
Entfernung frakturierter Instrumente	Canal-Finder-System Canal Leader 2000 Ultraschall (Feilen)
Entfernung von (Zement-)Wurzelfüllungen	Ultraschall (Feilen)
Entfernung von Pastenfüllungen	Ultraschall (Feilen)
Entfernung von Guttapercha	Gates-Glidden Canal-Finder-System Nickel-Titan-Systeme
Koronale Erweiterung	Gates-Glidden GT-Rotary-Files ProTaper ProFile .06
Erschließen des Wurzelkanals	Canal-Finder-System Canal Leader 2000
Aufbereitung gekrümmter Kanäle	Nickel-Titan-Instrumente
Flaring (Konizität)	Gates-Glidden Nickel-Titan-Feilen (Taper .04-.08)
Reinigung und Desinfektion	Ultraschall (Feilen)
Wurzelkanalspülungen	Ultraschall Canal-Finder-System Canal Leader 2000
Einbringen des Sealers	Ultraschall

Tabelle 3: Mögliche Anwendungsbereiche maschineller Systeme (Hülsmann, 2002)

2.4 Endodontie in der Wissenschaft

2.4.1 Das Untersuchungsgut

In der Literatur sind Studien zur Wurzelkanalbehandlung sowohl an Kunststoffkanälen, als auch an humanen Präparaten zu finden. Für die Grundlagenforschung sind sicher standardisierbare Bedingungen nötig, um erste, klar von einander abgrenzbare Ergebnisse zu gewinnen. Die Kunststoffmodelle sollen sich gut zur Beurteilung der Präparationsform (*Tronstad & Niemczyk, 1986*), sowie zur planimetrischen Ermittlung des Materialabtrags (*Briseno, 1992*) eignen. Die Verwendung von humanen Präparaten *in vitro* stellt den nächsten Schritt auf dem Weg bis zur Patientenanwendung dar. Deshalb stellt sich bei jeder geplanten Untersuchung die Frage, ob humane Zähne *in situ*, *in vitro* oder aber Replikationen in Gestalt von Kunststoffmodellen Verwendung finden sollen. Konfektionierte Kunststoffkanäle (z.B. *Morita, Dietzenbach, Deutschland; Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Schweiz; S.E.T., Emmering, Deutschland*) wie sie u.a. *Briseno (et al., 1993)* und *Park (2001)* in ihren Studien verwenden, haben den Vorteil einer standardisierten Wurzelkanalgeometrie. Die freie Sicht auf den Kanal während der Aufbereitung und bei der Auswertung ist ebenfalls von Vorteil (*Tronstad & Niemczyk, 1986*). Allerdings sind Nickel-Titansysteme schon oft Gegenstand von Untersuchungen an Kunststoffreplikaten gewesen. Diese Versuchsbedingungen sind als unrealistisch zu bezeichnen, da zum einen die Komplexität des Wurzelkanallumens (Buchten, Nischen, isthmusartige Verbindungen zwischen einzelnen Wurzelkanälen, Seitenkanälchen, apikale Verzweigungen, Dentintubuli etc.) nicht ausreichend reproduzierbar ist (*Hülsmann, 2000*) und zum anderen die Mikrohärtigkeit von Dentin in der Literatur pulpanah mit 35-40 kg/mm², die von Kunststoffmaterialien jedoch nur mit 20-22 kg/mm² angegeben wird (*Weine et al., 1975; ElDeeb & Boraas, 1985; Spyropoulos et al., 1987; Miserendino et al., 1988*). Für die Bearbeitung des natürlichen Wanddentins wird somit doppelt so viel Kraft benötigt, wie für den Abtrag an Kunststoffmodellen (*Lim & Webber, 1985*).

2.4.2 Beurteilung der Krümmung

In der Literatur findet man mehrere Methoden, um die Krümmung eines Kanals zu beschreiben und zu klassifizieren. Am gebräuchlichsten ist hierbei die Messmethode und Einteilung nach *Schneider* (1971). Danach erfolgt die Messung des Krümmungswinkels mittels zweier, durch den Verlauf des Kanals definierten Geraden. Eine läuft dabei durch den geraden Teil des koronalen Wurzelkanals und schneidet sich mit einer Zweiten, die von der Wurzelspitze zu dem Punkt verläuft, an dem der Kanal von der ersten Geraden abweicht. Daraus resultiert ein nach apikal messbarer Winkel, der in drei verschiedene Gruppen eingeordnet werden kann. Die erste Gruppe wird bis zu einer Krümmung von 5 % als gerader Kanal bezeichnet. Kanäle mit einer Krümmung von 10-20% werden als mäßig gekrümmte Kanäle bezeichnet. Die dritte Gruppe beinhaltet Winkel von 25-70% und wird als stark gekrümmt bezeichnet. *Luiten (et al., 1995)* ermittelt die Krümmung, indem er eine Linie durch den Kanaleingang und einen Punkt 2 Millimeter apikal davon zieht und mit einer Geraden, die durch einen 1 Millimeter langen Abschnitt der Apikalregion definiert wird, schneiden lässt. Diese beiden Arten der Einteilung und Messung sind sehr einfach in der Anwendung, bergen aber die Gefahr in sich, dass weitere Parameter wie der Radius und die Lage der Krümmung zuwenig Beachtung finden (*Ebeleseder et al., 1995; Tepel, 1997*). *Berbert & Nishiyama* ermittelten deshalb schon 1994 zusätzlich einen Koeffizienten, der die Krümmungslage widerspiegeln soll. Einige Autoren versuchen den Krümmungsradius festzustellen (*Poganiuch, 1994; Szep, 1995; Tepel, 1997; Nagy et al., 1997*), um die erhöhte Schwierigkeit bei verkleinerten Radien mit berücksichtigen zu können. Andere Autoren ermitteln die Krümmung in mehreren Ebenen (*Cunningham & Senia, 1992; Weiger et al., 1995*).

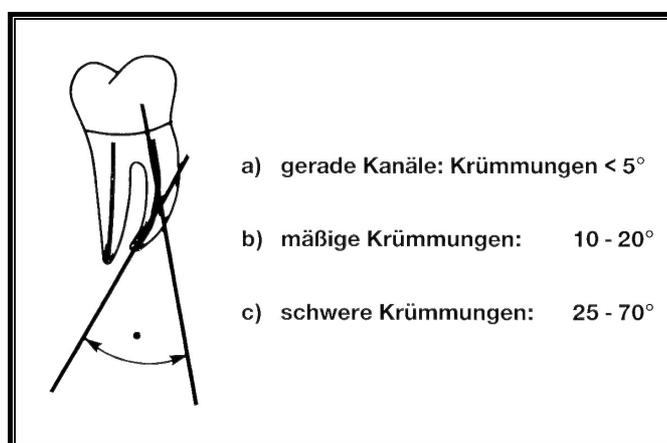


Abbildung 4: Krümmungswinkelmessung und -einteilung nach Schneider (1971)

2.4.3 Die Bramante-Technik

1987 entwickelte *Bramante* (et al.) ein Muffelsystem, das erstmals die Analyse von Wurzelkanalquerschnittsflächen vor und nach der Aufbereitung ermöglichte. Der Autor benutzte dazu eine Gipsform, in der er in Kunststoff eingegossene Zähne fixieren konnte. Die Form war so beschaffen, dass die zwei Gipshälften auseinander und wieder zusammen gesetzt werden konnten. Damit wurde es möglich, Querschnitte des Zahnes anzufertigen und diese Schnitte in die Gipsform zu reponieren. Diese Methode wurde von verschiedenen Autoren aufgegriffen und weiterentwickelt, wobei hauptsächlich Verbesserungen des Muffelsystems an sich und dessen Handhabung im Vordergrund standen (*Calhoun & Montgomery*, 1988; *McCann et al.*, 1990; *Campos & DelRio*, 1990).

Durch die *Bramante*-Technik wurde es möglich, Aussagen über den Dentinabtrag (*Glosson et al.*, 1995; *Imura et al.*, 2001) und die Dentinrestdicke (*McCann et al.*, 1990), die Kanaldurchmesser oder -flächen (*Short et al.*, 1997; *Portenier et al.*, 1998; *Ottosen et al.*, 1999) und die Kanalquerschnittsform zu treffen sowie die relative Lageänderung durch eine „centering ratio“ (*Calhoun & Montgomery*, 1988; *Leseberg & Montgomery*, 1991; *Wilcox & Swift*, 1991; *Wilcox & VanSurksum*, 1991; *Glosson et al.*, 1995; *Gambill et al.*, 1996; *Kosa et al.*, 1999) zu bestimmen. Die Reinigungswirkung und Entfernung des Smear-Layers ist hingegen allein mit dieser Methode nicht zu ermitteln (*Hülsmann*, 2000). Aussagen dazu sind erst dann möglich, wenn die Querschnitte in korono-apikaler Richtung nochmals gespalten und unter einem Elektronenmikroskop untersucht werden (*Hülsmann*, 2000).

Die folgenden Bilder zeigen eine Modifikation des Muffelsystems nach *Bramante*, wie sie in der Habilitationsschrift von *Hülsmann* (2000) zu finden ist.

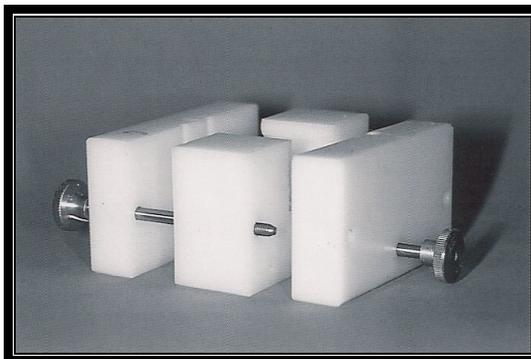


Abbildung 5 a: Drei verschraubbare Blöcke bilden das Muffelsystem

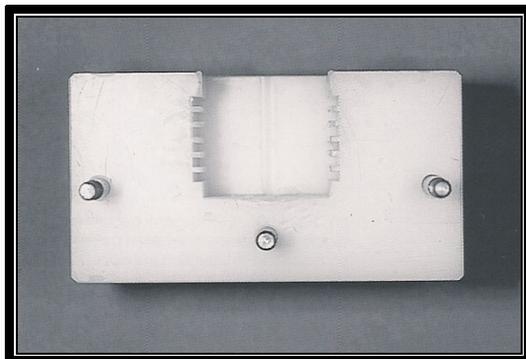


Abbildung 5 b: Längs- und Querrillen dienen der Arretierung der eingebetteten Zahnes

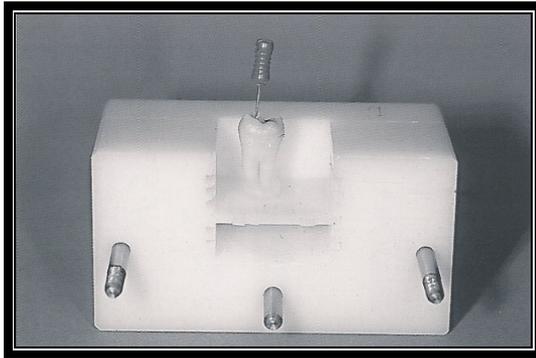


Abbildung 5 c: Nach Einlegen einer Zwischenscheibe wird der aufzubereitende Zahn mit Wachs auf dieser Platte fixiert. Die fehlende Seitenwand wird befestigt und der Hohlraum mit Kunststoff gefüllt.

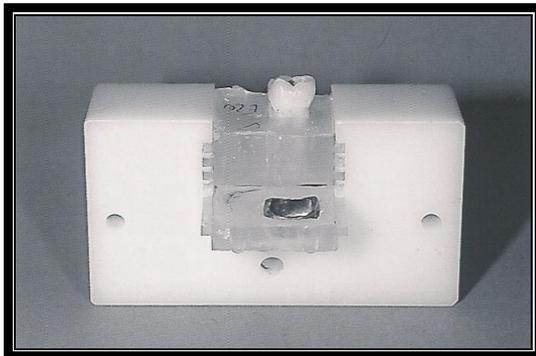


Abbildung 5 d: Eingebetteter Probekörper. Nach Entfernen des Wachskegels an der Zahnunterseite liegen die Wurzelspitzen frei. Darunter befindet sich die ebenfalls in Kunststoff fixierte Stahlkrone zur Sammlung des apikal extrudierten Debris.

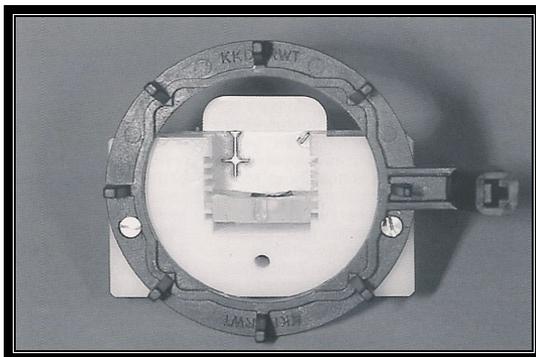


Abbildung 5 e: An der Vorderseite des Muffelinnenteils ist mit Hilfe einer Steckpassung die Fixierhilfe für den Röntgentubus angebracht.

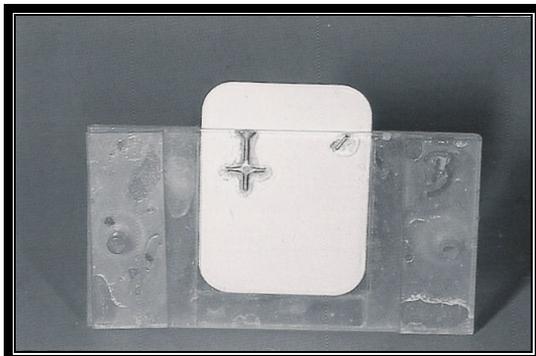


Abbildung 5 f: Miteinander verklebte Plexiglasscheiben, die mit einer Steckpassung an der Rückseite des Muffelinnenteils befestigt werden können, dienen der Aufnahme des Röntgenfilmes. Die beiden eingearbeiteten Metallmarkierungen dienen der exakten Überlagerung der Röntgenbilder bei der späteren Auswertung.

Abbildung 5 a-f: Modifikation des Bramante-Muffelsystems nach Hülsmann (2000)

2.4.4 Bildgebende Verfahren

2.4.4.1 Röntgenologische und fotografische Verfahren

Verschiedenste Methoden wurden entwickelt, um den Verlauf, die Qualität und Quantität der Wurzelkanalaufbereitung beurteilen und vergleichen zu können (Hülsmann *et al.*, 1999). Für die Beurteilung der Wurzelkanalbegradigung sind hauptsächlich röntgenologische und fotografische Projektionstechniken gebräuchlich, die einen Vorher-Nachher-Vergleich erlauben (Hülsmann *et al.*, 1999). Dabei werden die prä- und postoperativ hergestellten Bilder in einem definierten Abstand auf eine Wand projiziert und die Abweichungen in der jeweiligen Vergrößerung abgemessen. (Nagy *et al.*, 1997) Es gibt jedoch auch die Möglichkeit, Röntgenbilder doppelt zu belichten (Luiten *et al.*, 1995). Dazu lassen die Autoren das Kanalsystem vor und nach der Aufbereitung mit Quecksilber fluten und werten die Aufnahmen, nach dem Einscannen, am Computer aus. Fotografien können ebenfalls zweimal belichtet werden, um anschließend Unterschiede ablesen zu können (Park, 2001). Aussagen über eine bessere Eignung der digitalen Röntgentechnik zur wissenschaftlichen Untersuchung sind in der Literatur bisher kaum zu finden. Martínez-Lozano (*et al.*, 2001) untersuchte verschiedene Methoden zur Arbeitslängenbestimmung und kam zu dem Ergebnis, dass die digitale mit 61,4% exakt bestimmter Arbeitslängen der konventionellen Technik mit 50,6% leicht überlegen war. Die elektronische Methode erreichte einen Wert von 67,8%, allerdings waren diese Unterschiede statistisch nicht signifikant. Alle diese bisher beschriebenen Methoden und Techniken haben aber den Nachteil, dass sie nur eine zweidimensionale Beurteilung erlauben und deshalb nie die tatsächlichen Gegebenheiten widerspiegeln können.

2.4.4.2 Vermessung mit Computer-Tomographie

Tachibana & Matsumoto (1990) machten Versuche, um die Bedeutung der Computer-Tomographie für die Endodontie zu ermitteln. Sie kamen zu dem Schluss, dass zu jener Zeit die Kosten zu hoch und die Software unzureichend waren, um eine adäquate Beurteilung der Aufnahmen durchzuführen. Die Weiterentwicklungen der

Technik und der Software führten jedoch zu der sogenannten Mikrocomputer-Tomographie, die von verschiedenen Autoren als eine Methode beschrieben wurde, die als nichtinvasive Technik das Potential besitze, morphologische Eigenschaften in detaillierter und genauer Form zu visualisieren, ohne den Zahn zu beschädigen. Dadurch werde eine dreidimensionale Betrachtung der Zähne prä- und postoperativ möglich (*Nielsen et al.*, 1995; *Gambill et al.*, 1996; *Dowker et al.*, 1997; *Bjørndal et al.*, 1999; *Rhodes et al.*, 1999, 2000). *Bergmans (et al.*, 2001) entwickelten eine Methode, die mit Hilfe der Mikrocomputer-Tomographie und spezieller Software die Analyse des Wurzelkanals in beliebiger Ebene zulässt. Die resultierenden Bilder sind zwar wieder nur zweidimensional, können aber in jeder Richtung und Position abgerufen werden und es ist möglich auch quantitative Aussagen zu machen. Allerdings ist dieses Verfahren sehr arbeitsaufwendig, die Autoren berichten über 3,5 Stunden, nur für den Scan-Vorgang eines Zahnes. Die Genauigkeit der Messmethode liegt theoretisch bei 10 µm, wobei in dieser Studie eine Auflösung von 30 µm erreicht wurde. Eine ähnliche Auflösung mit 34 µm beschreibt auch *Peters (et al.*, 2001) in einer Studie, in der mit Hilfe der Mikrocomputer-Tomographie Veränderungen der Kanalflächen und –volumina von K-Feilen, Lightspeed- und ProFile®-Instrumenten beobachtet wurden.

2.4.4.3 Elektronenmikroskopische Untersuchungen

Untersuchungen unter einem Rasterelektronenmikroskop werden zur Darstellung der Feilengeometrie und –morphologie sowie zur Ermittlung der Reinigungswirkung an den Kanalwänden beschrieben. Kanalwände stellen sich hierbei selten einheitlich dar. Die Reinigungswirkung nimmt von koronal nach apikal ab. (*Hülsmann*, 2000) Unbearbeitete Wandabschnitte sind in 15% (*Walton*, 1976) bis 30% (*Kipshagen*, 1984) der Fälle zu finden. Im Vergleich zur maschinellen ProFile®-Bearbeitung berichtet *Ahlquist (et al.*, 2001) über bessere Reinigungsergebnisse in der apikalen Region mit Stahlfeilen in Verbindung mit einer manuellen Aufbereitungsmethode.

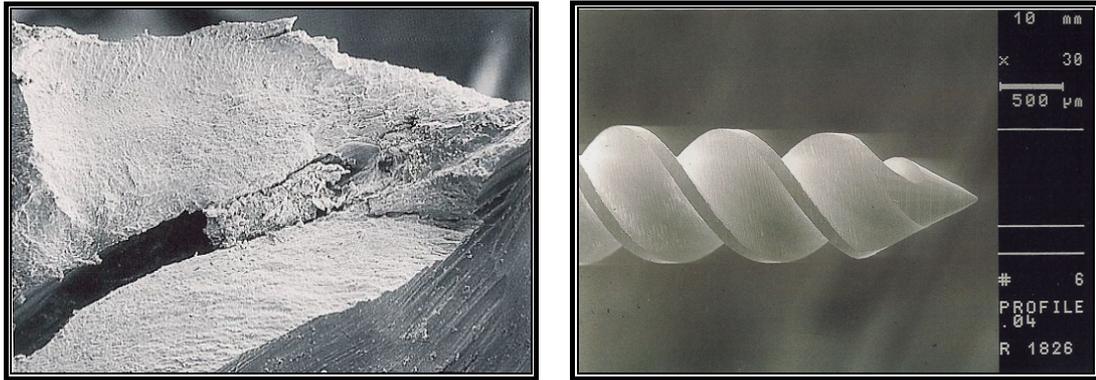


Abbildung 6: Rasterelektronenmikroskopische Darstellung eines „apical plug“ (li.) und eines ProFile®.04-Instruments (Iso 30) (re.) (Hülsmann 2000,2002)

2.4.4.4 Magnetresonanz- Tomographie

Baumann (et al., 1993) beschreibt eine Variante der Magnetresonanz-Tomographie, mit der detaillierte zwei- und dreidimensionale Darstellungen der Zahnhartsubstanz und der Zahnweichgewebe möglich werden. Dazu benützt er ein spezielles mikroskopisches Gerät, welches Auflösungen bis 100 µm erreicht. Er spricht dieser neuen, nicht destruirenden Technik große Chancen in der Endodontie zu. Eine weitere Studie von *Baumann & Doll (1997)* bestätigte die guten Ergebnisse in der Abbildung pulpaler Strukturen, allerdings seien die verwendeten Magnetfelder zu stark, um am lebenden Organismus eingesetzt zu werden. *Gahleitner (et al., 1998, 1999)* testete eine neue Methode der Darstellung an freiwilligen Testpersonen mit einem speziellen Dental-MRT-System. Auch diese neue Technik verspricht gute Ergebnisse in der Visualisierung oraler Strukturen und Diagnostik. Durch die Gabe eines Kontrastmittels konnte die Ausdehnung der Pulpa genau dargestellt werden.

3 Material und Methode

3.1 Versuchsaufbau

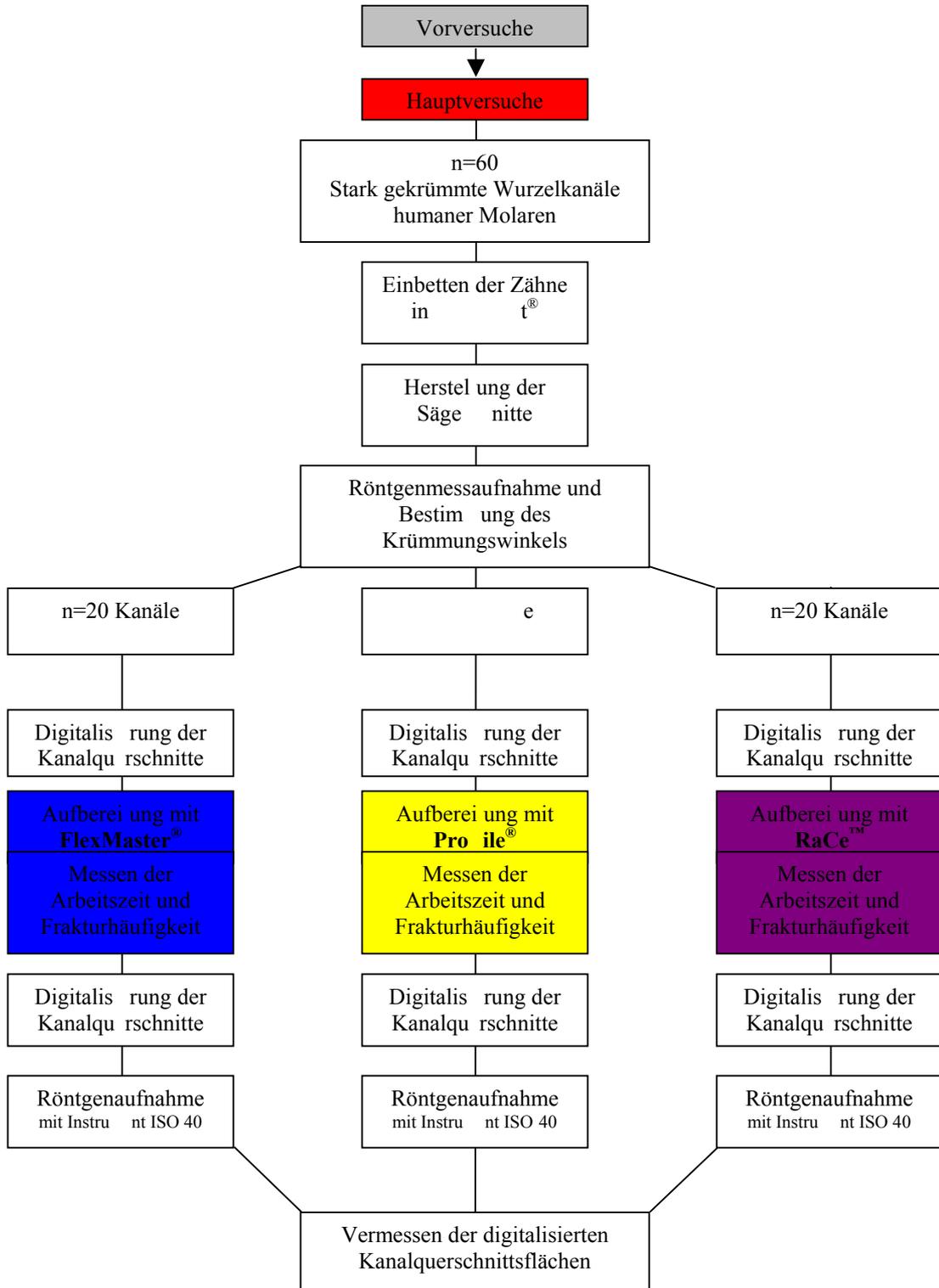
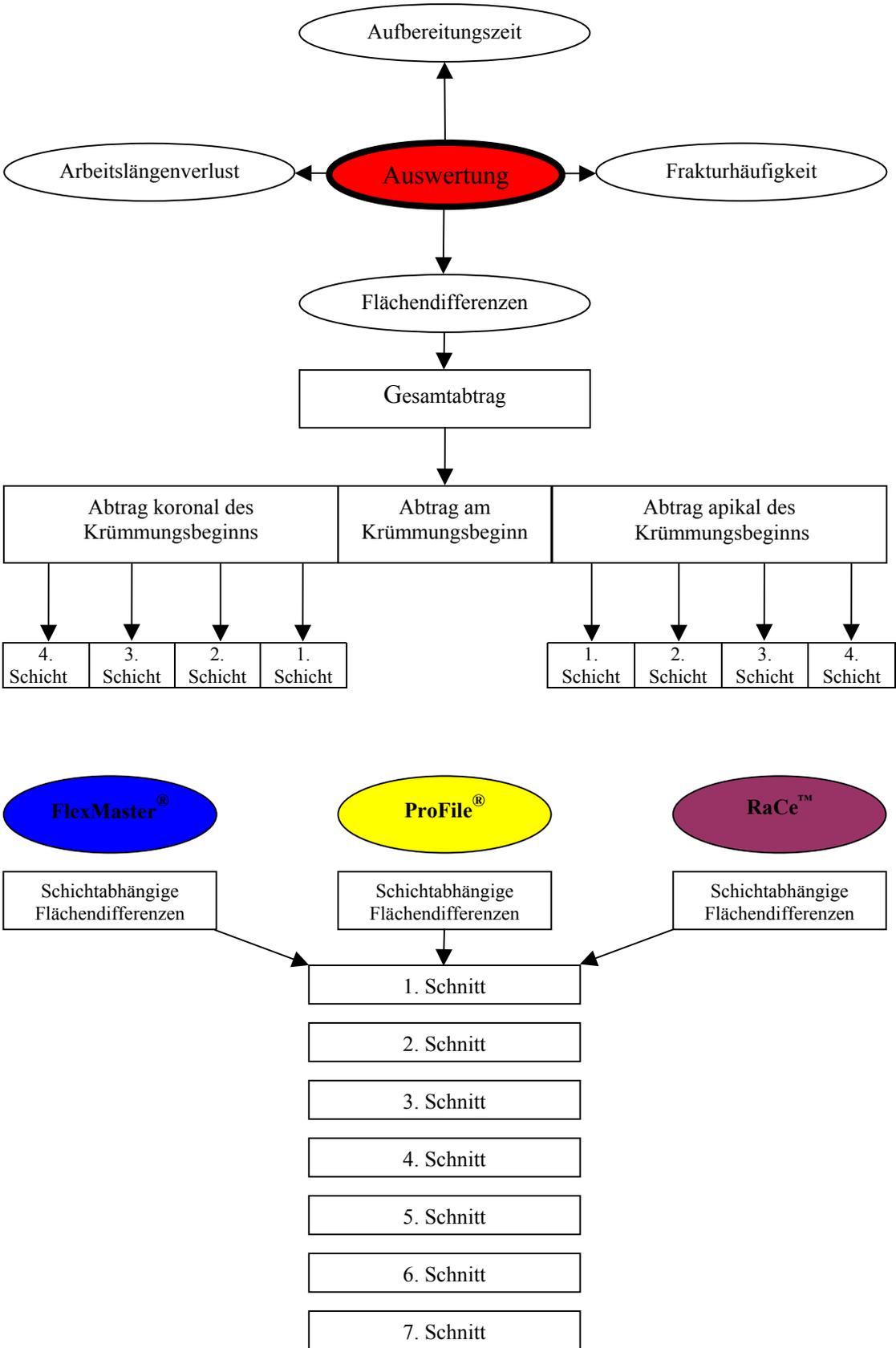


Abbildung 7: Versuchsübersicht

3.2 Auswertungsübersicht



Anmerkung: Die verschiedenen Schicht- bzw. Schnittanzahlen resultieren aus der unterschiedlichen Lage des Krümmungsbeginns.

Abbildung 8: Auswertungsübersicht

3.3 Liste der verwendeten Materialien

3.3.1 Untersuchungsgut

Für diese Studie wurden 60, stark gekrümmte Wurzelkanäle humaner oberer Molaren verwendet. Die Messung des Krümmungswinkels und die Einteilung der Wurzelkanalkrümmungen erfolgte nach den von *Schneider* (1971) beschriebenen Kriterien mittels der RVG- Methode.

3.3.2 Ni-Ti –Instrumentensysteme

<i>Feilensystem:</i>	<i>Firma:</i>	<i>Stadt:</i>	<i>Land:</i>	<i>Nummer:</i>
FlexMaster®	VDW GmbH	München	Deutschland	6% ISO 30 Lot 0106310229 4% ISO 30 Lot 0109310216 4% ISO 25 Lot 0110310218 2% ISO 20 Lot 0110310218 2% ISO 25 Lot 0202310225 2% ISO 30 Lot 0202310223 2% ISO 35 Lot 0206310230 2% ISO 40 Lot 117790a022800
ProFile®	Dentsply Maillefer	Ballaigues	Schweiz	6% ISO 30 Lot 3252760 4% ISO 30 Lot 3514580 4% ISO 25 Lot 3369600 2% ISO 20 Lot nicht vorhanden 2% ISO 25 Lot 2384180 2% ISO 30 Lot nicht vorhanden 2% ISO 35 Lot 2384200 2% ISO 40 Lot 2384210
RaCe™	FKG Dentaire	La Chaux-de-Fonds	Schweiz	6% ISO 30 Lot 0677 4% ISO 30 Lot 1365 4% ISO 25 Lot 0383 2% ISO 20 Lot nicht vorhanden 2% ISO 25 Lot nicht vorhanden 2% ISO 30 Lot 0589 2% ISO 35 Lot nicht vorhanden 2% ISO 40 Lot 1464

Tabelle 3: Ni-Ti Feilensysteme

3.3.2.1 FlexMaster®

Die Flexmaster-Feilen zeichnen sich durch eine nichtschneidende Instrumentenspitze aus. Der Querschnitt der Feilen ist leicht konvex. Durch die traditionellen K-Schneidekanten soll eine maximale Effizienz erreicht werden.

Empfohlene Arbeitsgeschwindigkeit: 150-300 U/min.

(Herstellerangaben)



Abbildung 9: Vergrößerte Darstellung der FlexMaster®-Feile (Quelle: Hersteller)

3.3.2.2 ProFile®

Dieser Instrumententyp besitzt im Querschnitt sogenannte „U-Shapes“ und „Radial Lands“. Dadurch soll zum einen der Ausstoß der Dentinspäne gewährleistet werden, zum anderen soll die passive Schneidekante des „Radial Land“ die Wirkung des Instruments am Außenradius von gekrümmten Kanälen mindern bei gleichzeitiger Beibehaltung der optimalen Zentrierung. Die Bruchgefahr soll durch dieses Design ebenfalls vermindert werden.

Die modifizierte Instrumentenspitze besitzt keinen Übergangswinkel, ist nichtschneidend und dient nur als Führungselement.

Empfohlene Arbeitsgeschwindigkeit: 150-350 U/min.

(Herstellerangaben)



Abbildung 10: Vergrößerte Darstellung der ProFile®-Feile (Quelle: Hersteller)

3.3.2.3 RaCe™

RACE (Reamer with Alternating Cutting Edges)-Instrumente weisen einen triangulären Querschnitt auf. Dieser soll, in Verbindung mit den geschärften, alternierenden Schneidekanten, ein Festfressen und Verwinden im Kanal verhindern und bei optimaler Schneideleistung den Abtransport von Dentinspänen ermöglichen. Vorgeschriebene Arbeitsgeschwindigkeit: 300-600 U/min.

(Herstellerangaben)

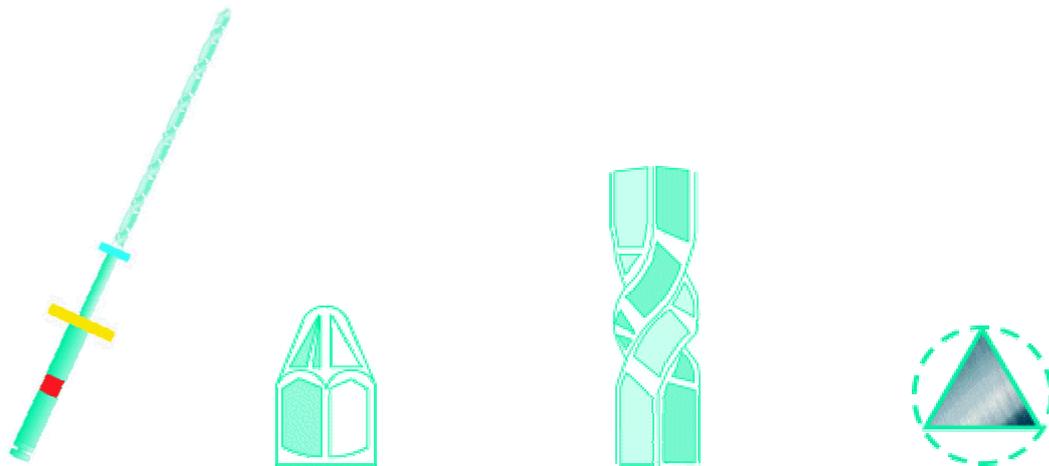


Abbildung 11: Schematische Darstellung der RaCe™-Instrumentengeometrie (Quelle: Hersteller)

3.3.3 Instrumente

<i>Instrument:</i>	<i>Firma:</i>	<i>Stadt:</i>	<i>Land:</i>	<i>Nummer:</i>
Zylindrischer Diamantbohrer	Gebr. Brasseler	Lemgo	Deutschland	ISO 14
Grünes Winkelstück (4.000-16.000 U/min)	KaVo	Biberach	Deutschland	SN-1005390
Rotes Winkelstück (40.000-120.000 U/min)	KaVo	Biberach	Deutschland	SN-1009553
Scaler	Hu-Friedy	Leiman	Deutschland	Keine Nummer vorhanden
Ultraschallaufsatz (Cavitron®)	Siemens AG	München	Deutschland	660 /4
Messlehre	Dentsply Maillefer	Ballaigues	Schweiz	Keine Nummer vorhanden
Hedströmfleilen	VDW-Antaeos	München	Deutschland	ISO 15
K-Bohrer	VDW-Antaeos	München	Deutschland	ISO 15
Peeso- Bohrer	VDW-Antaeos	München	Deutschland	Größe 160

Tabelle 4: Verwendete Instrumente

3.3.4 Spülungen und Gleitmittel

<i>Material:</i>	<i>Zusammensetzung:</i>	<i>Firma:</i>	<i>Stadt:</i>	<i>Land:</i>	<i>Nummer:</i>
H ₂ O ₂	3%ige Lösung	Apotheke der Uniklinik	Frankfurt	Deutschland	Keine Nummer vorhanden
NaOCl	2,5%ige Lösung	Apotheke der Uniklinik	Frankfurt	Deutschland	Keine Nummer vorhanden
Glyde™ 3ml Spritze	10% Carbamidperoxid 15% EDTA	Dentsply Maillefer N.A.	Tulsa	U.S.A.	Lot 980511
Instillagel® 11ml Spritze	230mg Lidocainhydrochlorid 1H ₂ O 5,75mg Chlorhexidindigluconat 6,90mg Methyl-4-hydroxybenzoat 2,87mg Propyl-4-hydroxybenzoat 190mg Hydroxyethylcellulose Propylenglycol Gereinigtes Wasser	Farco-Pharma GmbH	Köln	Deutschland	Ch.-B.: 140122 S2

Tabelle 5: Verwendete Spülungen und Gleitmittel

3.3.5 Hilfsmaterialien

<i>Material:</i>	<i>Firma:</i>	<i>Stadt:</i>	<i>Land:</i>	<i>Nummer:</i>
Aluminium Vierkantrohr 2cm x 2cm	OBI® Baumarkt	Frankfurt	Deutschland	Keine Nummer vorhanden
Aluminium Leiste U-förmig	OBI® Baumarkt	Frankfurt	Deutschland	Keine Nummer vorhanden
Kunststoffanmischbecher	Heraeus Kulzer	Wehrheim	Deutschland	Keine Nummer vorhanden
Stoppuhr	Junghans	Schramberg	Deutschland	Keine Nummer vorhanden
Draht	OBI® Baumarkt	Frankfurt	Deutschland	Keine Nummer vorhanden
Technovit® (4004)	Heraeus Kulzer	Wehrheim	Deutschland	Keine Nummer vorhanden
Thymol 0,1%ige Lösung	Apotheke der Uniklinik	Frankfurt	Deutschland	Keine Nummer vorhanden

Tabelle 6: Verwendete Hilfsmaterialien

3.3.6 Geräte

<i>Gerät:</i>	<i>Firma:</i>	<i>Stadt:</i>	<i>Land:</i>	<i>Nummer:</i>
EndoStepper® 1	S.E.T. GmbH Hersteller: Phytron-Elektronik GmbH	Olching Gröbenzell	Deutschland	SN: 99090100656
Winkelstück TREND WD-56 EM	Wehadent	Salzburg	Österreich	ISO 3964 SN: 00517
Makroskop Wild M 420	Leica	Bensheim	Deutschland	
Sägemikrotom Leitz	Leica	Bensheim	Deutschland	
CCD-Fernsehkamera	Kappa- Messtechnik GmbH	Gleiche	Deutschland	CF 11/2
TV-Karte TerraTValue	Terratec®	Nettetal	Deutschland	Keine Nummer vorhanden
PC-System AMD-Athlon 700 MHz	König Computer	München	Deutschland	Keine Nummer vorhanden
Laptop Compaq Armada	Compaq Computer GmbH	München	Deutschland	Keine Nummer vorhanden
Digitaler Röntgensensor CDR 2000 Größe 1	Schick Technologies Inc.	New York	U.S.A.	SN: 58658

Tabelle 7: Verwendete Geräte

3.3.6.1 Der EndoStepper®

Der EndoStepper® benutzt als Bohrantrieb einen Schrittmotor. Dieser Spezialmotor zeichnet sich dadurch aus, dass pro Umdrehung 1600 Einzelschritte mit ca. $0,225^\circ$ zurückgelegt werden. Das Drehmoment ist dabei vom angelegten Strom abhängig, wodurch reproduzierbare und eindeutig begrenzte Kräfte wirken, die eine genaue Anpassung an die verschiedenen Arten und Größen der Wurzelkanalinstrumente ermöglichen sollen. Die Steuerung des Motors erfolgt durch die interne Software, in der die Parameter für jedes Instrument abgespeichert sind. Ein Update von zukünftigen Instrumentenparametern ist über eine serielle Schnittstelle möglich. Die Bruchgefahr der Instrumente soll sich dadurch wesentlich reduzieren, da die Elastizitäts- und Bruchgrenzen der benutzten Feilenlegierungen Beachtung finden. Des Weiteren ist der Motor in der Lage durch Twisten (kurze, abwechselnd durchgeführte Links- und Rechtsdrehungen) ein Freirütteln des Wurzelkanalinstruments im Kanal zu bewirken. Ein Linkslauf des Motors ist ebenfalls möglich. An den Schrittmotor sollen alle auf dem Markt verfügbaren Winkelstücke nach ISO 3964 mit einem Übersetzungsverhältnis von 1:1 angeschlossen werden können. In dieser Studie wurde ein Winkelstück der Firma Wehadent verwendet. Durch Abnützung des Getriebes geht ein Teil des Drehmomentes verloren. Deswegen ist es

nötig, das Winkelstück nach jedem Wechsel zu kalibrieren. Da diese Daten nach dem Ausschalten des Gerätes verloren sind, ist diese Prozedur auch nach jedem Einschalten durchzuführen. Als Zubehör sind Fußschalter erhältlich, die sowohl die Bedienung der einzelnen Motorfunktionen als auch einen Wechsel der abgespeicherten Instrumentenparameter in der menügeführten Software zulassen.

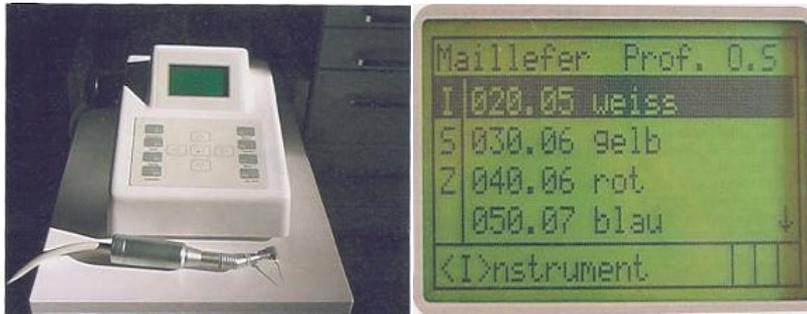


Abbildung 12: Endostepper[®] mit Winkelstück (li.) und Softwaremenü des Endostepper[®] (re.).

3.3.6.1.1 Technische Daten

Gerätetyp	EndoStepper Version 1	Antriebsart	2-Phasen-Schrittmotor
Lieferant	S.E.T. GmbH	Motorauflösung	200 Schritte pro Umdrehung. Beim Endostepper im 1/8-Schritt-Betrieb = 1600 Schritte/Umdrehung
Produzent	Phytron-Elektronik GmbH		
Versorgungsspannung	230 / 115 V~ / 50 – 60 Hz	Motorspannung	maximal 45 V=
Stromaufnahme	0,2 A bei 230 V~ 0,4 A bei 115 V~	Motorstrom	maximal 1,5 A _{peak} entsprechend 1,1 A _{eff} pro Phase
Zulässige Einschaltdauer	I. 5 min / 10 min	Ansteuerung	Konstantstrom geregelte Chopperendstufe
Schutzart	IP 40	Chopperfrequenz	45 bis 90 kHz
Abmessungen	BxHxT = 200x160x250mm	Drehzahl	maximal 6000 U/min
Gewicht	ca. 2 kg	Drehmoment	maximal 3,5 Ncm

Tabelle 8: Technische Daten des EndoStepper[®]

3.3.7 Software

Software:	Firma:	Stadt:	Land:	Homepage:
Image 2000 Build 19	NASA Goddard Space Flight Center Code 588	Greenbelt	U.S.A.	http://invision.gsfc.nasa.gov/image2000/
Terra TV 1.46	Terratec [®]	Nettetal	Deutschland	www.terratec.de
Merlin 2.1	mdc- medical digital concepts GmbH & Co.KG	Neu-Ulm	Deutschland	www.zahndigital.de
NCSS 2000	Statistical Systems	Kaysville, Utah	U.S.A.	www.ncss.com

Tabelle 9: Verwendete Software

3.4 Vorversuche

Die Vorversuche dienten der Evaluation von ablaufbedingten Unstimmigkeiten und dem Vermeiden von Fehlern während der Versuchsdurchführung.

3.4.1 Erstellen der Probekörper

Die Versuchszähne wurden an ihren Kronen mesial und distal mit zwei Bohrlöchern versehen und mit Draht auf dem Alubehälter abgestützt, um ein Absinken in den Kunststoff zu vermeiden. In Tests wurde versucht den Draht mittels Wachs am Zahn zu fixieren. Nachteilig wirkte sich dabei aus, dass bei der Aushärtung des Technovit[®] und der damit verbundenen Erwärmung ein Einschmelzen des Wachses in die Kanäle nur schwer zu verhindern war.

Ein Bestreichen der Form mit Vaseline brachte keinen Vorteil bezüglich einer besseren Ausbettungseigenschaft.

3.4.2 Schneiden der Probekörper

Bei der Wahl der Einbettform spielte die Größe der hergestellten Probekörper eine entscheidende Rolle. Die verwendete Aluminiumform erwies sich hier als die günstigere Variante im Bezug auf ein Zeitersparnis beim Sägeprozess. Das verwendete Sägemikrotom hat einen Schnittverlust von ca. 300µm, der sich aus 260µm Dicke des Sägeblattes und 40µm Schwingungsverlust zusammensetzt. Die Aufnahme der Säge für den Prüfkörper ist außerdem so gestaltet, dass ein Sägen der Zähne von apikal nach koronal nicht möglich war, da eine gewisse Arretierungstiefe nötig ist. Aus diesem Grunde wurde der Zahn von koronal nach apikal gesägt. Der erste Schnitt wurde 9mm vom Apex entfernt gesetzt, alle weiteren in 1,5mm Abstand.

3.4.3 Repositionierung im Testbehälter

Da die Schnitte des Prüfkörpers einerseits zur Aufbereitung wieder in die Form reponiert werden mussten, andererseits aber die Durchlässigkeit für Röntgenstrahlung gewährleistet sein musste, wurde zuerst eine zu diesem Zwecke entwickelte Einbettform verwendet. Da diese aus Messing hergestellt wurde, war es nötig die Seitenteile so zu konstruieren, dass durch Wegklappen zweier Seiten eine Röntgenuntersuchung möglich ist. Dadurch wird die Röntgenanalyse aber nur in einer Richtung ermöglicht und die Orientierung des Zahnes im Kunststoff ist von großer Bedeutung.

Die Verwendung eines Aluminium-Vierkantrohres vereinte den Vorteil der Strahlendurchlässigkeit mit der Möglichkeit der exakten Repositionierung bei gleichzeitig einfacher Gestaltung und Handhabung.

3.4.4 Aufbereitung nach Reposition

Damit die einzelnen Schnitte einander wieder leichter zugeordnet werden konnten, wurden an der Seite der Probestücke vor dem Sägen diagonal Rillen angebracht.

Nach Reposition wurde mit der Aufbereitung zu Testzwecken begonnen. Dabei stellte sich heraus, dass die Schnitte, aufgrund ihrer Kohäsion untereinander, ohne Probleme aufzubereiten waren, wenn vor dem ersten Instrument gespült wurde. Allerdings ist dieser Kohäsionseffekt nur dann nutzbar, wenn die Schichten auch exakt aufeinander zu liegen kommen und kein Restspalt verbleibt. Aus diesem Grunde wurde je eine Ecke der Aluminium-Vierkantrohre amputiert, um eine direkte Sichtkontrolle zu ermöglichen.

3.4.5 Digitalisierung der Schnitte

Über ein Makroskop (*Wild M 420, Leica, Bensheim, Deutschland*) wurden die einzelnen Schnitte vergrößert. Anfangs wurde versucht den ganzen Schnitt auf ein Bild zu bekommen, aber Probleme beim Ausmessen ergaben, dass eine höhere Vergrößerung nötig ist, um die Kanalflächen in der apikalen Region besser erfassen zu können. Tests zeigten, dass eine Vergrößerung von 1,25 x 6,3 x 2,0 die besten Ergebnisse erzielte. Über eine CCD(Charge-Coupled-Device)-Kamera wurde ein S-VHS(Super-VideoHomeSystem)-Signal erzeugt und auf einen Monitor projiziert, an dem ein Messgerät angeschlossen war. Die dadurch ermöglichte Vermessung am Monitor mittels zweier, gegeneinander verschiebbaren Parallelenpaaren stellte sich jedoch bei geometrisch nichtdefinierten Flächen als außerordentlich ungenau heraus. Deshalb wurde entschieden, das S-VHS-Signal der Kamera über eine TV(TeleVision)-Karte in einen Computer einzuspeisen.

3.4.6 Vermessen der Kanäle

Die Suche nach einer geeigneten Software zur Vermessung der Kanalquerschnitte gestaltete sich schwierig, da die meisten Bildverarbeitungsprogramme keine Flächenangaben ausgeben können, wenn die Flächen nicht genau definiert sind. Des Weiteren sollte dieses Programm möglichst einfach bedienbar und schnell sein. Nach Selektion blieben zwei Programme übrig, die für diese Studie geeignet erschienen. Mit der Software *ArcView*, einem Landschaftsvermessungsprogramm, ist es möglich, einzelne Messpunkte an der Kanalbegrenzung zu setzen, die, miteinander verbunden, ein Polygon definieren. Als problematisch stellte sich jedoch die Bestimmung der Anzahl und die örtliche Definition der Messpunkte heraus. Recherchen im Internet ergaben, dass ein von der *NASA* zur Vermessung von Planeten und für Schulungszwecke entwickeltes Programm namens *IMAGE 2000* als geeignet erschien. In dieser Software ist es möglich, Flächen mit der Maus zu umfahren und sich die Pixelanzahl angeben zu lassen.

3.5 Hauptversuche

3.5.1 Studienparameter

In dieser Studie werden verschiedene, auf dem Markt erhältliche, Ni-Ti- Feilen-Systeme unterschiedlicher Hersteller im Bezug auf ihre

- Aufbereitungseigenschaften
 - Die Differenzen der Kanalflächen vor und nach der Aufbereitung wurden in Pixel ermittelt und anschließend in mm² umgerechnet.
- Frakturhäufigkeiten
 - Die Instrumententypen und -größen wurden mit der Anzahl der Benutzungen und der eingestellten Endostepper[®]-Parameter vermerkt.
- Aufbereitungszeiten
 - Die zur Präparation benötigten Zeiten wurden mit einer Stoppuhr (*Junghans, Schramberg, Deutschland*) abgenommen und beinhalteten sämtliche Instrumentenwechsel und Spülvorgänge.
- Arbeitslängenverluste
 - Aufgezeichnet wurden die Differenzen der mit Hilfe der RVG(**R**adio-**V**isio-**G**raphie)-Methode ermittelten Arbeitslängen und den mit den Masterfeilen tatsächlich erreichten Längen.

vergleichend untersucht.

Die Aufbereitung aller Kanäle mit den drei verschiedenen Systemen, sowie die Aufzeichnung und Auswertung der Studienparameter wurden von einem Behandler durchgeführt.

3.5.2 Auswahl der Versuchszähne

Bei der Auswahl der Zähne stellte sich heraus, dass die beiden mesialen Kanäle unterer Molaren meist das Kriterium für stark gekrümmte Kanäle (Schneider, 1971) erfüllen. Bei der Vermessung stellte aber der oft vorhandene Isthmus eine Schwierigkeit dar, denn es ist nicht immer möglich, die Kanäle exakt gegeneinander abzugrenzen.

Die mesiobukkalen und distobukkalen Kanäle oberer Molaren eignen sich hier besser, da die Unterschiede in den Kanalflächen-größen geringer ausfallen. Aufgrund dieser Eigenschaften wurden nur Molaren des Oberkiefers für diese Studie ausgewählt.

Alle verwendeten Zähne wurden nach der Extraktion und zwischen

den einzelnen Studienabläufen in 0,1%iger Thymollösung aufbewahrt. Die äußerlich sichtbare Krümmung der Wurzeln stellte ein erstes Auswahlkriterium dar. Nach dem Säubern der Molaren mit Ultraschall (*Cavitron*[®], *Siemens AG, München, Deutschland*) und einem Scaler (*Hu-Friedy, Leiman, Deutschland*), wurde mit einem Diamantbohrer (*Gebr. Brasseler, Lemgo, Deutschland*) im roten Winkelstück (*KaVo, Biberach, Deutschland*) trepaniert. Mit einer Hedströmfeile Iso 15 (*VDW-Antaeos, München, Deutschland*) wurde die Durchgängigkeit geprüft und eine erste Röntgenaufnahme erstellt, durch die ersichtlich wurde, welche Kanäle eine geeignete Krümmung aufwiesen.



Abbildung 13: Mesiale Kanäle eines UK-Molaren



Abbildung 14: Distobukkaler Kanal eines OK-Molaren

3.5.3 Testgruppeneinteilung

Die Wurzelkanäle wurden entsprechend ihrer Krümmungswinkel in verschiedene Gruppen vorsortiert, aus denen dann randomisiert in die drei Testgruppen verteilt wurde. Dadurch wurde gewährleistet, dass alle Testgruppen eine annähernd gleiche Verteilung der Krümmungswinkel aufwiesen.

<i>Feilen-System</i>	FlexMaster[®]	ProFile[®]	RaCe[™]
Nr.	1	2	3
Mittelwert	43,75	42	41
Stabw	9,85	12,92	9,68
Median	45	42,5	40
Min	25	25	25
Max	60	65	60
Signifikant* zu			
Regular-Test			
Duncan-Test			
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 10: Statistische Werte der Krümmungswinkel in den einzelnen Testgruppen

3.5.4 Erstellen der Probekörper

3.5.4.1 Das Einbettssystem

Das Einbettssystem besteht aus einem Aluminium-Vierkantrohr (20mm x 20mm x 40mm) und einer U-förmigen Leiste (24mm x 20mm x 40mm), die auf die Unterseite des Rohres geschoben werden kann.

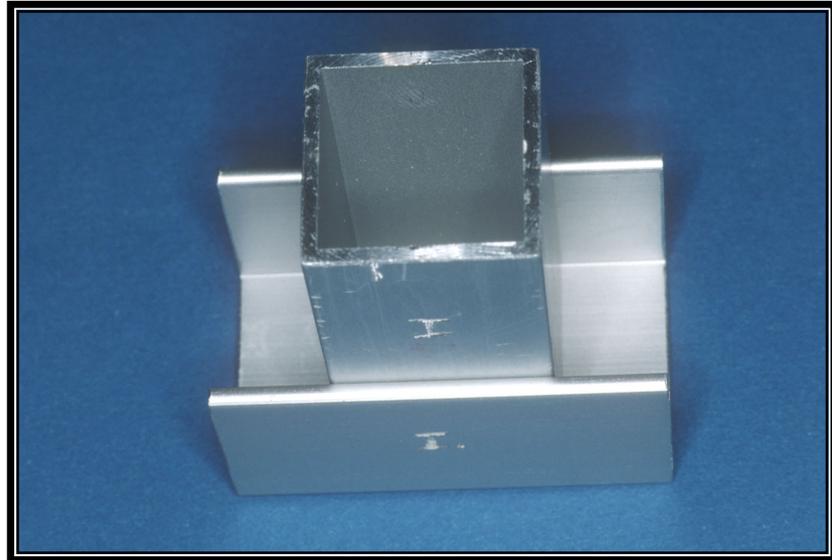


Abbildung 15: Einbettssystem aus Aluminium

Wie schon in den Vorversuchen beschrieben, wurde der trepanierte Zahn mit einem Stück Draht auf die Einbettform gelegt. Dann wurde Technovit® von der Seite eingefüllt. Nach dem Auskühlen im Wasserbad konnten die Blöcke aus dem Behältnis herausgeschoben werden.

Auf einer Seite der Probblöcke wurde diagonal eine Markierungsrille mit einer Trennscheibe angebracht, wodurch die Zuordnung der Schnitte nach dem Sägen erleichtert werden sollte.

Um den Referenzpunkt zur Arbeitslängenbestimmung exakt zu definieren wurden die in Technovit® eingebetteten Zähne mit einem Trimmer koronal gekappt.

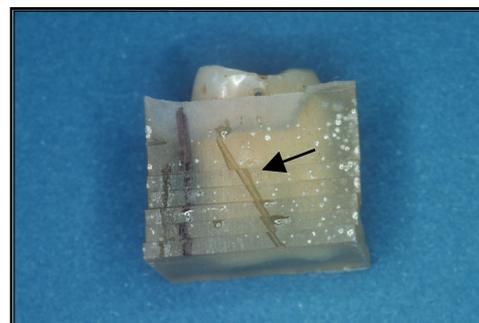
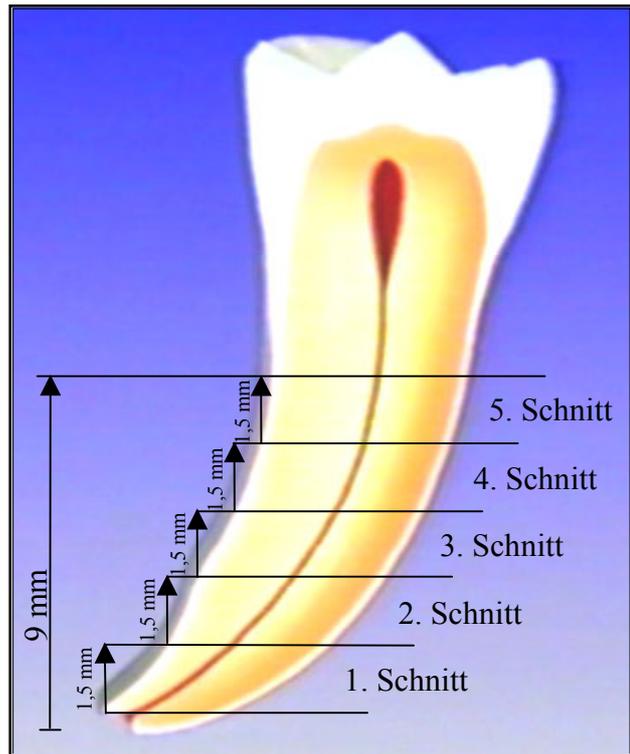


Abbildung 16: Gesägter Probblock

3.5.5 Sägen der Probekörper

Die verwendete Innenlochsäge besitzt in der Mitte einen Objekthalter, der durch drei arretierbare Backen die Befestigung des Probekörpers ermöglicht. Die Probelöcke wurden entsprechend den Klemmbacken mit kleinen Kerben versehen, um eine sichere Befestigung zu gewährleisten. Durch eine feinjustierbare Schraube lässt sich der mit der Aufnahme verbundene Schlitten vertikal verschieben.

Vom Apex des aufzubereitenden Kanal aus, wurde mit einem Lineal 9mm nach koronal gemessen. Dort wurde der erste Schnitt gesetzt. Die nächsten 5 Schnitte wurden im 1,5mm Abstand gesägt. So entsteht, wegen eines Schnittverlustes von ca. 300 µm, eine durchschnittliche Schichtdicke von ca. 1,2 mm. Falls an einem Versuchszahn mehrere Kanäle verwendet werden konnten, wurde von der weiter koronal gelegenen Wurzelspitze aus gemessen und dann nach apikal



Skizze 1: Schematische Darstellung der Schnittlage

weitergesägt, bis die apikale Region des zusätzlichen Kanals ebenfalls erfasst wurde. Daraus resultiert die teilweise unterschiedliche Anzahl (bis zu n=8) der ausgemessenen Schichten in der Auswertung.

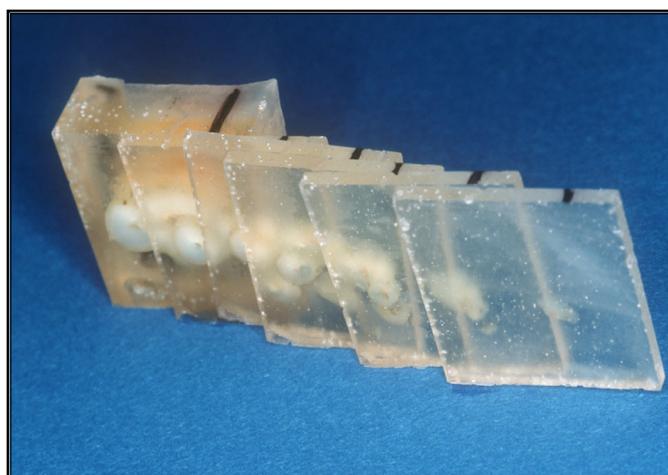


Abbildung 17: Ansicht der Schnitte von apikal

3.5.6 Röntgen der Probekörper

Aufgrund der einfacheren Handhabung, der guten Vorversuchsergebnisse und der Zeitersparnis wurde eine digitale Röntgentechnik gewählt. Der verwendete Röntgensensor (Schick Technologies Inc.) ist im Vergleich zu anderen RVG-Methoden nicht mit einem CCD-Chip, sondern mit einem APS(Active-Pixel-Sensor)-Chip bestückt. Vorteil, laut Herstellerangaben, ist die bessere Kontrastgebung und Auflösung. Außerdem kann dieser Sensor ohne weitere Stromversorgung an ein Laptop angeschlossen werden. Alle Probekörper wurden vor und nach der Aufbereitung geröntgt. Gemäß der nicht immer gleichen Lage der Zähne im Block bzw. des Vorhandenseins mehrerer benutzbarer Kanäle wurden die Blöcke von vier Perspektiven aus geröntgt, um die Arbeitslängen und den Arbeitslängenverlust gut bestimmen zu können. Alle zur Messaufnahme verwendeten K-Bohrer (mesiobukkal) und Hedströmfeilen (distobukkal) mit Iso-Größe 15 klemmten apikal. Die Bestimmung der Arbeitslängen, der Arbeitslängenverluste und der Lage des Krümmungsbeginns wurden unter Verwendung der mitgelieferten Software „Merlin“ durchgeführt.

Außerdem wurden auf den Röntgenmessaufnahmen mit Hilfe des Programms „Image 2000“ die Krümmungswinkel bestimmt.

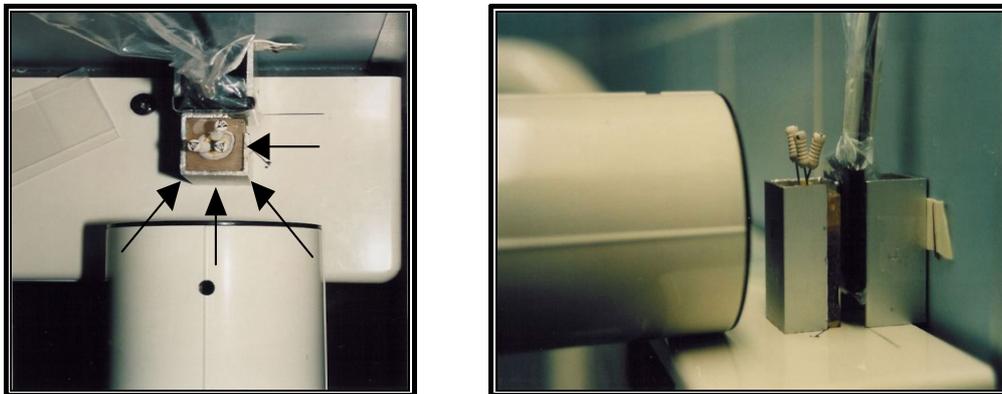


Abbildung 18: Röntgen der Testblöckchen (Pfeile = Richtungen der versch. Röntgenperspektiven)

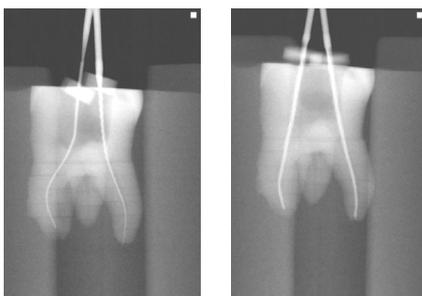


Abbildung 19: : Röntgenmessaufnahme (li.) und Aufnahme mit RaCeTM-Instrumenten (re.).

3.5.7 Digitalisierung der Schnitte

Die Unterseite aller Kanalschnittflächen zuzüglich der Oberseite des koronalsten Schnittes wurden vor und nach der Aufbereitung digitalisiert. Die unter einem Makroskop vergrößerten Bildinformationen wurden dazu mit einer CCD-Kamera aufgenommen und das S-VHS-Signal über eine TV-Karte in den Computer eingespeist. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Schnitte immer in der gleichen Orientierung unter dem Objektiv zu liegen kamen. Die Software der TV-Karte ermöglichte das Abspeichern der Daten im Bitmap-Format (24-bit, 768x576 Pixel). Der Einsatz der Software Image 2000 führt zu einer sehr genauen Analyse der Kanalquerschnittsflächen, da durch Vergrößerung der Bilder eine exaktere Bestimmung der Polygone ermöglicht wurde. Trotz größter Sorgfalt bei der Analyse der Wurzelkanalschnittflächen, ist es unmöglich die exakte Fläche anzugeben. Die Anatomie eines Wurzelkanals ist eine geometrisch nicht bestimmbare und somit nur näherungsweise zu ermittelnde Struktur. Eine analoge Vermessung am Bildschirm durch das an die Kamera angeschlossene Messgerät hätte jedoch zu einer noch ungenaueren Bestimmung geführt.

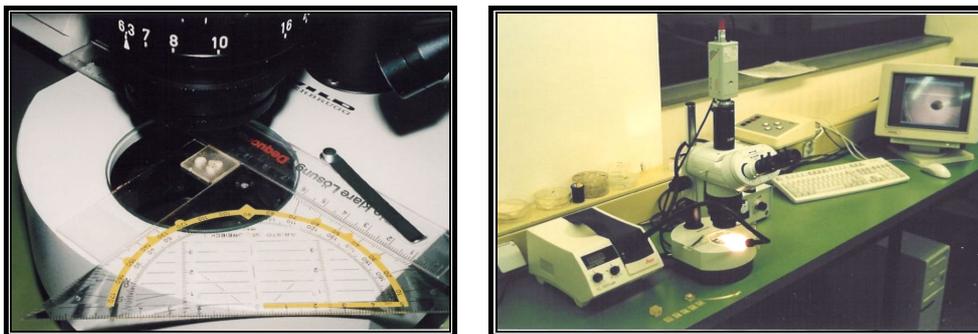


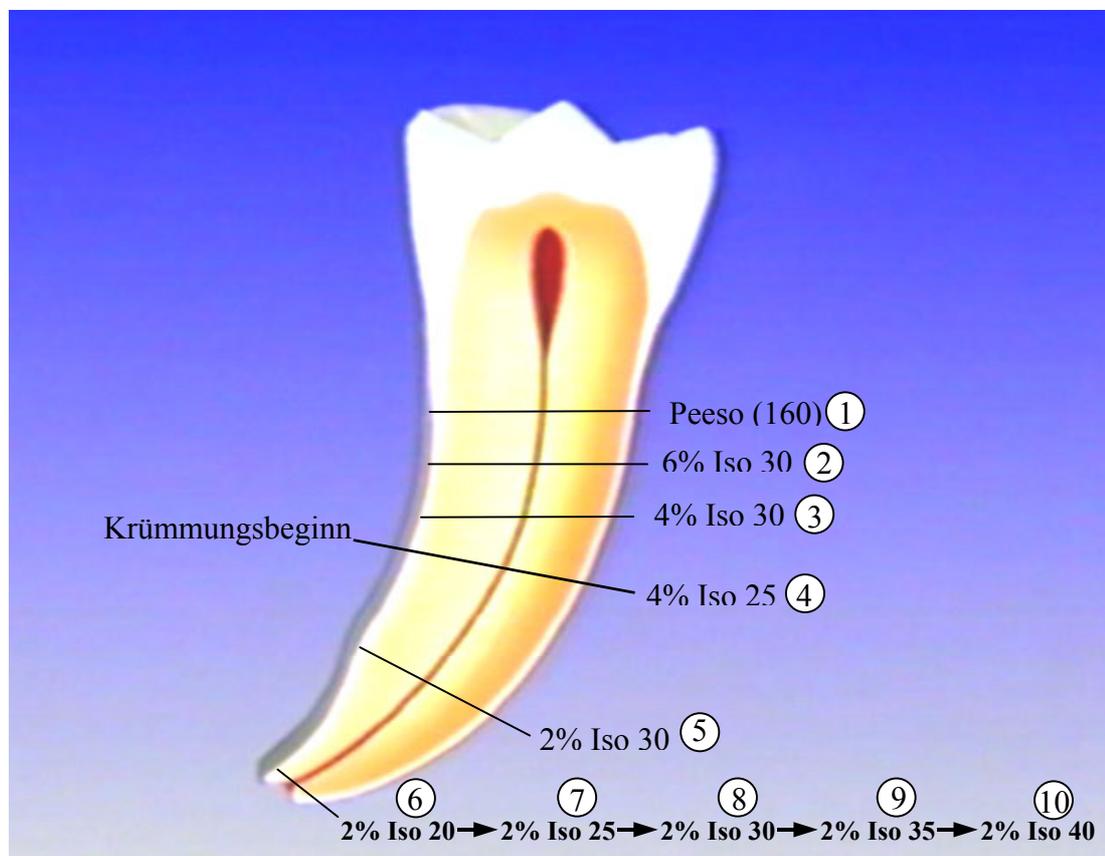
Abbildung 20: Schnitte unter dem Makroskop (li.) und Apparatur zur Digitalisierung (re.)

3.5.8 Aufbereitung

3.5.8.1 Aufbereitungsmethode

Es wurde die Crown-Down Technik angewandt. Alle Instrumente wurden vor ihrem Einsatz mit einem 1:1-Gemisch aus Instillagel[®] und Glyde[™] beschickt. Vor der Aufbereitung und nach jedem Aufbereitungsschritt wurde der Kanal mit je 1ml der 3%igen H₂O₂-Lösung und der 2,5%igen Natriumhypochlorid-Lösung gespült.

3.5.8.2 Aufbereitungssequenz



Skizze 2: Schematische Darstellung der Aufbereitungssequenz

Legende:

Durch den Krümmungsbeginn wird die Arbeitslänge in zwei Abschnitte geteilt.

Der koronale Anteil wird in vier gleich lange Abschnitte geteilt, die 4%ige Iso 25 Feile erreicht den Krümmungsbeginn. (1 – 4)

Der apikale Anteil wird durch die Arbeitslänge der 2%igen Iso 30 Feile halbiert.(5)

Alle weiteren Feilen erreichen die Arbeitslänge. (6 – 10)

3.5.9 Softwaregestützte Vermessung der Kanalschnittflächen

Die verwendete Software Image 2000 ist ein im Internet frei zugängliches, auf der Programmiersprache Java basierendes Programm, das nach Registrierung kostenlos heruntergeladen werden kann. Es stammt aus der NASA-Forschung und wird dort zur Analyse von Planetenaufnahmen verwendet.

Jeweils zu Beginn der beiden Mess-Serien, wurde das System mit einem Normkörper geeicht. Die gemittelten Umrechnungsfaktoren von Pixel in mm^2 betragen demnach für den unbehandelten Kanal 39601 Pixel/mm^2 und für den aufbereiteten Kanal 38809 Pixel/mm^2 .

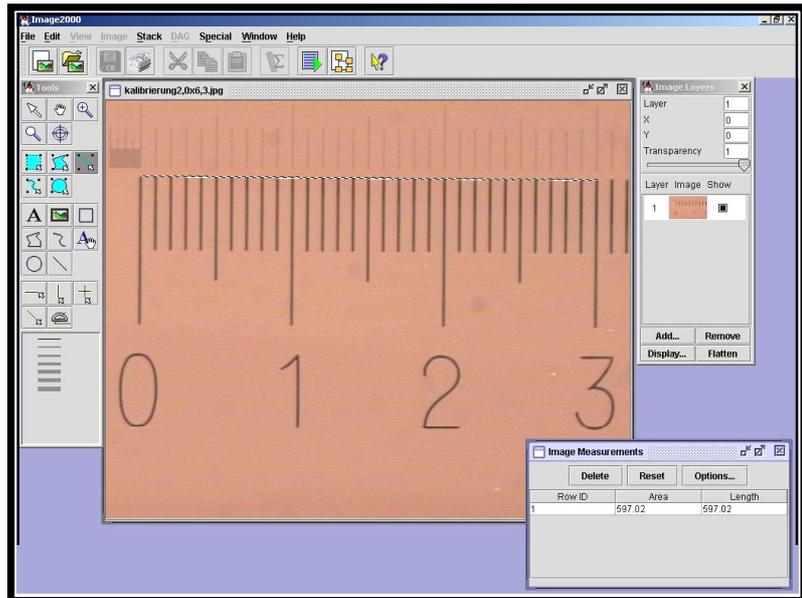


Abbildung 21: Eichung des Computer-Systems (Screenshot)

Anmerkung: Die unterschiedlichen Umrechnungsfaktoren resultieren aus geringen Abweichungen bei der Feinjustierung des Makroskops.

Zur Vermessung wurde jedes Bild auf 200% vergrößert und anschließend der Kanal mittels eines Freihand-Werkzeugs mit der Maus umfahren. Anschließend wurde die ermittelte Fläche in Pixel vermerkt

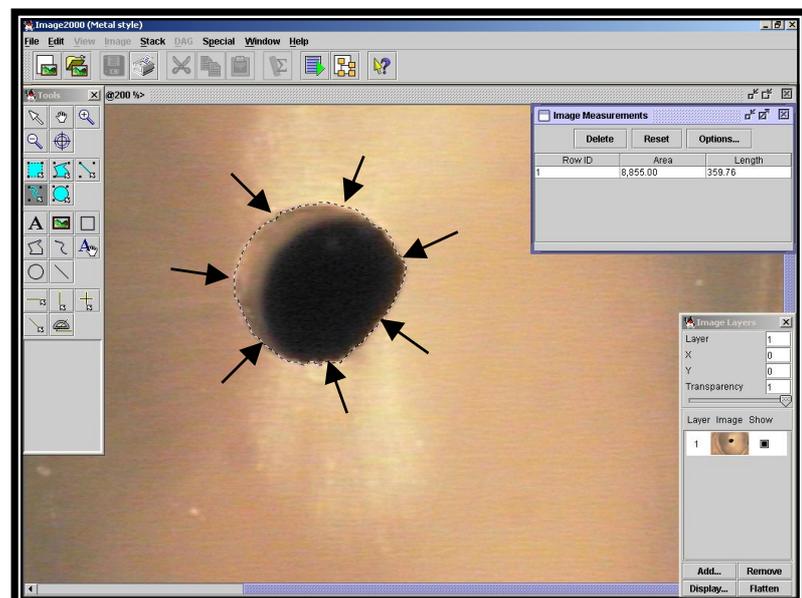


Abbildung 22: Vermessung der Kanäle mit Image 2000 (Screenshot)

und mit Hilfe des zuvor ermittelten Eichfaktors auf mm² umgerechnet. Die daraus errechneten Kanalflächenerweiterungen ($F_{\text{diff.}} = F_{\text{nachher}} - F_{\text{vorher}}$) wurden statistisch ausgewertet.

Problematisch gestaltete sich die Vermessung derjenigen Schnitte, die einen Seitenkanalabgang beinhalteten. In diesen Fällen wurden diese Schnittflächen in die Berechnung miteinbezogen, sofern sie eine Verbindung zum Hauptkanal aufwiesen.

3.5.10 Statistik

Aus den 20 Kanalflächendifferenzen pro Schnitt ($F_{\text{diff.}} = F_{\text{nachher}} - F_{\text{vorher}}$) der drei Testgruppen wurden die Mittelwerte, die Standardabweichungen, die Medianwerte, die Minima und die Maxima eruiert. Dieselben Werte wurden für die Summen der Kanalflächenerweiterungen aller Schichten (Gesamtabtrag), der Abweichungen am Krümmungsbeginn und, ausgehend davon, den Abweichungen in den jeweils angrenzenden Schichten ermittelt. Zur explorativen Datenanalyse wurde eine One-Way-ANOVA-Analyse (NCSS 2000) mittels des „Skewness Normality of Residuals-Test“ verwendet. Die Überprüfung der Nullhypothese ($H_0 =$ Keine Unterschiede in der Kanalerweiterung bezüglich des verwendeten Feilen-Systems) wurde mit Hilfe des Duncan's Multiple-Comparison Test und des Kruskal-Wallis Multiple Comparison Z-Value Test mit einem korrigiertem Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ (Bonferroni) durchgeführt. Wurde nach der Bonferroni-Korrektur keine Signifikanz festgestellt, kam der Regular-Test zur Anwendung.

4 Studienergebnisse

4.1 Aufbereitungszeit

Der höchste Mittelwert bei den Aufbereitungszeiten ergab sich mit 844,5 Sekunden in der Testgruppe FlexMaster[®], der geringste mit 715,5 Sekunden bei RaCe[™]. Eine Signifikanz nach Bonferroni, wie auch nach dem Duncan-Test, ergab sich bei der Gruppe FlexMaster[®] zur Gruppe RaCe[™].

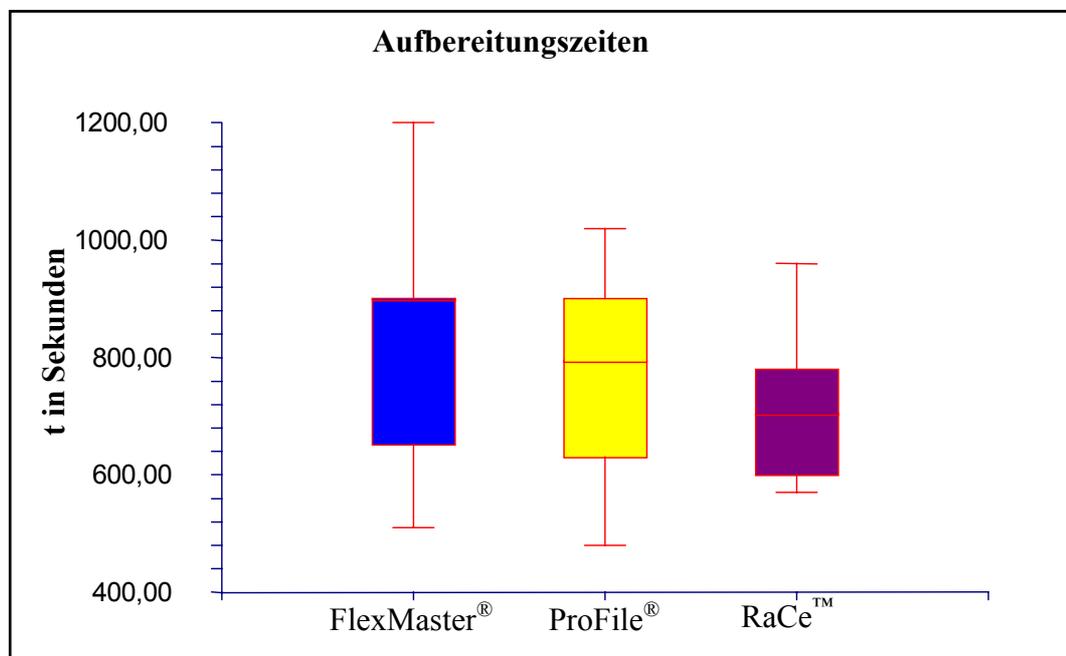


Diagramm 1: Aufbereitungszeiten

Feilen-System	FlexMaster [®]	ProFile [®]	RaCe [™]
Nr.	1	2	3
Mittelwert	844,50	781,50	715,50
Stabw	183,46	151,56	116,10
Median	900,00	795,00	705,00
Min	510,00	480,00	570,00
Max	1200,00	1020,00	960,00
Signifikant* zu	3		1
Regular-Test			
Duncan-Test	3		1
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 11: Statistik der Aufbereitungszeiten

4.2 Arbeitslängenverlust

Der größte Mittelwert mit 0,73 mm ist in der Testgruppe RaCe™ zu finden, der geringste mit 0,18 mm bei FlexMaster®. Es ergab sich nach Bonferroni eine Signifikanz zwischen den Testgruppen FlexMaster® und RaCe™. Im Duncan-Test war zusätzlich eine Signifikanz zwischen ProFile® und RaCe™ zu ermitteln. ProFile® war zu RaCe™ nach dem Regular-Test signifikant.

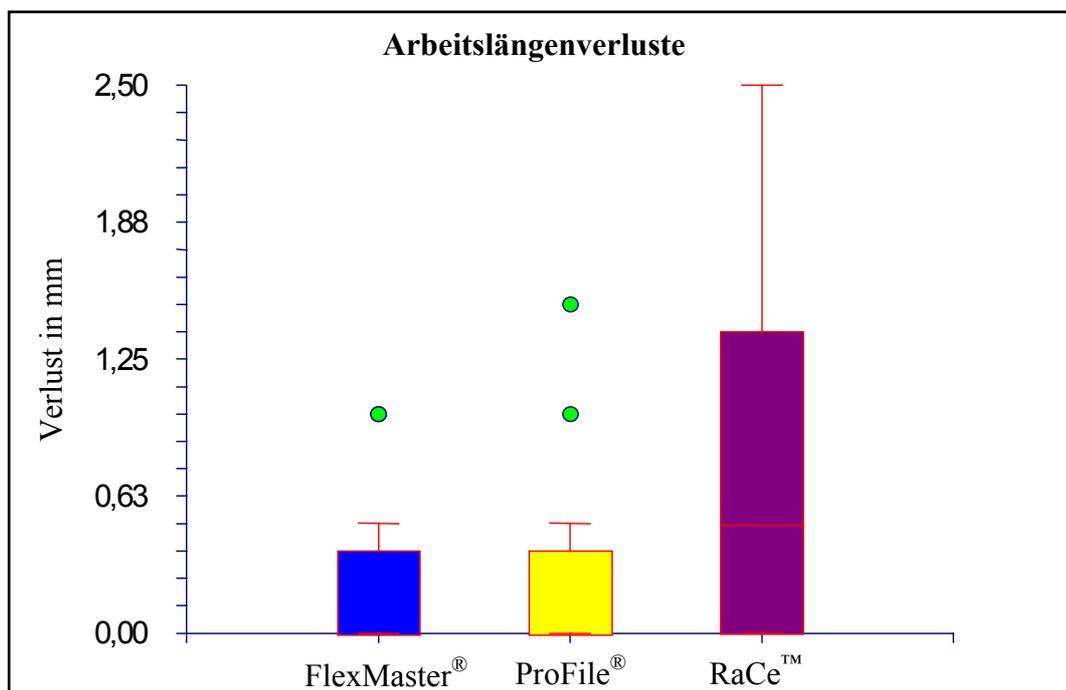


Diagramm 2: Arbeitslängenverluste

Feilen-System	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,18	0,20	0,73
Stabw	0,34	0,41	0,82
Median	0,00	0,00	0,50
Min	0,00	0,00	0,00
Max	1,00	1,50	2,50
Signifikant* zu	3		1
Regular-Test		3	2
Duncan-Test	3	3	1 ; 2

* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test

Tabelle 12: Statistik der Arbeitslängenverluste

4.3 Frakturhäufigkeit

Bei FlexMaster[®] waren keine Frakturen zu beobachten. Bei ProFile[®] brachen insgesamt 6 Feilen und am schlechtesten schnitt RaCe[™] mit insgesamt 11 frakturierten Instrumenten ab.

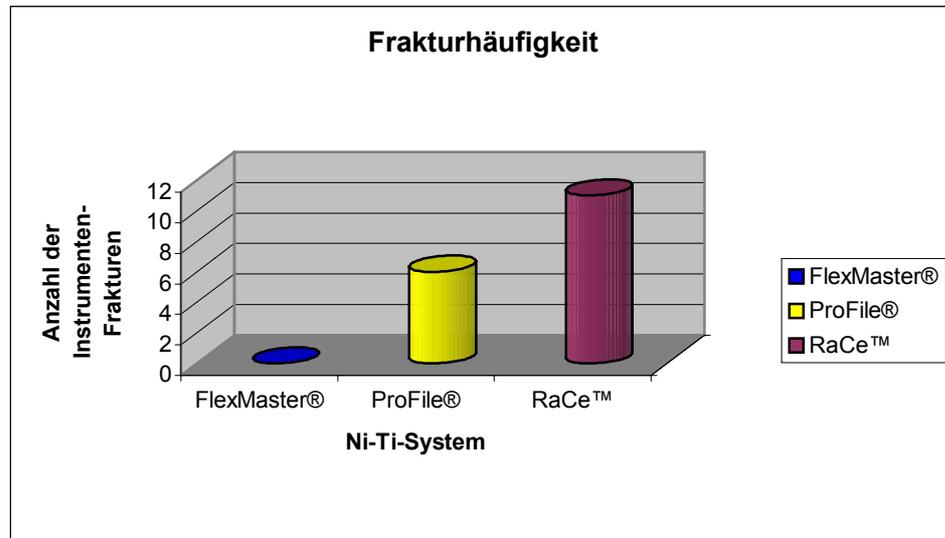


Diagramm 3: Frakturhäufigkeiten

Bei der Analyse der Frakturen stellte sich heraus, dass die höchste Frakturneigung bei ProFile[®] bei einer mittleren Verwendung der Instrumente von 2 mal besteht. Bei RaCe[™] liegt dieser Wert bei 2,73 mal. Es ergab sich hieraus eine Signifikanz im Duncan-Test von FlexMaster[®] mit 0 Frakturen zu den anderen beiden Gruppen.

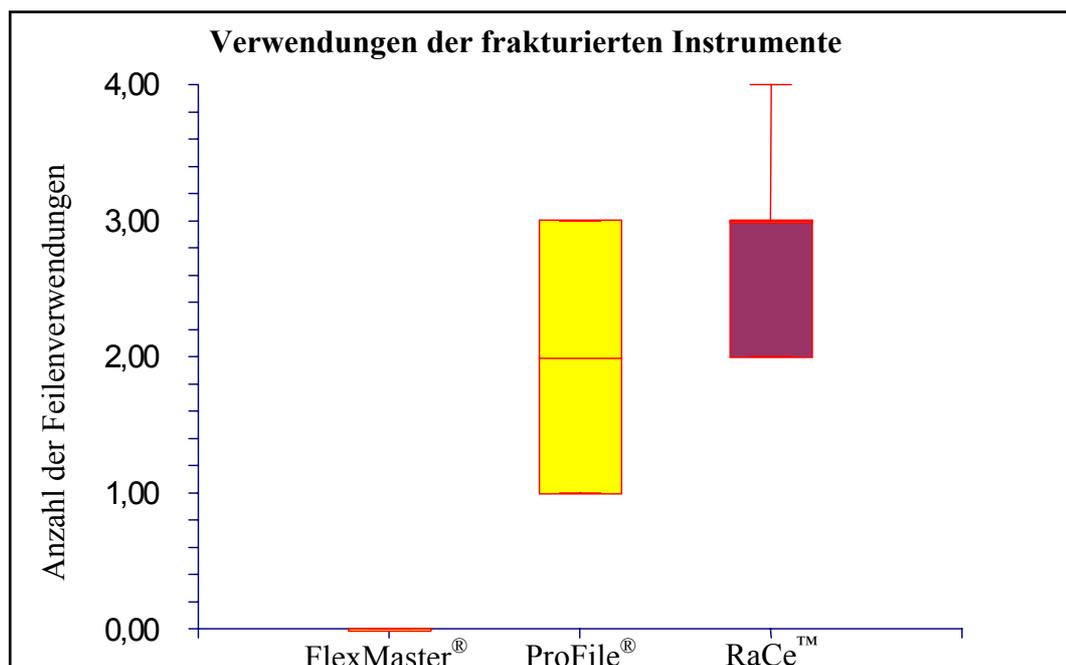


Diagramm 4: Verwendungen der frakturierten Instrumente.

<i>Feilen-System</i>	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,00	2,00	2,73
Stabw		1,10	0,79
Median	0,00	2,00	3,00
Min	0,00	1,00	2,00
Max	0,00	3,00	4,00
Signifikant* zu			
Regular-Test			
Duncan-Test	2 ; 3	1	1
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 13: Statistik der Feilenverwendungen bis zum Bruch

4.3.1 Aufstellung der frakturierten Instrumente

Frakturierte ProFile®-Instrumente:

- 1 x 2% Iso 20 Parametereinstellung: 4% Iso 15
- 1 x 2% Iso 30 Parametereinstellung: 4% Iso 20
- 1 x 2% Iso 35 Parametereinstellung: 4% Iso 25
- 1 x 2% Iso 20 Parametereinstellung: 4% Iso 20
- 1 x 2% Iso 20 Parametereinstellung: 4% Iso 15
- 1 x 2% Iso 20 Parametereinstellung: 4% Iso 15

Frakturierte RaCe™-Instrumente:

- 3 x 2% Iso 20 Parametereinstellung: 2% Iso 25
- 1 x 2% Iso 30 Parametereinstellung: 2% Iso 25
- 1 x 2% Iso 30 Parametereinstellung: 2% Iso 30
- 2 x 2% Iso 35 Parametereinstellung: 2% Iso 35
- 2 x 2% Iso 40 Parametereinstellung: 2% Iso 30
- 1 x 2% Iso 40 Parametereinstellung: 2% Iso 35
- 1 x 2% Iso 40 Parametereinstellung: 2% Iso 40

Anmerkung:

Die *Parametereinstellung* gibt die *EndoStepper®-Einstellung* wieder, mit denen die Instrumente betrieben wurden, da nicht alle Instrumentengrößen zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung in der Software anwählbar waren.

Wenn ein Instrument frakturierte, wurden die Einstellungen dieser Instrumentengröße bei der nächsten Verwendung herabgesetzt, um festzustellen, ob dies einen Bruch verhindern hätte können.

4.4 Kanalflächenabweichungen

4.4.1 Gesamtabtrag

Bei der Analyse aller Flächendifferenzen in allen vermessenen Schichten ergab sich eine Signifikanz nach Bonferroni für RaCe™, mit dem höchsten Mittelwert von 0,26 mm², zu den anderen beiden Testgruppen, wobei ProFile® den niedrigsten Mittelwert mit 0,16 mm² aufwies. Die gleichen Signifikanzen resultierten im Duncan-Test.

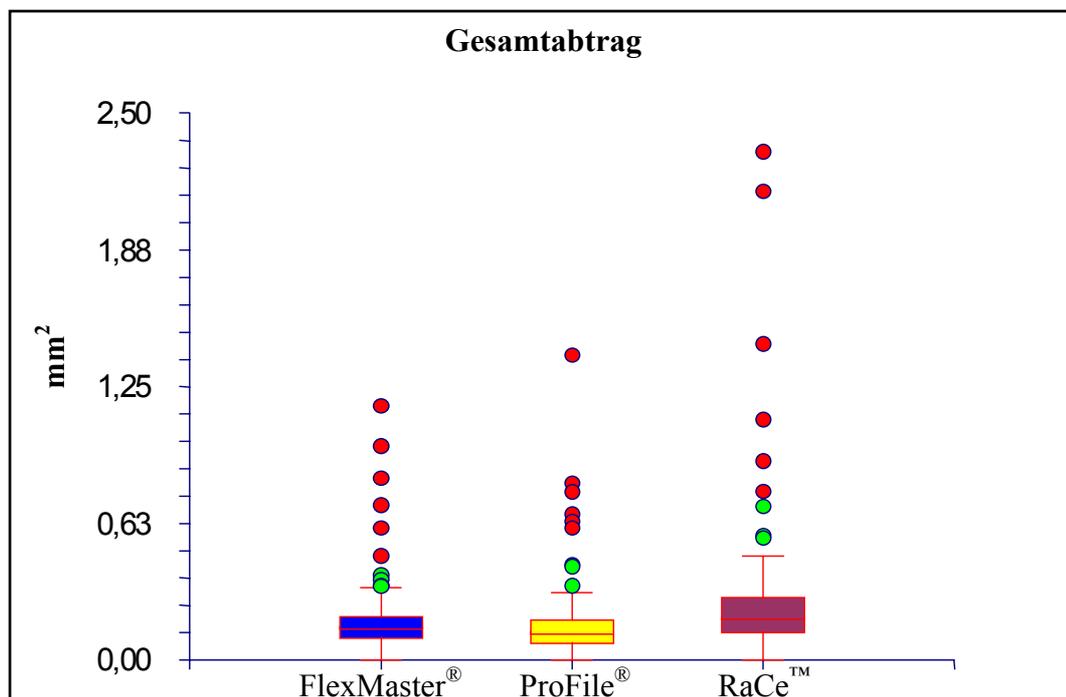


Diagramm 5: Gesamtabtrag

Feilen-System	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,18	0,16	0,26
Stabw	0,15	0,16	0,31
Median	0,15	0,13	0,20
Min	0,00	0,00	0,00
Max	1,16	1,39	2,32
Signifikant* zu	3	3	1;2
Regular-Test			
Duncan-Test	3	3	1;2
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 14: Statistik des Gesamtabtrags

4.4.2 FlexMaster®

Bei der statistischen Auswertung der Flächendifferenzen in den einzelnen Schnittebenen ergab sich in der Testgruppe FlexMaster® der größte Mittelwert mit $0,29 \text{ mm}^2$ in der Ebene 6 und der kleinste Mittelwert mit $0,11 \text{ mm}^2$ in der Ebene 7. Signifikant nach Bonferroni war hier der Schnitt 1 zum Schnitt 5. Nach dem Regular-Test waren die Ebene 1 zu den Ebenen 2 und 6, die Ebenen 5 und 6 zur Ebene 7 signifikant.

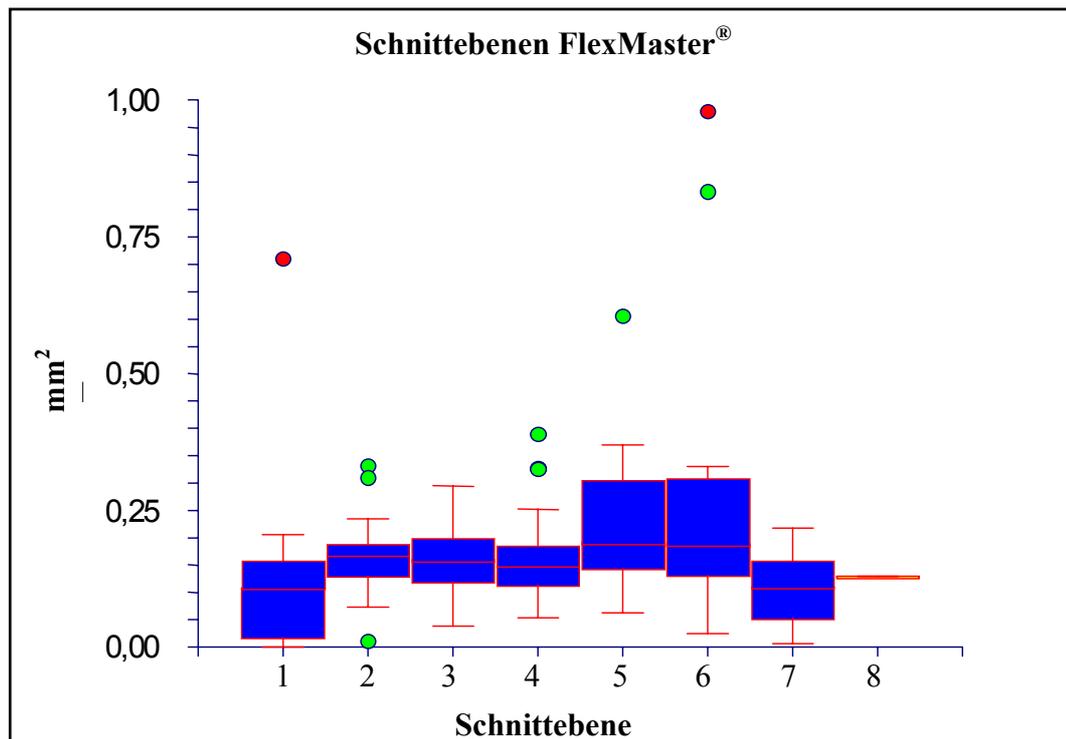


Diagramm 6: Schnittebenenabträge FlexMaster®

Schnitt-Nr.	1	2	3	4	5	6	7	8
Mittelwert	0,13	0,17	0,16	0,17	0,23	0,29	0,11	0,13
Stabw	0,15	0,07	0,06	0,09	0,12	0,29	0,07	0,00
Median	0,11	0,17	0,16	0,15	0,19	0,19	0,11	0,13
Min	0,00	0,01	0,04	0,05	0,06	0,02	0,01	0,13
Max	0,71	0,33	0,29	0,39	0,61	0,98	0,22	0,13
Signifikant* zu	5				1			
Regular-Test	2 ; 6	1			7	1 ; 7	5 ; 6	
Duncan-Test								

* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test

Tabelle 15: Statistik der Schnittebenenabträge von FlexMaster®

4.4.3 ProFile®

Bei der statistischen Auswertung der Flächendifferenzen in den einzelnen Schnittebenen ergab sich in der Testgruppe ProFile® der größte Mittelwert mit $0,41 \text{ mm}^2$ in der Ebene 7 und der kleinste Mittelwert mit $0,08 \text{ mm}^2$ in der Ebene 1. Es waren keine Signifikanzen nach Bonferroni feststellbar. Im Duncan-Test zeigten sich Signifikanzen der Ebene 7 zu allen anderen Ebenen. Nach dem Regular-Test war Ebene 1 zu 2, 4, 5, 6 und 7 signifikant.

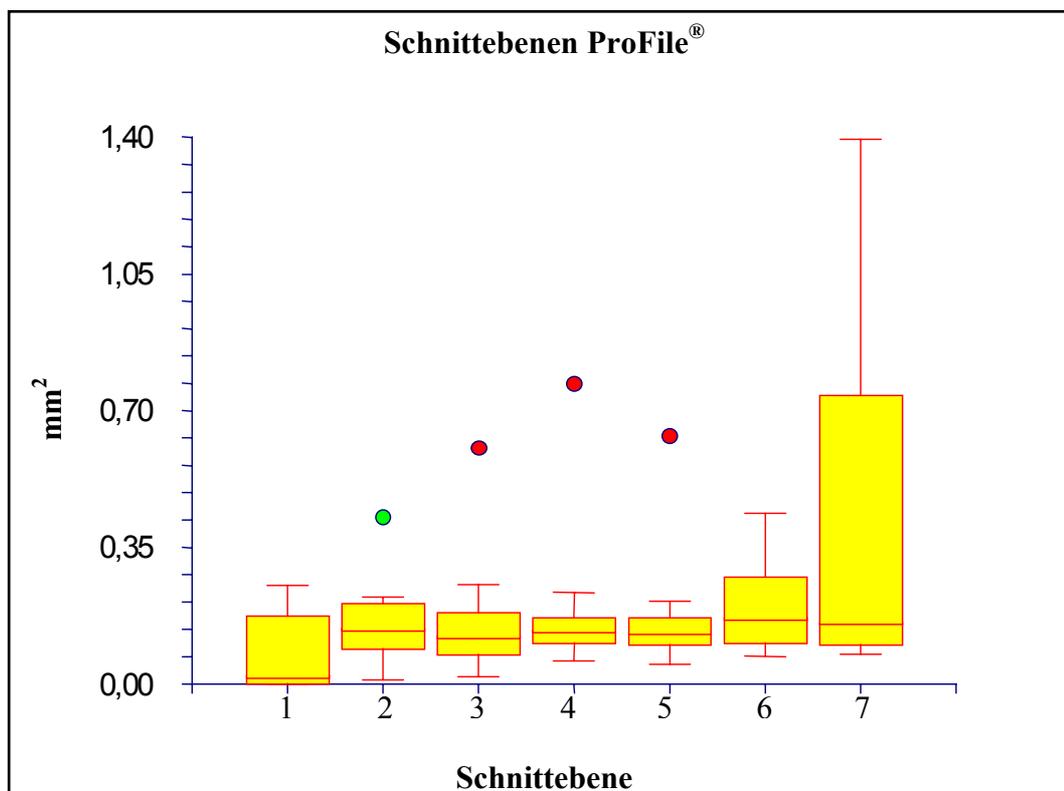


Diagramm 7: Schnittebenenabträge ProFile®

Schnitt-Nr.	1	2	3	4	5	6	7
Mittelwert	0,08	0,15	0,15	0,17	0,16	0,19	0,41
Stabw	0,09	0,09	0,13	0,15	0,12	0,10	0,46
Median	0,02	0,14	0,12	0,14	0,13	0,17	0,16
Min	0,00	0,01	0,02	0,06	0,05	0,07	0,08
Max	0,25	0,43	0,61	0,77	0,64	0,44	1,39
Signifikant* zu							
Regular-Test	2;4;5;6;7	1		1	1	1	1
Duncan-Test	7	7	7	7	7	1;2;3;5;4;6	7

* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test

Tabelle 16: Statistik der Schnittebenenabträge von ProFile®

4.4.4 RaCe™

Bei der statistischen Auswertung der Flächendifferenzen in den einzelnen Schnittebenen ergab sich in der Testgruppe RaCe™ der größte Mittelwert mit 0,76 mm² in der Ebene 7 und der kleinste Mittelwert mit 0,09 mm² in der Ebene 1. Als signifikant nach Bonferroni stellte sich die Ebene 7 zu allen anderen Ebenen heraus. Im Duncan-Test zeigten sich Signifikanzen der Ebenen 7 und 8 zu allen anderen Ebenen. Nach dem Regular-Test war Ebene 7 zu 2, 3, 4, 5 und Ebene 8 zur Ebene 2 signifikant.

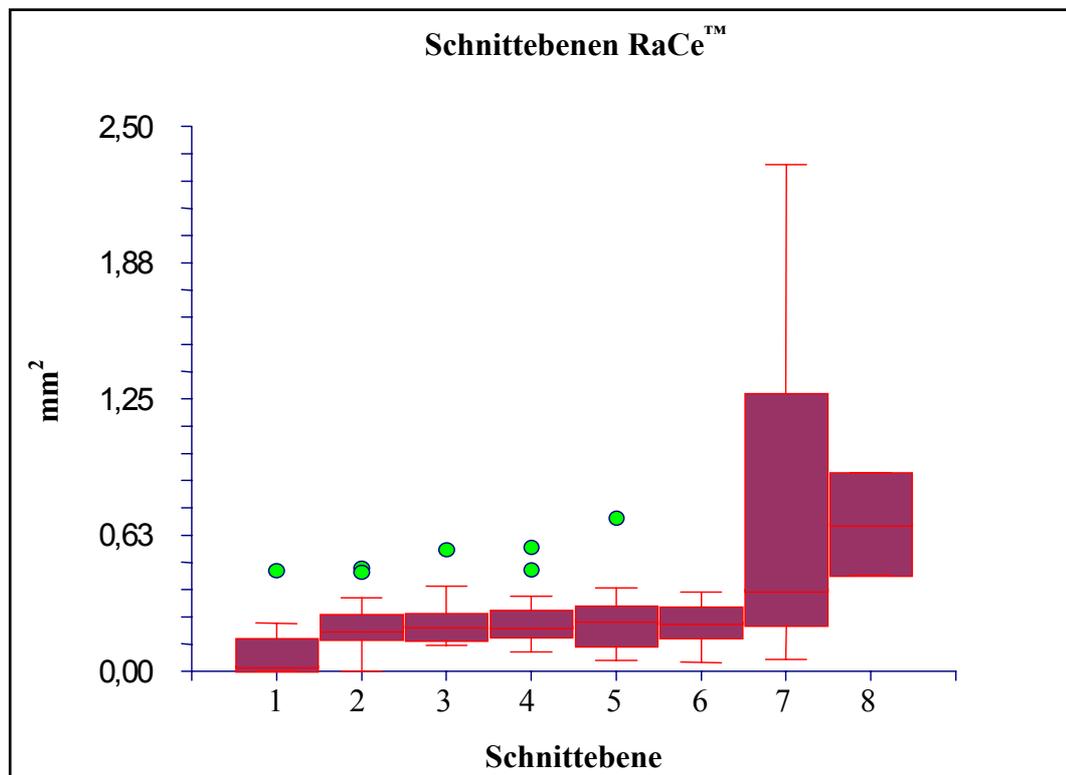


Diagramm 8: Schnittebenenabträge von RaCe™

Schnitt-Nr.	1	2	3	4	5	6	7	8
Mittelwert	0,09	0,21	0,23	0,23	0,23	0,22	0,76	0,68
Stabw	0,12	0,12	0,11	0,12	0,15	0,09	0,77	0,33
Median	0,03	0,19	0,21	0,21	0,24	0,23	0,37	0,68
Min	0,00	0,00	0,12	0,09	0,05	0,04	0,05	0,44
Max	0,46	0,47	0,56	0,57	0,70	0,36	2,32	0,91
Signifikant* zu	2;3;4;5;6;7;8	1	1	1	1	1	1	1
Regular-Test		7;8	7	7	7		2; 3;4;5	2
Duncan-Test	7;8	7;8	7;8	7;8	7;8	7;8	1;2;6;3;5;4	1;2;6;3;5;4

* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test

Tabelle 17: Statistik der Schnittebenenabträge von RaCe™

4.4.5 Koronal des Krümmungsbeginns

Der höchste Mittelwert in allen Schichten koronal der Krümmung wurde bei RaCe™ mit $0,36 \text{ mm}^2$, der niedrigste Mittelwert von $0,20 \text{ mm}^2$ bei ProFile® und FlexMaster® errechnet. Eine statistische Signifikanz nach Bonferroni ergab sich bei RaCe™ zu den beiden anderen Instrumententypen. Der Duncan-Test zeigte ein ähnliches Bild.

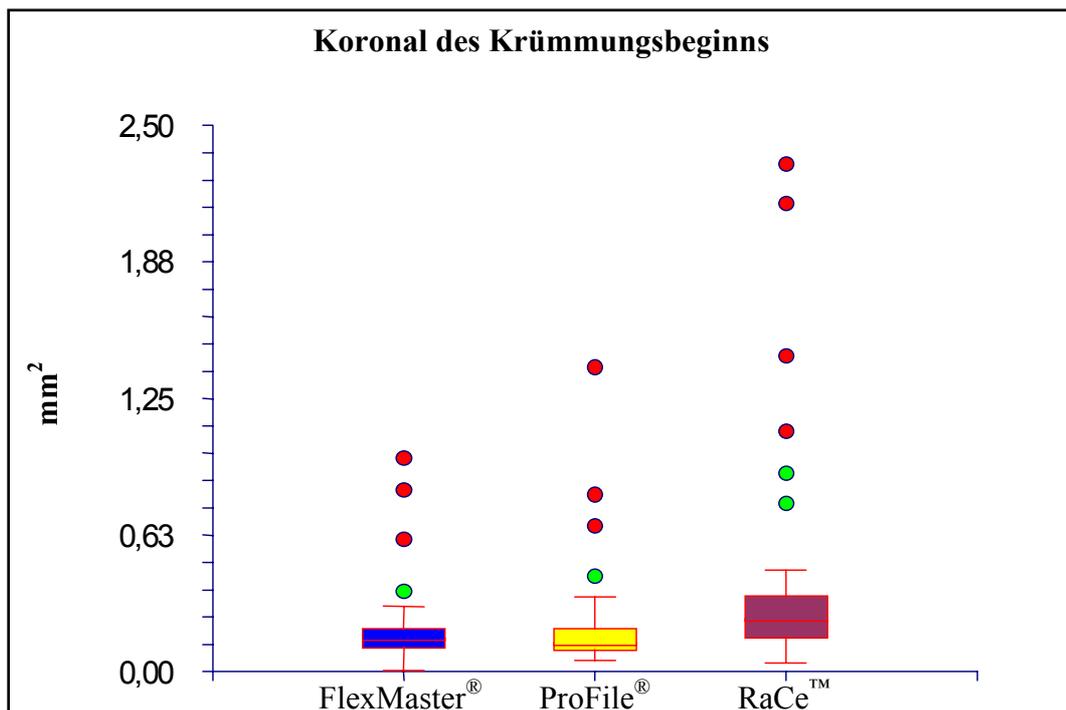


Diagramm 9: Abträge koronal des Krümmungsbeginns

Feilen-System	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,20	0,20	0,36
Stabw	0,18	0,23	0,44
Median	0,15	0,13	0,24
Min	0,01	0,05	0,04
Max	0,98	1,39	2,32
Signifikant* zu	3	3	1 ; 2
Regular-Test			
Duncan-Test	3	3	1 ; 2

* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test

Tabelle 18: Statistik der Abträge koronal des Krümmungsbeginns

4.4.6 Krümmungsbeginn

Der höchste Mittelwert in der Schnittebene, in der der Krümmungsbeginn liegt, wurde bei RaCe™ mit $0,20 \text{ mm}^2$, der niedrigste Mittelwert von $0,15 \text{ mm}^2$ bei ProFile® errechnet. Statistische Signifikanzen nach Bonferroni oder im Duncan-Test ergaben sich nicht. Der Regular-Test zeigte eine Signifikanz von FlexMaster® mit zu ProFile®.

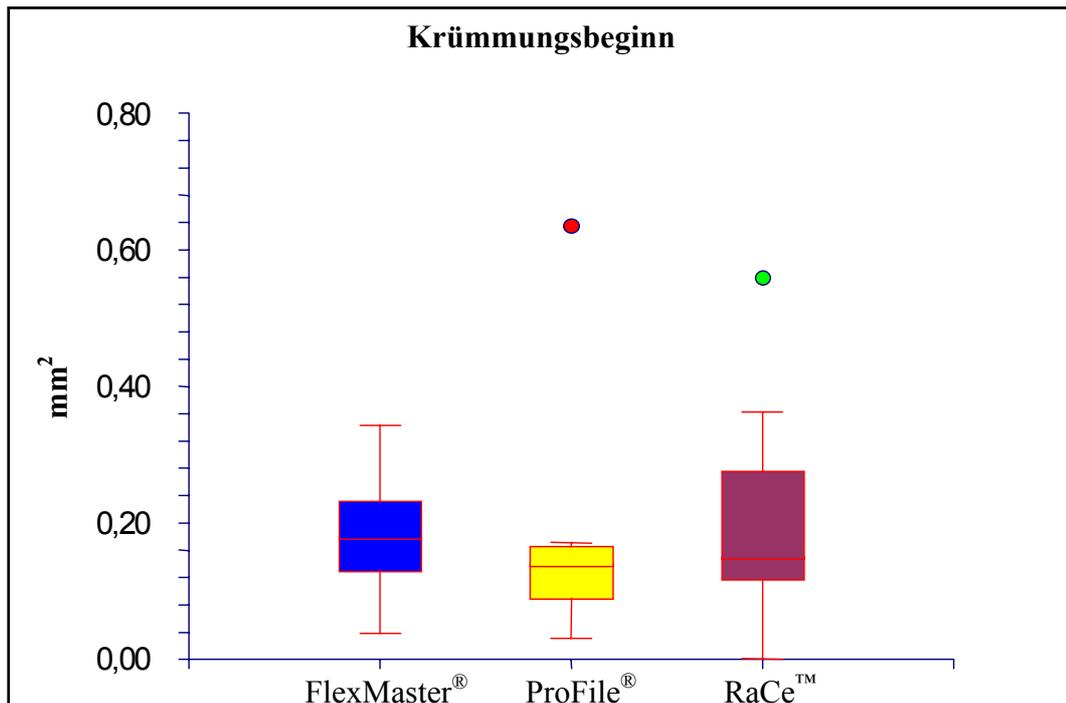


Diagramm 10: Abträge am Krümmungsbeginn

Feilen-System	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,19	0,15	0,20
Stabw	0,09	0,12	0,13
Median	0,18	0,14	0,15
Min	0,04	0,03	0,00
Max	0,34	0,64	0,56
Signifikant* zu			
Regular-Test	2	1	
Duncan-Test			
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 19: Statistik der Abträge am Krümmungsbeginn

4.4.7 Apikal des Krümmungsbeginns

Der höchste Mittelwert in allen Schichten apikal der Krümmung wurde bei RaCe™ mit $0,14 \text{ mm}^2$, der niedrigste Mittelwert von $0,11 \text{ mm}^2$ bei FlexMaster® errechnet. Eine statistische Signifikanz nach Bonferroni ergab sich bei RaCe™ zu ProFile®. Der Duncan-Test zeigte ein ähnliches Bild. Der Regular-Test zeigte eine Signifikanz von FlexMaster® zu ProFile®.

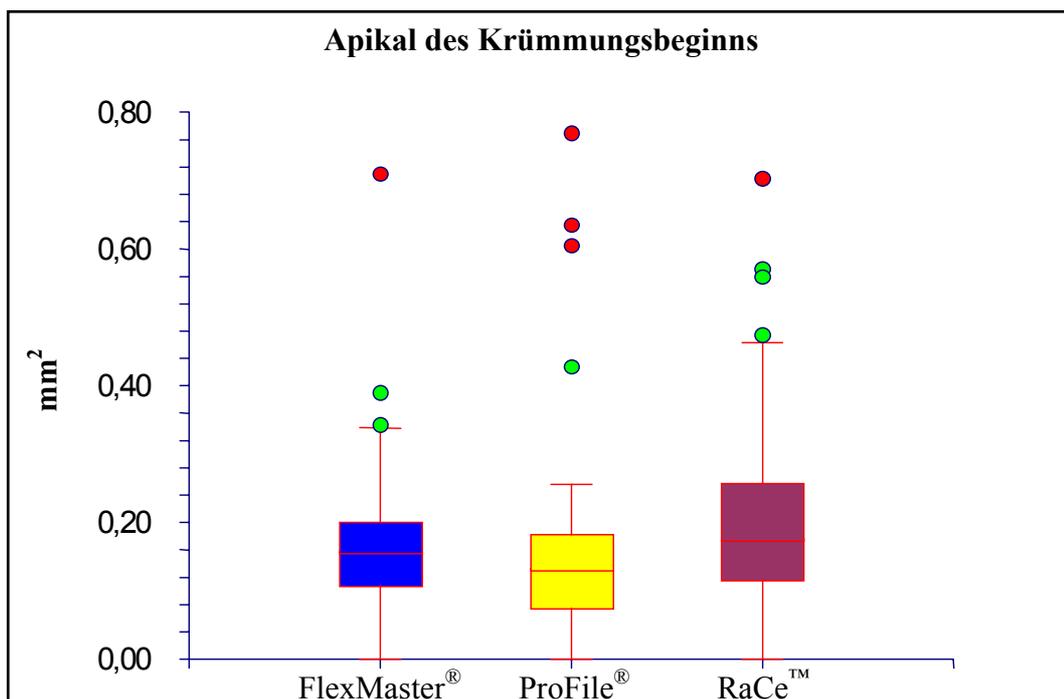


Diagramm 11: Abträge apikal des Krümmungsbeginns

Feilen-System	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,17	0,14	0,19
Stabw	0,11	0,13	0,14
Median	0,16	0,13	0,18
Min	0,00	0,00	0,00
Max	0,71	0,77	0,70
Signifikant* zu		3	2
Regular-Test	2	1	
Duncan-Test		3	2

* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test

Tabelle 20: Statistik der Abträge apikal des Krümmungsbeginns

4.4.8 Erste Schicht apikal des Krümmungsbeginns

Der höchste Mittelwert in der ersten Schicht apikal des jeweiligen Krümmungsbeginns wurde bei RaCe™ mit $0,20 \text{ mm}^2$, der niedrigste Mittelwert von $0,15 \text{ mm}^2$ bei ProFile® errechnet. Es ergaben sich keine statistischen Signifikanzen.

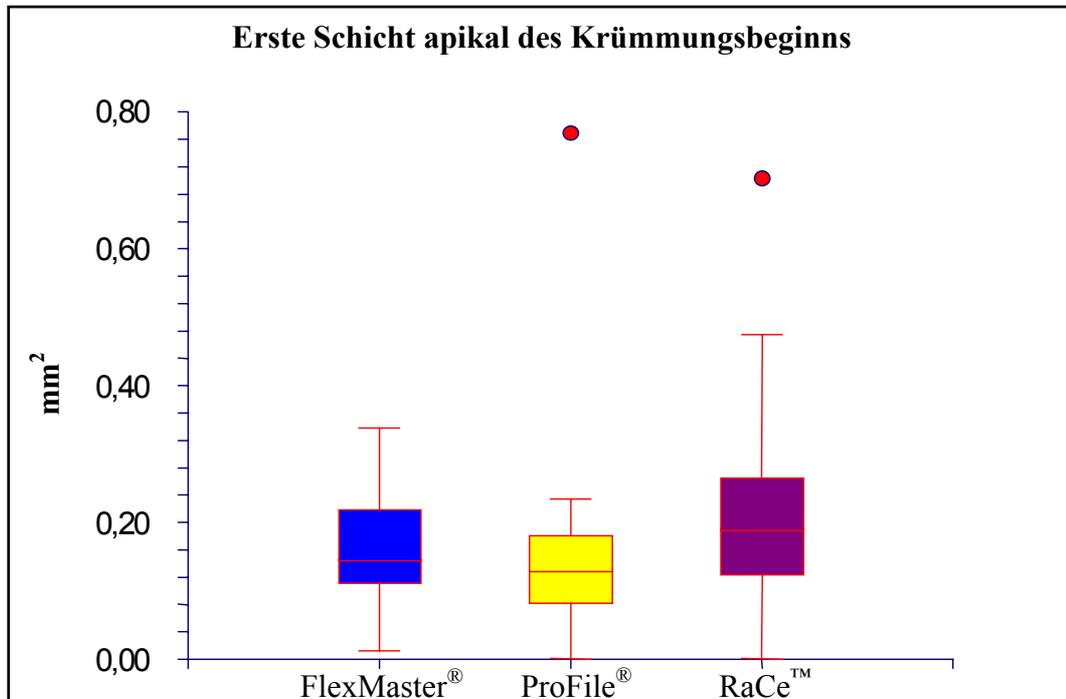


Diagramm 12: Abträge in der ersten Schicht apikal des Krümmungsbeginns

Feilen-System	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,16	0,15	0,20
Stabw	0,08	0,16	0,17
Median	0,14	0,13	0,19
Min	0,01	0,00	0,00
Max	0,34	0,77	0,70
Signifikant* zu			
Regular-Test			
Duncan-Test			
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 21: Statistik der Abträge in der ersten Schicht apikal des Krümmungsbeginns

4.4.9 Zweite Schicht apikal des Krümmungsbeginns

Der höchste Mittelwert in der zweiten Schicht apikal des jeweiligen Krümmungsbeginns wurde bei RaCe™ mit $0,22 \text{ mm}^2$, der niedrigste Mittelwert von $0,13 \text{ mm}^2$ bei ProFile® errechnet. Eine statistische Signifikanz nach Bonferroni ergab sich bei RaCe™ zu ProFile®. Der Duncan-Test und der Regular-Test zeigte eine Signifikanz zwischen RaCe™ und FlexMaster®.

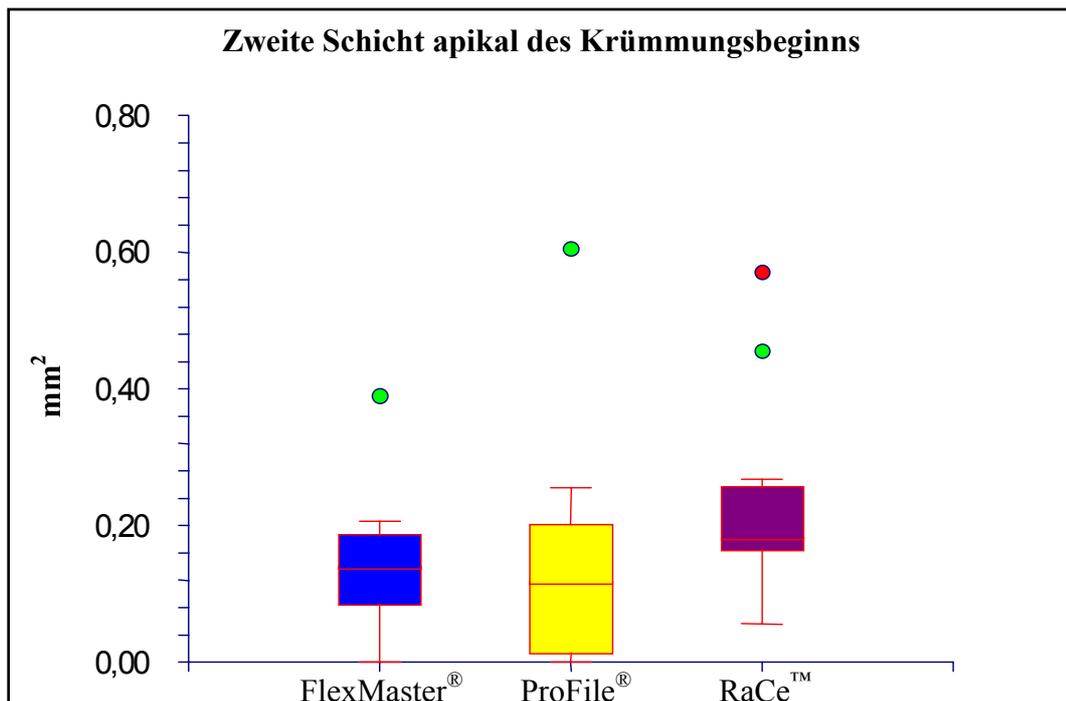


Diagramm 13: Abträge in der zweiten Schicht apikal des Krümmungsbeginns

Feilen-System	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,14	0,13	0,22
Stabw	0,09	0,15	0,13
Median	0,14	0,12	0,18
Min	0,00	0,00	0,06
Max	0,39	0,61	0,57
Signifikant* zu		3	2
Regular-Test	3		1
Duncan-Test	3		1
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 22: Statistik der Abträge in der zweiten Schicht apikal des Krümmungsbeginns

4.4.10 Dritte Schicht apikal des Krümmungsbeginns

Der höchste Mittelwert in der dritten Schicht apikal des jeweiligen Krümmungsbeginns wurde bei ProFile® mit 0,18 mm², der niedrigste Mittelwert von 0,15 mm² bei RaCe™ errechnet. Es ergaben sich keine statistischen Signifikanzen.

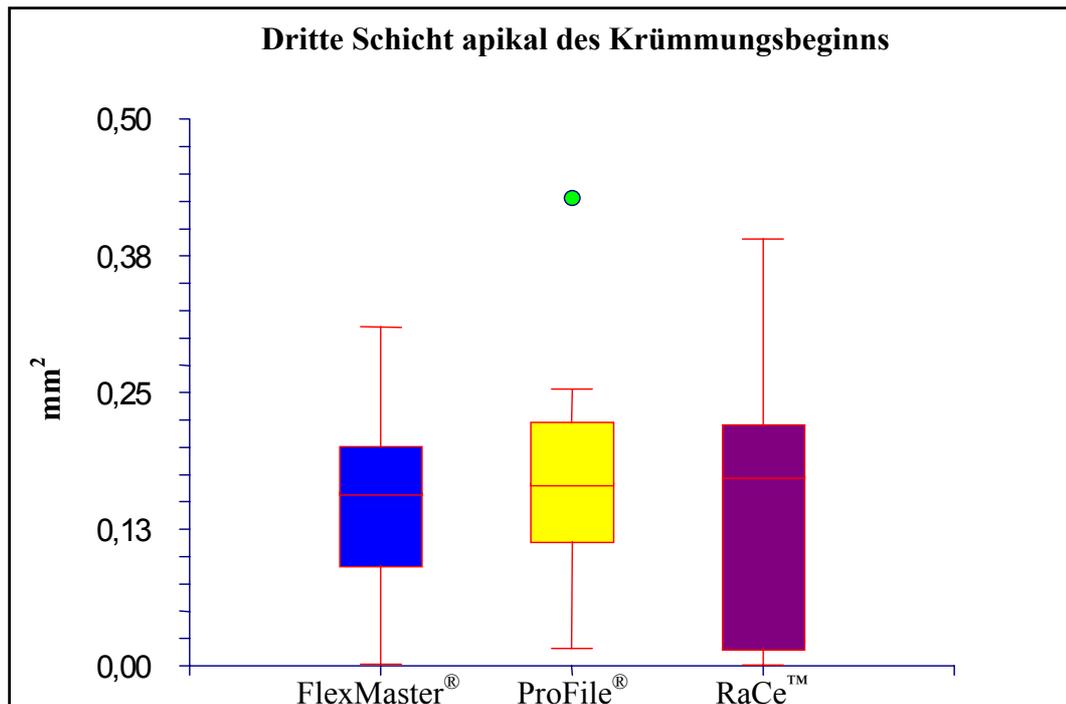


Diagramm 14: Abträge in der dritten Schicht apikal des Krümmungsbeginns

Feilen-System	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,16	0,18	0,15
Stabw	0,09	0,10	0,12
Median	0,16	0,17	0,17
Min	0,00	0,02	0,00
Max	0,31	0,43	0,39
Signifikant* zu			
Regular-Test			
Duncan-Test			
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 23: Statistik der Abträge in der dritten Schicht apikal des Krümmungsbeginns

4.4.11 Vierte Schicht apikal des Krümmungsbeginns

Der höchste Mittelwert in der vierten Schicht apikal des jeweiligen Krümmungsbeginns wurde bei FlexMaster[®] mit 0,28 mm², der niedrigste Mittelwert von 0,10 mm² bei ProFile[®] errechnet. Es ergaben sich keine statistischen Signifikanzen.

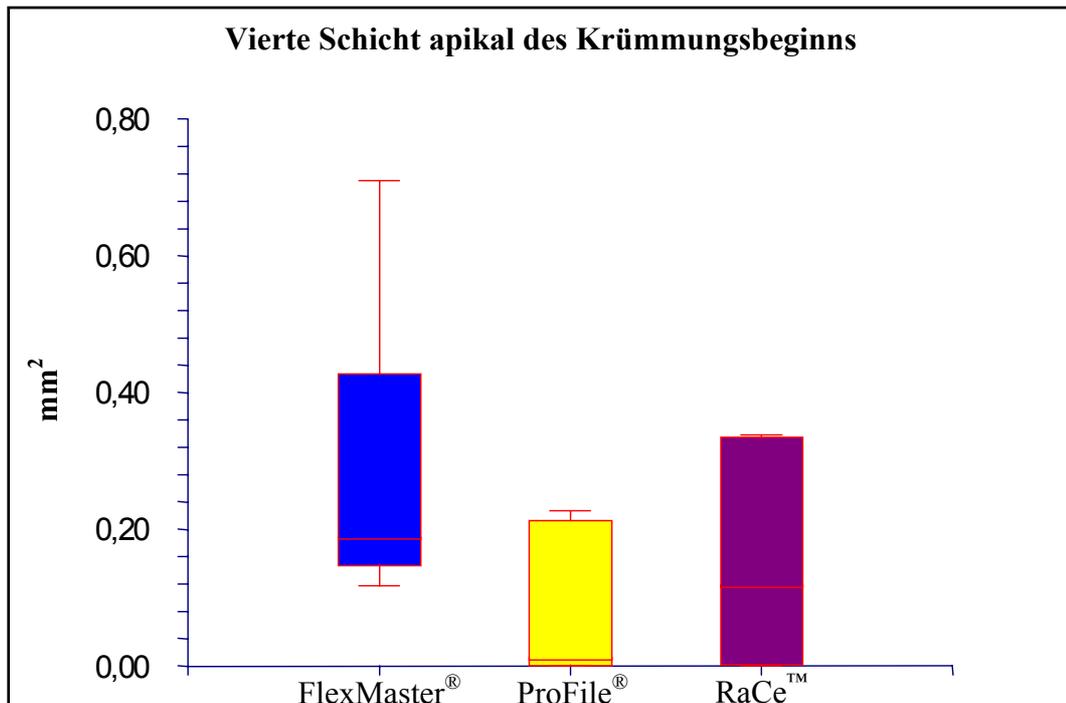


Diagramm 15: Abträge in der vierten Schicht apikal des Krümmungsbeginns

Feilen-System	FlexMaster [®]	ProFile [®]	RaCe [™]
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,28	0,10	0,15
Stabw	0,22	0,11	0,15
Median	0,19	0,01	0,12
Min	0,12	0,00	0,00
Max	0,71	0,23	0,34
Signifikant* zu			
Regular-Test			
Duncan-Test			
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 24: Statistik der Abträge in der vierten Schicht apikal des Krümmungsbeginns

4.4.12 Erste Schicht koronal des Krümmungsbeginns

Der höchste Mittelwert in der ersten Schicht koronal des jeweiligen Krümmungsbeginns wurde bei RaCe™ mit $0,24 \text{ mm}^2$, der niedrigste Mittelwert von $0,14 \text{ mm}^2$ bei ProFile® errechnet. Eine statistische Signifikanz nach Bonferroni ergab sich bei RaCe™ zu ProFile®. Der Duncan-Test zeigte zusätzlich eine Signifikanz zwischen RaCe™ und FlexMaster®.

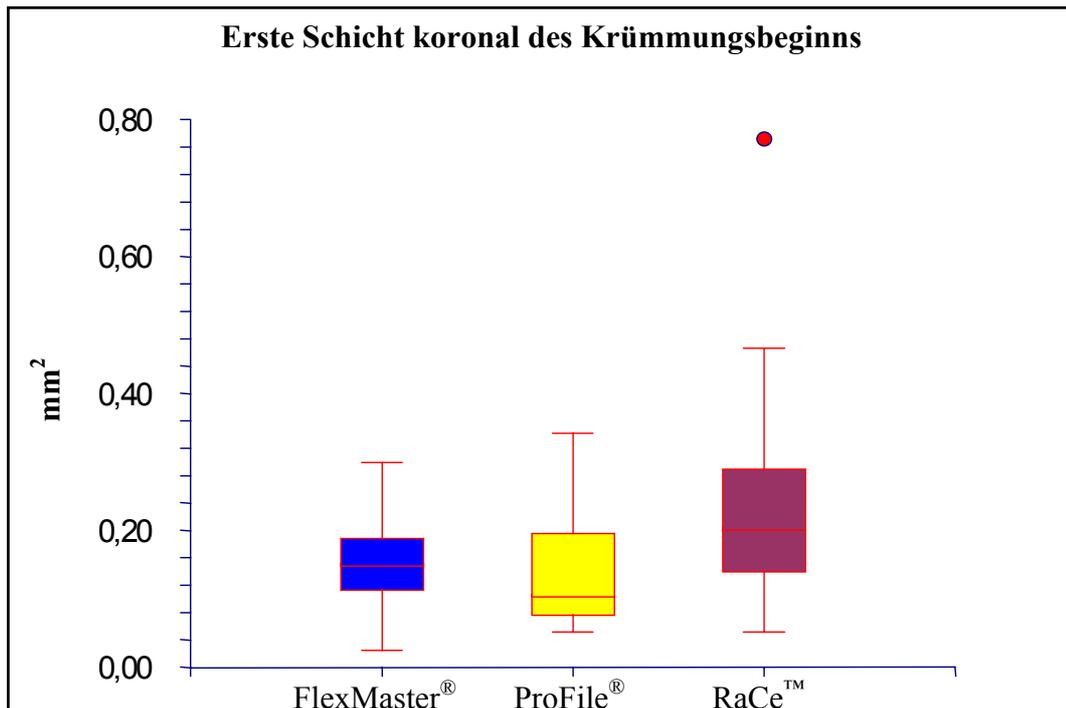


Diagramm 16: Abträge in der ersten Schicht koronal des Krümmungsbeginns

Feilen-System	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,15	0,14	0,24
Stabw	0,07	0,08	0,17
Median	0,15	0,11	0,20
Min	0,02	0,05	0,05
Max	0,30	0,34	0,77
Signifikant* zu		3	2
Regular-Test			
Duncan-Test	3	3	1;2
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 25: Statistik der Abträge in der ersten Schicht koronal des Krümmungsbeginns

4.4.13 Zweite Schicht koronal des Krümmungsbeginns

Der höchste Mittelwert in der zweiten Schicht koronal des jeweiligen Krümmungsbeginns wurde bei RaCe™ mit $0,37 \text{ mm}^2$, der niedrigste Mittelwert von $0,19 \text{ mm}^2$ bei ProFile® errechnet. Eine statistische Signifikanz nach Bonferroni ergab sich bei RaCe™ zu ProFile®.

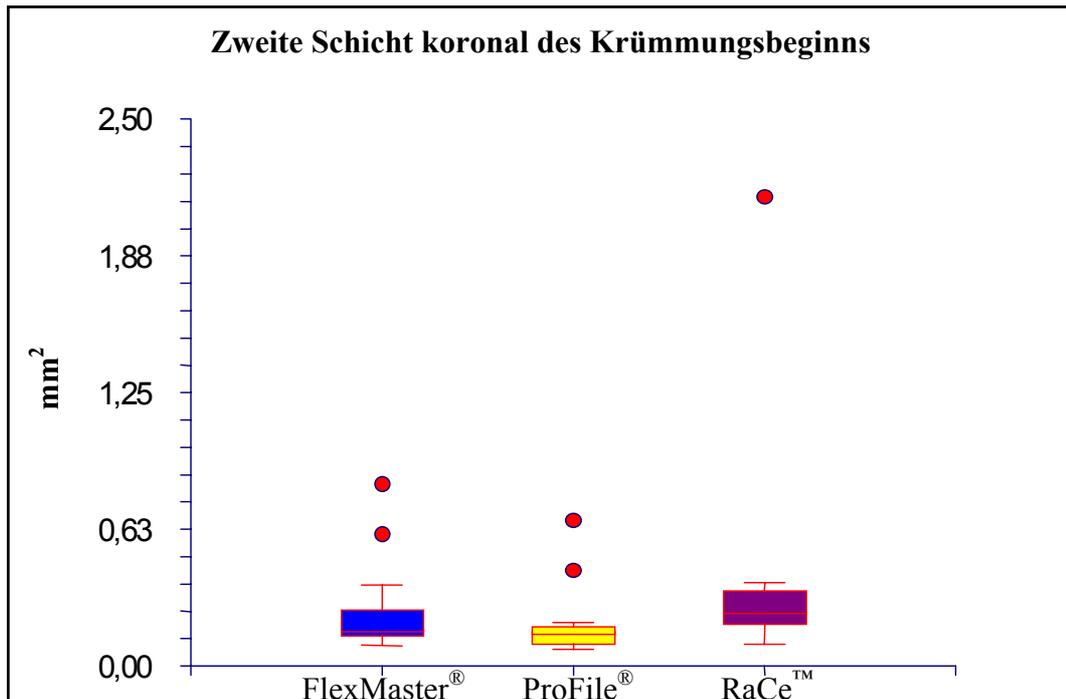


Diagramm 17: Abträge in der zweiten Schicht koronal des Krümmungsbeginns

Feilen-System	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,25	0,19	0,37
Stabw	0,21	0,16	0,48
Median	0,17	0,16	0,25
Min	0,09	0,08	0,10
Max	0,83	0,67	2,15
Signifikant* zu		3	2
Regular-Test			
Duncan-Test			
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 26: Statistik der Abträge in der zweiten Schicht koronal des Krümmungsbeginns

4.4.14 Dritte Schicht koronal des Krümmungsbeginns

Der höchste Mittelwert in der dritten Schicht koronal des jeweiligen Krümmungsbeginns wurde bei ProFile® mit 0,33 mm², der niedrigste Mittelwert von 0,23 mm² bei FlexMaster® errechnet. Es ergaben sich keine statistischen Signifikanzen.

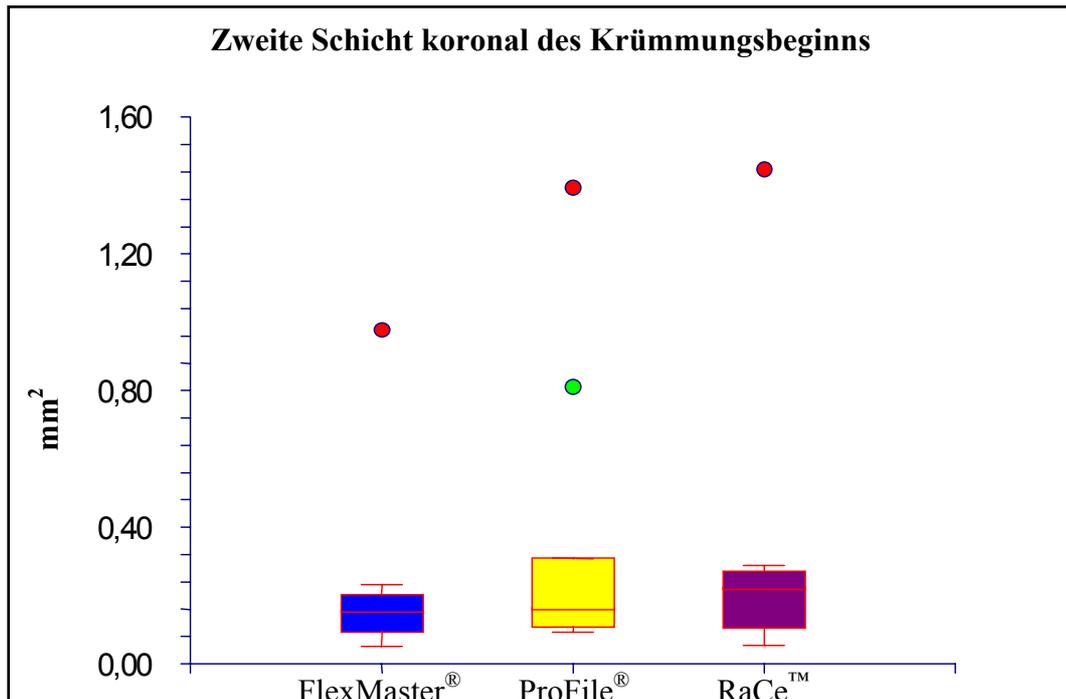


Diagramm 18: Abträge in der dritten Schicht koronal des Krümmungsbeginns

Feilen-System	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,23	0,33	0,29
Stabw	0,29	0,41	0,37
Median	0,16	0,16	0,22
Min	0,05	0,09	0,05
Max	0,98	1,39	1,45
Signifikant* zu			
Regular-Test			
Duncan-Test			
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 27: Statistik der Abträge in der dritten Schicht koronal des Krümmungsbeginns

4.4.15 Vierte Schicht koronal des Krümmungsbeginns

Der höchste Mittelwert in der vierten Schicht koronal des jeweiligen Krümmungsbeginns wurde bei RaCe™ mit $0,53 \text{ mm}^2$, der niedrigste Mittelwert von $0,03 \text{ mm}^2$ bei FlexMaster® errechnet. Statistische Signifikanzen nach Bonferroni oder im Duncan-Test konnten nicht festgestellt werden.. Der Regular-Test zeigte eine Signifikanz von RaCe™ zu FlexMaster®.

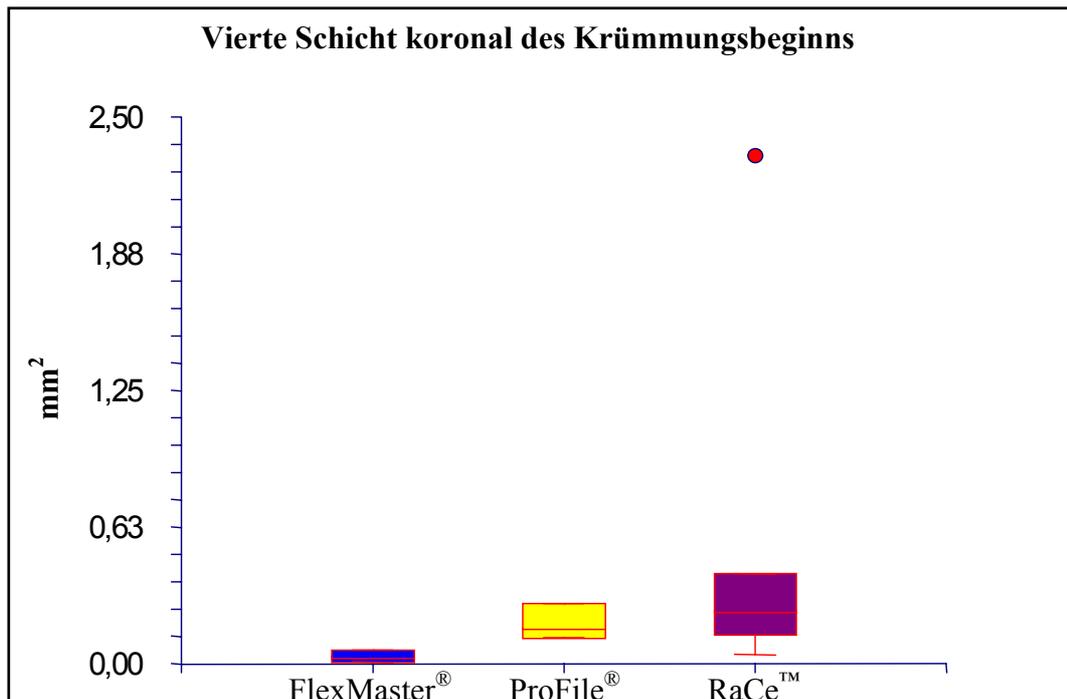


Diagramm 19: Abträge in der vierten Schicht koronal des Krümmungsbeginns

Feilen-System	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,03	0,19	0,53
Stabw	0,04	0,08	0,80
Median	0,03	0,17	0,24
Min	0,01	0,12	0,04
Max	0,06	0,27	2,32
Signifikant* zu			
Regular-Test	3		1
Duncan-Test			
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 28: Statistik der Abträge in der vierten Schicht koronal des Krümmungsbeginns

4.4.16 1. Schnitt

In der am weitesten apikal gelegenen Schicht ergab sich der höchste Mittelwert in der Testgruppe FlexMaster[®] mit 0,13 mm², der niedrigste Mittelwert mit 0,08 mm² bei ProFile[®]. Es konnten keine statistischen Signifikanzen ermittelt werden.

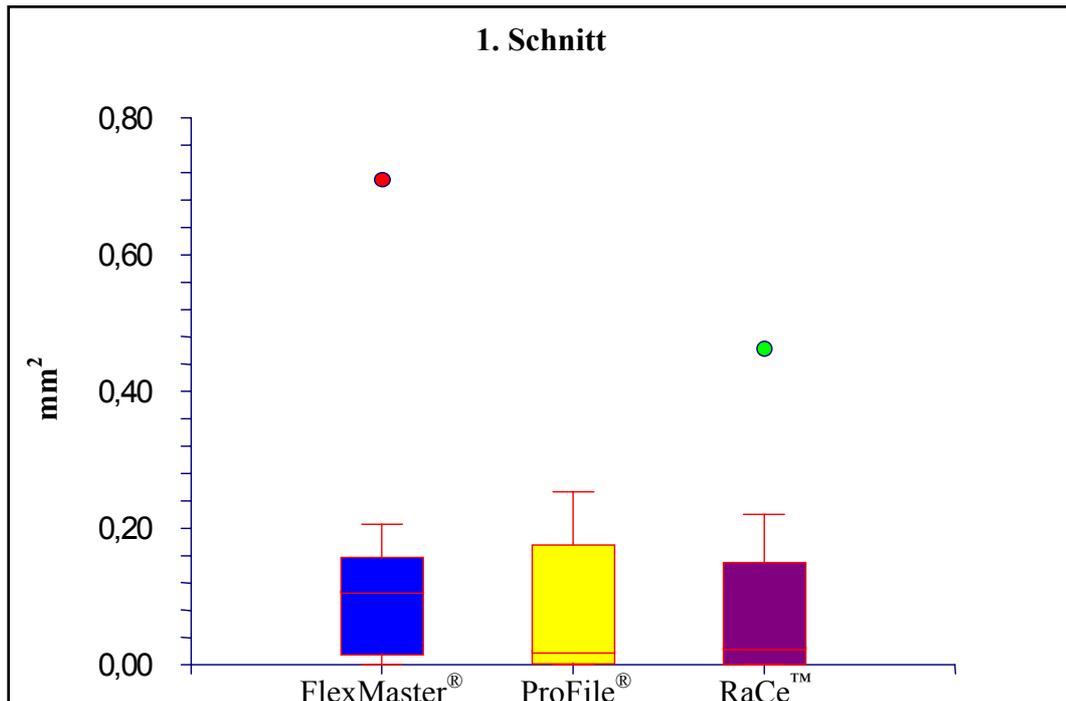


Diagramm 20: Abträge im 1.Schnitt von apikal

Feilen-System	FlexMaster [®]	ProFile [®]	RaCe [™]
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,13	0,08	0,09
Stabw	0,15	0,09	0,12
Median	0,11	0,02	0,03
Min	0,00	0,00	0,00
Max	0,71	0,25	0,46
Signifikant* zu			
Regular-Test			
Duncan-Test			
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 29: Statistik der Abträge im 1. Schnitt von apikal

4.4.17 2. Schnitt

In der zweiten Schicht ergab sich der höchste Mittelwert in der Testgruppe RaCe™ mit $0,21 \text{ mm}^2$, der niedrigste Mittelwert mit $0,15 \text{ mm}^2$ bei ProFile®. Statistische Signifikanzen nach Bonferroni oder im Duncan-Test konnten nicht festgestellt werden. Im Regular-Test zeigte sich RaCe™ signifikant zu ProFile®.

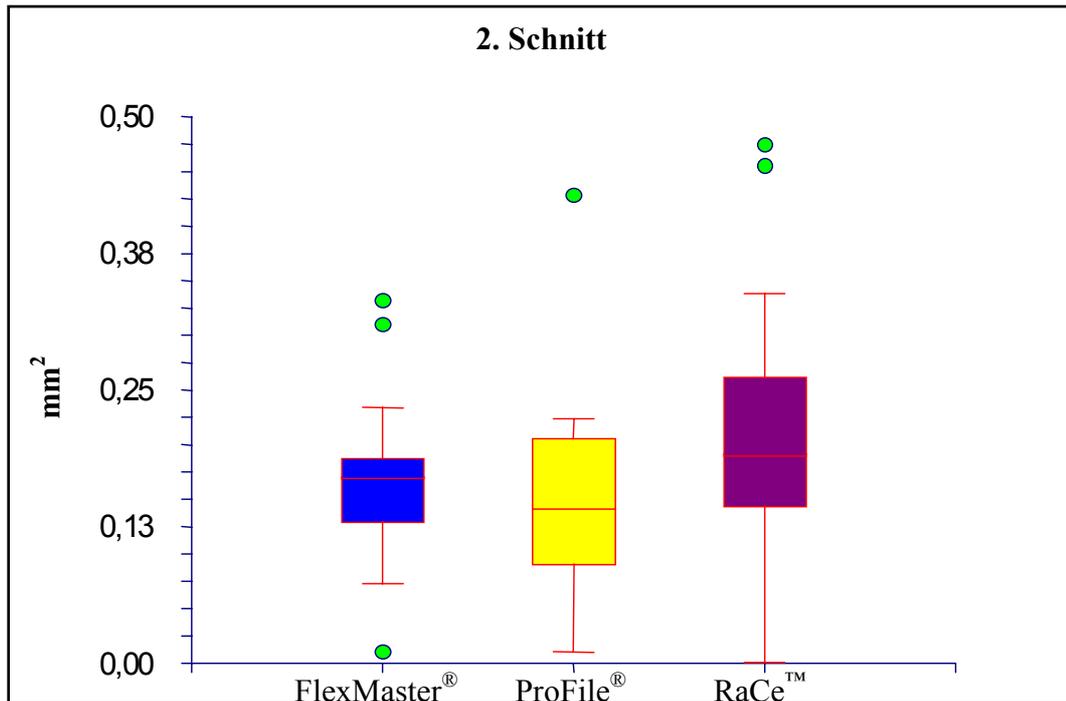


Diagramm 21: Abträge im 2. Schnitt von apikal

Feilen-System	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,17	0,15	0,21
Stabw	0,07	0,09	0,12
Median	0,17	0,14	0,19
Min	0,01	0,01	0,00
Max	0,33	0,43	0,47
Signifikant* zu			
Regular-Test		3	2
Duncan-Test			
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 30: Statistik der Abträge im 2. Schnitt von apikal

4.4.18 3. Schnitt

In der dritten Schicht ergab sich der höchste Mittelwert in der Testgruppe RaCe™ mit $0,23 \text{ mm}^2$, der niedrigste Mittelwert mit $0,15 \text{ mm}^2$ bei ProFile®. Es ergab sich eine statistische Signifikanz nach Bonferroni bei RaCe™ zu ProFile®. Nach dem Duncan-Test stellte sich RaCe™ zu den beiden anderen als signifikant dar. Im Regular-Test zeigte sich RaCe™ zu FlexMaster® signifikant.

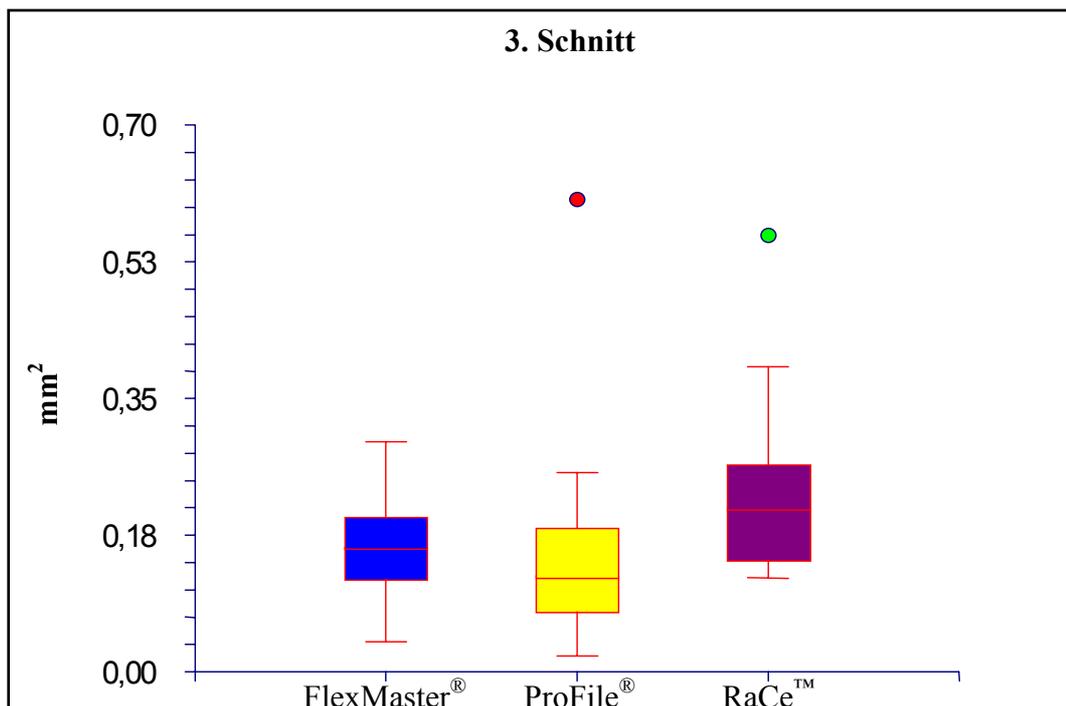


Diagramm 22: Abträge im 3. Schnitt von apikal

Feilen-System	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,16	0,15	0,23
Stabw	0,06	0,13	0,11
Median	0,16	0,12	0,21
Min	0,04	0,02	0,12
Max	0,29	0,61	0,56
Signifikant* zu		3	2
Regular-Test	3		1
Duncan-Test	3	3	1;2
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 31: Statistik der Abträge im 3. Schnitt von apikal

4.4.19 4. Schnitt

In der vierten Schicht ergab sich der höchste Mittelwert in der Testgruppe RaCe™ mit $0,23 \text{ mm}^2$, der niedrigste Mittelwert mit $0,17 \text{ mm}^2$ bei ProFile® und FlexMaster®. Es ergab sich eine statistische Signifikanz nach Bonferroni bei RaCe™ zu ProFile®. Im Regular-Test zeigte sich RaCe™ zu FlexMaster® signifikant.

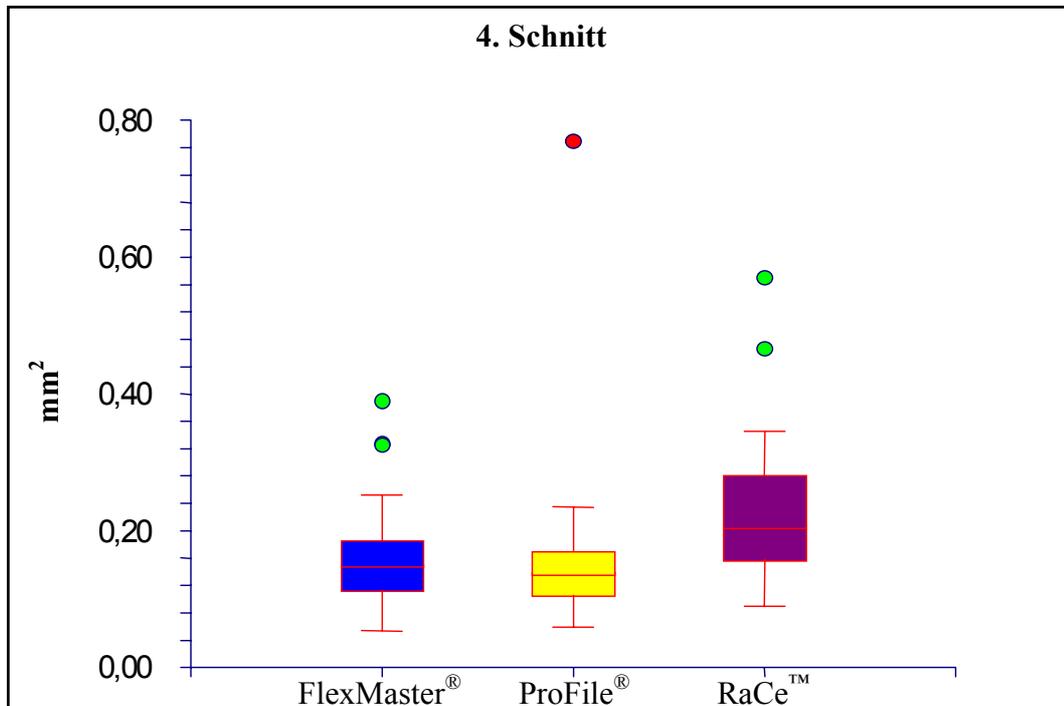


Diagramm 23: Abträge im 4. Schnitt von apikal

Feilen-System	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,17	0,17	0,23
Stabw	0,09	0,15	0,12
Median	0,15	0,14	0,21
Min	0,05	0,06	0,09
Max	0,39	0,77	0,57
Signifikant* zu		3	2
Regular-Test	3		1
Duncan-Test			
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 32: Statistik der Abträge im 4. Schnitt von apikal

4.4.20 5. Schnitt

In der fünften Schicht ergab sich der höchste Mittelwert in den Testgruppen RaCe™ und FlexMaster® mit 0,23 mm², der niedrigste Mittelwert mit 0,16 mm² bei ProFile®. Statistische Signifikanzen nach Bonferroni oder im Duncan-Test konnten nicht festgestellt werden. Im Regular-Test zeigte sich ProFile® signifikant zu den beiden anderen Testgruppen.

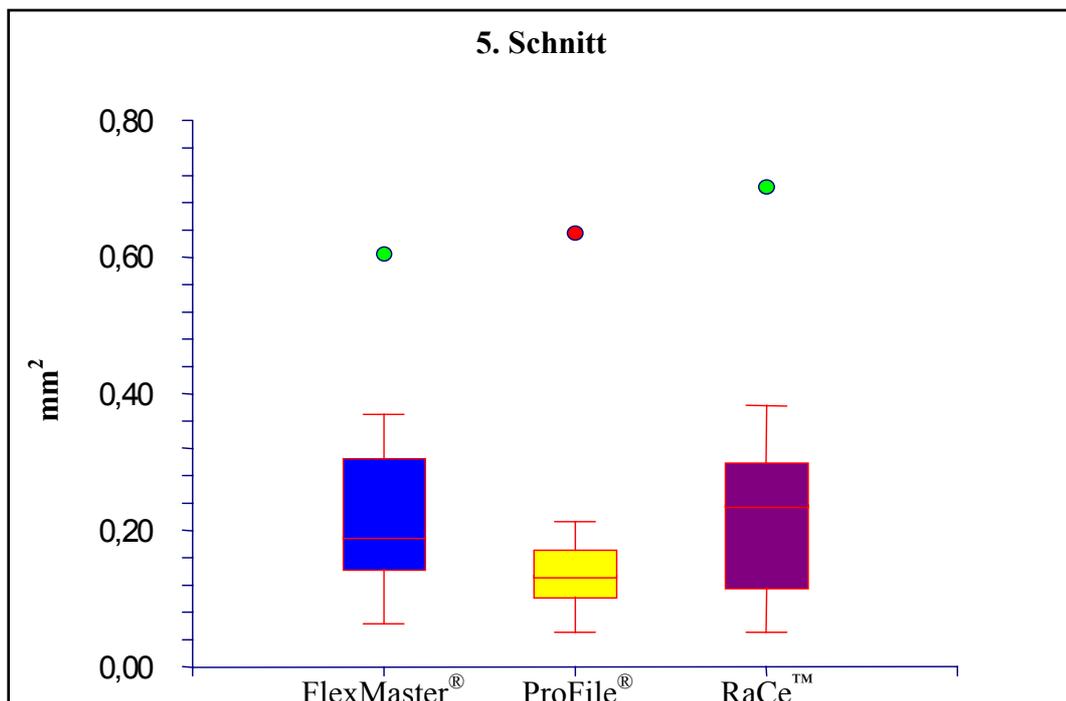


Diagramm 24: Abträge im 5. Schnitt von apikal

Feilen-System	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,23	0,16	0,23
Stabw	0,12	0,12	0,15
Median	0,19	0,13	0,24
Min	0,06	0,05	0,05
Max	0,61	0,64	0,70
Signifikant* zu			
Regular-Test	2	1 ; 3	2
Duncan-Test			
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 33: Statistik der Abträge im 5. Schnitt von apikal

4.4.21 6. Schnitt

In der sechsten Schicht ergab sich der höchste Mittelwert in der Testgruppe FlexMaster[®] mit 0,29 mm², der niedrigste Mittelwert mit 0,19 mm² bei ProFile[®]. Es konnten keine statistischen Signifikanzen ermittelt werden.

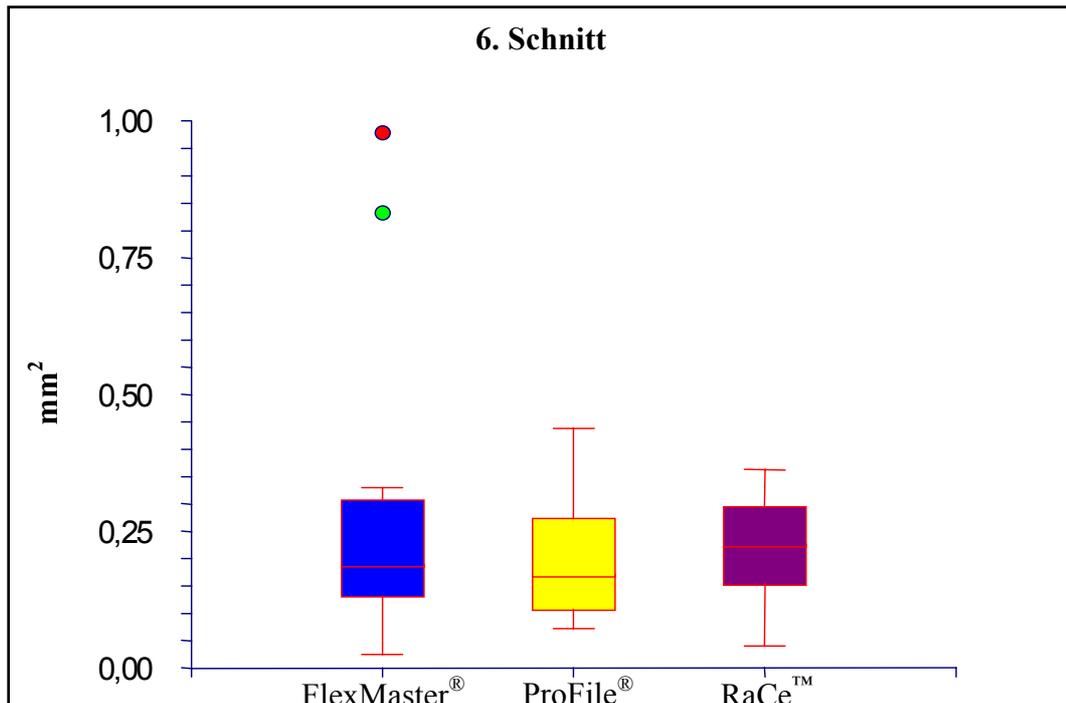


Diagramm 25: Abträge im 6. Schnitt von apikal

Feilen-System	FlexMaster [®]	ProFile [®]	RaCe [™]
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,29	0,19	0,22
Stabw	0,29	0,10	0,09
Median	0,19	0,17	0,23
Min	0,02	0,07	0,04
Max	0,98	0,44	0,36
Signifikant* zu			
Regular-Test			
Duncan-Test			
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 34: Statistik der Abträge im 6. Schnitt von apikal

4.4.22 7. Schnitt

In der siebten Schicht ergab sich der höchste Mittelwert in der Testgruppe RaCe™ mit $0,76 \text{ mm}^2$, der niedrigste Mittelwert mit $0,11 \text{ mm}^2$ bei FlexMaster®. Eine statistische Signifikanz nach Bonferroni zeigte sich bei RaCe™ zu FlexMaster®.

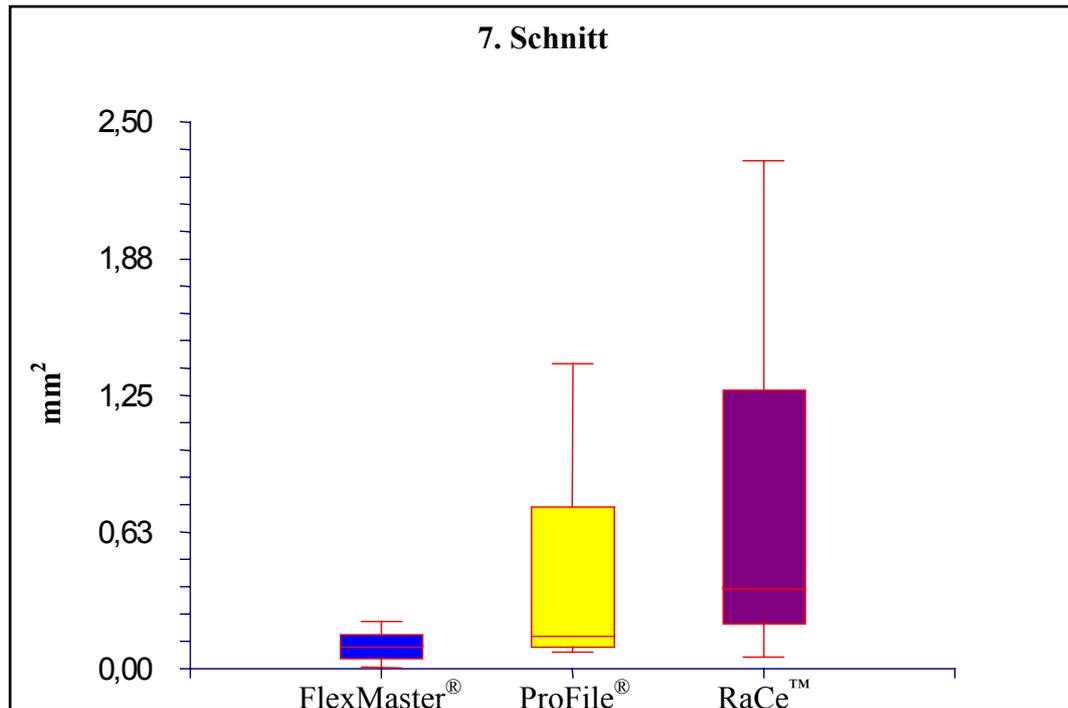


Diagramm 26: Abträge im 7. Schnitt von apikal

Feilen-System	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
Nr.	1	2	3
Mittelwert	0,11	0,40	0,76
Stabw	0,07	0,46	0,77
Median	0,11	0,16	0,37
Min	0,01	0,08	0,05
Max	0,22	1,39	2,32
Signifikant* zu	3		1
Regular-Test			
Duncan-Test			
* $\alpha=0.05$, Kruskal-Wallis multiple-comparison Z value test			

Tabelle 35: Statistik der Abträge im 7. Schnitt von apikal

5 Diskussion

5.1 Einleitung

Ziele einer guten Wurzelkanalaufbereitung sind die totale Säuberung des Kanalsystems, das Erstellen einer kontinuierlich nach koronal größer werdenden konischen Kanalform und eine unveränderte Lage des apikalen Foramens, welches so schmal wie möglich bleiben sollte (*Calhoun et al.*, 1988). Abweichungen vom ursprünglichen Kanalverlauf können, vor allem bei gekrümmten Kanälen, zur Bildung von Stufen, Elbow-, Zip- und Strip-Phänomenen oder auch Perforationen des Kanalsystems führen (*Schilder*, 1974; *Weine et al.*, 1975; *Ingle*, 1961). Ein Grund für diese Aufbereitungsfehler könnte die Tendenz herkömmlicher Feilen zur Begradigung der Kanäle darstellen (*Weine et al.*, 1975). Um eine apikale Zerstörung der Kanalstruktur zu verhindern, wurden Feilensysteme entwickelt, die aus flexibleren Materialien bestehen, welche sich der Krümmung anpassen sollen. Diese aus Nickel-Titan-Legierungen bestehenden Feilensysteme werden in einem niedrigtourigen Winkelstück mit hohem Drehmoment betrieben und wurden von *Short (et al.*, 1997) als sehr effizient bezeichnet. Leider hatte diese hohe Effizienz als Nebenwirkung zur Folge, dass hohe Frakturraten resultierten. Aus diesem Grunde wurde einerseits die Morphologie der Feilen verändert, um ein Verkeilen im Kanal zu verhindern und die ursprüngliche Form zu erhalten. Allerdings fand *Ottosen (et al.*, 1999) im Vergleich zweier Instrumententypen (Profile[®] 0.4, Naviflex 0.2) keine signifikanten Unterschiede bezüglich einer Kanalabweichung, räumte jedoch ein, dass weitere Studien nötig wären, um seine Ergebnisse zu stützen. Andererseits wurde versucht, durch eine Drehmomentbegrenzung in den Motoren, eine Überbelastung der Instrumente zu verhindern. Dies führte zur Entwicklung des EndoStepper[®]. In der vorliegenden Studie wurden die Frakturanfälligkeiten der benutzten Instrumententypen, die Arbeitslängenverluste, die Aufbereitungszeiten und die Differenzen der Kanalflächen in verschiedenen Ebenen evaluiert. Ziel dieser In-vitro-Studie war es, einen Vergleich der verwendeten Ni-Ti-Instrumente bezüglich ihrer Fähigkeiten einer kontinuierlichen Kanalaufbereitung bei gekrümmten Kanalverläufen unter möglichst realistischen Bedingungen durchzuführen.

Leider konnten in der Literatur keine Untersuchungsdaten zu FlexMaster[®]- und RaCe[™]-Instrumenten gefunden werden.

5.2 Material und Methode

Der bei dieser Studie verwendete Versuchsaufbau geht auf die von *Bramante (et al., 1987)* entwickelte Methode zurück. *Hülsmann (2000)* beschreibt in seiner Habilitationsschrift ausführlich eine auf diese Methode aufbauende und weiterentwickelte Technik zur vergleichenden Beurteilung verschiedener Parameter der Wurzelkanalaufbereitung. In Anlehnung an die Variante von *Hülsmann*, aber unter Beachtung der in dieser Studie zu evaluierenden Studienparameter, wurde der Aufbau des Muffensystems etwas einfacher gehalten. Durch die Verwendung von Aluminium wurde eine Bestimmung der Arbeitslänge nach dem Sägeprozess möglich, da das Material eine Durchlässigkeit für Röntgenstrahlung aufweist.

Bei der Wahl der Probekörper für wissenschaftliche Untersuchungen sind viele Parameter zu berücksichtigen. Einerseits ist es bei vielen Tests notwendig, möglichst standardisierte Bedingungen zu schaffen, um die Reproduzierbarkeit der Versuche zu gewährleisten. Andererseits sollten die Umstände, unter denen geprüft wird, auch möglichst nahe an den klinischen Gegebenheiten liegen. Bei der wissenschaftlichen Prüfung verschiedener Verfahren in der Endodontie ergeben sich insofern Probleme, als dass eine annähernd genaue, dreidimensionale Nachbildung des endodontischen Apparates nicht verwirklicht werden erscheint.

Auch vor Beginn der vorliegenden Arbeit stellte sich die Frage, ob extrahierte humane Zähne oder konfektionierte Kunststoffkanäle (z.B. *Morita, Dietzenbach, Deutschland; Dentsply, Maillefer, Ballaigues, Schweiz; S.E.T., Emmering, Deutschland*) verwendet werden sollten, wie sie u.a. von *Park (2001), Briseno (et al., 1993)* und *Szep (et al., 2001)* in deren Studien Verwendung fanden. *Tronstad & Niemczyk (1986)* propagierten die Vorteile einer standardisierbaren Probe. Gleichwohl dieser vereinfachenden Gesichtspunkte, werden auch Nachteile bezüglich des physikalischen Verhaltens des Kunststoffes und der unrealistischen Arbeitsbedingungen beschrieben. Kein natürlicher Kanal ist so gleichmäßig und einfach in seiner Anatomie beschaffen, wie es Kunststoffmodelle vortäuschen wollen. Für die Bearbeitung des natürlichen Wanddentins wird doppelt so viel Kraft

benötigt wie für den Abtrag an Kunststoffmodellen (*Lim & Webber, 1985*). Um eine möglichst große Vergleichbarkeit zu schaffen, wurden in dieser Studie ausschließlich humane Molaren des Oberkiefers verwendet und alle Kanäle bezüglich ihrer Krümmungswinkel vorsortiert und dann randomisiert verteilt. Auch die Schnittflächen der Ausgangskanäle variierten nur in einem geringen Ausmaß. Bei allen verwendeten Kanälen klemmte ein Hedströmfeile (Iso 15) auf Arbeitslänge. Grundsätzlich ist es aber auch eine Frage der Untersuchungsmethodik, welche Art von Probekörper ausgesucht wird, da z.B. Untersuchungen zur Kanalabweichung im Längsschnitt häufig besser und standardisierbarer an Kunststoffkanälen durchgeführt werden können.

Bei der Herstellung der Schnitte fiel auf, dass durch die Dicke und die unvermeidbare Schwingung des Sägeblattes ein Verlust von 300 µm resultierte. Ähnliche Verluste beschreibt *Portenier (et al., 1998)* und schlussfolgert daraus ein vermehrtes Auftreten von Stufen. Tatsächlich mussten auch in der vorliegenden Studie manchmal mit einer Hedströmfeile (Iso 15) Übergänge zwischen den Schnitten geglättet oder zumindest der Verlauf des Kanals rekapituliert werden. Es wäre wünschenswert, diese Sägeverluste in Zukunft zu minimieren.

Die softwaregestützte Vermessung der Kanalflächen bietet gegenüber der herkömmlichen Überprojektion der Fotografien Vorteile. Zum einen kann eine geometrisch nicht definierte Fläche nicht problemlos und vor allem nicht so genau ohne Computerunterstützung berechnet werden, zum anderen ist diese Methode wesentlich einfacher und zeitlich weniger aufwendig.

5.3 Beurteilung der Aufbereitungszeiten

Die benötigte Zeit für eine Wurzelbehandlung spielt in der Praxis eine große Rolle, da sie einen wesentlichen wirtschaftlichen Faktor darstellt. Neben diesen wichtigen ökonomischen Gesichtspunkten sollte jedoch nicht vergessen werden, dass die Endodontie meist die Grundlage für weiterführende konservierende oder prothetische Behandlungen bildet. Deshalb sollte auf die Qualität der Wurzelkanalaufbereitung und der Wurzelfüllung besonderen Wert gelegt werden.

In zahlreichen Studien wurde die maschinelle Aufbereitung als weniger zeitaufwendig im Vergleich zur konventionellen Aufbereitung herausgestellt (u.a. *Glosson et al.*, 1995; *Luiten et al.*, 1995 ; *Bishop & Dummer*, 1997). *Coleman (et al.*, 1996) hingegen fand keine signifikanten Unterschiede.

Die Aufbereitung mit FlexMaster[®]-Feilen dauerte mit durchschnittlichen 844,5 Sekunden signifikant länger als die Aufbereitung mit RaCe[™]-Instrumenten mit einem Mittelwert von 715,5 Sekunden. Nach genauerer Analyse der Feilengeometrie fällt das wesentlich aggressivere Design der RaCe[™]-Instrumente durch die alternierenden Schneidekanten auf, was wahrscheinlich zu einer besseren Schneidleistung führt. Zudem besitzt dieser Instrumententyp keine Führungsflächen, wie die anderen beiden Systeme sie aufweisen. Subjektiven Eindrücken zufolge schrauben sich die RaCe[™]-Instrumente schon ohne Druckausübung in den Kanal, während die FlexMaster[®]-Feilen eher passiv agieren und durchaus etwas Druckerfordern, um die Arbeitslänge zu erreichen. Die hier ermittelten Werte für die Arbeitszeit sind sehr von der verwendeten Aufbereitungssequenz und -technik abhängig und können daher mit anderen Daten aus der Literatur nur schwer verglichen werden. Sie liegen jedoch meist deutlich über den in anderen Studien angegebenen Werten. *Imura (et al.*, 2001) gibt für ProFile[®].04 einen Mittelwert von 462,08 Sekunden an, gegenüber 762,5 Sekunden in der vorliegenden Studie. Studien von *Szep (et al.*, 2001) mit durchschnittlich 390 Sekunden und *Kosa (et al.*, 1999) mit einem Mittelwert von 175 Sekunden liegen noch weiter unter den hier ermittelten Werten. Allerdings gibt *Szep (et al.*, 2001) für nicht näher definierte Prototypen von Ni-Ti-Feilen auch Mittelwerte von bis zu 816 Sekunden an.

5.4 Beurteilung der Arbeitslängenverluste

Als Arbeitslänge wurde in dieser Studie die Strecke des Kanals vom Referenzpunkt (Plateau des dekapitierten Zahnes) bis zum Foramen physiologicum, d.h. ca. 0,5 mm vom Foramen anatomicum definiert. Die Arbeitslängenbestimmung fand nach der Schnittherstellung mittels der RVG-Methode mit Hilfe eines Tools in der Software *Merlin* statt.

Ein Nachteil der in der vorliegenden Studie verwendeten Variante der Bramante-Technik könnte sein, dass eine kleine, aber vorhandene Stufenbildung an den Schnittgrenzen die Instrumentierung beeinträchtigt oder zu Arbeitslängenverlusten führt. *Glosson (et al., 1995)* schneidet die Probekörper deshalb nur partiell und frakturiert dann den Rest mit einem Spatel, um die Arbeitslänge nicht zu verkürzen. Dies führt jedoch nicht unbedingt zu einer Reduzierung der Stufenbildung. Im Gegenteil, es ist anzunehmen, dass durch die entstandenen Perforationen der Kanalwand eine noch größere Irritation resultiert. In der vorliegenden Studie traten signifikant höhere Arbeitslängenverluste mit einem Mittelwert von 0,73 mm in der Testgruppe RaCe™ im Verhältnis zu FlexMaster® mit 0,18 mm Verlust auf. Die Werte für ProFile® waren mit 0,2 mm nicht signifikant. Gute Werte für ProFile® konnten von *Thompson & Dummer (1997)* mit 0,35-0,5 mm² Verlust berichtet werden. Allerdings stellt dieser Mittelwert den Mittelwert aller tatsächlichen Arbeitslängenverluste dar, bei der vorliegenden Studie hingegen wurden auch die Nullwerte mit in die Auswertung genommen. Nun wäre ein höherer Verlust eigentlich eher bei FlexMaster® oder auch bei ProFile® zu vermuten gewesen, da die Schneidegeometrie subjektiv passiver agierte, wohingegen die RaCe™-Instrumente sich in den Kanal zu schrauben schienen. Laut Herstellerangaben soll genau dieser Effekt durch das Instrumentendesign verhindert werden. Andererseits konnte bei RaCe™ ein Vorankommen im Kanal nicht forciert werden, da dies unweigerlich zur Fraktur des Instruments geführt hätte. Eine weitere Erklärung könnte sein, dass RaCe™-Instrumente, trotz der modifizierten Pilotspitze, leicht zur Stufenbildung neigen und dann immer an dieser Stelle hängen bleiben, was auch die hohe ermittelte Frakturnrate stützen würde. Vor der Aufbereitung wurden alle Kanäle sorgfältig unter dem Makroskop analysiert, um auszuschließen, dass durch Kunststoff verblockte apikale Kanalanteile eine Arbeitslängenverkürzung bedingen. Die Schnitte wurden im Zweifelsfall mit einem Instrument auf die Durchgängigkeit des Kanals überprüft.

Die apikale Verblockung durch Debris oder Dentinspäne stellt einen weiteren Diskussionspunkt dar, obwohl nach jeder Feile mit je 1 ml 3%iger Wasserstoffperoxid- und 2,5%iger Natriumhypochlorid-Lösung gespült wurde und die Analyse der Schnitte, wenn überhaupt, nur sehr wenig Dentinspäne erkennen ließen. Der genaue Grund konnte im Rahmen dieser Studie jedoch nicht eruiert werden.

5.5 Beurteilung der aufgetretenen Frakturen

Die Sicherheit ist bei der endodontischen Behandlung ein zentrales Anliegen für Patient und Behandler gleichermaßen. Deshalb sind Instrumentenfrakturen ein unerwünschtes Ereignis. Zahlreiche Entwicklungen der Industrie wie z.B. der EndoStepper[®] oder die Nickel-Titan-Legierungen sollten die Instrumente unanfälliger machen. Leider stellte sich auch in dieser Studie heraus, dass die Nickel-Titan-Legierungen allein, die eigentlich aufgrund ihrer Superelastizität prädestiniert für die Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle erscheinen, keine Patentlösung darstellen.

Insgesamt 17 Feilen brachen, davon 6 ProFile[®]- und 11 RaCe[™]-Instrumente. Allein bei FlexMaster[®] traten keine Frakturen auf. Eine Erklärung hierfür könnte wiederum in der unterschiedlichen Geometrie der Instrumente liegen. Denkbar wäre auch, dass die Stufenbildung bei der Schnittherstellung, die eine ungewöhnliche Belastung darstellt, zu einem Verdrehen der Feile im Kanal und folglich zum Bruch geführt hat, was allerdings die Drehmomentbegrenzung des EndoStepper[®] verhindern hätte sollen. In diesem Zusammenhang muss angemerkt werden, dass für die Instrumente RaCe[™] 2% Iso 20 sowie für alle 2%igen ProFile[®]-Feilen zum Zeitpunkt der Versuchsdurchführung keine Softwareunterstützung im EndoStepper[®] vorlag. In diesen Fällen wurden die Parametereinstellungen geringerer Iso-Größen bei höheren konischen Steigungsraten verwendet. Brach die gleiche Feilengröße wiederholt, wurde die Parametereinstellung weiter heruntergefahren. Diese bei höheren Einstellungen frakturierten Instrumente wurden nicht in die Auswertung miteinbezogen. Genaue Angaben für jede gebrochene Feile sind im Abschnitt Studienergebnisse in dieser Arbeit vermerkt. Allerdings sollte in weiteren Studien geklärt werden, ob diese Frakturen durch eine genauere Softwaresteuerung im

EndoStepper[®] zu verhindern gewesen wären. Anhaltspunkte hierfür liefert die Tatsache, dass bei FlexMaster[®] keine einzige Fraktur zu beobachten war. Auch *Versümer (et al., 2002)* beobachtete in seiner Studie, in der er Lightspeed- und ProFile[®].04-Instrumente an jeweils 25 gekrümmten, humanen Wurzelkanälen verglich, drei Frakturen, die alle bei ProFile[®].04 auftraten.

Bei den Frakturen muss beachtet werden, welche Art der Belastung zum Bruch geführt haben könnte. Nickel-Titan-Instrumente bestehen zwar aus einem sehr elastischen Material, das jedoch auch überbelastet werden kann. Dies kann auf zwei verschiedene Arten geschehen. *Sattapan (et al., 2000)* untersuchte 378 gebrauchte und frakturierte Nickel-Titan-Instrumente unter dem Elektronenmikroskop und fand heraus, dass in 55,7% der Fälle eine Torsion und in 44,3% eine Flexion den Bruch verursachte. Die Torsions-Frakturen, welche hauptsächlich bei kleinen Feilen auftraten, waren durch ein zu hohes auf die Feile einwirkendes Drehmoment bedingt. Hier sollte der EndoStepper[®] ansetzen. Er müsste, abhängig von der Feilengröße und dem Feilentyp, das Drehmoment reduzieren, um eine Überbelastung zu verhindern.

Größere Feilen hingegen brechen eher wegen Materialermüdung aufgrund übermäßig einwirkender Wechselbelastungen aus Kompression und Distraction. Die Grenze der Belastbarkeit ist umso schneller erreicht, je stärker ein Kanal gekrümmt ist. Punkt der höchsten Belastung und damit Ort der Fraktur ist die Stelle des Kanals, der die maximale Krümmung aufweist (*Pruett et al., 1997*). Dort besteht während der rotierenden Aufbereitung ein ständiger Wechsel von Zug- und Druckbelastung. Dies führt beim Überschreiten einer Belastungsschwelle zu kleinen Defekten und Rissen in der Feilenoberfläche, kann aber auch eine Fraktur verursachen (*Haikel et al., 1999*). Neben dem Winkel der Krümmung, welcher vielfach durch die Methode nach *Schneider (1971)* bestimmt wird, spielt der Radius der Krümmung eine bedeutende Rolle. *Pruett (et al., 1997)* und *Haikel (et al., 1999)* haben beide signifikant weniger Belastungszyklen bis zum Bruch durchführen können, wenn der Radius der Krümmung verkleinert wurde. Bemerkenswert ist, dass sich die Instrumentengröße indirekt proportional zur Belastbarkeit verhält (*Dederich et al., 1986; Haikel et al., 1991*) und die Materialermüdung maßgeblich an der Frakturierung von Nickel-Titan-Feilen beteiligt ist (*Serene et al., 1994; Sotokowa et al., 1988*). Diese beiden Behauptungen wurden von *Pruett (et al., 1997)* bestätigt.

Des Weiteren stellte er die von den Herstellern propagierte Verlängerung der Lebenszeit durch Begrenzung der Drehzahl als nicht signifikant heraus.

Nach wie vor gibt es keine vorherrschende Meinung, wie oft Nickel-Titan-Feilen gefahrlos benützt werden können. Die gemittelte Anzahl der Verwendungen, bis zu der die gebrochenen Feilen, in der vorliegenden Untersuchung, benützt werden konnten, fiel mit einem Wert von 2 bei ProFile[®] und 2,73 bei RaCe[™] überraschend klein aus. Zwar brachen weniger ProFile[®]-Instrumente, dafür jedoch schneller. *Yared (et al., 1999)* untersuchte die zyklische Ermüdung von gebrauchten, maschinellen Nickel-Titan-Instrumenten und stellte fest, dass neue Instrumente unter simulierten, klinischen Bedingungen bis zu zehn mal benützt werden konnten. Auch *Gambarini (2001)* stützt diese Behauptung, geht aber noch weiter, indem er sagt, dass die klinische Anwendung durch einen erfahrenen Endodontologen und die vertikale Bewegung des Instrumentes bei der Aufbereitung noch wesentlich mehr Benutzungen eines Instrumentes zulassen würden. Allerdings stellt er in seiner Studie auch fest, dass gebrauchte Instrumente wesentliche Ermüdungserscheinungen des Materials aufweisen. Andere Autoren (*Haikel et al., 1991; Pruett et al., 1997*) hingegen vertreten die Ansicht, dass in stark gekrümmten Kanälen Instrumente sicherheitshalber nur einmalig benützt werden sollten. *Kuhn (et al., 2001)* fand heraus, dass auch neue Nickel-Titan-Instrumente bereits kleine Risse und Unregelmäßigkeiten (besonders bei ProFile[®]) unter dem Elektronenmikroskop aufweisen. Die Schnelligkeit, mit der sich diese Mikrorisse fortpflanzen, ist jedoch um den Faktor 3 kleiner als bei konventionellen Metallen. Dies sei auf die Superelastizität, bedingt durch den reversiblen Prozess der martensischen Verformung der eigentlich austenitischen Legierung zurückzuführen. Die bei wiederholt auftretenden Belastungszyklen entstehenden Gitter-Defekte im Legierungsgefüge könnten dann zu einem schnelleren Wachstum der Mikrorisse führen. Deshalb wäre vor erneuter Benutzung zu überlegen, ob durch eine thermische Behandlung (>125°C) eine Reorientierung des Kristallgittergefüges herbeigeführt werden könne. *Dieter (1986)* verwies in einer metallurgischen Studie auf diese Möglichkeit, die *Serene (et al., 1994)* und *Pruett (et al., 1997)* zu der Überlegung brachten, dass die Sterilisation der Instrumente von Vorteil sein könnte. Ob jedoch die Temperatur des Sterilisationsvorganges ausreicht und ob sich der gewünschte Effekt einzustellen vermag, bleibe Gegenstand weiterer Untersuchungen. Einen anderen Ansatz zur Verbesserung der Eigenschaften von Ni-Ti-Instrumenten

beschreibt *Rapisarda (et al., 2001)*. In dieser Studie versuchten die Autoren erfolgreich, Stickstoff-Ionen in ProFile[®].04-Instrumente (Iso 25) zu implantieren, indem sie eine Spannung von 250 KeV mit 10 $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ anlegten. Untersuchungen unter dem Elektronenmikroskop bestätigten ihre Vermutung, dass weniger Verschleißerscheinungen nach der Benutzung im Vergleich zur unbehandelten Kontrollgruppe erkennbar waren.

5.6 Beurteilung der Kanalflächenabweichungen

Ingle (1961), *Schilder (1974)* und *Weine (et al., 1975)* haben festgestellt, dass die Anwesenheit einer Krümmung im Kanalverlauf zu ernstzunehmenden Abweichungen von der originären Kanalkonfiguration bei der Aufbereitung führt. Die Tendenz zur Begradigung gekrümmter Kanäle ist bei konventionellen Feilen immer gegeben, auch wenn diese vorgebogen werden (*Weine et al., 1975*). *Walia (et al., 1988)* berichtete über eine bessere elastische Biegsamkeit und eine größere Resistenz gegen Verwindungen von Nickel-Titan-Feilen. Auf Grund dieser Eigenschaften wurde ihnen eine geringere Begradigungstendenz attestiert. *Glosson (et al., 1995)* stellte in seinen Untersuchungen fest, dass bei Nickel-Titan-Feilen die Begradigung signifikant kleiner ausfiel als bei konventionellen Instrumenten. Abgesehen vom Material sei diese Eigenschaft aber auch von anderen Faktoren, wie der Steigung des Instrumentes und der Geschwindigkeit, mit dem es betrieben wird, abhängig. Die Morphologie der Instrumentenspitze kann ebenfalls signifikanten Einfluss auf die Kanalpräparation (*Powell et al., 1986*) haben. Wenn eine modifizierte nichtschneidende Spitze verwendet wird, resultiere eine geringere Abweichung des apikalen Kanalverlaufs, weniger Stufenbildung und eine geringere Transportation. *Szep (et al., 2001)* verwies allerdings darauf, die Aussage, Nickel-Titan-Instrumente würden im Vergleich zu herkömmlichen Instrumenten im apikalen Abschnitt zentraler im Kanal bleiben und weniger Transportation verursachen, könne nicht generalisiert werden, da eine starke Abhängigkeit vom Instrumentendesign bestehen könne. Verschiedenste Feilengeometrien wurden entwickelt, um eine möglichst nahe an der ursprünglichen Kanalform liegende Erweiterung des Kanals zu ermöglichen. Die für ProFile[®] typischen „Radial Lands“ als Beispiel genommen, führe zu einer besseren Zentrierung im Kanal und bedinge eine geringere

Transportation (Szep *et al.*, 2001). Trotz aller Bemühungen scheint derzeit eine Begradigung bei der Aufbereitung stark gekrümmter Kanäle unvermeidbar. Peters (*et al.*, 2001) weist darauf hin, dass möglicherweise die präoperative Geometrie der Wurzelkanäle bei vergleichenden Studien mehr als bisher miteinbezogen werden müsste. In seiner Arbeit vergleicht er K-Feilen, Lightspeed- und ProFile®-Instrumente hinsichtlich der postoperativ eingetretenen Veränderungen in der Wurzelkanalanatomie. Er kommt zu dem Schluss, dass die präoperative Geometrie mehr Einfluß auf die Bearbeitung des Kanals hat, als die angewandten Techniken.

Zahlreiche Studien untersuchen die Kanalabweichung in unterschiedlichster Weise. Am meisten verbreitet sind hierbei Methoden zur Untersuchung der Lageveränderung des Kanalzentrums und der Erweiterung des Kanals. Die Vermessung von Querschnitten mit Softwareunterstützung oder durch eine Übereinanderprojizierung von Fotografien ist dabei genauso verbreitet, wie die Ausmessung von Röntgenbildern, die den Kanal in seiner Längsachse erfassen (z.B. Esposito & Cunningham, 1995; Luiten *et al.*, 1995; Briseno *et al.*, 1993). Zu beachten ist jedoch, dass bei einem Röntgenbild immer nur eine zweidimensionale Beobachtung möglich ist, wohingegen bei der in dieser Arbeit verwendeten Technik auch eine dritte Ebene, zumindest partiell, durch die Lage und Anzahl der Schnitte zugänglich wird. Wünschenswert wäre natürlich eine komplett dreidimensionale Visualisierung, wie sie zum Beispiel durch Mikrocomputer-Tomographie im Versuchsstadium schon möglich ist (Bergmans *et al.*, 2001).

In der vorliegenden Arbeit wurde das Verhalten verschiedener Feilensysteme im Kanalverlauf anhand der resultierenden Erweiterungen der Kanalquerschnittsflächen studiert. Eine verhältnismäßig größere Erweiterung der Kanalflächen deutet dabei auf eine mögliche Abweichung vom ursprünglichen Kanalverlauf hin.

Wenn sämtliche Abträge in allen Schichten betrachtet wurden, hatte RaCe™ mit einem Mittelwert von $0,26 \text{ mm}^2$ den signifikant höchsten Abtrag im Vergleich zu den anderen beiden Gruppen. Der Grund ist wahrscheinlich wieder in der Schneidengeometrie der Instrumente und der damit verbundenen besseren Schneideleistung zu suchen. Vergleicht man die einzelnen Schichten von apikal beginnend miteinander, so waren in der ersten Schicht keine signifikanten Unterschiede in der Aufbereitung bezüglich des Dentinabtrags erkennbar. In der zweiten Schicht war ein nach dem *Regular-Test* signifikant höherer Abtrag bei RaCe™ zu ProFile® festzustellen. Das kann, wie auch möglicherweise der nicht

signifikant höhere Mittelwert von FlexMaster[®] (0,12 mm²) in der ersten Schicht, auf das Auftreten eines Zipping-Effekts hindeuten. *ElDeeb (et al., 1985)* demonstrierte, dass, unabhängig von der verwendeten Stahl-Feile, signifikant mehr Zipping-Phänomene auftraten, je größere Feilen benutzt wurden. Nickel-Titan-Feilen können aufgrund ihrer Flexibilität diese Eigenschaft jedoch reduzieren (*Esposito & Cunningham, 1995*). *Hülmann (2000)* bestätigte in seiner Habilitationsschrift die in der Literatur mit 4,5-100% angegebenen Häufigkeiten der Kanalbegradigung bei gekrümmten Kanälen (u.a. *Yamaguchi et al., 1988; Alodeh et al., 1989; Ahmad, 1991; Dummer et al., 1989; Shankar, 1993; Nagy et al., 1997*). Inwieweit die hier gefundenen Abweichungen Einfluss auf die spätere Abfüllbarkeit des Kanals haben, konnte im Rahmen dieser Studie nicht geklärt werden. Ein weiterer Vergleich der Schichten nach koronal kann in der gleichen Art und Weise nicht durchgeführt werden, da die Sequenz der Instrumentierung durch die Lage der Krümmung und nicht durch die Schnittlage definiert wurde. Wird der jeweilige Punkt des Krümmungsbeginns betrachtet, so ergibt sich an dieser Stelle eine Signifikanz nach dem *Regular-Test* zwischen FlexMaster[®], die mit einem Mittelwert von 0,19 mm² einen ähnlich hohen Mittelwert wie RaCe[™] mit 0,20 mm² aufweisen und ProFile[®] mit 0,15 mm². Diese Erscheinung könnte auf eine Isthmusbildung bei ProFile[®] hinweisen, oder aber durch eine geringere Flexibilität der beiden anderen Instrumententypen bedingt sein, obwohl FlexMaster[®] mit Ausnahme des zweiten Schnittes die beste kontinuierlich konische Aufbereitung lieferte. Bei der Analyse aller Kanalflächendifferenzen apikal des Krümmungsbeginns resultiert eine Signifikanz nach *Bonferroni* und dem *Duncan-Test* zwischen ProFile[®] und RaCe[™]. Im *Regular-Test* konnte ein signifikant kleinerer Mittelwert für FlexMaster[®] im Vergleich zu ProFile[®] ermittelt werden. Diese Ergebnisse können auf eine bessere, näher an der Kanalausgangsform gelegenen Aufbereitung von FlexMaster[®]- und ProFile[®]-Instrumenten verstanden werden. Die zweite Schicht apikal des Krümmungsbeginns weist ebenfalls einen signifikant geringeren Mittelwert von ProFile[®] (0,13 mm²) zu RaCe[™] nach *Bonferroni* auf. Nach dem *Duncan-* und dem *Regular-Test* schneidet FlexMaster[®] hier mit einem Mittelwert von 0,14 mm² signifikant besser als RaCe[™] mit 0,22 mm² ab. In der ersten und zweiten Schicht nach koronal ergibt sich eine, nach *Bonferroni* signifikant geringere Flächendifferenz von ProFile[®] zu RaCe[™]. Nach dem *Duncan-Test* sind die Mittelwerte von RaCe[™] zu den beiden anderen Gruppen ebenfalls signifikant höher. In der vierten Schicht nach

koronal, vom Krümmungsbeginn aus gerechnet, weist FlexMaster[®] nach dem Regular-Test einen signifikant geringeren Mittelwert als RaCe[™] auf. Betrachtet man alle koronal des Krümmungsbeginns liegenden Schichten, so ergibt sich eine statistische Signifikanz von FlexMaster[®] und ProFile[®] (je 0,20 mm²) zu RaCe[™] (0,36 mm²) nach *Bonferroni* und dem *Duncan-Test*.

Durch diese signifikanten Unterschieden konnte nachgewiesen werden, dass die RaCe[™]-Instrumente einen weitaus größeren Dentinabtrag verursachten. Als interessante Beobachtung stellte sich dabei heraus, dass RaCe[™]-Instrumente auch koronal die größten Abtragungswerte aufwiesen. Offenbar führten die kleinen horizontalen Bewegungsablenkungen im Sinne einer zirkumferenten Aufbereitungskomponente schon zu massiven Abträgen. RaCe[™]-Instrumente entsprechen einem Reamer und weisen, im Gegensatz zu den beiden anderen Feilen-Systemen, keine Abrundungen im Querschnitt auf. Dies mag den Grund für die Aggressivität von RaCe[™] darstellen. FlexMaster[®] kann hier fast durchgängig die geringsten Abträge verzeichnen, was den Schluss zulässt, dass hier der Originalform des Kanals am besten entsprochen werden konnte. Allerdings war ein größerer Mittelwert in den beiden apikalsten Schichten zu verzeichnen, der jedoch nicht signifikant war.

Im Gegensatz zu Studien von *Glosson (et al., 1995)*, *Kuhn (et al., 1997)*, *Short (et al., 1997)*, *Portenier (et al., 1998)* oder *Ottosen (et al., 1999)* wurden in der vorliegenden Arbeit mit mindestens 5 Schnittebenen pro Kanal mehr Ebenen des Kanals analysiert. Es ist kritisch zu beachten, inwieweit selektive Unterschiede in der Verteilung der Kanäle die Ergebnisse beeinflusst haben könnten, da die Radien der Kanalkrümmungen in dieser Studie keinen Auswahlparameter darstellten. Die randomisierte Verteilung gemäß der Kanalkrümmungswinkel sollte jedoch größere Benachteiligung oder Bevorzugung einer Gruppe verhindert haben.

6 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Studie war es , drei moderne Ni-Ti- Instrumentensysteme hinsichtlich ihrer Aufbereitungsfähigkeiten an stark gekrümmten Kanälen (Kriterium nach Schneider et al, 1971) zu vergleichen. 60 gekrümmte Kanäle extrahierter humaner Molaren des Oberkiefers wurden, nach Vorverteilung der Krümmungswinkel, randomisiert in die drei Testgruppen verteilt. Der Versuchsaufbau entsprach einer modifizierten *Bramante*-Methode. Jeder Kanal wurde dabei, von der apikalen Region ausgehend, in mindestens 5 Querschnitte zersägt. Nach Repositionierung im Testbehältnis wurden alle Kanäle mit Hilfe des EndoSteppers[®] von einem Behandler aufbereitet. Prä- und postoperative Bilder der Kanalquerschnittsflächen wurden digitalisiert und mit Hilfe einer Bildverarbeitungssoftware (*Image 2000*) vermessen. Die Flächenveränderungen, die Aufbereitungszeiten, sowie die Arbeitslängenverluste und die Frakturhäufigkeit wurden erfasst und mittels One-Way-ANOVA, dem Kruskal-Wallis-Test und dem Duncan-Test statistisch ausgewertet.

Die mittlere Arbeitszeit war bei RaCe[™] signifikant geringer als bei FlexMaster[®]. Die signifikant höchsten Abträge an der Kanalwand wurden bei RaCe[™], im Vergleich zu den beiden anderen Testgruppen, verzeichnet. Arbeitslängenverluste waren bei allen Instrumentensystemen zu verzeichnen, wobei FlexMaster[®] einen signifikant geringeren Mittelwert im Vergleich zu RaCe[™] aufwies. 17 Instrumente frakturierten, wobei mit 11 Brüchen bei RaCe[™] die größte Zahl zu vermerken war. FlexMaster[®]-Instrumente frakturierten nicht.

Klinische Relevanz:

Im Zuge dieser Studie konnte festgestellt werden, dass sich FlexMaster[®]-Instrumente aufgrund einer näher an der ursprünglichen Kanalform liegenden Aufbereitung in Verbindung mit dem EndoStepper[®] besonders zur Aufbereitung von stark gekrümmten Wurzelkanälen eignen. Von der Benutzung der RaCe[™]-Instrumente ist, zumindest in Verbindung mit der hier verwendeten EndoStepper[®]-Software, aufgrund des hohen Frakturrisikos abzuraten.

7 Summary

The purpose of this study was to compare three modern engine-driven NiTi instruments and their capability of preparing severely curved root canals (Schneider et al., 1971). Sixty curved canals from extracted human upper molars were divided randomly into three groups according to their curvatures. A modified *Bramante* technique was used in this investigation. Each canal was cross-sectioned at at least five levels beginning with the apical region. The specimens were reassembled in their aluminum molds and preparations were performed by one operator using the EndoStepper[®]. Pre- and postoperative images were digitally taken and measured by software (*Image 2000*). Canal area, preparation time, loss of working length and instrument separations were recorded and statistically analyzed using One-Way-ANOVA, the Kruskal-Wallis test and the Duncan test.

RaCe[™] files were significantly faster in preparing the canals than FlexMaster[®] files. The differences in canal area produced by RaCe[™] instruments were significantly higher than those generated by all the other files. FlexMaster[®] failed to reach the working length in significantly less cases than all other files. A total of 17 instruments separated in this study. 11 fractures were recorded when using the RaCe[™] system and no instrument separated in the FlexMaster[®] group.

Clinical Relevance:

FlexMaster[®] files as shown in this study, prepared severely curved canals closer to their original morphology when used with the EndoStepper[®]. The clinical use of RaCe[™] files in combination with this version of the EndoStepper[®] software can't be recommended because of the multiple instrument separations.

8 Literaturverzeichnis

Autoren	Titel	Veröffentlichung
Abou-Rass M, Frank AL, Glick DH	The anticurvature filing method to prepare the curved root canal	J Am Dent Assoc 101: 792-794; 1980
Ahlquist M Henningsson O, Hultenby K, Ohlin J	The effectiveness of manual and rotary techniques in the cleaning of root canals: a scanning electron microscopy study	Int Endod J 34: 533-537; 2001
Ahmad M	Compasicon between two ultrasonic units in shaping curved canals in teeth using macroradiography	Endod Dent Traumatol 7: 55-58; 1991
Ahmad M, Pitt Ford TR	A comparison using macroradiography of canal shapes in teeth instrumented ultrasonically and by hand	J Endodont 15: 339-344; 1989
Alhadainy H	Root perforations. A review of literature	Oral Surg Oral Med Oral Pathol 78: 368-374; 1994
Alodeh MH, Doller R, Dummer PM	Shaping of simulated root canals in resin blocks using the Stepp-back technique with K-files manipulated in a simple in/out filing motion	Int Endod J 22: 107-117 ; 1989
Ando N, Hochino E	Predominant obligate anaerobes invading the deep layers of root canal dentine	Int Endod J 23; 20-27: 1990
Baker MC, Achrafi SH, Van Cura HE, Remeikis NA	Ultrasonic compared with hand instrumentation: a scanning electron microscopy study	J Endodont 14: 435-440; 1988
Barbakow F, Cleaton-Jones P, Friedman D	An evaluation of 566 cases of root canal therapy in general dental practice. 2. Postoperative observations	J Endodont 6: 485-489; 1980
Baumann MA, Doll GM	Spatial reproduction of the root canal system by magnetic resonance microscopy	J Endodont 23: 49-51; 1997
Baumann MA, Gross D, Lehmann V, Zick K	Magnetic resonance microscopy – new prospects for endodontics	Schweiz Monatsschr Zahnmed 103: 1407-1414; 1993
Baumann MA, Schwebel T, Kriete A	Dental anatomy portrayed with microscopic volume investigations	Comput Med Imaging Graph 17: 221-228; 1993
Behr K	Auflistung der am Markt befindlichen Ni-Ti-Instrumente	Bayrisches Zahnärzte Blatt, Mai 2002
Berbert A, Nishiyama CK	Curvatures radicales. Uma nova metodologia para mensuracao e localizacao	Rev Gaúcha Odontol 42: 356-358 ; 1994
Bergmans L, Van Cleynebreugel J, Wevers M, Lambrechts P	A methodology for quantitative evaluation of root canal instrumentation using microcomputed tomography	Int Endod J 34: 390-398; 2001
Bishop K, Dummer P	A comparison of stainless steel Flexofiles and nickel-titanium NiTiFlex files during the shaping of simulated canals	Int Endod J 30: 25-34 ; 1997
Bjørndal L, Carlsen O, Thuesen G, Darvann T, Kreiborg S	External and internal macromorphology in 3D-reconstructed maxillary molars using computerized X-ray microtomography	Int Endod J 32: 3-9; 1999
Bolanos OR, Sinai I, Gonsky M, Srinivasan R	A comparison of engine and air-driven instrumentation methods with hand instrumentation	J Endodont 14: 392-396; 1988

Autoren	Titel	Veröffentlichung
Brady JE, Himel VT, Weir JC	Periapical response to an apical plug of dentin filings intentionally placed after root canal overinstrumentation	J Endodont 11: 322-329; 1985
Bramante CM, Berbert A, Borges RP	A methodology for evaluation of root canal instrumentation	J Endodont 13: 243-245; 1987
Bramante CM, Betti LV	Comparative analysis of curved root canal preparation using Nickel-Titanium instruments with or without EDTA	J Endodont 26(5): 278-280; 2000
Briseno BM, Sobarzo V, Dewens S	The influence of different engine-driven, sound ultrasound systems and the Canal Master on root canal preparation: an in vitro study	Int Endod J 26: 190-197 ; 1993
Calhoun G, Montgomery S	The effects of four instrumentation techniques on root canal shape	J Endodont 14: 273-277; 1988
Calt S, Serper A	Smear layer removal by EGTA	J Endodont 26: 459-461; 2000
Campos JM, del Rio C	Comparison of mechanical and standard hand instrumentation techniques in curved root canals	J Endodont 16: 230-234; 1990
Camps J, Pertot WJ	Torsional and stiffness properties of Canal Master U stainless steel and Nitinol instruments	J Endodont 20: 395-398; 1994
Cheung GS, Stock CJ	In vitro cleaning ability of root canal irrigants with and without enosonics	Int Endod J 26: 334-343; 1993
Coleman CI, Svec TA	Analysis of Ni-Ti versus stainless steel instrumentation in resin simulated canals	J Endodont 23: 232-235; 1997
Coleman DL, Svec TA, Rieger MR, Suchina JA, Wang M, Clickman GN	Stainless steel instrumentation in resin simulated canals	J Endodont 23: 232-235; 1996
Crump NC, Natkin E	Relationship of broken root canal instruments to endodontic case prognosis: a clinical investigation	J Am Dent Assoc 80: 1341-1347; 1970
Cunningham CJ, Senia ES	A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars	J Endodont 18: 294-300; 1992
Cymerman JJ, Jerone LA, Moodnik RM	A scanning electron microscope study comparing the efficacy of hand instrumentation with ultrasonic instrumentation of the root canal	J Endodont 9: 327-331; 1983
Dederich DN, Zakariasen KL	The effects of cyclical axial motion on rotary endodontic instrument fatigue	Oral Surg Oral Med Oral Pathol 61: 192-196; 1986
DiAndreth M, Ellis RA, Fagundes D	The effectiveness of hand and rotary files to maintain canal curvatures : a comparison	J Endodont 21: 236 Abstract PC 22; 1995
Dieter GE	Mechanical metallurgy	3.Aufl, New York: McGraw-Hill: 119, 138, 185- 188, 382-387, 394; 1986
Dowker SEP, Davis GR, Elliot JC	X-ray microtomography	Oral Surg Oral Med Oral Pathol 83: 510-516
Dummer PM, Alodeh MH, Coller R	Shaping of simulated root canals in resin blocks using files activated by a sonic handpiece	Int Endod J 22: 211-225; 1989
Ebeleseder KA, Glockner K, Städtler P	Eine Klassifikation von Untersuchungen zur Wurzelkanalaufbereitung	Vortrag 2. Endodontischer Weltkongress der I.F.E.U, Rom 1995
Ehrlich AD, Boyer TJ, Hicks ML, Pelleu GBJ	Effects of sonic instrumentation on the apical preparation of curved canals	J Endodont 15: 200-203; 1989

Autoren	Titel	Veröffentlichung
ElDeeb ME, Boraas JC	The effect of different files on the preparation shape of severely curved canals	Int Endod J 18: 1-7; 1985
Esposito PT, Cunningham DJ	A comparison of canal preparation with Nickel-Titanium and stainless steel instruments	J Endodont 21: 173-176; 1995
Farge P, Nahas P, Bonin P	In vitro study of a Nd:YAP laser in endodontic retreatment	J Endodont 24: 359-363; 1998
Fischer G.	Über die feinere Anatomie der Wurzelkanäle menschlicher Zähne	Dtsch Mschr Zahnheilk 25: 544-552; 1907
Frank JR	Endodontic mishaps: Their detection, correction and prevention	Ingle JI, Bakland L: Endodontics, 4. Aufl., Williams & Wilkins, Baltimore, Philadelphia, Hong Kong: 816-831; 1994
Frick K, Walia H, Deguzman J, Austin BP	Qualitative comparison of two NiTi rotary file systems to hand filing	J Endodont 23: 273 Abstract PR 27; 1997
Friedman S, Löst C, Zarrabian M, Trope M	Evaluation of success and failure after endodontic therapy using a glass ionomer cement sealer	J Endodont 21; 384-390: 1995
Fuss Z, Trope M	Root perforations : classification and treatment choices based on prognostics factors	Endod Dent Traumatol 12: 255-264; 1996
Gahleitner A, Nasel C, Schick S, Bernhart T, Mailath G, Dorffner S, Watzek G, Imhof H, Trattng S	Dental magnetic resonance tomography (dental MRI) as a method for imaging maxillo-mandibular tooth retention structures	Rofo Fortschr Geb Röntgenstr Neuen Bildgeb Verfahr 1998 Oct; 169(4): 424-8
Gahleitner A, Solar P, Nasel C, Homolka P, Youssefzadeh S, Ertl L, Schick S	Magnetic resonance tomography in dental radiology (dental MRI)	Radiologe 1999 Dec; 39(12): 1044-50
Gambarini G	Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use	Int Endod J 34: 386-389; 2001
Gambill JM, Alder M, del Rio CE	Comparison of nickel-titanium and stainless steel hand file instrumentation using computed tomography	J Endodont 22: 369-375; 1996
Glickman GN, Dumsha TC	Problems in cleaning and shaping	Gutmann JL, Dumsha TC, Lovdahl PE: Problem solving in endodontics, Year Book Medical Publishers, Chicago, London, Boca Raton: 32- 51; 1988
Glosson CR, Haller RH, Dove SB, del Rio CE	A comparison of root canal preparations using Ni-Ti hand, Ni-Ti engine-driven, and K-flex endodontic instruments	J Endodont 21: 146-151; 1995
Goerig AC, Michelich FJ, Schultz HH	Instrumentation of root canals in molar using the Stepp-down technique	J Endodont 8: 550-554; 1982
Goldberg F, Soares I, Massone J, Soares IM	Comparative debridement study between hand and sonic instrumentation of the root canal	Endod Dent Traumatol 4: 229-234; 1988
Griesinger HR, Hannig M, Albers HK	Erfolgreiche Aufbereitung stark gekrümmter Wurzelkanäle – Die korono-apikale Technik	Zahnärztl Welt/Reform 102; 842-850: 1995
Grossman LI	Fate of endodontically treated teeth with fractured root canal instruments	J Brit Endod Soc 2: 35-37; 1998
Guldener P	Endodontologie	3. Aufl., Thieme-Verlag, Stuttgart, New York: 1993

Autoren	Titel	Veröffentlichung
Haikel Y, Gasser P, Allemann C	Dynamic fracture of hybrid endodontic hand instruments compared with traditional files	J Endodont 17: 217-220; 1991
Haikel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C	Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments	J Endodont 25: 434-440; 1999
Hess W	Zur Anatomie der Wurzelkanäle des menschlichen Gebisses mit Berücksichtigung der feineren Verzweigungen am Foramen apicale	Schweiz Vjschr Zahnheilk 27; 1-52; 1917
Hess W, Zürcher E	The anatomy of the root canals of the teeth of the permanent and deciduous dentitions	William Wood, New York; 1925
Holland GR	Periapical response to apical plugs of dentin and calcium hydroxide in ferret canines	J Endodont 10: 71-74; 1984
Horiba N, Maekawa Y, Matsumoto T, Nakamura H	A study of the distribution of endotoxin in the dentinal wall of infected root canals	J Endodont 16: 331-334; 1990
Hülsmann M	Die Wurzelkanalpräparation – Manuell oder maschinell	Hessisches Zahnärzte Magazin April: 18-27; 2002
Hülsmann M	Entwicklung einer Methodik zur standardisierten Überprüfung verschiedener Aufbereitungsparameter und vergleichende In-vitro-Untersuchung unterschiedlicher Systeme zur maschinellen Wurzelkanalaufbereitung	Habilitationschriften der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde; Quintessenz Verl., Berlin, 2000
Hülsmann M	The removal of silver cones and fractured instruments using the Canal-Finder-System	J Endodont 16: 596-600; 1990
Hülsmann M	Die Entfernung frakturierter Wurzelkanalinstrumente mit dem Canal-Finder-System	Dtsch Zahnärztl Z 45: 229-232; 1990
Hülsmann M	Die maschinelle Aufbereitung des Wurzelkanals	Endodontie; Akademie Praxis und Wissenschaft; Hanser Verlag, München 1993 a; 63-96
Hülsmann M	Methods for removing metal obstructions from the root canal	Endod Dent Traumatol 9: 223-237; 1993 b
Hülsmann M	Removal of fractured instruments using a combined automated/ultrasonic technique	J Endodont 20: 144-146; 1994
Hülsmann M	Strategien zur Entfernung frakturierter Aufbereitungsinstrumente	Endodontie 5: 97-112; 1996
Hülsmann M	Die Aufbereitung des Wurzelkanals	Endodontie, PDZ-Band 3, 4. Aufl., Urban & Fischer Verlag, München-Jena, 2001
Imura N, Kato AS, Novo NF, Hata GI, Uemura M, Toda T	A comparison of mesial molar root canal preparations using two engine-driven instruments and the balanced-force technique	J Endodont 27: 627-631; 2001
Ingle JI	A standardized endodontic technique using newly designed instruments and filing materials	Oral Surg Oral Med Oral Pathol 14: 83-91; 1961

Autoren	Titel	Veröffentlichung
Ingle JI, Bakland LK, Peters DL, Buchanan LS, Mullanwy TP	Endodontic cavity preparation	Ingle JI, Bakland LK: Endodontics, 4. Aufl., Williams & Wilkins, Baltimore, Philadelphia, Hongkong 1994
Jahde EM, Himel WT, Weit J	A comparison of short-term periapical responses to hand and ultrasonic file overextension during root canal instrumentation in the macaca fascicularis monkey	J Endodont 13: 388-391; 1987
Ketterl W	Histologische Untersuchungen an vitalextripierten Zähnen	Stoma 16: 86-110; 1963
Ketterl W	Endodontie	Hüthig-Verlag, Heidelberg, 1984
Kielt LW, Montgomery S	The effect of endosonic instrumentation in simulated curved root canals	J Endodont 13: 215-219; 1987
Kipshagen E	Die Wurzelkanalwand nach Bearbeitung mit verschiedenen Instrumenten	Dtsch Zahnärztl Z 39: 287-290; 1984
Kosa DA, Marshall G, Baumgartner JC	An analysis of canal centering using mechanical instrumentation techniques	J Endodont 25: 441-445; 1999
Kröncke A	Der Wurzelkanal nach der mechanischen Aufbereitung	Dtsch Zahnärztl Z 30; 321-322; 1975
Kröncke A	Die Aufbereitung des Wurzelkanals als Voraussetzung für die Applikation des Füllungsmaterials	Dtsch Zahnärztl Z 36; 201-207; 1981
Kuhn G, Tavernier B, Jordan L	Influence of structure on nickel-titanium endodontic instruments failure	J Endodont 27: 516-520; 2001
Kuhn WG, Carnes Jr. DL, Clement DJ, Walker WA	Effect of tip design of nickel-titanium and stainless steel files on root canal preparation	J Endodont 23: 735-738; 1997
Kvinnslund I, Oswald RJ, Halse A, Groenningsaeter AG	A clinical and roentgenological study of 55 cases of root perforation	Int Endod J 22: 75-84; 1989
Langeland K, Liao K, Pascon A	Work-saving devices in endodontics: efficacy of sonic and ultrasonic techniques	J Endodont 11: 499-510; 1985
Lautenschlager EP, Monaghan P	Titanium and titanium alloys as dental materials	Int Endod J 43: 245-253; 1993
Leseberg DA, Montgomery S	The effects of Canal Master, Flex-R and K-Flex instrumentation on root canal configuration	J Endodont 17: 59-65; 1991
Lim KC, Webber J	The effect of root canal preparation on the shape of the curved root canal	Int Endod J 18: 233-239 ; 1985
Lim SS, Stock CJ	The risk of perforation in the curved Canal: anticurvature filing compared with the step-back technique	Int Endod J 20: 33-39; 1987
Loushine RJ, Weller NR, Hartwell GR	Stereomicroscope evaluations of root canal shape following hand, sonic and ultrasonic instrumentation	J Endodont 15, 417-421; 1989
Luiten DJ, Morgan LA, Baumgartner JC, Marshall JG	A comparison of four instrumentation techniques on apical canal transportation	J Endodont 21: 26-32; 1995
Martinez-Lozano MA, Forner-Navarro L, Sanchez-Cortes JL, Llana-Puy C	Methodological considerations in the determination of working length	Int Endod J 34: 371-376; 2001
McCann JT, Keller DL, Labounty GL	Remaining dentin/cementum thickness after hand or ultrasonic instrumentation	J Endodont 16: 109-113; 1990

Autoren	Titel	Veröffentlichung
Meyer W	Die Anatomie der Wurzelkanäle, dargestellt an mikroskopischen Rekonstruktionsmodellen	Dtsch Zahnärztl Z 25; 1064-1077; 1997
Miserendino LJ, Miserendino CA, Moser JB, Heuer MA, Osetek EM	Cutting efficiency of endodontic instruments. Part III: Comparison of sonic and ultrasonic instrument systems	J Endodont 14: 24-30; 1988
Morse DR, Esposito JV, Pike C, Furst ML	A radiographic evaluation of the periapical status of teeth treated by the gutta-percha-eucapercha endodontic method; a one-year follow-up study of 458 root canals. Part I	Oral Surg Oral Med Oral Pathol 55: 607-610; 1983
Mullaney TP	Instrumentation of finely curved canals	Dent Clin North Am 23: 271-275; 1979
Nagy CD, Bartha K, Bernáth M, Verdes E, Szabó J	A comparative study of seven instruments in shaping the canal in vitro	Int Endod J 30: 124-132; 1997
Nair R, Sjögren U, Krey G, Kahnberg KE, Sundquist G	Intraradicular bacteria and fungi in root-filled asymptomatic human teeth with therapy-resistant lesions: a long-term light and electron microscopic follow-up study	J Endodont 16; 580-588; 1990
Nielsen RB, Alyassin AM, Peters DD, Carnes DL, Lancaster J	Microcomputed tomography: an advanced system for detailed endodontic research	J Endodont 21: 561-568; 1995
Ottosen SR, Nicholls JI, Steiner JC	A comparison of instrumentation using Naviflex and ProFile nickel-titanium engine-driven rotary instruments	J Endodont 25: 457-460; 1999
Park H	A comparison of Greater Taper files, ProFiles, and stainless steel files to shape curved root canals	Oral Surg Oral Med Oral Pathol 91: 715-718; 2001
Pedicord D, ElDeeb ME, Messer HH	Hand versus ultrasonic instrumentation: its effect on canal shape and instrumentation time	J Endodont 12: 375-381; 1986
Perez F, Calas P, de Falguerolles A, Maurette A	Migration of a streptococcus sanguis strain through the root dentinal tubules	J Endodont 19; 297-301; 1993
Pertot W, Camps J, Damiani M	Transportation of curved canals prepared with Canal Master U, Canal Master U NiTi, and stainless steel K-type files	Oral Surg Oral Med Oral Pathol 79: 504-509; 1995
Peters LB	Zur Frage der Infektion von Dentinkanälchen	Endodontie 2; 239-244; 1993
Peters OA, Laib A, Gohring TN, Barbakow F	Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computed tomography	J Endodont 27: 1-6; 2001
Pettiette M, Metzger Z, Trope M	Procedural errors by undergraduate students with the use of K-files vs. Ni-Ti-files	J Endodont 23: 270 Abstract PR 14; 1997
Poertzel E, Petschel A	Bakterien in der Wurzelkanalwand bei Pulpagangrän	Dtsch Zahnärztl Z 41; 772-777; 1985
Poganiuch A	In Vitro Vergleich manueller Wurzelkanalaußbereitungsmethoden: Crown-down-pressureless-Technik, Step-back-Technik und Step-down-Technik	Med. Diss., Frankfurt/M; 1994
Portenier I, Lutz F, Barbakow F	Preparation of the apical part of the root canal by the Lightspeed and step-back techniques	Int Endod J 31: 103-111; 1998

Autoren	Titel	Veröffentlichung
Pongione G, Gambarini G, Gerosa R	Torsional and stiffness properties of nickel-titanium, variable taper, U-files	J Dent Research 77: 397; 1999
Powell DE, Simon JHS, Maze BB	A comparison of the effect of modified and nonmodified instrument tips on apical canal configuration	J Endodont 12: 293-300; 1986
Pruett JP, Clement DJ, Carnes Jr. DL	Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments	J Endodont 23: 77-85; 1997
Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG, Torrisi L	Wear of nickel-titanium endodontic instruments evaluated by scanning electron microscopy: effect of ion implantation	J Endodont 27: 588-592; 2001
Reynolds MA, Madison S, Walton RE, Krell KV, Rittman BRJ	An in vitro histological comparison of the step-back, sonic, and ultrasonic instrumentation techniques in small curved root canals	J Endodont 13: 307-314; 1987
Rhodes JS, Pitt Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV	Micro-computed tomography: a new tool for experimental endodontology	Int Endod J 32: 165-170; 1999
Rhodes JS, Pitt Ford TR, Lynch JA, Liepins PJ, Curtis RV	A comparison of two nickel-titanium instrumentation techniques in teeth using microcomputed tomography	Int Endod J 33: 279-285; 2000
Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JEA, Messer HH	Defects in rotary nickel-titanium files after clinical use	J Endodont 26: 161-165; 2000
Schilder H	Cleaning and shaping the root canal	Dent Clin North Am 18: 269-296; 1974
Schmalz G	Die Wurzelkanalbehandlung – Klinische Erfolge	Dtsch Zahnärztl Z 45; 251-256
Schneider SW	A comparison of canal preparations in straight and curved root canals	Oral Surg Oral Med Oral Pathol 32; 271-275; 1971
Schrader C, Ackermann M, Barbakow F.	Step-by-step description of a rotary root canal preparation technique	Int Endod J 32: 312-320; 1999
Seltzer S, Bender IB, Smith J, Freedman I, Nazimov H	Endodontic failures - an analysis based on clinical, roentgenographic, and histological findings. Part I	Oral Surg Oral Med Oral Pathol 23: 500-516; 1967
Seltzer S, Soltanoff W, Sinai I, Boldenberg A, Bender IB	Biologic aspects of endodontics. Part III: Periapical tissue reactions to root canal instrumentation	Oral Surg Oral Med Oral Pathol 26: 694-705; 1968
Serene TP, Adams JD, Saxena A	Nickel-titanium instruments: applications in endodontics	St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica Inc.; 1994
Shankar P, Parameswaran A, Lakshminarayanan L	Apical third instrumentation of curved canals with K-type and Canal Master instruments	J Endodont 19: 224-227; 1993
Short JA, Morgan LA, Baumgartner JC	A comparison of canal centering ability of four instrumentation techniques	J Endodont 23: 503-507; 1997
Sjögren U, Hägglund B, Sundquist B, Wing K	Factors affecting the long-term results of endodontic treatment	J Endodont 16: 498-504; 1990
Sotokowa T	An analysis of clinical breakage of root canal instruments	J Endodont 14: 75-82; 1988
Spyropoulos S, ElDeeb ME, Messer HH	The effect of Giromatic files on the preparation shape of severely curved canals	Int Endod J 20: 133-142; 1987
Stamos DE, Sadeghi EM, Haasch GC, Gerstein H	An in vitro comparison study to quantitate the debridement ability of hand, sonic, and ultrasonic instrumentation	J Endodont 13: 434-440; 1987

Autoren	Titel	Veröffentlichung
Szep S	In-vitro-Untersuchung zur manuellen Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle mit verschieden biegsamen Kerr-Feilen.	Med. Diss., Frankfurt/M; 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 Invest 5: 17-25; 2001
Tachibana H, Matsumoto K	Applicability of X-ray computerized tomography in endodontics	Endod Dent Traumatol 6: 16-20; ; 1990
Tepel J	Die Beschreibung von Wurzelkanalkrümmungen mit Hilfe verschiedener mathematischer Verfahren	Vortrag AG f. Grundlagenforschung, Mainz 1997 (abstract)
Thompson SA, Dummer PM	Shaping ability of ProFile.04 Taper Series 29 rotary nickel.titanium instrument in simulated root canals. Part I	Int Endod J 30: 1-7; 1997
Tronstad L, Niemczyk SP	Efficacy and safety tests of six automated devices for root canal instrumentation	Endod Dent Traumatol 2: 270-276; 1986
Versümer J, Hülsmann M, Schäfers F	A comparative study of root canal preparation using ProFile.04 and Lightspeed rotary Ni-Ti instruments	Int Endod J 35: 37-46; 2002
von Fraunhofer A, Fagundes DK, McDonald NJ, Dumsha TC	The effect of root canal preparation on microleakage within endodontically treated teeth	Int Endod J 33: 355-360; 2000
Vulcain		
Vulcain JM, Espie JH, Bayon G, Laporte A	Evaluation de l'efficacite ampliative des instruments endodontiques	Rev Franc Endod 2; 57-62: 1983
Walia H, Brantley WA, Gerstein H	An initial investigation of bending and torsional properties of nitinol root canal files	J Endodont 14: 346-351; 1988
Walker TL, del Rio DE	Histological evaluation of ultrasonic and sonic instrumentation of curved root canals	J Endodont 15: 49-59; 1989
Walton RE	Histologic evaluation of different methods of enlarging the pulp canal space	J Endodont 2: 304-311; 1976
Weiger R, John C, Aschenbrenner A, Löst C	Perikanalärer Dentinabtrag nach standardisierter und stufenförmiger Wurzelkanalaufbereitung in vitro	Vortrag 9, Jahrestagung Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung, Berlin; 1995
Weine F, Kelly R, Bray K	Effect of preparation with endodontic handpieces on original canal shape	J Endodont 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 Endodont 1: 262-266; 1975
Weine FS	Endodontic therapy	3. Aufl., C.V. Mosby, St. Louis, Toronto, London: 1982
Wilcox LR, Swift ML	Endodontic retreatment in small and large curved canals	J Endodont 17, 313-315; 1991
Wilcox LR, VanSurksum R	Endodontic retreatment in large and small straight canals	J Endodont 17: 119-121; 1991
Yahya AS, ElDeeb ME	Effect of sonic versus ultrasonic instrumentation on canal preparation	J Endodont 15: 235-239; 1989
Yamaguchi M, Matsumori M, Ishikawa H, Sakurai T, Nakamura H, Naitoh M, Shiojima M, Kikuchi A	The use of ultrasonic instruments in the cleansing and enlargement of the root canal	Oral Surg Oral Med Oral Pathol 65: 349-353; 1988
Yared GM, Bou Dagher FE, Machtou P	Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after simulated clinical use	Int Endod J 32 : 115-119

9 Anhang

9.1 Kanalkrümmungen (in °)

Kanal-Nr.	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
1	25	25	25
2	30	25	30
3	35	30	35
4	35	40	30
5	40	30	35
6	40	40	35
7	40	45	40
8	45	55	45
9	45	45	25
10	45	50	40
11	50	55	45
12	55	60	55
13	55	55	45
14	60	25	50
15	30	50	55
16	50	40	60
17	60	50	45
18	50	30	40
19	45	25	40
20	40	65	45

9.2 Aufbereitungszeiten (in Sekunden)

Kanal-Nr.	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
1	600	990	600
2	990	1020	600
3	900	900	690
4	630	780	780
5	510	900	570
6	900	930	780
7	1200	720	660
8	900	900	600
9	810	480	960
10	990	600	600
11	900	810	900
12	900	840	720
13	1170	870	750
14	600	600	900
15	900	720	840
16	720	900	750
17	900	570	720
18	630	780	600
19	840	720	630
20	900	600	660

9.3 Arbeitslängenverluste (in Millimeter)

Kanal-Nr.	FlexMaster®	ProFile®	
1	0	0	1
2	0	0	0,5
3	0	0	1,5
4	0	1	2
5	0	0	0
6	0	0	1,5
7	0	0,5	0
8	0,5	0	0,5
9	0	0	1
10	1	0	1
11	0	0,5	2
12	1	0	0
13	0,5	0	1
14	0	0	0
15	0	0	2,5
16	0,5	0	0
17	0	0	0
18	0	0,5	0
19	0	1,5	0
20	0	0	0

9.4 Instrumentenverwendungen bis zur Fraktur (Anzahl)

Kanal-Nr.	FlexMaster®	ProFile®	RaCe™
1	0	0	0
2	0	0	0
3	0	1	0
4	0	0	0
5	0	0	0
6	0	0	0
7	0	3	0
8	0	0	3
9	0	0	0
10	0	3	2
11	0	0	4
12	0	1	3
13	0	0	2
14	0	0	2
15	0	3	4
16	0	1	3
17	0	0	0
18	0	0	3
19	0	0	2
20	0	0	2

9.5 Alle Messwerte der Flächendifferenzen von FlexMaster®

Kanal	Schnitt	Pixel vorher	mm ²	Pixel nachher	mm ²	Differenz (mm ²)
F1	1	4706	0,12	8240	0,21	0,09
	2	3855	0,10	7797	0,20	0,10
	3	3175	0,08	7930	0,20	0,12
	4	3982	0,10	8151	0,21	0,11
	5	5259	0,13	11576	0,30	0,17
	6	5679	0,14	12389	0,32	0,18
	7	12799	0,32	12799	0,33	0,01
F2	1	1066	0,03	6745	0,17	0,15
	2	6752	0,17	12068	0,31	0,14
	3	7890	0,20	16672	0,43	0,23
	4	9980	0,25	22487	0,58	0,33
	5	13954	0,35	21831	0,56	0,21
F3	1	1234	0,03	2364	0,06	0,03
	2	1877	0,05	7278	0,19	0,14
	3	3082	0,08	7542	0,19	0,12
	4	3109	0,08	6713	0,17	0,09
	5	3705	0,09	9066	0,23	0,14
	6	3753	0,09	10192	0,26	0,17
	7	4653	0,12	10658	0,27	0,16
F4	1	1123	0,03	8904	0,23	0,20
	2	1317	0,03	8530	0,22	0,19
	3	1786	0,05	8725	0,22	0,18
	4	2919	0,07	9761	0,25	0,18
	5	4898	0,12	10692	0,28	0,15
	6	4040	0,10	11639	0,30	0,20
F5	1	3894	0,10	9587	0,25	0,15
	2	3004	0,08	10232	0,26	0,19
	3	9316	0,24	14800	0,38	0,15
	4	5822	0,15	11487	0,30	0,15
	5	6980	0,18	18437	0,48	0,30
F6	1	2883	0,07	7379	0,19	0,12
	2	3010	0,08	10017	0,26	0,18
	3	4019	0,10	11965	0,31	0,21
	4	2039	0,05	11777	0,30	0,25
	5	3167	0,08	16416	0,42	0,34
	6	4595	0,12	15500	0,40	0,28
	7	5056	0,13	13424	0,35	0,22
F7	1	830	0,02	830	0,02	0,00
	2	3220	0,08	8742	0,23	0,14
	3	3417	0,09	11018	0,28	0,20
	4	3134	0,08	10340	0,27	0,19
	5	4146	0,10	9589	0,25	0,14
	6	7016	0,18	13613	0,35	0,17
	7	8752	0,22	18567	0,48	0,26
F8	1	1265	0,03	7896	0,20	0,17
	2	5859	0,15	12059	0,31	0,16
	3	8907	0,22	14969	0,39	0,16
	4	4320	0,11	10000	0,26	0,15
	5	5066	0,13	12995	0,33	0,21
	6	6967	0,18	14165	0,36	0,19
	7	6293	0,16	11452	0,30	0,14

Kanal	Schnitt	Pixel vorher	mm ²	Pixel nachher	mm ²	Differenz (mm ²)
F9	1	1110	0,03	9072	0,23	0,21
	2	2762	0,07	10391	0,27	0,20
	3	3022	0,08	9609	0,25	0,17
	4	3616	0,09	16193	0,42	0,33
	5	7525	0,19	19237	0,50	0,31
F10	1	2230	0,06	2230	0,06	0,00
	2	1731	0,04	14585	0,38	0,33
	3	3265	0,08	14629	0,38	0,29
	4	3832	0,10	18879	0,49	0,39
	5	10351	0,26	23267	0,60	0,34
	6	11322	0,29	23904	0,62	0,33
F11	1	4703	0,12	8510	0,22	0,10
	2	1588	0,04	8690	0,22	0,18
	3	1729	0,04	8643	0,22	0,18
	4	2647	0,07	8854	0,23	0,16
	5	3777	0,10	10821	0,28	0,18
	6	4771	0,12	13656	0,35	0,23
F12	1	4788	0,12	32237	0,83	0,71
	2	7012	0,18	18900	0,49	0,31
	3	11044	0,28	18463	0,48	0,20
	4	15225	0,38	21410	0,55	0,17
	5	18323	0,46	24639	0,63	0,17
F13	1	3854	0,10	9651	0,25	0,15
	2	4973	0,13	13950	0,36	0,23
	3	16541	0,42	25495	0,66	0,24
	4	17610	0,44	23148	0,60	0,15
	5	22092	0,56	45133	1,16	0,61
F14	1	1025	0,03	4676	0,12	0,09
	2	2360	0,06	9493	0,24	0,19
	3	3436	0,09	9511	0,25	0,16
	4	4714	0,12	10063	0,26	0,14
	5	20365	0,51	22394	0,58	0,06
F15	1	2494	0,06	2494	0,06	0,00
	2	1946	0,05	6975	0,18	0,13
	3	3659	0,09	9311	0,24	0,15
	4	5925	0,15	11576	0,30	0,15
	5	6131	0,15	11645	0,30	0,15
	6	9859	0,25	13331	0,34	0,09
	7	12922	0,33	14668	0,38	0,05
F16	1	3276	0,08	3677	0,09	0,01
	2	2352	0,06	9259	0,24	0,18
	3	2731	0,07	8279	0,21	0,14
	4	2736	0,07	8897	0,23	0,16
	5	3783	0,10	8889	0,23	0,13
	6	8087	0,20	10331	0,27	0,06
	7	9428	0,24	13231	0,34	0,10

Kanal	Schnitt	Pixel vorher	mm ²	Pixel nachher	mm ²	Differenz (mm ²)
F17	1	3504	0,09	3504	0,09	0,00
	2	1596	0,04	6589	0,17	0,13
	3	6400	0,16	8346	0,22	0,05
	4	6742	0,17	11230	0,29	0,12
	5	6836	0,17	21048	0,54	0,37
F18	1	3263	0,08	9171	0,24	0,15
	2	9577	0,24	9799	0,25	0,01
	3	10894	0,28	13470	0,35	0,07
	4	18093	0,46	19830	0,51	0,05
	5	22262	0,56	25623	0,66	0,10
	6	44216	1,12	75643	1,95	0,83
F19	1	4300	0,11	10355	0,27	0,16
	2	6635	0,17	9339	0,24	0,07
	3	7093	0,18	10242	0,26	0,08
	4	6284	0,16	10479	0,27	0,11
	5	6358	0,16	13966	0,36	0,20
	6	13864	0,35	14538	0,37	0,02
	7	10247	0,26	14331	0,37	0,11
	8	11218	0,28	16002	0,41	0,13
F20	1	3226	0,08	6479	0,17	0,09
	2	5248	0,13	9741	0,25	0,12
	3	10093	0,25	11394	0,29	0,04
	4	15148	0,38	16912	0,44	0,05
	5	13802	0,35	23366	0,60	0,25
	6	61210	1,55	97977	2,52	0,98

9.6 Alle Messwerte der Flächendifferenzen von ProFile®

Kanal	Schnitt	Pixel vorher	mm ²	Pixel nachher		Differenz (mm ²)
P1	1	431	0,01	8844	0,23	0,22
	2	3160	0,08	8292	0,21	0,13
	3	1933	0,05	7433	0,19	0,14
	4	2466	0,06	7938	0,20	0,14
	5	1924	0,05	8602	0,22	0,17
	6	2744	0,07	10396	0,27	0,20
	7	3819	0,10	12282	0,32	0,22
P2	1	0	0,00	5851	0,15	0,15
	2	1264	0,03	7142	0,18	0,15
	3	1796	0,05	7076	0,18	0,14
	4	4313	0,11	9920	0,26	0,15
	5	5824	0,15	13389	0,34	0,20
	6	6153	0,16	23018	0,59	0,44
P3	1	576	0,01	1179	0,03	0,02
	2	973	0,02	1372	0,04	0,01
	3	1043	0,03	2244	0,06	0,03
	4	1450	0,04	3720	0,10	0,06
	5	3086	0,08	5009	0,13	0,05
	6	4297	0,11	7225	0,19	0,08
	7	5562	0,14	9736	0,25	0,11
P4	1	1739	0,04	8818	0,23	0,18
	2	1152	0,03	8805	0,23	0,20
	3	1350	0,03	8396	0,22	0,18
	4	2616	0,07	9192	0,24	0,17
	5	5580	0,14	9151	0,24	0,09
	6	8011	0,20	12088	0,31	0,11
P5	1	1882	0,05	1882	0,05	0,00
	2	3174	0,08	6233	0,16	0,08
	3	2750	0,07	7348	0,19	0,12
	4	5262	0,13	7548	0,19	0,06
	5	5201	0,13	9142	0,24	0,10
	6	10713	0,27	14386	0,37	0,10
P6	1	1103	0,03	1103	0,03	0,00
	2	858	0,02	17456	0,45	0,43
	3	1167	0,03	9334	0,24	0,21
	4	3434	0,09	8612	0,22	0,14
	5	6398	0,16	11552	0,30	0,14
	6	9759	0,25	12345	0,32	0,07
	7	10329	0,26	16250	0,42	0,16
P7	1	869	0,02	1403	0,04	0,01
	2	1769	0,04	8081	0,21	0,16
	3	1276	0,03	4797	0,12	0,09
	4	1403	0,04	5036	0,13	0,09
	5	1592	0,04	5519	0,14	0,10
	6	2164	0,05	9741	0,25	0,20
P8	1	8126	0,21	8957	0,23	0,03
	2	10437	0,26	13915	0,36	0,09
	3	17786	0,45	20897	0,54	0,09
	4	25834	0,65	29330	0,76	0,10
	5	24744	0,62	30348	0,78	0,16
	6	31416	0,79	42759	1,10	0,31

Kanal	Schnitt	Pixel vorher	mm ²	Pixel nachher	mm ²	Differenz (mm ²)
P9	1	3597	0,09	3597	0,09	0,00
	2	2837	0,07	10855	0,28	0,21
	3	6005	0,15	8823	0,23	0,08
	4	6253	0,16	15236	0,39	0,23
	5	4767	0,12	9819	0,25	0,13
	6	20464	0,52	22904	0,59	0,07
P10	1	5127	0,13	5504	0,14	0,01
	2	10060	0,25	14203	0,37	0,11
	3	11966	0,30	16624	0,43	0,13
	4	9577	0,24	14180	0,37	0,12
	5	11252	0,28	17353	0,45	0,16
	6	13627	0,34	23932	0,62	0,27
	7	65041	1,64	89609	2,31	0,67
P11	1	2434	0,06	10504	0,27	0,21
	2	3547	0,09	12166	0,31	0,22
	3	2869	0,07	12735	0,33	0,26
	4	4369	0,11	11937	0,31	0,20
	5	8168	0,21	12797	0,33	0,12
	6	12747	0,32	16732	0,43	0,11
	7	11686	0,30	14454	0,37	0,08
P12	1	1423	0,04	1423	0,04	0,00
	2	1462	0,04	2613	0,07	0,03
	3	2664	0,07	9738	0,25	0,18
	4	2916	0,07	9129	0,24	0,16
	5	4268	0,11	10571	0,27	0,16
	6	5083	0,13	11444	0,29	0,17
P13	1	3518	0,09	6369	0,16	0,08
	2	1969	0,05	10163	0,26	0,21
	3	3956	0,10	7716	0,20	0,10
	4	3968	0,10	8478	0,22	0,12
	5	6173	0,16	9635	0,25	0,09
	6	7837	0,20	13232	0,34	0,14
P14	1	1309	0,03	11104	0,29	0,25
	2	3681	0,09	7106	0,18	0,09
	3	5335	0,13	7597	0,20	0,06
	4	5116	0,13	8454	0,22	0,09
	5	6805	0,17	10241	0,26	0,09
	6	11297	0,29	18035	0,46	0,18
	7	14213	0,36	68047	1,75	1,39
P15	1	4229	0,11	8809	0,23	0,12
	2	9812	0,25	14201	0,37	0,12
	3	6707	0,17	11571	0,30	0,13
	4	9401	0,24	15666	0,40	0,17
	5	10608	0,27	18668	0,48	0,21
P16	1	13562	0,34	22106	0,57	0,23
	2	25551	0,65	29725	0,77	0,12
	3	27872	0,70	50798	1,31	0,61
	4	10131	0,26	39809	1,03	0,77
	5	12293	0,31	36711	0,95	0,64

Kanal	Schnitt	Pixel vorher	mm ²	Pixel nachher	mm ²	Differenz (mm ²)
P17	1	616	0,02	616	0,02	0,00
	2	5381	0,14	13461	0,35	0,21
	3	12117	0,31	14455	0,37	0,07
	4	8828	0,22	13013	0,34	0,11
	5	13110	0,33	17587	0,45	0,12
	6	9350	0,24	13395	0,35	0,11
	7	7284	0,18	11797	0,30	0,12
P18	1	4693	0,12	9167	0,24	0,12
	2	9557	0,24	15863	0,41	0,17
	3	13198	0,33	15971	0,41	0,08
	4	13602	0,34	18423	0,47	0,13
	5	11647	0,29	15740	0,41	0,11
	6	12048	0,30	22468	0,58	0,27
P19	1	7247	0,18	7247	0,19	0,00
	2	10852	0,27	17279	0,45	0,17
	3	6006	0,15	15468	0,40	0,25
	4	5692	0,14	12342	0,32	0,17
	5	6350	0,16	12544	0,32	0,16
	6	9521	0,24	22589	0,58	0,34
P20	1	612	0,02	823	0,02	0,01
	2	574	0,01	968	0,02	0,01
	3	2870	0,07	3599	0,09	0,02
	4	1337	0,03	7754	0,20	0,17
	5	1788	0,05	9283	0,24	0,19
	6	3155	0,08	9865	0,25	0,17
	7	5711	0,14	37080	0,96	0,81

9.7 Alle Messwerte der Flächendifferenzen von RaCe™

Kanal	Schnitt	Pixel vorher	mm ²	Pixel nachher	mm ²	Differenz (mm ²)
R1	1	6209	0,16	12145	0,31	0,16
	2	11158	0,28	18371	0,47	0,19
	3	10607	0,27	20156	0,52	0,25
	4	27538	0,70	31495	0,81	0,12
	5	10508	0,27	21281	0,55	0,28
	6	12265	0,31	24426	0,63	0,32
	7	17172	0,43	23143	0,60	0,16
R2	1	2788	0,07	6401	0,16	0,09
	2	1828	0,05	8213	0,21	0,17
	3	3463	0,09	8558	0,22	0,13
	4	3651	0,09	10599	0,27	0,18
	5	6547	0,17	11265	0,29	0,12
	6	8419	0,21	16792	0,43	0,22
	7	8829	0,22	98879	2,55	2,32
R3	1	4290	0,11	4290	0,11	0,00
	2	5557	0,14	12884	0,33	0,19
	3	5793	0,15	13222	0,34	0,19
	4	4783	0,12	14048	0,36	0,24
	5	7510	0,19	16666	0,43	0,24
R4	1	2088	0,05	2088	0,05	0,00
	2	6964	0,18	9000	0,23	0,06
	3	4787	0,12	10079	0,26	0,14
	4	5795	0,15	11784	0,30	0,16
	5	10834	0,27	15333	0,40	0,12
	6	10446	0,26	20304	0,52	0,26
R5	1	1229	0,03	5683	0,15	0,12
	2	3234	0,08	9937	0,26	0,17
	3	4758	0,12	12368	0,32	0,20
	4	7554	0,19	12918	0,33	0,14
	5	11050	0,28	12815	0,33	0,05
	6	11177	0,28	18454	0,48	0,19
R6	1	1788	0,05	5928	0,15	0,11
	2	2663	0,07	11130	0,29	0,22
	3	5193	0,13	10617	0,27	0,14
	4	6246	0,16	13075	0,34	0,18
	5	6770	0,17	13075	0,34	0,17
	6	8276	0,21	19194	0,49	0,29
	7	12930	0,33	95923	2,47	2,15
R7	1	503	0,01	503	0,01	0,00
	2	11878	0,30	24571	0,63	0,33
	3	11236	0,28	19596	0,50	0,22
	4	10690	0,27	17323	0,45	0,18
	5	11119	0,28	19993	0,52	0,23
	6	14148	0,36	19478	0,50	0,14
R8	1	7691	0,19	7691	0,20	0,00
	2	7674	0,19	14916	0,38	0,19
	3	2255	0,06	12176	0,31	0,26
	4	6265	0,16	16615	0,43	0,27
	5	8482	0,21	20853	0,54	0,32
	6	11900	0,30	19959	0,51	0,21
	7	7468	0,19	21356	0,55	0,36

Kanal	Schnitt	Pixel vorher	mm ²	Pixel nachher	mm ²	Differenz (mm ²)
R9	1	9728	0,25	11308	0,29	0,05
	2	11405	0,29	17815	0,46	0,17
	3	9884	0,25	14370	0,37	0,12
	4	14372	0,36	19500	0,50	0,14
	5	21495	0,54	24137	0,62	0,08
	6	22626	0,57	31140	0,80	0,23
	7	13825	0,35	22349	0,58	0,23
R10	1	5968	0,15	23814	0,61	0,46
	2	14495	0,37	27315	0,70	0,34
	3	13429	0,34	28320	0,73	0,39
	4	13762	0,35	35623	0,92	0,57
	5	11890	0,30	38945	1,00	0,70
	6	9436	0,24	23316	0,60	0,36
	7	12910	0,33	42620	1,10	0,77
R11	1	1502	0,04	1502	0,04	0,00
	2	1711	0,04	5063	0,13	0,09
	3	2532	0,06	16310	0,42	0,36
	4	2578	0,07	15935	0,41	0,35
	5	10897	0,28	21095	0,54	0,27
	6	13199	0,33	26472	0,68	0,35
	7	13677	0,35	56114	1,45	1,10
R12	1	334	0,01	5332	0,14	0,13
	2	10722	0,27	20389	0,53	0,25
	3	6696	0,17	13632	0,35	0,18
	4	8674	0,22	17513	0,45	0,23
	5	11248	0,28	22955	0,59	0,31
	6	13639	0,34	19365	0,50	0,15
R13	1	1264	0,03	1264	0,03	0,00
	2	1798	0,05	9503	0,24	0,20
	3	1914	0,05	12260	0,32	0,27
	4	3125	0,08	14088	0,36	0,28
	5	4662	0,12	15423	0,40	0,28
R14	1	3113	0,08	3113	0,08	0,00
	2	1576	0,04	1576	0,04	0,00
	3	3304	0,08	12699	0,33	0,24
	4	9651	0,24	20891	0,54	0,29
	5	17776	0,45	28629	0,74	0,29
	6	18867	0,48	23668	0,61	0,13
	7	20685	0,52	34797	0,90	0,37
R15	1	9448	0,24	9448	0,24	0,00
	2	15752	0,40	24965	0,64	0,25
	3	14086	0,36	24453	0,63	0,27
	4	16820	0,42	26153	0,67	0,25
	5	22017	0,56	33305	0,86	0,30
	6	26314	0,66	38685	1,00	0,33
	7	46030	1,16	101277	2,61	1,45
R16	1	2935	0,07	11431	0,29	0,22
	2	3593	0,09	21934	0,57	0,47
	3	3650	0,09	25278	0,65	0,56
	4	5227	0,13	23207	0,60	0,47
	5	4748	0,12	19502	0,50	0,38
	6	7027	0,18	17417	0,45	0,27
	7	6212	0,16	22045	0,57	0,41
	8	7400	0,19	42586	1,10	0,91

Kanal	Schnitt	Pixel vorher	mm ²	nachher	mm ²	Differenz (mm ²)
R17	1	2405	0,06	2405	0,06	0,00
	2	2490	0,06	20109	0,52	0,46
	3	9114	0,23	16076	0,41	0,18
	4	12490	0,32	15709	0,40	0,09
	5	20591	0,52	24622	0,63	0,11
	6	30059	0,76	33285	0,86	0,10
	7	25143	0,63	26763	0,69	0,05
R18	1	2260	0,06	8600	0,22	0,16
	2	6202	0,16	11402	0,29	0,14
	3	3338	0,08	7939	0,20	0,12
	4	3156	0,08	9199	0,24	0,16
	5	3257	0,08	10972	0,28	0,20
	6	4287	0,11	11680	0,30	0,19
	7	10966	0,28	18328	0,47	0,20
	8	17787	0,45	34533	0,89	0,44
R19	1	1772	0,04	9668	0,25	0,20
	2	4463	0,11	14601	0,38	0,26
	3	7625	0,19	16297	0,42	0,23
	4	8106	0,20	17384	0,45	0,24
	5	13519	0,34	16735	0,43	0,09
	6	10740	0,27	19965	0,51	0,24
R20	1	1220	0,03	1220	0,03	0,00
	2	3234	0,08	7698	0,20	0,12
	3	5089	0,13	10657	0,27	0,15
	4	8467	0,21	14540	0,37	0,16
	5	13029	0,33	15675	0,40	0,07
	6	21545	0,54	22686	0,58	0,04
	7	19181	0,48	28147	0,73	0,24

Schriftliche Erklärung

Ich erkläre, dass ich die dem Fachbereich Humanmedizin 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 EndoStepper[®] unter Anwendung von
FlexMaster[®]-, ProFile[®]- und RaCe[™]-Instrumenten
mittels einer modifizierten Bramante-Technik“**

in dem

Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Carolinum)

unter Betreuung und Anleitung von

Herrn Prof. Dr. D. Heidemann

mit Unterstützung durch

Frau Dr. S. Szep

ohne sonstiger 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.

Rosenheim, den 2. Juli 2004



Lebenslauf

Name: Michael Holzner
Anschrift: Nelkenstraße 9
84149 Velden
Geburtsdatum: 30.08.1975
Geburtsort: Augsburg
Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: deutsch
Religionszugehörigkeit: römisch-katholisch

Schulbildung:

1982-1986 Grundschule Velden
1986-1995 Staatliches Gymnasium Vilsbiburg
30.06.1995 Allgemeine Hochschulreife

Zivildienst:

1995-1996 Rettungsdienst beim Malteser Hilfsdienst Velden
seit 14.02.1996 Rettungssanitäter des Malteser Hilfsdienstes

Studium:

1996-2001 Studium der Zahnmedizin an der
Johann Wolfgang Goethe Universität Frankfurt/Main
22.08.1997 Vorphysikum
15.03.1999 Physikum
28.11.2001 Staatsexamen
04.12.2001 Approbation als Zahnarzt

Berufstätigkeit:

01.11.2002 Vorbereitungsassistent bei
- 31.12.2002 Lorenz Holzner, Zahnarzt, Velden
01.01.2003 Vorbereitungsassistent bei
- 31.01.2003 Dr. Jürgen Beck, Zahnarzt–Oralchirurgie, Rosenheim
seit 01.01.2004 Weiterbildungsassistent bei
Dr. Jürgen Beck, Zahnarzt–Oralchirurgie, Rosenheim

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich meinen herzlichsten Dank an all die Personen richten, die mir bei meiner Dissertation mit Rat und Tat zur Seite standen, ein offenes Ohr für Problemstellungen und deren Lösung hatten, sowie meine Arbeit durch die Bereitstellung von Gerätschaften, Software und Literatur ermöglichten:

An erster Stelle möchte ich meinen Eltern herzlichst dafür danken, dass Sie mir mein Studium ermöglicht haben.

Mein großer Dank geht an die *Abteilung für konservierende Zahnerhaltung des ZZMK der JWG-Universität Frankfurt/Main* und hier besonders an

Herrn Prof. Dr. D. Heidemann für die Überlassung des Themas,

Frau Dr. S. Szep für die großartige und kompetente Unterstützung in allen Bereichen und

Frau Ronge für die liebevolle Betreuung im Labor.

Herrn Prof. Dr. M. Hülsmann danke ich für die Überlassung seiner Habilitationsschrift.

Des weiteren möchte ich danke den Firmen **Dentsply Mailefer, VDW, FKG, S.E.T GmbH und mdc** für die Überlassung Ihrer Produkte, sowie für die Bereitstellung von Informationsmaterial.

Vielen Dank an Herrn Roland Kieninger, für die Lösung computertechnischer Probleme und die Überlassung seines Notebooks sowie an Herrn Dr. C. Alamouti und Herrn Dr. Ch. Baum.