

Aus der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie der
Medizinischen Fakultät an der Martin – Luther - Universität Halle-Wittenberg

(Direktor: Prof. Dr. med. dent. Hans-Günter Schaller)

**Frakturverhalten von sterilisierten Nickel-Titan Instrumenten in
unterschiedlich standardisierten Wurzelkanalsystemen**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin- Luther- Universität Halle- Wittenberg

von Christina Beate Neuholz
geboren am 12. Mai 1960 in Magdeburg

Betreuer: apl. Prof. Dr. med. dent. Christian R. Gernhardt

Gutachter: 1. apl. Prof. Dr. med. dent. Christian R. Gernhardt
2. Prof. Dr. Dr. R. Fuhrmann
3. Prof. Dr. T. Wrbas, Freiburg

07. 07. 2015

02. 03. 2016

Gewidmet

In Liebe, Achtung und Dankbarkeit meinem Vater († 2011).

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Das Endodont.....	3
1.1.1	Das Dentin.....	3
1.1.2	Die Pulpa.....	6
1.1.3	Das Parodont als Bestandteil des Endodonts.....	10
1.2	Die Endodontie.....	13
1.2.1	Erkrankungen des Endodonts.....	14
1.2.2	Die endodontische Therapie.....	18
1.2.3	Die Wurzelkanalbehandlung.....	18
1.2.4	Die manuelle Wurzelkanalaufbereitung.....	23
1.2.5	Die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung.....	24
2	Zielstellung.....	29
3	Material und Methodik.....	30
3.1	Nickel- Titan Wurzelkanalfeilen.....	30
3.2	Endodontiemotor.....	30
3.3	Zugmaschine.....	30
3.4	Sterilisationsgeräte.....	30
3.5	Desinfektionslösung.....	31
3.6	Sterilisations- und Desinfektionszyklen.....	31
3.7	Versuchsaufbau.....	33
3.8	Versuchsdurchführung.....	34
3.9	Rasterelektronenmikroskop.....	36
3.10	Auswertung der Brüche und Bruchverhalten.....	36
3.10.1	Duktilbruch, Wabenbruch.....	36
3.10.2	Sprödbbruch.....	37
3.10.3	Dauer -oder Schwingungsbruch.....	38
3.11	Statistische Auswertung.....	38
4	Ergebnisse.....	40
4.1	Statistische Auswertung.....	40
4.2	Versuchsergebnisse.....	41
4.3	Bruchverhalten der Mtwo NiTi-Wurzelkanalfeilen.....	49
5	Diskussion.....	55
5.1	Vergleich der Ergebnisse mitder Literatur.....	55

Verzeichnisse

5.1.1	Einfluss der Sterilisation auf die Frakturanfälligkeit der NiTi-Wurzelkanalfeilen	55
5.1.2	Einfluss der Desinfektion.....	59
5.2	Mehrfachinstrumente versus Einmalinstrumente	60
6	Zusammenfassung	62
7	Literaturverzeichnis.....	64
8	Thesen.....	74

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Schematische Darstellung der Dentinstruktur (Endodontie, Hülsmann 2008)..... 6

Abb. 2: Darstellung der Gewebezonen der Pulpa nach Avery 1973 (Hellwig 2009, Hülsmann 2008) 8

Abb. 3: Reizleitung in Dentin und Pulpa, hydrodynamische Theorie, Heyeraa et al. 2003 (Checklisten der Zahnmedizin, Hülsmann 2008)..... 9

Abb. 4: Erkrankungen des Endodonts (Endodontie, Hülsmann 2008) 14

Abb. 5: Diagrammatic representation of the shape memory effect of NiTi alloy (Thompson S.A. 1999/2000)..... 25

Abb. 6: Wurzelkanal 3 („W“) Artifizierter Wurzelkanal, weniger stark gekrümmt 33

Abb. 7: Wurzelkanal 5 („S“) artifizierter Wurzelkanal, stärker gekrümmt 33

Abb. 8: Versuchsaufbau Zwick-Prüfmaschine mit an der Traverse befestigtem Winkelstück Sirona VDW6:1, artifizierter Wurzelkanalkonstruktion am Boden mit eingeführtem NiTi-Wurzelkanalinstrument 34

Abb. 9: Versuchsaufbau Herunterfahren der Traverse mit Winkelstück Sirona VDW6:1 35

Abb. 10: Versuchsaufbau Einbringung der NiTi-Feilen Mtwo 25/06 in den artifizierten Wurzelkanal 35

Abb. 11: Duktiler Bruch eines 0,3 %igen Kohlenstoffstahls, gebrochen mit hoher Belastungsgeschwindigkeit bei 20° Celsius (Müller 2001/02; Berlin) 37

Abb. 12: Sprödbrech eines 0,3 %igen Kohlenstoffstahls, gebrochen mit hoher Belastungsgeschwindigkeit bei -190° Celsius (Müller; TU Berlin 2001/02) 37

Abb. 13: Rastlinien (Müller: TU Berlin 2001-2002) 38

Abb. 14: Wurzelkanal „S“, Darstellung der Durchschnittsbruchzeiten 41

Abb. 15: Wurzelkanal „W“, Darstellung der Durchschnittsbruchzeiten 42

Abb. 16: Diagramm 1: Wurzelkanal „S“, Zeit in Sekunden bis zum Bruch 47

Abb. 17: Diagramm 2: Wurzelkanal „W“, Zeit in Sekunden bis zum Bruch 47

Abb. 18: Wurzelkanal „W“ und „S“, Zeit in Sekunden bis zum Bruch im Vergleich 47

Abb. 19: Diagramm 3: Wurzelkanal „S“ Gesamter Zyklusverlauf 48

Abb. 20: Diagramm 4: Wurzelkanal „W“ Gesamter Zyklusverlauf 48

Abb. 21: Bruchübersicht, artifizierendes Wurzelkanalsystem „W“, Zyklus 15 Bruchausgang untere Begrenzung, mittig . 50

Abb. 22: Bruchübersicht artifizierendes Wurzelkanalsystem „W“, Zyklus 0 Bruchausgang unterer Rand, mittig 50

Abb. 23: Duktile Bruchwaben bis zum Rand des Restbruches, artifizierendes Wurzelkanalsystem „W“, Zyklus 0 51

Abb. 24: Duktiler Bruchanteil ; Bruchfläche der NiTi-Mtwo - Wurzelkanalfeile Zyklus 0 52

Abb. 25: Bruchwaben des Restbruches; artifizierendes Wurzelkanalsystem „S“, Zyklus 0 53

Abb. 26: Restbruch artifizierendes Wurzelkanalsystem „S“, Zyklus 15 53

Tabelleverzeichnis

Tabelle 1: Wurzelkanal Nr.5“S“, Bruchzeiten in Sekunden	44
Tabelle 2: Wurzelkanal Nr.3“W“, Bruchzeiten in Sekunden	45
Tabelle 3: Standardabweichung	46

1 Einleitung

In den letzten zwei Jahrzehnten steht die Verwendung und Erforschung von Nickel-Titan-Instrumenten bei den maschinellen Wurzelkanalaufbereitungssystemen mit im Vordergrund des nationalen und internationalen Interesses. Die Tatsache, dass sich die Endodontie als selbstständiges Wissenschaftsgebiet durchsetzen konnte und durchgesetzt hat, ist nicht zuletzt der umfangreichen Forschung und technischen Entwicklung in diesem Gebiet der Zahnheilkunde geschuldet. Forschung im Hinblick auf Anatomie und Pathologie der Zähne und des Endodonts im Verbund mit der Mikrobiologie, bedingt wissenschaftlich fundierte Behandlungsstrategien, wenn eine parallele Entwicklung der technischen Hilfsmittel gegeben ist. Die Aufgabe dieser Hilfsmittel sollte die Sicherung einer erfolgreichen endodontischen Behandlung sein, die wiederum Grundvoraussetzung für die angestrebte langfristige Zahnerhaltung ist.

Den maschinellen Nickel-Titan-Systemen kommt hierbei eine besondere Bedeutung zu. Erstmals stellte WALIA et al. 1988 ein Nickel-Titan-Instrument vor.

Das Material nahm seinen Weg über die amerikanische U-Boot-Forschung Anfang der 60iger Jahre in die Zahnheilkunde, dort wurde es anfangs in der Kieferorthopädie eingesetzt.

Der Vorteil von Nickel-Titan-Instrumenten liegt in der höheren Flexibilität. Im Vergleich zu den konventionellen Stahlinstrumenten warten die Nickel-Titan-Instrumente mit einer um das dreifach höheren Flexibilität auf. Das bedeutet, die Instrumente nehmen durch die Rückstellkraft bei der Wegnahme der Spannung ihre ursprüngliche Form wieder ein. Es kommt nicht unweigerlich zu einer plastischen Verformung (superelasticity, memory shape).

Mehr Flexibilität der Feilen bei der Aufbereitung der Wurzelkanäle bedeutet für den Behandler eine geringere Bruchgefahr und eine eventuell längere Nutzungsdauer des Instrumentes. Doch allein die Zusammensetzung der Nickel-Titan-Instrumente aus 55 Gewichtsprozent Nickel und 45 Gewichtsprozent Titan (Walia et al. 1988) kann die Bruchgefahr der Instrumente nicht mindern.

Die Ursachen der Frakturanfälligkeit beschreibt Hülsmann 2002 als eine Summe von Anwendungsfehlern, die besonders bei mangelnder Übung durch den Behandler auftreten. Dazu gehören neben der zu häufigen Anwendung der Instrumente, das Überspringen von Größen der Feilen bei der Wurzelkanalaufbereitung, Änderungen der Geschwindigkeit, hohe Friktion im Wurzelkanal, Verklemmen der Instrumente am Isthmus oder auch ein falscher

Insertionswinkel der Feile im Kanal. Der Schwierigkeitsgrad der Aufbereitung geht mit dem Verlauf des Wurzelkanals konform.

Trotz allem ist ein Instrumentenbruch immer ein negatives und unerwünschtes Ereignis. Der Behandlungsablauf wird je nach Dramatik der Feilenfraktur und der daraus resultierenden Konsequenzen nicht unerheblich beeinflusst. Der Erhalt des Zahnes ist in höchstem Maße gefährdet.

Insgesamt werden jedoch bei der Anwendung von Nickel-Titan Instrumenten zur Wurzelkanalaufbereitung gute Ergebnisse erzielt (Zuolo, Walton 1977). Schäfer et. al. stellten in einer Studie 2004 die Resultate der manuellen und maschinellen (FlexMaster) Wurzelkanalbehandlung vergleichend gegenüber. Die Ergebnisse zeigten nicht nur eine verkürzte Aufbereitungszeit ($p < 0,0001$; Kruskal-Wallis- Test) in Verbindung mit signifikant weniger Begradigung des Wurzelkanals, sondern auch eine besseren Sitz des Masterstiftes bei gleichzeitig optimaler Aufbereitung des Wurzelkanallumens.

Braun, Schüttlöffel u. Frentzen 2003 stellten bei einer Studie über die Wurzelkanalbegradigung mit rotierenden NiTi-Systemen (ProFile, FlexMaster) im Vergleich zur Handaufbereitung (K-Feilen) fest, daß bei manueller Instrumentation 90% der Kanäle eine Begradigung aufwiesen. Petiette et.al. 1999 sah dies als häufigste Komplikation einer endodontischen Behandlung. In der Studie von Braun et. al. 2003 konnte ein statistisch signifikanter Unterschied der Anzahl begradigter Kanäle nach manueller und maschineller Aufbereitung $p < 0,05$ (Kruskal- Wallis-Test) festgestellt werden. Bei der Aufbereitung mit den rotierenden Systemen (ProFile, FlexMaster) konnten keine Unterschiede festgestellt werden ($p = 0,977$; Kruskal-Wallis-Test).

Einen großen Nachteil der Nickel-Titan Instrumente sieht man in der Schwierigkeit für den Behandler die Vorstufe einer Fraktur, die sich als plastische Verformung manifestiert, zu erkennen. Vor allem bei der zyklischen Ermüdung (fatigue) kommt es durch die Rotation des Instruments zu Biegebeanspruchung, lokaler Härtung, Versprödung des Materials und Ermüdung desselben. Für den Behandler sind diese Veränderungen nicht erkennbar. Lediglich bei Torsionsbelastungen können plastische Verformungen an den Schneidekanten sichtbar werden.

Als Mehrfachinstrumente müssen sich Nickel-Titan Feilen den notwendigen klinischen Sterilisationszyklen und der vorangehenden Desinfektion unterziehen. Inwieweit Desinfektion und Sterilisation einen Einfluss auf das Frakturverhalten der Nickel-Titan Instrumente ausüben, blieb bisher weitgehend undiskutiert.

1.1 Das Endodont

Das Endodont ist ein komplexes, dreidimensionales, zu den umgebenen Gewebsstrukturen offenes anatomisches System (Hülsmann 2008).

Das Endodont besteht aus einem hochmineralisierten Anteil, dem Dentin. Das Dentin umgibt den nichtmineralisierten Anteil des Endodontes, die Pulpa.

Die Entwicklung des Pulpa-Dentin-Organes beginnt, nachdem durch die Ameloblasteninduktion die Differenzierung der Odontoblasten abgeschlossen ist. Die präeruptive Dentinbildung endet mit dem Abschluss der Wurzelbildung (Primärdentin). Die Bildung von zirkumdentalen Dentin bleibt lebenslang erhalten (Sekundärdentin).

Aus den Mesenchymzellen des Kopfmesektoderms entwickelt sich die Pulpa. Zunächst bildet sich die Zahnleiste durch Einstülpung des Oberflächenektoderms der Mundhöhle. Aus der Zahnleiste entwickeln sich die einzelnen Zahnknospen (W. Arnold 2008/9). Am apikalen Ende der Präodontoblasten bilden sich mit Beginn der Mineralisation des Dentins Zellfortsätze aus. Diese sogenannten Odontoblastenfortsätze sorgen durch die weitere Produktion von Prädentin für das Anwachsen der Dentinschicht. Das Mesenchym unter dem Schmelzepithel verdichtet sich durch Induktionsvorgänge ausgehend vom inneren Schmelzepithel. Das innere und äußere Schmelzepithel umgibt das sich verdichtende Pulpamesenchym. Die Differenzierung zwischen Kronen- und Wurzelpulpa kommt durch das Wachstum des Schmelzorgans in die Tiefe zustande. In die sich bildende Pulpa wachsen die Blutgefäße von der apikalen Seite der Zahnknospe ausgehend ein.

Pulpa und umgebendes Dentin sind entwicklungsgeschichtlich und funktionell eine Einheit (Hülsmann 2008)

1.1.1 Das Dentin

Das Dentin (Dentinum, Substantia eburnea) des menschlichen Zahnes ist ein vitales Gewebe, welches eine reguläre tubuläre Struktur besitzt. Als Hauptmasse des Zahnes verleiht das Dentin dem Zahn seine Form und Eigenfarbe. Topographisch sind Kronen- und Wurzeldentin voneinander zu unterscheiden. Das Kronendentin ist umgeben von Schmelz. Schmelz schützt als härteste Substanz des Körpers den koronalen Anteil des Pulpa- Dentin- Komplexes vor schädigenden Einflüssen der Mundhöhle.

Schmelz lässt als nicht vitale Substanz nur einen Ionen- und Flüssigkeitsaustausch zu (Schroeder 1992, Hülsmann 2008).

Das Dentin besteht zu 70 Vol% aus anorganischer Substanz, 18 Vol% organischer Substanz, 12 Vol% Wasser.

Das Dentin weist durch den Anteil an organischer Substanz eine geringere Härte als der Schmelz auf, durch die Mineralisation mit Hydroxylapatitkristallen ist Dentin bedeutend härter als Knochen (Kohlbach 2007).

Aufgrund der komplexen tubulären Struktur des Dentins kommt es zu einer Differenzierung von Härte und Stabilität (Sumiwaki et al 1999; Arola et al. 2006; Lertchirakarn 2001).

Die Tubuli verlaufen von der Pulpa zur Schmelz-Dentin-Grenze. Der Durchmesser beträgt etwa 3-5 μm , verjüngt sich in seinem Verlauf nach außen, radial von der Pulpa ausgehend und geben dem Dentin die typische radiäre Streifung (Alt et al. 1997).

In jedem Tubulus befindet sich ein lebender Odontoblastenfortsatz, der, das Dentin durchlaufend, von der Schmelz-Dentin-Grenze bis zur Pulpa reicht.

Die Dentintubuli sind mit Dentinliquor gefüllt, die Bewegungen des Liquors spielen eine entscheidende Rolle in der Schmerzätiologie (hydrodynamische Theorie) (Hülsmann2008, Hellwig et al.2009, Heyeraas et al.2003).

Nach Pashley 1985 konzentrieren sich die Dentintubuli im Bereich der Pulpenhörner und weisen hier auch das größte Lumen auf.

Der Durchmesser der Tubuli variiert altersabhängig, bei juvenilen Zähnen kann er pulpenah 4-5 μm betragen (Hülsmann2008). Durch peritubuläre Mineralisation reduziert sich der Durchmesser von der Prädentinschicht bis zur Schmelz-Zementgrenze mit zunehmenden Alter von 4,5 μm auf bis zu 1,7 μm . Die Apposition erfolgt nach Lage der Zellkörper (Innenseite des Dentins) nach innen, so dass der reduzierte Durchmesser der Tubuli mit der Abnahme der Sensibilität konform geht (Gängler 1984, Pashley 1985).

Während der gesamten Lebensdauer der Pulpa wird Dentin durch Odontoblasten der Zahnpulpa gebildet (Hülsmann2008).

Drei Arten von Dentin sind zu unterscheiden. Das Primärdentin (Orthodentin) wird bis zum Abschluß des Wurzelwachstums gebildet.

Das Sekundärdentin (physiologisches oder reguläres Dentin) wird lebenslang nach dem Abschluß des Wurzelwachstums an der Pulpa- Dentin- Grenzfläche produziert (Hülsmann 2008, Gängler 1984; Gängler et al. 2005; Gulavivala 2005).

Das Tertiärdentin (unphysiologisches Dentin) wird nach Primärdentinfreilegung als Reaktion auf verletzte Odontoblastenfortsätze gebildet. Externe Reize wie Karies, Erosion, Abrasion, Präparation können Auslöser sein (Hülsmann 2008).

Das Tertiärdentin wird von Pulpazellen gebildet, die sich in Reiznähe nach Absterben der Odontoblasten aus Mesenchymzellen zu hartgewebsbildenden Zellen umdifferenzieren. Reizdentin wird immer im Bereich der Reizeinwirkung gebildet, die Pulpa ist in der Lage, den Defekt, der durch den Verlust der Odontoblasten entstanden ist, mit neu gebildeten Odontoblasten zu füllen (Hellwig et al. 2007).

Im Vergleich zum Primärdentin enthält das Tertiärdentin mehr organische Substanz und weist eine geringere Mineralisation auf (Schedele 2007/2008; Hülsmann 2008).

Die Grenzfläche zwischen physiologischen Sekundärdentin und Tertiärdentin bildet das Interface Dentin (Grenzflächendentin) mit einer meist atubulären Struktur (Primärdentin).

Die Bildung von Reiz- oder Tertiärdentin ist nur bei vitaler Pulpa möglich und eine Abwehrreaktion auf exogene Reize.

Die Weiterleitung und Reaktion auf exogene Reize wird mit der *Hydrodynamischen Theorie* erklärt. Innerhalb der Dentintubuli wird der Flüssigkeitsstrom durch osmotischen Druck reguliert.

Ausgelöst durch noxische Stimuli (thermische, chemische, mechanische Reize) kommt es an der Dentinoberfläche zu einer Dehydrierung, Verdunstung oder Temperaturveränderung und damit wird eine Druckveränderung ausgelöst, die durch die Flüssigkeitsverschiebung zu einer Schmerzempfindung führt (Chidchuangchai et al. 2007).

Durch den veränderten Flüssigkeitsstrom werden an der axonalen Plasmamembran die Ionenkanäle aktiviert, es kommt zu einer Depolarisation und damit zur Ausbildung eines Aktionspotentials (Charoenlarp et al. 2007).

Die Impulse der Dentin- Nozizeptoren (A-Fasern) und der Pulpa- Nozizeptoren (C-Fasern) werden über das Ganglion trigeminale (Gasseri) zu den sensiblen Wurzelzellen des Nervus trigeminus geleitet (Kohlbach 2007).

Entscheidend für die Aktivierung der Nervenenden ist der Grad der Flüssigkeitsverschiebung durch die Veränderung des osmotischen Druckes in den Dentintubuli, damit eine nervale Reaktion ausgelöst wird (Ahlquist 1994).

Ausgehend von den Zellkörpern zieht jeweils ein zytoplasmatischer Fortsatz des dazugehörigen Odontoblasten (Tomes'sche Fasern) durch den Dentinkanal.

Die Fortsätze können bis zu 5mm lang sein und bis zur Schmelz- Dentin- Grenze reichen (Schroeder 1992).

An die Dentinkanäle grenzt das peritubuläre Dentin, welches im Gegensatz zum intertubulären Dentin hoch mineralisiert und keine kollagenen Fasern enthält.

Das Manteldentin als Grenzschicht zum Schmelz oder Wurzelzement ist von Dentinkanalverästelungen durchzogen und wenig mineralisiert. Es erleichtert die unterminierende Kariesausbreitung an der Schmelz- Dentin- Grenze (Hülsmann2008).

Das zirkumpulpale Dentin bildet den inneren Dentinbereich. Die Ebner- Linien kennzeichnen als Wachstumslinien die unterschiedlich starken Mineralisationsphasen in der Entwicklung des Dentins (Arola et al.2006).

Kennzeichnend für das Dentin ist die zeitlebens bestehende Odontoblastenkernschicht, die, in Abhängigkeit von einer vitalen Pulpa, nicht nur für eine ständige Neubildung von Dentin sorgt, sondern eine Reizreaktion möglich macht.

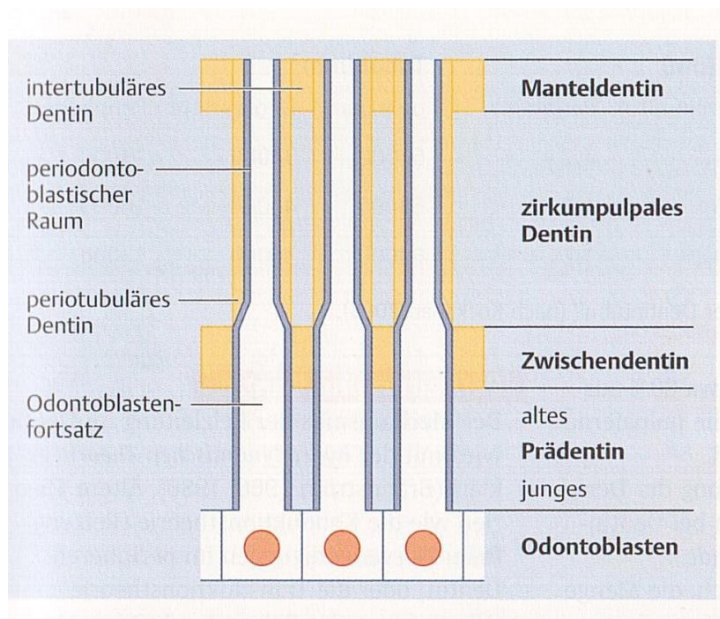


Abb. 1: Schematische Darstellung der Dentinstruktur (Endodontie, Hülsmann 2008)

1.1.2 Die Pulpa

Die Pulpa ist ein komplexes physiologisches System aus verschiedenen Geweben und Zellen, welches von den sich ständig durch Odontoblasten neu bildendem Dentin zum Ausgleich der natürlichen Abrasion umgeben ist (W. Arnold 2008).

Die Bindegewebszellen der Pulpa sind wenig differenziert, sog. Pulpoblasten, die sich aufgrund exogener Reize zu Hartgewebe produzierenden Odontoblasten oder zu Fibroblasten, die das Fibrodentin bilden, umdifferenzieren (Pashley, Liewehr 2006).

Die Pulpa folgt in ihrer Ausdehnung der Morphologie des sie umgebenden Zahnhartgewebes und füllt die Pulpenkammer mit ihren Gewebsstrukturen aus.

Bedingt durch die topographische Lage von Dentin und Pulpa, die eine funktionelle Einheit bilden, spricht man auch vom Pulpa- Dentin- Komplex (Pashley 1996; Torneck 1998). Altersabhängig kommt es zu physiologischen und morphologischen Veränderungen des Pulpa- Dentin - Komplexes

(Hülsmann 2008). Die physiologische Einengung der Pulpenkammer durch Sekundärdentin oder reizinduziertes Tertiärdentin, die Einengung des Wurzelkanallumens, die Abnahme der Pulpazellen, zunehmende Faserdichte in der Pulpa, Reduzierung der Gefäße und des Nervenplexus sind die wichtigsten altersabhängigen Veränderungen. Die Dentinpermeabilität nimmt ab, arteriosklerotische Veränderungen an den kleinen Gefäßen und Nervenendigungen führen zu einem Rückgang der Sensibilität (Hellwig, Klimek 2010; Hülsmann 2008).

Die Pulpa besteht vorwiegend aus fibroblastischem Bindegewebe, in dem ein Netz aus arteriellen und venösen Blutgefäßen eingebettet ist. Das mikrovaskuläre System der Pulpa definiert sich durch Arteriolen und Venolen, Arterien und Venen sind nicht anzutreffen (Zhang, Nagata et al. 1998).

In der subodontoblastischen koronalen Zone spalten sich die Gefäße in einem Kapillarnetz auf, welches im Entzündungsfall eine schnelle Veränderung der Durchblutungsverhältnisse ermöglicht (reaktive Hyperämie) (Hülsmann 2008, Gäbler et al. 2005).

Die arterio- venösen Anastomosen sind sowohl in der Kronen- als auch in der Wurzelpulpa vorhanden und regulieren den pulpalen Blutfluß.

Als Endstromgebiet ist die Reaktionsfähigkeit der Pulpa im Hinblick auf Abwehrmechanismen jedoch eingeschränkt (Hülsmann 2008).

Aufgrund seiner Lage kann die Pulpa vom praktisch- klinischen Standpunkt als Endorgan ohne kollaterale Zirkulation bezeichnet werden (Hellwig et al. 2010). Das Vorkommen von Lymphgefäßen wird nach wie vor kontrovers diskutiert, obwohl inzwischen entsprechende morphologische Hinweise vorliegen (Arnold 2008, Hellwig 2010).

Die Lymphgefäße verlaufen begleitend zu den Blutgefäßen und sorgen für den Abtransport der Lymphe zum dazugehörigen Lymphknoten (Hellwig et al. 2010).

Über das Foramen apikale gelangen neben den Blut- und Lymphgefäßen auch die Nervenfasern in die Pulpa. Diese durchziehen den Zahn bis in die Peripherie der Kronenpulpa. Sie verzweigen sich unterhalb der kernreichen Zone zum Raschkowschen Nervenplexus (Hellwig et al. 2010; Hülsmann 2008; Klimm, Gäbler et al. 2003)

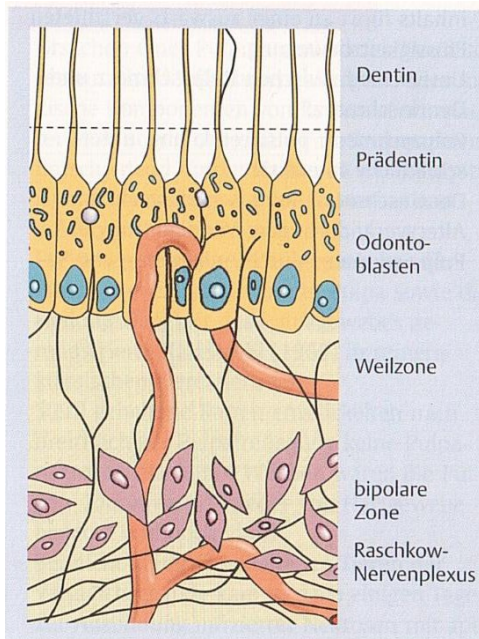


Abb. 2: Darstellung der Gewebезonen der Pulpa nach Avery 1973 (Hellwig 2009, Hülsmann 2008)

Hierbei handelt es sich um myelinisierte A- Fasern und nicht myelinisierte C- Fasern. Bei den A- Fasern handelt es sich überwiegend um A-Delta- Fasern, die myelinisiert und von Schwann- Zellen umgeben sind. Diese Fasern übernehmen, aus dem Nervus trigeminus stammend, die sensorischen Funktionen. Bei den A- Fasern handelt es sich vorwiegend um A- Delta- Fasern, ebenso sind A- Beta- und C- Fasern beteiligt. Für die Regulierung des Blutflusses zeichnen sich unmyelinisierte Nervenfasern aus dem vegetativ-autonomen Nervensystem verantwortlich (Hellwig et al. 2009).

Die A-Delta- Fasern weisen den größten Durchmesser auf und stehen damit für die höchste Leitungsgeschwindigkeit (> 30m/s). Die C- Fasern hingegen haben den kleinsten Leitungsdurchmesser und stehen für eine Leitungsgeschwindigkeit von < 2m/s (Hellwig et al. 2009).

Einleitung

Der Nervenkomplex ist verantwortlich für die Weiterleitung von Schmerzimpulsen, die Steuerung von regulatorischen Prozessen der Vasomotorik, die Einflussnahme bei der Odontoblastentätigkeit und damit auch bei der Dentinogenese (Hülsmann 2008; Heyeraas et al. 2003).

Für den Dentinschmerz- oder die Dentinempfindlichkeit sind die A-Fasern verantwortlich. Der Dentinschmerz definiert sich als kurz, scharf, stechend (Narhi et al. 1992, Hülsmann 2009), während der Pulpaschmerz als lang anhaltend, pulsierend und von unterschiedlicher Intensität empfunden wird (Narhi et al. 1992, Hülsmann 2008; Gängler et al. 2010, Hellwig et al. 2009, Gulavivala 2005).

Auslöser für Schmerzempfindungen sind thermische, mechanische und chemische Stimuli, die eine schnelle Flüssigkeitsverschiebung in den Dentintubuli bewirken (hydrodynamische Theorie), welches wiederum zu einer mechanischen Spannung im Pulpa- Dentin- Bereich führt (noxische Stimuli).

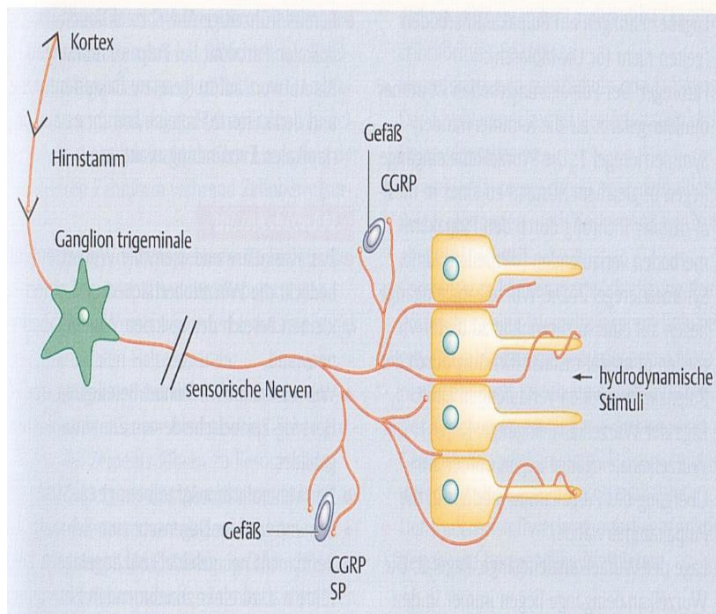


Abb. 3: Reizleitung in Dentin und Pulpa, hydrodynamische Theorie, Heyeraas et al. 2003 (Checklisten der Zahnmedizin, Hülsmann 2008)

Dieser Spannungsaufbau bewirkt über die Freisetzung von vasoaktiven Neuropeptiden die Reizung der Nervenfasern. Die Neuropeptide induzieren eine Vasodilatation, dadurch wird der Gewebedruck erhöht und eine Diffusion von toxischen Substanzen aus den Dentinkanälen in die Pulpa verhindert (Hellwig et al. 2009; Hülsmann 2008; Gulavivala 2005).

Die Reizschwelle der A- Delta- Fasern ist im Vergleich zu den C- Fasern niedriger, so dass diese zuerst stimuliert werden. Bei steigender Reizintensität werden jedoch auch die C- Fasern angesprochen.

Die C-Fasern werden durch die thermische, chemische oder mechanische Reizung tieferer Pulparegionen angesprochen (Narhi et al. 1994). Bei direkter Dentinreizung stimulieren nur extreme Reize die C-Fasern, welche eine Schädigung der Pulpa (Entzündung) herbeiführen können.

Die Stimulierung der innerhalb der Pulpa liegenden Nervenfasern durch exogene Reize (s.o.), kann durch die Freisetzung von Neuropeptiden eine pulpale Entzündung initiieren (Byers, Taylor 1993; Awawdeh, Lundy 2002).

Für die Entwicklung dumpfer, schlecht lokalisierbarer Schmerzen wird maßgeblich dieser Fasertyp verantwortlich gemacht (Gulavivala 2005; Hellwig et al. 2009; Gängler et al. 2010).

Die A-Beta-Fasern sind myelinisierte Fasern mit der schnellsten Leitungsgeschwindigkeit, die auf nicht-noxische mechanische Reize der intakten Krone reagieren und spielen eine wichtige Rolle bei der Koordination des Kauvorganges und der Belastung der Zähne (Gulavivala 2005).

In der gesunden Pulpa sind bis auf wenige T-Lymphozyten und dendritische antigenpräsentende Zellen keine Entzündungszellen enthalten. Der Anteil an Makrophagen, Mastzellen, T-Lymphozyten, immunkompetenten Zellen steigt während einer entzündlichen Veränderung erheblich (Gulavivala 2005; Hülsmann 2008).

1.1.3 Das Parodont als Bestandteil des Endodonts

Unter Parodont versteht man die Zusammenfassung aller den Zahn umgebenden Gewebe, die für die Fixierung und die Funktion des Zahnes in der Alveole im Zusammenspiel verantwortlich sind.

Das Parodont entsteht erst während des Durchbruchs der Zähne und ist mit dem Abschluss der Wurzelbildung vollständig ausgebildet. Die wichtigsten Bestandteile des Parodonts sind die Gingiva, das Desmodont oder Parodontalligament, der Zement (Wurzelzement) und der Alveolarknochen (Gängler et al. 2005, Gulavivala 2005).

Die Gingiva bildet über das epitheliale Attachment die Verbindung mit der Oberfläche des Zahnes. Durch diesen dentogingivalen Verschluss entsteht eine Blockade gegen das Eindringen von bakteriellen Noxen aus der Mundhöhle.

Die Gingiva gehört zur mastikatorischen Mukosa und unterteilt sich in freie marginale Gingiva, befestigte Gingiva und interdentale Gingiva (Hellwig et al. 2010).

Das Desmodont (*Parodontalligament*) besteht aus kollagenen Faserbündeln (primäre und sekundäre Fasern), die als Verbindungsgewebe zwischen Alveolenkorkortikalis und dem Wurzelzement dienen. Hauptbestandteil ist das Kollagen, eingebettet in eine gelähnliche Matrix, gut vaskularisiert und zellreich.

Die Bindegewebsfasern werden in primäre und sekundäre Fasern unterteilt. Die primären Faserbündel bestehen vorwiegend aus kollagenen Fasern mit einem geringen Anteil an Oxytalanfasern (Hellwig 2010). Der Anteil der primären Faserbündel, die im mineralisierten Gewebe (zellulärer Wurzelzement) inserieren werden als *Sharpey-Fasern* bezeichnet (Gulavivala 2005).

Bei der Entstehung der primären Faserbündel kommt es zu einer netzartigen Verflechtung der Fasern, die aus dem Zement und Knochen in den Desmodontalspalt einstrahlen. Erst nach dem Zahndurchbruch definieren sich die verschiedenen Faserbündel entsprechend ihrer funktionalen Ausrichtung (Hellwig 2010). Die sekundären Fasern enthalten neben den kollagenen auch elastische Fasern, umgeben Blutgefäße und Nerven und liegen zufällig ausgerichtet in ungebundelter Form im Parodontalspalt (Hellwig et al. 2010).

Die primären Faserbündel obliegen nach dem Zahndurchbruch verschiedenen Funktionen und unterteilen sich in gingivale, transseptale, alveolare und horizontale, schräge und apikale Fasern. *Supraalveoläre Faserbündel* entspringen am Wurzelzement (kronennah) und inserieren am Alveolarkamm. *Horizontale Faserbündel* verlaufen im kronennahen Bereich rechtwinklig der Wurzel aufgesetzt zwischen Zement und Knochen. *Schräg verlaufende Faserbündel* stellen den größten Faseranteil und verbinden im einen Winkel von 45° zwei Drittel der Wurzel mit der Wand der Alveole. *Apikale Fasern* verlaufen radiär um den Apex zum Alveolarknochen (Gängler et al. 2010).

Die von Gängler und Arnold beschriebenen Hauptgruppen der Faserbündel im Parodontalspalt bilden ein dreidimensionales netzartiges Geflecht und sind für die Beweglichkeit des Zahnes innerhalb der Alveole verantwortlich. Da die Fasern unbelastet in gewellter (nicht gestreckt) Form vorliegen (Hellwig et al. 2010; Gäbler et al. 2005; Gulavivala 2005), kann es bei Belastung des Zahnes zur Streckung der Fasern und damit zur Pufferung der Belastung kommen. Unterschieden werden die primäre und sekundäre Zahnbeweglichkeit.

Primäre Zahnbeweglichkeit definiert die Streckung der Faserbündel bei einem horizontalen Totalausschlag der Krone von 0,05- 0,10mm (Gängler et al. 2005).

Sekundäre Zahnbeweglichkeit kann bei hohen Belastungen zur Verformung des Alveolarknochens bei einem horizontalen Totalausschlag der Krone von 0,15 mm führen (Gäbler et al. 2005).

Die Hertwig- Epithelscheide, welche sich nach Abschluß des Wurzelwachstums nicht vollständig zurückbildet, degeneriert zu Strängen von Epithelgewebe, die bei apikalen Abwehrreaktionen eine Rolle spielen (Malassez-Epithelreste). Über eine Entzündung können diese Zellen sich vermehren

und bilden die Grundlage für das Entstehen einer Zyste (Gulavivala 2005). Die Blutgefäßversorgung erfolgt über Arterien und Venen, die ein dichtes anastomosierendes Blutgefäßnetz bilden, ausgehend von der Arteria alveolaris superior posterior und der Arteria alveolaris inferior.

Apikal und interradiär sind *Wedl- Gefäßknäuel* zu finden, die durch eine Direktverbindung von Venolen und Arteriolen gekennzeichnet sind und als Stauchungsreservoir des Desmodonts bei Belastungen fungieren (Hellwig 2010).

Die Innervation des Desmodonts erfolgt über Fasern des Nervus Trigeminus. Das bewusste Schmerzempfinden, über Schmerzrezeptoren an den freien Nervenenden, wird über Nervenfasern aus dem Ganglion trigeminale gesteuert. Über Mechanorezeptoren wird der sensible periodontale Tastsinn gesteuert. Fasern des Nucleus mesencephalicus sind Bestandteil unbewußter Reflexbögen, durch welche die im Desmodont gelagerten *Ruffini- Körperchen* geschaltet werden (Hellwig et al. 2010; Gäbler et al. 2005).

Diese Mechanorezeptoren verhindern durch Früherkennung das Zubeißen auf harte, ungenießbare Gegenstände in der Nahrung. Der Wurzelzement überzieht das Wurzel dentin, ist ein vorwiegend anorganisches Gewebe und undurchlässiger als Dentin.

Drei Zementanteile sind zu unterscheiden:

1. *Zelluläres Zement* zeichnet sich durch die enthaltenen Zementozyten aus, die miteinander und dem Dentin verbunden sind. *Sharpey- Fasern* können eingelagert sein. Lokalisiert ist diese Zementform im apicalen Bereich und in den Bifurkationen mehrwurziger Zähne.
2. *Azelluläres Zement* wird bei der Zahnentwicklung zuerst gebildet, weist einen hohen Anteil kollagener Faserbündel (*Sharpey- Fasern*) auf, die mineralisiert sind. Es ist die innerste Schicht des Zements und bedeckt die gesamte Wurzeloberfläche.
3. *Intermediärzement* ist in der Dentin- Zementgrenze anzutreffen und bedient die Eigenschaften beider Gewebsarten (Gängler et al 2005; Gulavivala 2005).

Das Wurzelzement dient der Befestigung der Faserbündel des Desmodonts und ist als höher differenziertes Hartgewebe verantwortlich für den physiologischen Ausgleich der Abrasion durch die Wiederherstellung von resorbierten Zement und Dentin.

Der Alveolarknochen definiert sich durch eine innere und äußere Kortikalis, die den spongiösen Stützknochen beidseits begrenzen. Der Alveolarknochen ist als dynamisches Gewebe ständigen Umbauten durch Resorption (Osteoklasten) und Neubildung (Osteoblasten) entsprechend den funktionellen Erfordernissen unterworfen.

1.2 Die Endodontie

In den letzten Jahrzehnten konnte sich die Endodontie als Teil der Zahnheilkunde zu einem anerkannten Spezialgebiet entwickeln. Wissenschaftlich fundierte Therapiemaßnahmen basierend auf den neuesten Erkenntnissen in Anatomie, Pathologie, Physiologie und Mikrobiologie des Endodonts und des periradikulären Gewebes gaben der Diagnostik und der Therapie von endodontischen Erkrankungen einen völlig neuen Stellenwert.

Der modernen Endodontie als ernst zu nehmende Wissenschaft ist es gelungen, umfassende, differenzierte Therapiekonzepte zu entwickeln, die im Zusammenspiel mit dem rapide anwachsenden verfügbaren Wissen eine Dynamik in die Erstellung des Gesamtkonzeptes Therapie zu bringen. Das Ziel einer endodontischen Behandlung, den Zahn langfristig als funktionsfähige Kaueinheit zu erhalten ohne die Nachbarstrukturen zu schädigen, ist unumstritten und international durch die „Qualitätsrichtlinien endodontischer Behandlungen der European Society for Endodontologie (ESE) sind klar definiert.

Die Vielfalt der technischen Hilfsmittel fordert eine genaue Prüfung, ob diese an der Erfolgssicherheit einer endodontischen Behandlung mitwirken können.

Eines der Hilfsmittel, welches in den letzten zwei Jahrzehnten einer rasanten Entwicklung unterlagen, sind die verschiedenen Methoden der maschinellen Wurzelkanalaufbereitung. Ganz speziell stehen die Nickel-Titan Instrumente zur Wurzelkanalaufbereitung im Focus des Interesses, da die physikalischen Eigenschaften derselben für den Behandler ein unkomplizierteres Arbeiten bedeuten. Die Nickel-Titan Instrumente bilden einen wichtigen Bestandteil des endodontischen Behandlungskonzeptes und ermöglichen die rotierende und reziproke maschinelle Wurzelkanalaufbereitung.

1.2.1 Erkrankungen des Endodonts

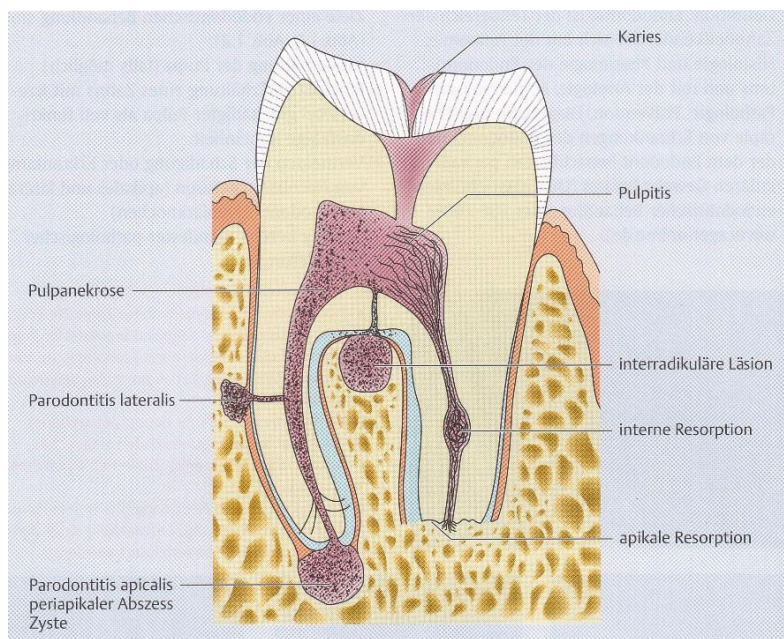


Abb. 4: Erkrankungen des Endodonts (Endodontie, Hülsmann 2008)

Die Erkrankungen des Endodonts sind bakteriell bedingt. Traumatische Ursachen stellen eine Ausnahme dar, können jedoch ebenfalls eine Behandlung erfordern. Das Eindringen von Mikroorganismen aus der Mundhöhle in das geschlossene System des Endodonts kann über verschiedene Eintrittspforten erfolgen und durch unterschiedliche Ursachen ermöglicht werden. Hauptursache ist die Karies, welche morphologisch gesehen die unterschiedlichsten Verbindungen zwischen Mundhöhle und Pulpa-Dentin-Verbund schaffen kann (Rödig et al. 2009).

Kariöse Läsionen mit Zerstörung der Schmelzschicht im Bereich der Zahnkrone schaffen ebenso einen Zugang über die Dentintubuli zur Pulpa wie die Zerstörung des Wurzelzementes durch Wurzelkaries im Bereich eines freiliegenden Zahnhalses. Ebenso können nicht lege artis durchgeführte Behandlungen kariöser Defekte zu einem Eindringen von Bakterien führen und damit zu einer entzündlichen Veränderung der Pulpa. Dazu gehören sowohl das Präparationstrauma als auch die mangelnde Restauration eines kariösen Zahndefektes (Rödig et al. 2009; Hellwig et al. 2010; Hülsmann 2008; Baumann et al. 2008).

Endodontische Maßnahmen werden nicht unerheblich oft durch iatrogene Ursachen zwingend notwendig. Bedenkt man in dem Zusammenhang den Rückgang der Kariesrate, kommt diesem Ursachenkomplex besondere Bedeutung zu. Zu den iatrogenen Ursachen zählen ebenso die Freilegung und Austrocknung des Dentins nach erfolgter Parodontalbehandlung, ungeeignete Füllungsmaterialien, undichte Füllungen, toxische Materialien (Weber 2010; Hülsmann 2008,

Hellwig et al. 2010). Koronale Leakage (koronale Undichtigkeit) beschreibt als Zusammenfassung die möglichen Ursachen mikrobieller Pulpenveränderungen aufgrund insuffizienter konservierender oder auch prothetischer Restaurationen.

Die therapeutisch relevantesten Formen der Erkrankungen der Pulpa und des periradikulären Endodontes sind die Pulpitis, die Parodontitis apikalis und der akute apikale Prozeß (Hülsmann 2008; Hellwig et al. 2010).

Pathogenetisch entwickelt sich eine Pulpitis wie jede andere Entzündung auch. Freiliegende Dentinkanäle, laterale Kanäle, apikale Foramina, direkt eröffnetes Pulpagewebe können als Eintrittspforte für Bakterien in das Zahninnere dienen.

Durch Chemotaxis werden in der initialen zellulären Phase der Entzündung Leukozyten, Lymphozyten, neutrophile Granulozyten und Makrophagen angezogen. Bakterien und Pulpagewebe werden phagozytiert. Die Freisetzung von lysosomalen Enzymen ist die Folge. Diese Enzyme lösen wiederum eine verstärkte Gefäßpermeabilität in Verbindung mit einem Anstieg der Durchblutung aus. Neben Leukozyten und Lymphozyten tritt auch vermehrt Gewebsflüssigkeit in den entzündeten Pulpabereich ein. Dadurch erhöht sich der interstitielle Flüssigkeitsdruck in der Pulpa. Das Volumen der Pulpa bleibt jedoch weitgehend unverändert, da die Pulpa dem erhöhten Gewebedruck durch den Abtransport von Flüssigkeit über ein feines Netz von Kapillaren und vermehrter Lymphdrainage entgegenwirken kann.

Bei Reizausschaltung in diesem Stadium ist die Pulpa zur Selbstheilung befähigt, da sie über die reparative Kapazität normalen Bindegewebes verfügt (Hülsmann 2008).

Die Odontoblasten bewirken die Kollagensynthese, die intertubuläre Matrix wird mineralisiert, Tertiärdentin (Reizdentin) bildet sich und es kommt zu einer Ausheilung des entzündeten Pulpaareals.

Bei Reizpersistenz oder bestehenden Läsionen breitet sich der Entzündungsherd innerhalb der Pulpa weiter aus. Es kommt zu einem deutlichen Anstieg der Zellinfiltration im Entzündungsbereich und damit zu einer Erhöhung des Gewebedruckes, der ab einem bestimmten Punkt nicht mehr kompensiert werden kann. Übersteigt dieser den Druck in den Venen kollabieren diese und eine Abflussbehinderung ist die Folge (Heyeraas 1989). Die Immunreaktion der Pulpa kann die fortschreitende Gewebszerstörung nicht mehr eingrenzen, die Besiedelung mit Mikroorganismen führt zu einem fortschreitendem nekrotischen Zerfall des Pulpagewebes. Bleibt eine Pulpainfektion unbehandelt, entwickelt sich immer eine Entzündung der periapikalen Region (Hülsmann 2008).

Allein die reversible Pulpitis macht eine endodontische Behandlung nicht generell notwendig. Bei allen anderen Pulpitiden steht die Wurzelkanalbehandlung als Mittel der Wahl.

Reversible Pulpitis beschreibt eine vitale Pulpa mit lokalisierten Arealen entzündeten Gewebes (Rödig et al. 2009). Die Entzündungsreaktion beschränkt sich auf die Pulpenareale, die an die betroffenen Dentintubuli angrenzen. Die Anwesenheit von Bakterien und deren Abbauprodukten sind ursächlich mit dem Auftreten einer Pulpitis verbunden (Hülsmann 2008; Rödig et al. 2009). Bei Reizausschaltung kann es zu einer Restitutio ad Integrum kommen.

Irreversible Pulpitis: Durch Reizpersistenz Infiltration von Leukozyten, Granulozyten in den Entzündungsbereich, die Odontoblastenschicht ist in Größe und Zahl reduziert. Durch die Degeneration der Odontoblasten findet keine Dentinbildung im betroffenen Dentin-Pulpa Bereich mehr statt. Die Immunreaktion der Pulpa erschöpft sich, trotz Reizausschaltung ist keine Heilung möglich. Durch die mikrobielle Besiedelung von Pulpengewebe ist die Entzündung in die irreversible Phase getreten.

Pulpanekrose beschreibt den Zerfallsprozess der Pulpa mit zunehmender Infektionsausbreitung. Anfangs liegt sowohl nekrotisches als auch vitales Pulpengewebe vor, letztlich eine vollständige Nekrose des Pulpengewebes. Der klinische Verlauf manifestiert sich sehr verschieden in der Schmerzsymptomatik, nur die *symptomatische Pulpanekrose* definiert einen Dauer- oder Spontanschmerz. Der *asymptomatische Pulpanekrose* fehlt die Schmerzempfindung, das einzige klinische Unterscheidungsmerkmal. Bleibt die Infektion der Pulpa unbehandelt, resultiert daraus eine Entzündung der periapikalen Region (Hörmann 2008; Hellwig et al 2010; Rödig et al. 2009; Gängler et al 2005).

Parodontitis apicalis ist als Konsequenz einer länger bestehenden Infektion des Endodonts, induziert durch Bakterientoxine, zu definieren (Hörmann 2008). Breitet sich eine unbehandelte Entzündung der Pulpa in das periapikale Gewebe aus, können Pulpitis und Parodontitis apikal nebeneinander existieren (Hellwig et al. 2010). Verschiedene Formen der apikalen Parodontitiden sind nach histologischen Gesichtspunkten zu unterscheiden, klinisch kann nur unter dem Gesichtspunkt von Schmerzen unterschieden werden. *Parodontitis apikal acuta* beschreibt die lokale Entzündung am periapikalen Desmodont und dem benachbarten Alveolarknochen. Diese akute Entzündung ist gekennzeichnet durch eine massive Gefäßerweiterung und die Ausschwemmung von polymorphnukleären Lymphozyten und Makrophagen, außerdem durch ein perivaskuläres Ödem (Hellwig 2010; Gängler et al 2005). Röntgenologisch unauffällig, besteht klinisch eine ausgeprägte Sensibilität auf Perkussion und Palpation. Bei Reizausschaltung kann es

zu einer narbigen Ausheilung kommen, ebenso ist der Übergang in eine chronische Parodontitis möglich.

Die *Parodontitis apikalis chronica* verläuft klinisch unauffällig, röntgenologisch zeigen sich ein verbreiteter Desmodontalspalt und Knochenresorptionen variabler Größe. Der chronische Verlauf ist das Resultat des Gleichgewichtes zwischen bakterieller Irritation und körpereigener Abwehr (Hellwig et al. 2010). Proliferative und resorptive Prozesse verlaufen langfristig parallel, werden durch die Apposition von Knochen und Zement ergänzt (Gäbler et al. 2005). Die Ursache liegt auch hier im infizierten Wurzelkanal. Über das Foramen apikale gelangen die im Wurzelkanal durch die Abwehr gebildeten Toxine und Antigene in den periapikalen Raum und lösen eine Abwehrfunktion aus. Es kommt zu entzündlichen Hartgewebsverlusten, die Resorptionen des periapikalen Gewebes durch Granulationsgewebe ersetzt. Knochen, Wurzelzement und gelegentlich auch Dentin können resorbiert und granulomatös ersetzt werden. Dehnt das fibroblastenreiche Granulationsgewebe sich weiter aus, wachsen Gefäße (Arteriolen, Venolen, Kapillaren) und Nervenfasern ein. Wird das Granulationsgewebe von einer kollagenfaserreichen Bindegewebskapsel umschlossen, liegt eine *Parodontitis apikalis chronica granulomatosa* (Gängler et al 2005) vor. Fehlt die Bindegewebskapsel, handelt es sich um eine *Parodontitis apikalis chronica diffusa*. Röntgenologisch ist diese gut zu unterscheiden durch abgegrenzte oder eben diffus ausstrahlende Resorptionen (Gängler et al. 2005; Hellwig et al. 2010; Eriksen et al. 2002).

Die apikale Zyste entwickelt sich durch die persistierende Entzündung aus den Resten der Hertwig-Epithelscheide (Malassez-Epithelreste) stammenden Zellen zu proliferierenden Epithelsträngen, die den entstehenden Hohlraum auskleiden. Zysten sind flüssigkeitsgefüllte Hohlräume, die Granulozyten, Makrophagen, Cholesterinkristalle und nekrotisches Granulationsgewebe enthalten (Hörmann 2008; Hellwig 2010, Gäbler et al. 2005). Röntgenologisch sind Zysten meist nicht von einer Parodontitis apikalis zu unterscheiden. Histologisch definieren sich die Taschenzyste, die etwa 90% aller apikalen Zysten ausmacht und die echte Zyste (10% der apikalen Zysten). Taschenzysten kennzeichnet die Verbindung von Zystenlumen und Wurzelkanal, damit ist eine Therapierbarkeit durch eine orthograde Wurzelbehandlung möglich. Im Gegensatz dazu sind echte Zysten nur durch chirurgische Maßnahmen therapierbar, da keine Verbindung zwischen Zyste und Wurzelkanal besteht, die Gewebedynamik einer echten Zyste wird nicht durch eine Infektion des Endodonts beeinflusst (Hülsmann 2008). Durch eine Invasion pathogener Bakterien und gleichzeitiger geschwächter Immunabwehr, kann es zu einer akuten eitrigen Entzündung kommen (Hellwig et al. 2010).

1.2.2 Die endodontische Therapie

Als eine der ersten endodontischen Maßnahmen kann man die Vitalerhaltung eines Zahnes ansehen. Dazu gehören die direkte oder indirekte Überkappung mit geeigneten Kalziumhydroxid- oder anderen Präparaten und die Pulpotomie oder Vitalamputation (Hellwig et al. 2010).

Unter Pulpotomie soll der Versuch verstanden werden, durch Entfernung von entzündeten Pulpaanteilen an einer Expositionsstelle die Vitalität der restlichen Pulpa zu erhalten (Hülsmann 2008, Weber 2010, Hellwig et al. 2010, Kostbahn 2005). Diese Vorgehensweise wird vor allem bei nicht abgeschlossenem Wurzelwachstum angewandt. Scheitern vital erhaltende Maßnahmen, so soll durch eine geeignete Therapie das Übergreifen der Entzündung auf das periapikale Gewebe verhindert werden und der langfristige Erhalt des Zahnes als funktionierende Kauereinheit mit einem entzündungsfreien Parodont ist das erklärte Ziel der Behandlung.

Eine optimierte Wurzelbehandlung wird bestimmt durch das Einhalten der kardinalen endodontischen Trias:

- effektive mechanische Aufbereitung
- gründliche Desinfektion
- hermetische Obduration des apikalen und koronalen Teiles.

Eine fundierte Diagnostik sollte Grundlage für die Erstellung des Behandlungsplanes sein und damit die Prognose der endodontischen Therapie definieren. Sollte eine ungünstige Prognose mit einer parodontalen Erkrankung zusammentreffen und die Restaurierbarkeit des Zahnes in Frage stehen sollte, kann unter Umständen eine endodontische Therapie nicht mehr das Mittel der Wahl sein, sondern die Extraktion erwogen werden (Heidemann 2003, Hellwig et al. 2010).

1.2.3 Die Wurzelkanalbehandlung

Nach abgeschlossener Diagnostik und Darstellung der Anatomie des endodontischen Systemes des Zahnes mittels einzelner Röntgenaufnahmen, können die einzelnen Schritte der Wurzelkanalbehandlung durchgeführt werden.

1. Schritt: Um eine völlige Schmerzausschaltung für den Patienten garantieren zu können, wird der Zahn örtlich betäubt, da auch bei nekrotischer Pulpa Schmerzempfindungen möglich sind. Das anschließende Legen von Kofferdam gestaltet sich für Behandler und Patient durch die Anästhesie auch bedeutend entspannter, da zum Beispiel der Klammerdruck beim Anlegen des Spanngummis nicht spürbar ist. Kofferdam garantiert ein trockenes Arbeitsgebiet und damit eine bessere Sicht. Außerdem verhindert die Isolierung das

Eindringen weiterer Bakterien über den Speichelfilm, die umgebenden Weichteilgewebe werden abgehalten und nicht dem Kontakt mit Spülflüssigkeit ausgesetzt. Das Aspirieren oder Verschlucken von Spülflüssigkeit, Instrumenten, Füllmaterialien wird somit ausgeschlossen.

2. Schritt: Der Zugang zur Pulpenkammer wird präpariert, das Pulpenkammerdach vollständig abgetragen bis ein ungehinderter Zugang zu den Wurzelkanaleingängen gewährleistet werden kann. Laut Hülsmann kann man den Boden der Pulpakammer als anatomische Landkarte zum Auffinden der Wurzelkanaleingänge nutzen. Die Eingänge zu den Wurzelkanälen müssen mit feinen Instrumenten vorsichtig ertastet und dargestellt werden. Es kann sowohl maschinell instrumentiert werden mit Gates-Glidden-Bohrern oder NiTi-Eingangserweiterern oder auch mit Handinstrumenten. Die Schaffung eines geradlinigen Zuganges zum Wurzelkanal muss gesichert werden, ansonsten ist eine Korrektur der Zugangskavität notwendig. Eine Lupenbrille oder ein Operationsmikroskop erleichtern das Auffinden und Sondieren der Kanäleingänge.
3. Schritt: Es erfolgt die Ermittlung und Bestimmung der endodontischen Arbeitslänge für jeden zu behandelnden Wurzelkanal nach der vollständigen Entfernung infizierten und nicht infizierten Gewebes. Standardtechnik ist hierbei die röntgenologische Längenbestimmung. Hierbei wählt man den röntgenologischen Apex als Referenzpunkt und die Arbeitslänge wird bis ca. 1,5mm koronal von diesem Referenzpunkt aus festgelegt. Das verwendete Messinstrument sollte nicht dünner als ISO 15 sein, da die Instrumentenspitze sonst nicht exakt im Röntgenbild definierbar ist. Ohne röntgenologische Bestimmung der Wurzellänge kann mit keinem Erfolg der Therapie gerechnet werden. Zusätzliche Untermuerung der Messergebnisse kann die elektrische Längenbestimmung (Endometrie) beisteuern. Außerdem kann die Anzahl der Röntgenaufnahmen durch Hinzuziehen dieser Meßmethode reduziert und die Strahlenbelastung gesenkt werden. Die alleinige Anwendung der elektrischen Messung der Kanäle führt zu einem Informationsverlust, da die Krümmung der Kanäle, zusätzliche Kanäle sowie periradikuläre Veränderungen nicht angezeigt werden können.
4. Schritt: Nach Festlegung der Arbeitslänge wird der Wurzelkanal präpariert mit dem Ziel, vorhandenes nekrotisches und vitales Gewebe restlos zu entfernen und damit die Anzahl der Mikroorganismen zu verringern. Gleichzeitig soll die Präparation der Wurzelkanalkonform die ursprüngliche Krümmung desselben möglichst erhalten und trotzdem

eine ausreichende wandständige Obduration zulassen. Diese Ziele können sowohl mit einer manuellen als auch einer maschinellen Instrumentierung erreicht werden. Wichtiger Bestandteil der mechanischen Wurzelkanalaufbereitung ist die Spülung des Wurzelkanals mit antibakterieller und gewebsauflösender Wirkung. Beide Vorgänge sind zwingend miteinander verbunden, man spricht auch von chemomechanischer Präparation. Die ausreichende Präparation kann die Keimzahl im Wurzelkanal reduzieren, allerdings keine Keimfreiheit herbeiführen. Das gelingt nur im Zusammenspiel von Präparation, Spülung und wenn nötig, medikamentöser Einlage im Wurzelkanal. Bei der Auswahl der Spüllösungen müssen einige Kriterien beachtet werden, welche die Ziele einer Wurzelkanalspülung erfüllen sollten. Neben der antibakteriellen Wirkung und der Fähigkeit, das Endodont zu desinfizieren, sollte durch das Spülen der Abtransport der Dentinspäne zur Freihaltung des Wurzelkanals gewährleistet werden. Gleichfalls sollte das organische Material im Wurzelkanal, vor allem in den für die Instrumente nicht zugängigen Bereichen, aufgelöst werden können. Der Biofilm sollte zerstört werden ohne das Dentin anzugreifen. Das bedeutet ebenfalls, dass eine gute Gewebeverträglichkeit garantiert sein muss. Egal ob bei manueller oder maschineller Instrumentation sollte die Spülung ebenfalls als Gleimittel zur Arbeitserleichterung beitragen. Es stehen mehrere Spülflüssigkeiten zur Auswahl, jede kann das Behandlungsergebnis bei gezieltem und korrektem Einsatz verbessern. Doch als Standardspülung wird international Natriumhypochlorit (NaOCl) empfohlen und angewandt. NaOCl bedient sämtliche Anforderungen an eine Spüllösung, zumal die Wirksamkeit durch Veränderung von Konzentration und Temperatur den verschiedenen Behandlungsanforderungen angepasst werden kann.

Die Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung empfiehlt ebenfalls Chlorhexidindigluconat (CHX) in den Konzentrationen zwischen 0,2 bis 2%. CHX zeigt ebenso wie NaOCl eine sehr gute antimikrobielle Wirkung bei guter Gewebeverträglichkeit. CHX zeigt eine gute Wirksamkeit gegen grampositive Keime (Enterokokken) und Fungi, die gegen NaOCl resistent sein können. CHX ist als Zusatzspülung anzusehen und bei Patienten mit einer Überempfindlichkeit gegenüber Chlor.

Ethylendiamintetraacetat (EDTA) kommt in Konzentrationen bis 15% zur Entfernung der Schmierschicht zur Anwendung. Da die antibakterielle Wirkung nur gering ist, empfiehlt die DGZMK ein Nachspülen mit NaOCl (Hülsmann 2014).

5. Schritt: Sind Wurzelkanalaufbereitung und Spülung der Kanäle abgeschlossen, werden die Wurzelkanäle mit Papierspitzen getrocknet. Die Trocknung der Wurzelkanäle kann durch die Spülung mit 95%igem Alkohol unterstützt werden, außerdem kann dadurch das Eindringen des Sealers in die Dentintubuli vereinfacht werden, da die Oberflächenspannung an den Wurzelkanalwänden durch den Alkohol reduziert wurde. Nur bei der Therapie eines infizierten Wurzelkanals sollte auf eine zusätzliche Desinfektion durch eine medikamentöse Einlage zugegriffen werden, da nicht nur eine Reduzierung der Keime, sondern auch eine Schmerzbekämpfung notwendig sein könnte. In Verbindung mit Schmerzempfindungen kann auf Ledermix zurückgegriffen werden, da das Kortikosteroid (Triamcinolon) durch seine Immunsuppression eine schnelle Schmerzausschaltung bewirkt. Bei der Keimreduktion wirkt Ledermix jedoch vorwiegend gegen grampositive Bakterien, gegen die im Wurzelkanal befindlichen gramnegativen Bakterien ist die Keimreduktion fraglich. Bei Schmerzfreiheit ist Kalziumhydroxid als Mittel der Wahl. Kalziumhydroxid wirkt als starke Base mit einem pH-Wert von 12,5. Die Keimreduktion wird durch die Denaturierung von Enzymen und Proteinen, Schädigung der DNA der Bakterien durch vorige Zerstörung der Zellmembran erreicht. Gleichzeitig wird die Bildung von Zahnhartgewebe angeregt. Ca(OH) sollte nicht länger als zwei Wochen im Wurzelkanal verbleiben, bei Ledermix ist die Verweildauer ähnlich zu handhaben im Hinblick der Gefahr einer erneuten Reinfektion. Sämtliche medikamentösen Einlagen müssen vollständig entfernt werden, bevor ein Füllen des Wurzelkanals möglich ist.
6. Schritt: Die Wurzelkanalfüllung hat die Aufgabe, das präparierte und desinfizierte Wurzelkanalsystem definitiv zu verschließen. Es darf keine Verbindung vom Endodont zum apikalen Parodont möglich sein, ebenso darf keine Verbindung von der Mundhöhle zum Endodont bestehen bleiben, damit eine Reinfektion, eine Neubesiedelung des Wurzelkanalsystems von Keimen unterbunden wird. Auch eine Kommunikation von apikal in den Wurzelkanal würde für die verbliebenen Mikroorganismen ein Nahrungspotential bedeuten, damit eine periradikuläre Entzündung initiieren. Ein apikales Leakage kann eine Reinfektion im Wurzelkanal durch das Eindringen von Substrat auslösen.

Die Anforderungen an ein Wurzelfüllmaterial sind hoch, laut Hülsmann (2008) erfüllt kein derzeit auf dem Markt gängiges Füllmaterial alle Anforderungen gleichermaßen. In den „Checklisten der Zahnmedizin Endodontie“ von 2008 definiert er Guttapercha als unumstrittenstes Füllmaterial für

die Endodontie. Es besticht durch einfache Verarbeitbarkeit, gute Biokompatibilität und gute klinische Erfolge. Guttapercha wurde 1843 von einem englischen Arzt aus Indonesien nach Europa gebracht und hielt zunächst durch Werner von Siemens als Isoliermaterial von Kupferleitungen für die transatlantische Telegraphenverbindung Einzug in der Industrie. 1867 verwandte Dr. G.A. Bowman erstmalig Guttapercha am Missouri-Dental-College Guttapercha zum Füllen von Wurzelkanälen. Guttapercha dehnt sich bei Erwärmung ab 50° aus und vergrößert unter zusätzlichem Druck sein Volumen, so dass Hohlräume spaltfrei ausgefüllt werden können. Da bei den zu füllenden Wurzelkanälen die unterschiedlichsten anatomischen Gegebenheiten zu berücksichtigen sind, ist die zu erzielende Dichtigkeit ohne Spaltbildung fraglich. Deshalb kombiniert man das Guttapercha mit einem entsprechenden Sealer (Wurzelkanalfüllpaste). Aufgabe des Sealers ist es, die Hohlräume zwischen Wurzelkanalwand und Guttapercha auszufüllen und somit das Eindringen von Mikroorganismen sowohl von koronal als auch von apikal zu verhindern. Verschiedene Techniken der Wurzelkanalfüllung stehen zur Verfügung. Die laterale Kondensation (kalte Verdichtung) findet am häufigsten Anwendung. Verwendet wird Beta-Guttapercha, ein Masterstift wird angepasst, mit Sealer in den Wurzelkanal eingebracht und die vorhandenen Hohlräume mit weiteren Stiften unter Kompression ausgefüllt. Bei diesem Vorgehen ist die Gefahr einer Überstopfung gering, da eine ständige Kontrolle der Arbeitslänge gegeben ist. Der Anteil von Sealer fällt bei dieser Vorgehensweise gering aus. Das Gegenstück zur lateralen Kondensation ist die vertikale Kompaktionstechnik. Ein Hauptstift wird im vorbereiteten Wurzelkanal angepasst, dieser wird mit Sealer beschickt und in den Wurzelkanal eingebracht. Den koronalen Teil des Stiftes trennt ein Hitzeübertragungsinstrument ab, dann wird die verbliebene Guttapercha im apikalen Wurzelanteil mit einem Plugger verdichtet, bis der Plugger seine Arbeitslänge verringert um ca. 3mm einbringt. Nach einer Röntgenkontrolle werden stückchenweise Guttaperchateile eingebracht, erhitzt und dann mittels Plugger verdichtet. Eine Abwägung zwischen beiden Verfahren steht nicht zur Debatte. Laut Hülsmann berufen sich alle relevanten klinischen Erfolgsstudien auf die laterale Kondensation. Eine abschließende Röntgenkontrolle beendet die Wurzelbehandlung. Nach dem Versiegeln der Wurzeleingänge kann die Rekonstruktion des Zahnes in Angriff genommen werden.

Integraler Bestandteil der Therapie ist die postendodontische Restauration. Diese sollte zeitnah nach der Wurzelkanalfüllung erfolgen, um sowohl eine Rekontamination und den weiteren Verlust von Zahnhartsubstanz zu vermeiden. Besonders die Zahnhartsubstanz gilt es durch die veränderte Druckperzeption im Zusammenhang mit dem Verlust der Pulpa zu schützen (Hülsmann 2014).

1.2.4 Die manuelle Wurzelkanalaufbereitung

Anhand der manuellen Wurzelkanalaufbereitung verfolgt man in den letzten sechs Jahrzehnten eine rasante Entwicklung basierend auf den wissenschaftlichen Erkenntnissen in der Endodontie und dem Anspruch an den klinischen Erfolg einer Wurzelbehandlung, welcher an dem Erhalt des Zahnes für eine konservative bzw. prothetische Rekonstruktion gemessen wird. Die günstigsten Aufbereitungsergebnisse werden im Allgemeinen durch die manuelle Wurzelkanalbehandlung erreicht (Kimmel 2001). Kimmel kommt zu dieser Einschätzung unter Berücksichtigung der Aspekte der Formgebung, Reinigung des Wurzelkanals, Glättung der Wände sowie Arbeitssicherheit. Gleichzeitig räumt er jedoch ein, dass die Vertrautheit des Zahnarztes mit dem jeweiligen Aufbereitungssystem und seiner Routine vordergründig für den Behandlungserfolg stehen. Ursprünglich reichte die von Ingle 1961 inaugurierte Technik, welche für die Wurzelfüllung mit einem Stift konzipiert wurde, aus. Hierbei wurde von Beginn der Wurzelkanalpräparation an die Arbeitslänge definiert und die Instrumente aufsteigend nach ihrem Durchmesser eingesetzt. Doch die Konizität der aufbereiteten Kanäle war zu gering und die Aufbereitung gekrümmter Kanäle durch die hohe Friktion der Feilen nur im koronalen Abschnitt steuerbar. Im apikalen Bereich konnte es leicht zu Begradigungen kommen und der präparierte Kanal ging nicht mehr konform mit dem Verlauf der Wurzel. Stufenbildungen erschwerten nicht nur die fortlaufende Aufbereitung, sondern auch die Füllung der Kanäle. Eine der Techniken der manuellen Aufbereitung, die bis heute in der Praxis Anwendung erfahren und mit guten klinischen Ergebnissen aufwarten können, geht auf Weine et al. 1970, Mullaney 1979 zurück. Die *Step-back*-Technik ist eine Präparation des Wurzelkanals, welche von apikal nach koronal stufenweise erfolgt und eine nach koronal zunehmende Konizität zum Ziel hat. Das erste Instrument wird auf volle Arbeitslänge in Friktion in den Kanal eingebracht, alle nachfolgenden Feilen mit einer verringerten Arbeitslänge um ca. 1mm und in aufsteigender Konizität. Nach jedem „Step-back“ wird die Länge des Kanals mit dem ersten Instrument überprüft und dabei die Dentinspäne entfernt (Gäbler et al. 2005; Hellwig et al. 2010; Weber 2010).

Im Gegensatz zu diesem Vorgehen schafft man sich bei der *Step-down*-Technik (Goerig et al. 1982) erst einen Zugang zum Wurzelkanaleingang, der durch Hedströmfeilen bis in das mittlere Kanaldrittel erweitert wird, dann erfolgt mittels Gates-Bohrern stufenweise die Aufbereitung bis zur Kanalkrümmung. Die eigentliche apikale Instrumentierung erfolgt ähnlich der *Step-back*-Technik. Durch die gezielte koronale Erweiterung wird der Kontakt der Instrumente mit der Kanalwand reduziert und der relativ großzügige Eingang des Kanals verringert die Begradigung und ermöglicht eine optimalere Präparation im apikalen Wurzelbereich.

Die *Balanced-force*-Technik (Roane und Sabala 1985; Schäfer 1997, 1998, 2007) setzt auf die Verwendung von speziellen Feilen mit nicht schneidender Spitze (Flex-R-Feilen). Die Feilen werden abwechselnd in und gegen den Uhrzeigersinn im Kanal bei entsprechender Arbeitslänge bewegt unter apikalem Druck. Die Arbeitsbewegung (Dentinabtrag) erfolgt entgegen der Uhrzeigerrichtung, mit der passiven Bewegung im Uhrzeigersinn wird der Dentinabtrag über die Verwindung der Feilen abtransportiert. Gekrümmte Kanäle werden auf diese Weise problemlos aufbereitet, ohne den anatomischen Verlauf der Kanalkrümmung auch im apikalen Bereich zu verändern (Hülsmann 2008).

Anticurvature filing (Abou-Rass et al. 1980; Weber 2010) steht für Schonung der inneren Krümmung der Wurzel, da die Feilbewegungen vorwiegend gegen die äußere Kanalwand geführt werden. Eine „Strip-perforation“ der Kanalwand und die Begradigung der Krümmung vor allem bei stark gekrümmten Wurzelkanälen (mesio-buccaler Kanal oberer 1. Molar) kann mit dieser Technik umgangen werden. Ebenso wie das Circumferential filing, bei dem die Instrumente im Uhrzeigersinn abtragend gegen die Kanalwand gepresst werden bis der Ausgangspunkt wieder erreicht ist, stellt auch das Anticurvature filing eine gute Möglichkeit dar, die anderen, Aufbereitungsmethoden zu ergänzen (Hülsmann 2008).

1.2.5 Die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung

Vor über 100 Jahren nahm die maschinelle Wurzelkanalbehandlung durch Rollins 1899 ihren Einzug in die Endodontie (Hülsmann 2008). Rollins spannte Klaviersaiten in ein umdrehungsreduziertes Winkelstück mit einer 360°-Rotation. Jahre später kamen rotationsreduzierte Winkelstücke auf den Markt. Ebenso entwickelte man Winkelstücke, die durch Hubbewegungen arbeiteten. Der eigentliche Durchbruch gelang erst 1958 mit dem Racer-System. 1964 mit Einführung des Giromatic-Winkelstückes konnte sich die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung in den Praxen etablieren. Doch erst mit der Markteinführung der Nickel-Titan-Instrumente (1988) in der Endodontie erhielt die maschinelle Technik der Kanalaufbereitung einen großen Innovationsschub. Die Nickel-Titan-Legierung (Nitinol: ca. 55% Nickel, ca. 45% Titan) unterscheidet sich in ihren physikalischen Eigenschaften wesentlich von den bis dahin ausschließlich verwendeten Stahllegierungen. Die Verbindung Nitinol weist ein pseudoelastisches Verhalten auf, das heißt, trotz Veränderung des Gefüges der NiTi-Verbindung bei Belastung kehrt es bei Entlastung wieder in seine Ausgangsposition zurück (Memory-Effekt).

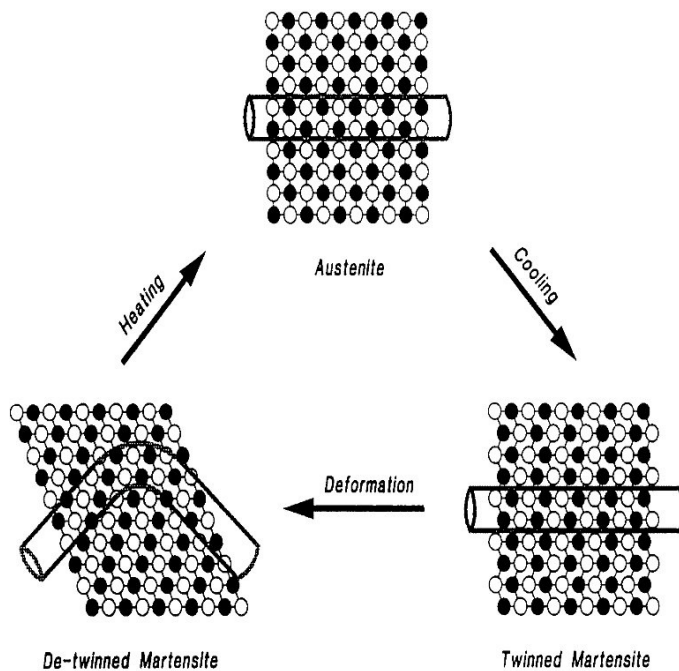


Abb. 5: Diagrammatic representation of the shape memory effect of NiTi alloy (Thompson S.A. 1999/2000)

In dieser Umwandlungsphase treten keine Volumenänderungen auf. Die Pseudoelastizität steht für das Verbiegen des Instruments, ohne dass es zu irreversiblen Verformungen kommt. Diese Eigenschaft lässt den Einsatz von NiTi-Wurzelkanalinstrumenten vollrotierend mit maschinellen Aufbereitungsgeräten im Kanal zu. Selbst bei geraden, englumigen und gekrümmten Kanälen wird die Aufbereitungszeit nicht unerheblich gekürzt, dabei jedoch der Verlauf der Kanalkrümmung besser erhalten, als bei der Aufbereitung mit Handinstrumenten (Gluskin et al. 2001). Im Gegensatz zu Stahlinstrumenten ist ein höheres Frakturrisiko einzukalkulieren, welches einmal durch die zyklische Ermüdung (fatigue) und zum anderen durch die Torsionsfraktur (torque) gegeben ist. Torsionsfraktur steht für Instrumentenbruch bei Überschreiten des kritischen Drehmomentes, vor allem bei zu großer Friktion des Instruments im Kanal. Diesem Nachteil der NiTi-Instrumente kann jedoch entgegengewirkt werden. Und zwar durch Drehmomentbegrenzung, Einhaltung der Instrumentenreihenfolge, kein Überspringen von Instrumentengrößen und Konizitäten, kurze Verweildauer im Wurzelkanal. Laut Hülsmann (2008) liegt die Häufigkeit von Instrumentenfrakturen bei klinisch maschineller Anwendung bei 0,4-3,7%. Eine erhöhte Frakturgefahr liegt bei sorgsamer Anwendung und Beachtung der Benutzungsrichtlinien somit nicht vor (Parashos u. Messer 2006). NiTi-Instrumente zeichnen sich durch eine nicht schneidende Spitze und variierende Konizität aus.

Die maschinellen Aufbereitungssysteme unterscheiden sich durch ihr Konzept der Wurzelkanalaufbereitung, NiTi-Instrumente sind bei allen das Instrument der Wahl. Das System Flex Master (VDW GmbH, München, D) und andere arbeiten mit der Crown-Down-Technik, die

Feilen besitzen einen konvexen Durchschnitt, durch den die Bruchsicherheit erhöht wird und die Belastung gut verteilt werden kann. Bezahlt wird die Stabilität dieser Instrumente jedoch mit einer verringerten Flexibilität. Durch die Anwendung der Crown-Down-Technik ist ein Umstieg von den Handinstrumenten leichter lernbar, die Behandlungsergebnisse mit dieser Methode im Hinblick auf gekrümmte Kanäle sind gut (Gluskin et al. 2002). Im Hinblick auf die Reinigungseffizienz gibt es widersprüchliche Darstellungen (Ahluquist et al. 2001; Schäfer et al. 2002).

Das Pro File- System (Maillefer/Dentsply) bedient sich ebenfalls der Crown-Down-Technik, die Step-Down-Technik findet ebenfalls Anwendung. Die Feilen zeichnen sich durch einen kleineren Kern als bei FlexMaster aus, der Querschnitt besitzt eine U-Form, die Schneidekante ist verbreitert. Die Feilen bestechen durch einen geringen Einschraubeffekt, die Flexibilität ist durch den kleineren Kern erhöht, damit auch die Bruchgefahr heraufgesetzt und die Verteilung der Belastung schlechter. Die Ausformung der Kanäle gelingt gut, damit ist eine ausreichende Reinigungswirkung gesichert (Weber 2010).

ProTaper Universal (Maillefer/Dentsply) bietet ebenfalls wie das System FlexMaster (VDW; GmbH, D) Instrumente mit dem Durchschnitt eines konvexen Dreiecks an, welche durch den stabilen Instrumentenkern eine hohe Bruchsicherheit aufweisen. Dies geht wiederum zu Lasten der Flexibilität. Die Instrumente kommen nach der Schaffung eines Gleitpfades sowohl mit der Crown-Down- als auch mit der Step-Down-Technik zur Anwendung. Für enge Kanäle bietet dieses Arbeitssystem gute Voraussetzungen und Ergebnisse (Weber 2010).

Nach der Single-Length-Technik arbeitet das System von Mtwo (VDW GmbH, München, D). Bei dieser Technik werden alle Feilen nach der Schaffung eines Gleitpfades auf voller Arbeitslänge eingesetzt. Die Mtwo-Feilen besitzen nur zwei Schneidekanten, die am Ende des S-förmigen Durchschnitts des Instruments liegen. Der Instrumentenkern ist klein, eine erhöhte Bruchgefahr somit gegeben. Doch das wird durch eine hohe Flexibilität ausgeglichen, der Abrieb durch den scharfen Schneidwinkel ist hoch und garantiert eine sehr gute Ausformung der Kanäle unter Berücksichtigung des ursprünglichen Kanalverlaufs (Weber 2010).

Vergleichende Untersuchungen der verschiedenen Aufbereitungssysteme ergaben für das Mtwo-System (VDW) den besten Erhalt der Kanalkrümmung und die beste Reinigungseffizienz (Schäfer et al. 2006).

Mtwo-Feilensystem wurde mit den Systemen von RaCe und K3 im Hinblick auf die Schnelligkeit, Sicherheit, Erhalt der Kanalkrümmung und Sauberkeit der Kanäle beim Aufbereiten von Kanalmodellen mit einer Wurzelkrümmung von 28° und 35° getestet. Bei den Mtwo-Instrumenten

wandte man die Single-Length-Technik an, Bei K3 und RaCe Instrumenten griff man auf die Crown-Down-Technik zurück. Bei allen Systemen konnte die Arbeitslänge gut kontrolliert und festgelegt werden. Nur den Mtwo-Instrumenten konnte eine schnelle, sichere (kein Instrumentenbruch!) Aufbereitung der Kanäle unter dem Erhalt der Kanalkrümmung bescheinigt werden (Schäfer et al. 2006).

2008 wurde durch Yared ein neues Konzept der Wurzelkanalaufbereitung mit nur einem reziprok arbeitenden Instrument ohne initiale Handaufbereitung inauguriert. Dieses neue Aufbereitungskonzept steht für einen Paradigmenwechsel, da es völlig gegensätzlich zur graduellen Kanalerweiterung mit verschiedenen Instrumenten mit nur einem Kanalinstrument, dem reziproken, gelingt, selbst enge und gekrümmte Kanäle bis zur adäquaten Größe und Konizität aufzubereiten (Yared 2008). Die reziproke oder auch oszillierende Bewegung der Wurzelkanalfeilen verläuft ungefähr in 4/10 Umdrehung im Uhrzeigersinn und 2/10 Umdrehung im Gegenuhrzeigersinn.

Ein neues System wurde entwickelt mit nur einem Instrument in reziproker Bewegung und ohne die initiale Verwendung von Handinstrumenten (VDW GmbH, München, Deutschland). Dieses System besteht aus drei Reciproc-Instrumenten (R25, R40, R50), einem speziellen Motor (VDW Silver Reciproc) und den dazu passenden Papierspitzen und Guttapercha-Stiften (Yared 2011). Die Auswahl des passenden Instrumentes richtet sich nach der Ausgangsgröße des jeweiligen Wurzelkanals, für die Kanalaufbereitung wird nur ein Instrument benötigt. Der Frakturanfälligkeit der NiTi-Feilen wurde entgegengewirkt durch die Verwendung von M-Wire® Nickel-Titan. Dieses Material bietet durch ein innovatives Wärmebehandlungsverfahren bei der Herstellung mehr Flexibilität und Widerstand gegen die zyklische Ermüdung als herkömmliches Nickel-Titan. Die Reciproc-Wurzelkanalfeilen zeichnet ein S-förmiger Querschnitt und eine abnehmende Konizität aus (Yared 2008,2011).

Studien ergaben eine sichere Anwendung der Instrumente ohne den ursprünglichen Kanalverlauf zu verändern (Bürklein et al. 2011). Gleichzeitig konnten die verbesserten mechanischen Eigenschaften im Hinblick auf eine sichere Behandlung durch die Einmal-Wurzelkanalfeilen bestätigt werden (Kim et al. 2012).

Ebenfalls mit reziprok rotierender NiTi-Feile arbeitet das Wave-One-System von Dentsply. Die Wurzelkanalaufbereitung mit nur einer Feile steht für einen höheren Behandlungskomfort durch einen geringeren Zeitaufwand, der durch die Optimierung der Arbeitswinkel der Feilen ermöglicht wird. Für die hohe Effizienz sorgt der große Rotationswinkel in Schneidrichtung, während der kleinere Winkel in der Gegenrichtung für die Beibehaltung der Wurzelanatomie sorgt und die Feile

tiefer in den Kanal eindringen lässt. Drei Feilengrößen stehen für die Aufbereitung der Wurzelkanäle zur Verfügung: small 021.06; primary 025.08; large 040.08. Die Aufbereitung eines Gleitpfades, sowie die Überprüfung der Arbeitslänge mit Handinstrumente wird bei der Anwendung dieses Feilensystems empfohlen (Kim et al. 2012).

Micro-Mega stellt mit dem OneShape-System ebenfalls ein Einfeilensystem, welches sich jedoch durch die kontinuierliche Rotation der NiTi-Einmalfeilen (360° Rotation des Instrumentes) gegen die reciproke Bewegung abhebt. Die Wurzelkanalinstrumente weisen im Verlauf der Schneidekanten einen variablen Querschnitt auf. Das OneShape-Prinzip beruht auf drei Querschnittszonen. Die erste Zone definiert sich durch ein variables Design mit 3 Schneidekanten, bei der zweiten Zone wechselt der Querschnitt schrittweise von 3 auf 2 Schneidekanten. Bei der dritten Zone (koronarer Anteil) sind nur noch zwei Schneidekanten im Querschnitt vorhanden. Die Darstellung eines Gleitpfades mit K-Feilen (N10, N15) wird auch bei Anwendung dieses Feilensystems empfohlen.

Das Komet Single-Use-Feilensystem F360 bringt die NiTi-Wurzelkanalfeilen ebenfalls rotierend zum Einsatz. F360 kennzeichnet der flexible Doppel-S-Querschnitt der Feilen in Verbindung mit einem großen Spanraum und einem dynamischen Drall für hohe Reinigungsleistung. Das garantiert eine präzisionsgetreue Aufbereitung der Wurzelkanäle (Dr. Johannes Ebert, Universität Erlangen; 2013)

2 Zielstellung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, das Frakturverhalten rotierender endodontischer Nickel-Titan Instrumente des Mtwo-Feilensystems (VDW München, Deutschland) der Grösse 25/06 im Hinblick auf Sterilisation und Desinfektion in zwei unterschiedlichen standardisierten Wurzelkanälen zu bestimmen.

Die Feilen wurden acht verschiedenen Desinfektions- und Sterilisationszyklen unterzogen, die Arbeitslänge aller Feilen betrug gleichsam 16mm, die Belastungen der NiTi-Feilen im Wurzelkanal im Hinblick auf das Drehmoment und die Torsion waren ebenfalls konstant. Gleichzeitig steht in diesem Zusammenhang die Frage der Benutzung von Einmalinstrumenten oder Mehrfachinstrumenten in der maschinellen Aufbereitung der Wurzelkanäle im Hinblick auf die Sicherheit der Behandlung im Raum. Nicht nur die Sicherheit, auch die Wirtschaftlichkeit ist in jedem Behandlungskonzept von großer Bedeutung und sollte auch in die Diskussion mit einfließen. Die Frage der Optimierung von Sicherheit und Wirtschaftlichkeit im Zusammenhang mit den Untersuchungsergebnissen steht ebenfalls im Focus dieser Arbeit.

Hypothese: Die NiTi-Wurzelkanalinstrumente (Mtwo- Feilensystem, VDW GmbH München) weisen in Abhängigkeit der steigenden Desinfektions- und Sterilisationszyklen eine signifikant erhöhte Bruchgefahr durch den negativen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften der Nickel-Titan-Legierungen aus.

Nullhypothese: Der Einfluss von Sterilisation und Desinfektion bleibt ohne Wirkung auf die mechanischen Eigenschaften der NiTi-Wurzelkanalinstrumente (Mtwo-Feilensystem, VDW GmbH München).

3 Material und Methodik

3.1 Nickel- Titan Wurzelkanalfeilen

Für die Versuche standen 240 Nickel- Titan Wurzelkanalfeilen der Größe 25/06 des Mtwo- Systems der Firma VDW GmbH München zur Verfügung. Die Mtwo- Wurzelkanalfeilen kennzeichnet ein S-förmiger Durchschnitt an dessen Ende die zwei für diese Instrumente charakteristischen Schneidekanten liegen.

3.2 Endodontiemotor

Die Versuche mit den Mtwo Nickel- Titan Wurzelkanalfeilen 25/06 wurden mit dem zum Mtwo- System (VDW GmbH, München, D) Endodontiemotor VDW Silver und dem dazugehörigen Sirona- Winkelstück mit Reduktionsgetriebe (VDW München, Sirona VDW 6:1).

3.3 Zugmaschine

Die zweisäulige Universal- Proline- Prüfmaschine Z 005 der Firma Zwick/Roell (Ulm, D) typischerweise eingesetzt zur Materialprüfung als Zug-, Druck- und Biegeprüfmaschine, diente zur Aufnahme des Versuchsaufbaues.

3.4 Sterilisationsgeräte

Die verwendeten Prüfkörper, die NiTi-Wurzelfeilen der Größe 25/06 (VDW GmbH, München, D), wurden ausschließlich mit einem Autoklav der Firma MELAG oHG (Produktbezeichnung Euroklav 29V-S) dampfsterilisiert. Das zu sterilisierende Gut, in diesem Fall die Wurzelkanalfeilen, wurden praxiskonform pro Sterilisationsgang eingeschweißt. Damit stand hiermit nur das Universalprogramm zur Verfügung. Diese Vorgehensweise deckt sich mit den Hinweisen zur Anwendung und Wiederaufbereitung von VDW-Produkten gemäß DIN EN ISO 17664. Der Ablauf des Universalprogramms erfolgt nach dem Start vollautomatisch und unterteilt sich in mehrere Arbeitsschritte.

Beim Vorvakuum wird die Luft aus dem Behälter extrahiert, bis der programmabhängige Evakuierungsdruck erreicht und die Dampfleinleitung einen geringen Überdruck erzielt hat. Die erforderliche Penetration des zu sterilisierenden Gutes mit Sattedampf erreicht man durch das fraktionierte Strömungsverfahren. Hierbei werden Dampfengang und Dampfaustrag pulsierend gesteuert, um die notwendige Luftevakuierung zu erreichen. Durch fortlaufende Dampfleinleitung

in den Kessel steigen Druck und Temperatur an bis die programmspezifischen Parameter entsprechend der Sattedampfkurve erreicht werden. Stimmen Druck und Temperatur überein und entsprechen den programmtypischen Sollwerten, läuft die Sterilisationszeit. Diese beträgt bei 134°C und 2 bar 3,5 Minuten. Nach Beendigung der Sterilisationszeit erfolgt der Druckablass. Gleichzeitig läuft die Entleerung des Dampferzeugers. Dadurch sinkt nicht nur der Druck, sondern auch die Temperatur.

Die erste Trocknungsphase ist durch ein Strömungstrocknen gekennzeichnet. Da die Sterilisation abgeschlossen ist, kann das Programm unterbrochen werden. An die Strömungstrocknung schließt sich eine pulsierende Vakuumtrocknung an. Nach erfolgter Trocknung ist der Programmablauf beendet. Alle Probekörper durchliefen bei sämtlichen Sterilisationen das volle Programm ohne vorzeitige Unterbrechung.

Nach der Sterilisation wurden die Wurzelkanalinstrumente trocken (Wiederaufbereitung gem. DIN EN ISO 17664) in einer Endo-Box eingeschweißt gelagert.

3.5 Desinfektionslösung

Für die Desinfektion wurde ausnahmslos ID 220 Bohrer-Desinfektion (Dürr System-Hygiene, D) verwendet. Da ein biologischer Abrieb und somit eine Verunreinigung der Instrumente nicht vorlag, konnte auf die mechanische Reinigung vor der Desinfektion verzichtet werden. ID 220 ist eine hoch wirksame gebrauchsfertige Lösung für die selbsttätige Desinfektion und Reinigung rotierender Instrumente. Eine Änderung der Lösungskonzentration beim Ansatz per Hand konnte somit ausgeschlossen werden. Grundlage bei der Auswahl des Bohrerbads waren die „Hinweise zur Anwendung und Wiederaufbereitung von VDW-Produkten gemäß DIN EN ISO 17664“. Das Kriterium der Materialbeständigkeit, welches die Anwendung von stark sauren bzw. stark basischen sowie phenolhaltigen Desinfektionsmitteln untersagt, wurde mit ID 220 erfüllt. Laut Sicherheitsdatenblatt enthält ID 220 Alkohole, Kaliumhydroxid und Hilfsstoffe in wässriger Lösung. Der Anteil von N-Propanol beträgt 10- 15%, der Anteil von Kaliumhydroxid 1-2%. Die NiTi-Feilen wurden in einer Endobox horizontal in das Bohrerbad eingelegt und pro Desinfektionszyklus 20 Minuten im Ultraschall belassen.

3.6 Sterilisations- und Desinfektionszyklen

Für die Untersuchung wurden 240 Nickel-Titan-Feilen der Größe 25/06 der Firma VDW (München, D) in verschiedenen Zyklen sterilisiert und desinfiziert. Je 30 Instrumente wurden verschiedenen Desinfektions- und Sterilisationszyklen unterzogen. Die erste Instrumentengruppe wurde als

Zyklus 0 unbehandelt, direkt vom Hersteller (VDW GmbH, München, D) eingeschweißt geliefert, in die Versuchsreihe eingebracht. Die nachfolgenden sieben Zyklen umfassten auch jeweils 30 Nickel-Titan-Feilen (25/06), welche praxisrelevant abwechselnd die Desinfektion mit dem Bohrerbad ID 220, dann die Dampfsterilisation im fraktionierten Vakuumverfahren in aufsteigender Anzahl durchliefen. Für die Studie wurde die Zyklusfolge 1, 2, 3, 5, 10, 15 und 20 festgelegt und durchgeführt. Nach jeder Desinfektion erfolgte die gründliche Spülung und Trocknung der Wurzelkanalinstrumente, dann die Verpackung in Endo-Sterilisationstrays und das Einschweißen in Einmalsterilisationsverpackung. Dieser Wechsel wiederholte sich entsprechend der Zyklusfolge. Verpackt und in sterilem Zustand wurden die Instrumente bis zur Versuchsdurchführung trocken und staubfrei gelagert. Insgesamt kamen bei sieben Sterilisations- und Desinfektionszyklen jeweils 30 NiTi-Feilen zum Einsatz, dazu gerechnet werden müssen natürlich auch die 30 unbehandelten Instrumente für den 0-Zyklus. Letztlich standen für die Versuche 240 NiTi-Wurzelkanalfeilen 25/06 der Firma VDW GmbH (München, D) in acht verschiedenen Desinfektions- und Sterilisationszyklen für 16 Versuchsgruppen zur Verfügung.

3.7 Versuchsaufbau

Die Aufnahme des Versuchsaufbaus erfolgte durch die geeichte Universal-Proline-Prüfmaschine der Firma Zwick/ Roell (Ulm, D), welche speziell für die Funktionsprüfungen an Bauteilen und für einfache Materialprüfungen ausgelegt ist. Die Steuerung der Prüfmaschine wird mit einem handelsüblichen PC betrieben. Die zweiseilige Prüfmaschine besitzt einen Kraftaufnehmer, der querkraftunempfindlich ist, da der Kraftaufnehmer auf dem achsensymmetrischen- bzw. rotationssymmetrischen Bauprinzip basiert. Wir benutzten die Maschine für die Befestigung unseres Versuchsaufbaus, die Funktionen zur Prüfung von Materialien waren hierbei nicht relevant. Das Zentrum der Versuche stellten die standardisierten Wurzelkanäle dar. Diese Testkörper wurden aus gehärtetem Stahl hergestellt, um einen Substanzabtrag während der Versuchsreihen auszuschließen. Zwei verschiedene Kanalkonfigurationen standen zur Verfügung, einmal ein wenig gekrümmter artifizierender Wurzelkanal in Form eines Viertelkreises (W) und ein stärker gekrümmter artifizierender Wurzelkanal (S). Beide gewählten Wurzelkanalformen lassen eine klinische Relevanz zu (siehe Abbildung 6, 7).



Abb. 6: Wurzelkanal 3 („W“) Artifizierender Wurzelkanal, weniger stark gekrümmt



Abb. 7: Wurzelkanal 5 („S“) artifizierender Wurzelkanal, stärker gekrümmt

Eigens für die Aufnahme der verschiedenen Kanalsysteme wurde eine Halterung konstruiert, die basal fest mit dem Boden der Zugmaschine verschraubt werden konnte. Ebenfalls durch Schrauben konnte man die entsprechende Kanalkonstruktion an die Halterung anbringen. Die vordere Begrenzung des Wurzelkanals bildete eine Glasplatte von ca. 1 mm Dicke, welche nicht nur den Kanal als dreidimensionale Konstruktion definierte, sondern die zwingend notwendige Sichtkontrolle während des Versuchsablaufes garantierte.

Am Zugsensor der Zwick-Prüfmaschine befand sich eine speziell zur Aufnahme eines Winkelstückes konzipierte Halterung. Zum Einsatz kam ein Sirona-Winkelstück mit

Reduktionsgetriebe, VDW Silver (VDW München) Sirona VDW 6:1. Das an der Traverse befestigte Winkelstück Sirona VDW 6:1 stand in Verbindung mit dem VDW Silver als Endodontiemotor. Der VDW Silver erfüllt die Anforderungen der Richtlinien 93/42/EEC bezüglich medizinischer Geräte. Als System für die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung können unterschiedliche Feilensysteme (Mtwo, Flexmaster, Dr's Choice) zum Einsatz gebracht werden.

Das am Drucksensor befestigte Winkelstück konnte per Handsteuerung des Computers durch die Abwärtsbewegung der Traverse in Richtung Testkörper gebracht werden.

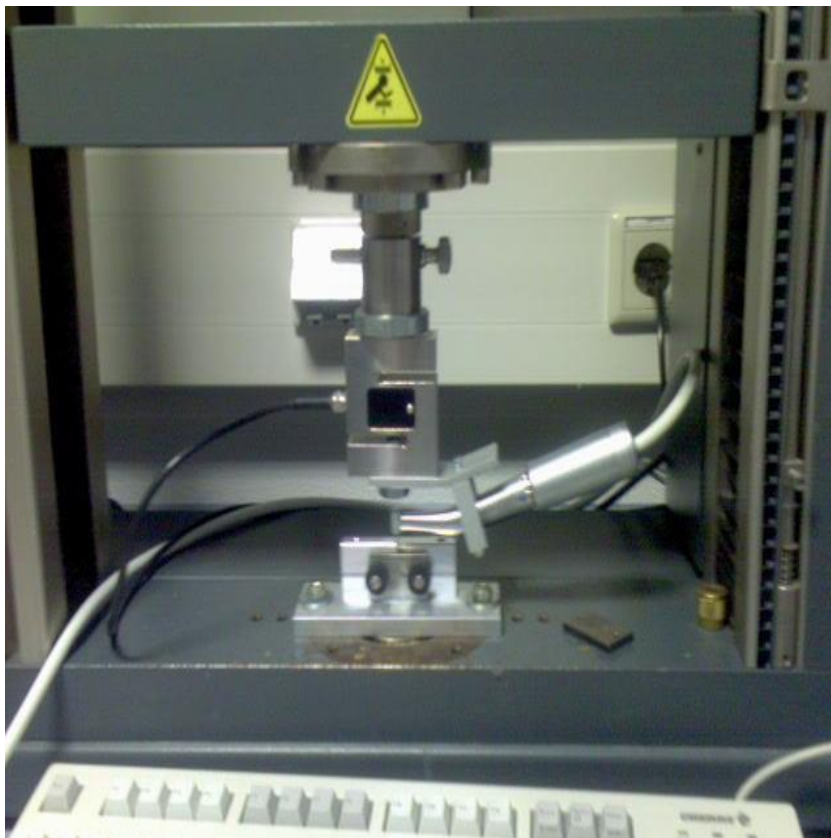


Abb. 8: Versuchsaufbau
Zwick-Prüfmaschine mit an der Traverse befestigtem Winkelstück Sirona VDW 6:1, künstliche Wurzelkanalkonstruktion am Boden mit eingeführtem NiTi-Wurzelkanalinstrument

3.8 Versuchsdurchführung

Für jede Versuchsreihe wurden jeweils 15 NiTi-Wurzelkanalfeilen der Größe 25/06 des Systems Mtwo (VDW GmbH, München, D) für jede künstliche Kanalkonstruktion nach gleichen Kautelen desinfiziert und sterilisiert. Die Arbeitslänge von 16mm markierte der Gummiring für jede Feile, festgelegt durch ein Endmeßblock.

Die Feile wurde in das Sirona 6:1 Winkelstück eingespannt, per Computer-Handsteuerung die Traverse mit Winkelstück in Richtung Testkörper (Wurzelkanalsystem) herabgeführt. Die Feile

wurde mittig, das heißt, ohne aufzuliegen, in die Kanalöffnung eingeführt bis zur markierten Arbeitslänge. Der Gummiring tangierte den Eingang zum Wurzelkanalsystem nicht, eine Auflage desselben bestand ebenfalls nicht. Per Fußpedal wurde der Minimotor des Sirona 6:1-Winkelstückes aktiviert und damit die Feile in Bewegung gesetzt. Die Umdrehungszahl lag konstant bei 300 U/min, torque wurde ausgeschaltet. Der Prüfkörper (Mtwo NiTi-Wurzelkanalfeilen 25/06, VDW GmbH, München, D) blieb rotierend im artifiziellen Wurzelkanalsystem in Aktion bis zum Bruch. Mit Hilfe einer Stoppuhr wurde die Zeit vom Start des Mikromotors über die Fußsteuerung bis zum Bruch des Instrumentes im Wurzelkanal festgehalten und dokumentiert. Der Bruch konnte sowohl akustisch als auch optisch durch die Glasabdeckung des Wurzelkanals sehr gut zeitgleich wahrgenommen werden. Nach dem Bruch einer jeden Feile mussten das Handstück mit dem Feilenrest per Handsteuerung an der Traverse nach oben geführt werden. Nur so konnte das Kanalsystem samt Glasplatte vom Unterbau abgeschraubt, der Feilenbruch entfernt, der Wurzelkanal mittels eines Pinsels von Feilenrückständen befreit und für den nächsten Versuch am Unterbau wieder befestigt werden.

Natürlich musste die Lage des Winkelstückes mit eingespannter Feile zum Wurzelkanalsystem stets neu arretiert werden, um ein spannungsfreies und auflagenloses Einführen der Feile in den Wurzelkanal zu gewährleisten und somit den idealen Insertionswinkel zu erreichen.

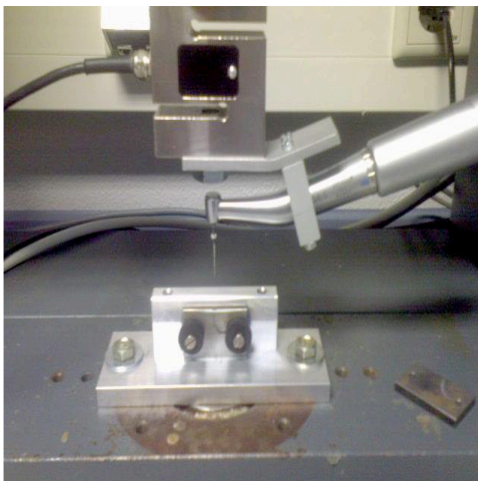


Abb. 9: Versuchsaufbau
Herunterfahren der Traverse mit Winkelstück
Sirona VDW6:1

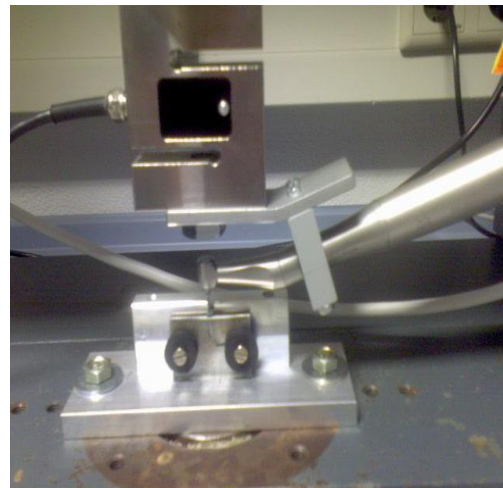


Abb. 10: Versuchsaufbau
Einbringung der NiTi-Feilen Mtwo 25/06 in den
artifiziellen Wurzelkanal

3.9 Rasterelektronenmikroskop

Um detaillierte Aussagen über die Art der Brüche unserer Probekörper zu bekommen, wurden von ausgewählten Probestücken Aufnahmen der Bruchflächen gemacht. Wir wählten die Nullprobe (ohne Sterilisation und Desinfektion) und Probekörper nach 15-maliger Sterilisation und Desinfektion mit den Probekörpern aus beiden verschiedenen Wurzelkanalverläufen aus.

Bei den verwendeten NiTi-Feilen konnten die Anforderungen an die Proben für die Untersuchung am Elektronenmikroskop bedient werden. Da die Untersuchungen grundsätzlich im Vakuum stattfinden, sind feste, vakuumverträgliche Materialien erforderlich, die im Vakuum nicht ausgasen.

Die Proben müssen leitfähig sein, um statische Potentiale zu vermeiden. Um ein Verfälschen des Ergebnisses zu verhindern, war außerdem besondere Sauberkeit anzumahnen.

Die Untersuchung von Bruchflächen (Fraktographie) analysiert die Ursache eines Materialversagens und erlaubt deren Analyse. Die Gestaltung der Bruchfläche gibt Auskunft über die Art des Bruches, welchen man anhand der sich darstellenden Strukturen erkennen und definieren kann. Die Analyse der Bruchfläche erlaubt eine Zuordnung der Materialbeschaffenheit, ist das Material duktil oder spröde gebrochen. Gleichzeitig ist die Art des Bruches zuzuordnen, ist es ein Spröbruch, ein Gewaltbruch oder ein Ermüdungs- oder Schwingungsbruch.

3.10 Auswertung der Brüche und Bruchverhalten

Unter einem Bruch versteht man die Auflösung der atomaren Bindung eines Werkstoffes durch eine Überbeanspruchung entlang einer Bruchfläche, die sich über die gesamte Werkstoffprobe hin erstreckt. Während des Bruches übersteigen die durch äußere Kräfte aufgebauten Spannungen die werkstoffspezifische Bruchspannung und die in der Bruchfläche wirkenden Bindungskräfte werden aufgehoben (Wolfgang H. Müller; TU Berlin 2001/02, Vorlesung Bruchmechanik 1).

Ein inhomogen belastetes Bauteil versagt nicht, wenn die maximale Spannung den Widerstand des Werkstoffes überschreitet, sondern später.

Lokale Spannungsüberhöhungen führen nur an Inhomogenitäten zur Rissbildung und zum Bruch, ansonsten kommt es lediglich zu einer plastischen Verformung.

3.10.1 Duktilbruch, Wabenbruch

Beim Duktilbruch oder auch Gleitbruch findet man die Bruchursache in der plastischen Verformung. Die Bruchebene oder auch Gleitebene liegt in Richtung der maximalen Schubspannung. Der

Duktil- oder Wabenbruch (Verformungswaben) ist sehr verformungsreich. Erst nach größerer plastischer Verformung kommt es zu einem langsamen Risswachstum.

Vor dem Bruch kommt es zu großen plastischen Verformungen auf der Gleitebene, die sich durch eine hohe Atomdichte auszeichnet. Die atomaren Strukturen werden aufgelöst und versetzt. Der Bruchvorgang ist sehr energieintensiv und verläuft transkristallin.

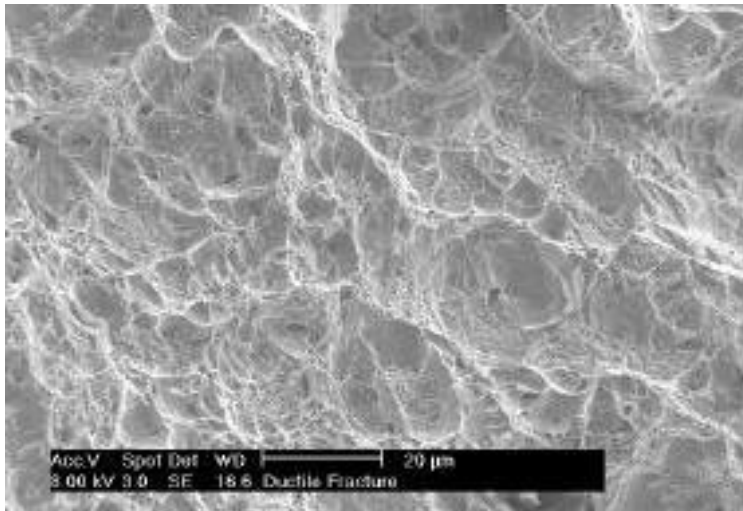


Abb. 11: Duktiler Bruch eines 0,3%igen Kohlenstoffstahls, gebrochen mit hoher Belastungsgeschwindigkeit bei 20° Celsius (Müller 2001/02; Berlin)

3.10.2 Sprödbbruch

Ein Sprödbbruch oder auch Trennbruch erfolgt ohne oder mit kaum plastischer Verformung. Die Bruchebene zeichnet sich durch eine geringe Atomdichte aus, da kaum Atombindungen zu trennen sind. Die Bruchursache sind Rissbildungen an Mikrodefekten, Energie wird bei diesem Vorgang kaum verbraucht.

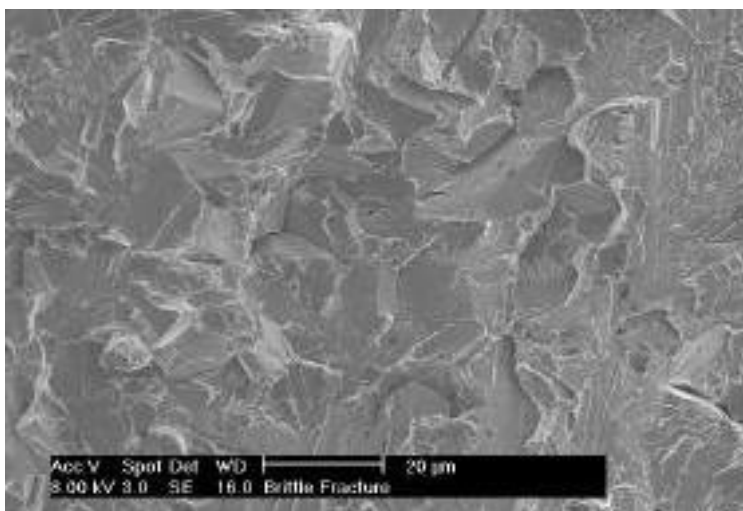


Abb. 12: Sprödbbruch eines 0,3%igen Kohlenstoffstahls, gebrochen mit hoher Belastungsgeschwindigkeit bei -190° Celsius (Müller; TU Berlin 2001/02)

3.10.3 Dauer -oder Schwingungsbruch

Ein Schwingungsbruchbruch entsteht durch eine dynamische Überbeanspruchung oder auch zyklische Belastung. Die zyklische Belastung oder auch Ermüdungsbelastung führt zum Versagen der Materialprobe, obwohl deren Werkstoffwiderstand deutlich höher liegt.

Die Wechselwirkung zwischen Werkstoffwiderstand und Ermüdungsbelastung wird durch die Schwingfestigkeit definiert. Die Schwingfestigkeit gibt an, wie hoch die Ermüdungsbelastung (Lastwechsel/Amplitude) sein darf, ohne dass es zum Bruch kommt.

Mikroplastische Deformationen führen zu einer Mikrorissbildung .Diese Mikrorisse wachsen zunächst nur langsam, man spricht von einer *stabilen Rissausbreitung* .Bleibt die Beanspruchung des Materials bestehen ,nimmt die Anzahl der Mikrorisse zu ,diese können sich zusammenlagern und es kommt zur Rissausbreitung (instabile Rissausbreitung). Dabei entstehen ring -oder kurvenförmige Liniengebilde, die bei dem zeitweisen Stillstand (Rast) der Rissausbreitung entstehen. Die so genannten *Rastlinien* sind auf den Bruchflächen mit bloßem Auge gut sichtbar.

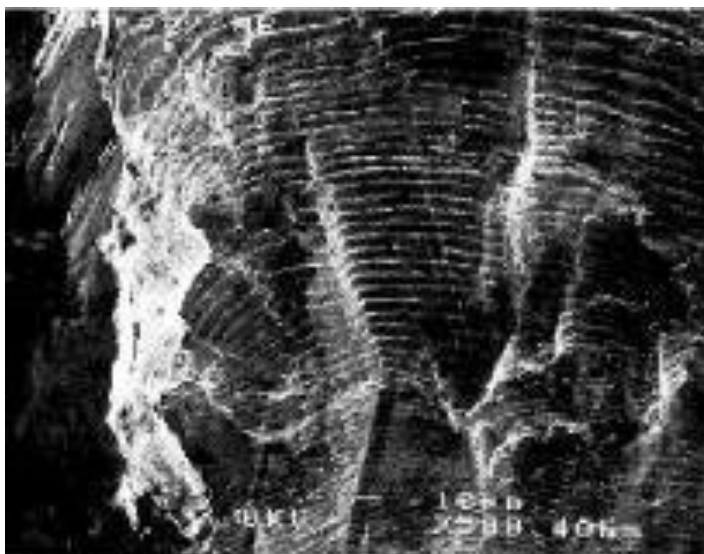


Abb. 13: Rastlinien (Müller: TU Berlin 2001-2002)

3.11 Statistische Auswertung

Die Erfassung der Messwerte und deren statistische Auswertung erfolgte in Zusammenarbeit mit der Naturwissenschaftlichen Fakultät 2 der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Institut für Physik. Der Tukey's Test und der One Way ANOVA Test wurden für die Auswertung der Versuchsergebnisse verwendet. Das Signifikanzniveau lag bei beiden Tests jeweils bei $p = 0,05$ und $p = 0,005$. Um den möglichen Einfluss der Sterilisations- und Desinfektionszyklen auf das Frakturverhalten der Mtwo-Wurzelkanalfeilen 25/06 (VDW GmbH, München, Deutschland)

nachzuweisen, wurden die Mittelwerte der einzelnen Zyklen beider artifizierender Wurzelkanalsysteme miteinander verglichen und auf Signifikanz (statistisch gesicherter Unterschied) untersucht.

Das Signifikanzniveau (Irrtumswahrscheinlichkeit = p) lag bei 5 % ($p < 0,05$). Um den Einfluss der Wurzelkanalkrümmung auf das Frakturverhalten der Mtwo NiTi-Wurzelkanalfeilen darzustellen, wurden die Messwerte der unbehandelten Feilen beider artifizierender Wurzelkanalsysteme verglichen und auf Signifikanz untersucht. Eine Irrtumswahrscheinlichkeit von $p > 0,05$ und $p < 0,005$ wurde als signifikant angesehen.

4 Ergebnisse

4.1 Statistische Auswertung

Für die statistische Auswertung der Versuchsergebnisse wurden der Test nach ANOVA $p > 0,05$; $p > 0,005$ und der Tukey's Test $p < 0,05$ angewandt.

Beim Vergleich der Frakturzeiten der nicht sterilisierten Feilen (Zyklus 0) beider artifizierender Wurzelkanäle, zeigt sich ein signifikanter Unterschied ($p < 0,001$ ANOVA). Damit hängt der Frakturzeitpunkt der nicht sterilisierten Feilen (Zyklus 0) signifikant von der Kanalkrümmung ab.

Mit dem Tukey's Test ($p < 0,05$) ergibt sich eine signifikante Abhängigkeit der Frakturzeit von der Anzahl der Sterilisationen, alle Zyklen weichen signifikant vom Zyklus 20 ab. Fazit: Die Frakturzeit der Wurzelkanalfeilen hängt von der Anzahl der Sterilisationen und Desinfektionen ab, ändert sich aber erst ab Zyklus 10 signifikant. Das bedeutet, die Hypothese, welche eine erhöhte Bruchgefahr der Wurzelkanalfeilen mit aufsteigender Anzahl der Desinfektions- und Sterilisationszyklen voraussetzte, wird bestätigt.

Allerdings erst ab dem 10. Zyklus kann eine signifikant verkürzte Haltbarkeit der NiTi-Wurzelkanalfeilen durch die Sterilisations- und Desinfektionszyklen nachgewiesen werden.

Bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse des artifizierten Wurzelkanals³ ergibt sich mit Tukey's Test ($p < 0,005$) ein signifikanter Einfluss der Sterilisation, unabhängig von der Anzahl der Zyklen. Zu dem gleichen Ergebnis kommt man ebenfalls mit dem Tukeys' Test ($p < 0,05$). Das heißt, die Bruchzeiten der Feilen zeigen eine signifikante Veränderung durch die unterschiedlichen Sterilisations- und Desinfektionszyklen. Der Einfluss von Sterilisation und Desinfektion wird durch die statistische Berechnung bestätigt, die Abhängigkeit der Bruchzeiten von den Desinfektions- und Sterilisationszyklen ist signifikant.

Bei beiden Wurzelkanalsystemen zeigen die Sterilisationszyklen größer als 10 eine signifikant verkürzte Haltbarkeit der Mtwo NiTi-Wurzelkanalfeilen.

Im Vergleich beider artifizierten Wurzelkanäle (Wurzelkanal "W"; Wurzelkanal "S") zeigt der unterschiedliche Verlauf der Kanalkrümmung einen signifikanten Einfluss auf die Belastung der Mtwo NiTi-Wurzelkanalfeilen 25/06 (VdW München, D), der sich in den Frakturzeiten bestätigt.

4.2 Versuchsergebnisse

Die Untersuchungen zum Frakturverhalten von Nickel-Titan Instrumenten in Abhängigkeit von Sterilisation und Desinfektion ergaben für die zwei verschieden ausgelegten standardisierten Wurzelkanäle ähnlich verlaufende Ergebnisse. Die Frakturzeiten der in den artifiziellen Wurzelkanälen eingebrachten 25/06 Mtwo-Wurzelkanalfeilen (VDW GmbH; München; D) reduzieren sich mit aufsteigender Anzahl der Sterilisations- und Desinfektionszyklen. Der Bruch der Feilen lag in Abhängigkeit zur Krümmung des jeweiligen artifiziellen Wurzelkanals in dem Bereich der stärksten Beanspruchung. Dieser Bereich lag für den stärker gekrümmten Wurzelkanal („S“) im unteren Drittel der Feile, beim weniger gekrümmten Wurzelkanal („W“) im oberen Drittel der Feile.

Alle Feilenbrüche liefen gemäß der entsprechenden Kanalkrümmung nach dem gleichen Muster ab (Tabelle 1, Tabelle 2). Der Zeitverlauf, welcher bis zur Fraktur der NiTi-Feilen gemessen wurde, zeigt in den ersten 4 Zyklen der beiden artifiziellen Wurzelkanäle eine gleiche Charakteristik. Im Vergleich der durchschnittlichen Bruchzeiten von Zyklus 0 (unbehandeltes Wurzelkanalinstrument) und Zyklus 1 ist ein geringfügiger Anstieg der Bruchzeiten zu verzeichnen. Bis zum Zyklus 5 nimmt die Zeit bis zum Bruch der Mtwo NiTi-Wurzelkanalfeilen geringfügig, aber signifikant ab. Erst ab dem 10. Sterilisations- und Desinfektionszyklus wurden deutliche Unterschiede in Bezug auf die Belastung des Materials, gemessen an der Bruchzeit, sichtbar (Abb. 11, Abb. 12). Die Sterilisations- und Desinfektionszyklen größer als 5 bewirken eine signifikant kürzere Haltbarkeit der Mtwo NiTi-Wurzelkanalfeilen ($p < 0,5$; $p < 0,005$).

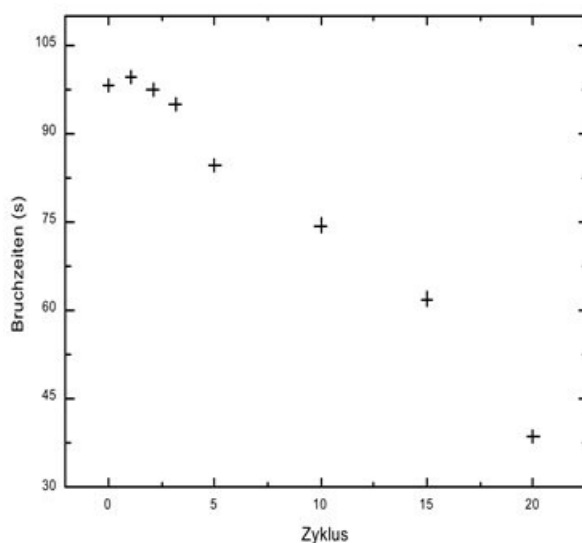


Abb. 14: Wurzelkanal „S“, Darstellung der Durchschnittsbruchzeiten

Ergebnisse

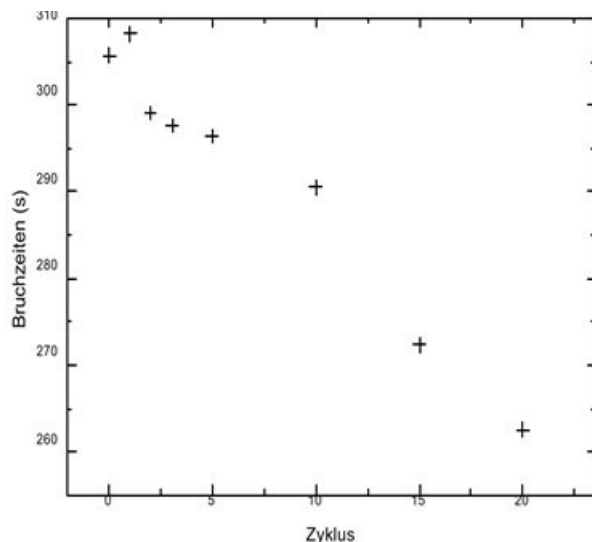


Abb. 15: Wurzelkanal „W“, Darstellung der Durchschnittsbruchzeiten

Die graphischen Darstellungen in Abbildungen 14 und 15 verdeutlichen die durchschnittlichen Bruchzeiten der Mtwo NiTi-Wurzelkanalfeilen pro Zyklus für beide künstliche Wurzelkanäle und können sehr gut gegenüberstellend verglichen werden. Der Verlauf beider Kurven, die Bruchzeiten definierend, zeigt ein ähnliches Frakturverhalten im Hinblick auf die steigenden Desinfektions- und Sterilisationszyklen.

Die Krümmung des Wurzelkanals ist ursächlich für das Frakturverhalten der NiTi-Instrumente verantwortlich und bestimmt im Vergleich der unterschiedlich gekrümmten Wurzelkanäle auch die Bruchzeiten.

Diese unterscheiden sich dramatisch in Abhängigkeit von der Kanalkrümmung, je stärker diese vorliegt, desto extremer reagiert das Material auf die erhöhte Belastung.

Vergleicht man die durchschnittlichen Frakturzeiten aller Zyklen der Versuchsreihe des künstlichen Wurzelkanal „S“, fällt die Frakturzeit von Zyklus 0 bis Zyklus 20 von 98 Sekunden auf 38 Sekunden ab. Das ist eine Reduktion von über 50%!

Der Vergleich der durchschnittlichen Frakturzeiten aller Zyklen beim künstlichen Wurzelkanal „W“ ergibt eine Reduktion von nicht einmal 20%, von 303 Sekunden auf 259 Sekunden.

Die Reduktion der Bruchzeiten mit aufsteigenden Sterilisations- und Desinfektionszyklen ist bei beiden künstlichen Wurzelkanalsystemen festzustellen, doch die Unterschiede im Hinblick auf die Frakturzeiten ist dem unterschiedlichen Verlauf der Wurzelkanalsysteme geschuldet.

Der Einfluss der Kanalkrümmung auf die Belastung und damit die Bruchsicherheit der Wurzelkanalinstrumente ist in zahlreichen Untersuchungen belegt worden (Hülsmann 2008; Hülsmann et al 2005; Hilfer et al 2011).

Und die vorliegende Untersuchung bestätigt ebenfalls infolge der Bruchzeiten eine signifikante Abhängigkeit der Haltbarkeit der NiTi-Feilen von der Kanalkrümmung im Vergleich artifizierlicher Wurzelkanal „W“ und artifizierlicher Wurzelkanal „S“ (ANOVA $p < 0,005$).

Ungeachtet dessen ist ebenfalls der Einfluss von Sterilisation und Desinfektion nachweisbar. Alle in der Untersuchung verwendeten Wurzelkanalinstrumente gingen ungeachtet der Desinfektions- und Sterilisationszyklen nur einmal in den Versuch ein. Jedes Wurzelkanalinstrument wurde den gleichen Belastungen in den zwei verschiedenen artifizierlichen Wurzelkanälen im Hinblick auf die Kanalkrümmung ausgesetzt. Der Vergleich der Bruchzeiten in den ersten vier Zyklen (0, 1, 2, 3) lässt geringe Unterschiede erkennen.

Die verwendeten NiTi-Feilen 25/06 der Firma VDW München für den 0-Zyklus wurden sterilisiert in Blistern mit jeweils 6 Instrumenten geliefert. In diesem Zustand wurden sie in die Versuche eingebracht.

Erst im Zyklus1 unterlagen die Instrumente der in der Praxis erforderlichen Desinfektion und Sterilisation. Im Vergleich zum Zyklus0 konnte in den Versuchsreihen des Zyklus1 beider artifizierlicher Wurzelkanäle ein Anstieg der Zeit bis zum Bruch der Instrumente gemessen werden.

Die Zeit bis zum Ermüdungsbruch der Instrumente ist im Zyklus1 im Vergleich zum Zyklus0 beim artifizierlichen Wurzelkanal „W“ um 1,5 Sekunden höher gemessen worden.

Die Gegenüberstellung der Ergebnisse von Zyklus0 und Zyklus1 gemessen im artifizierlichen Wurzelkanal „S“ ergibt eine erhöhte Bruchzeit von 2,5 Sekunden.

Diese Zeit erscheint nicht hoch, doch im Hinblick auf beide verschieden ausgelegten Wurzelkanäle mit ähnlichen Ergebnissen ist in dieser Zeit der Einfluss von Sterilisation und Desinfektion definiert.

Die Zeiten bis zum Bruch der NiTi-Feilen im Vergleich der Zyklen 2 und 3 weisen bei dem weniger gekrümmten Wurzelkanal „W“ einen geringen Unterschied von 1,45 Sekunden im Durchschnitt der 15 Versuchsreihen auf. Bei dem stärker gekrümmten Wurzelkanal „S“ liegt der Unterschied in den Bruchzeiten bei 2,53 Sekunden im Unterschied von Zyklus2 zu Zyklus3.

Stellt man die Zyklen1 und Zyklen5 beider artifizierlicher Wurzelkanäle vergleichend gegenüber, so kann mit einem Unterschied in der Bruchzeit von 14,73 Sekunden bei Wurzelkanalsystem „S“ und einem Unterschied in der Bruchzeit von 11,98 Sekunden bei Wurzelkanalsystem „W“ auf eine Veränderung der Materialstabilität unabhängig von der Belastung der Wurzelkanalfeilen entsprechend der Kanalkrümmung schließen (Diagramme 1 und 2).

Tabelle 1: Wurzelkanal Nr.5“S“, Bruchzeiten in Sekunden

	Zyklus 0	Zyklus 1	Zyklus 2	Zyklus 3	Zyklus 5	Zyklus 10	Zyklus 15	Zyklus 20
1	95,88	133,03	130,48	77,76	82,24	74,10	64,65	40,23
2	84,84	84,75	84,82	83,05	68,32	73,03	71,55	24,29
3	94,32	136,42	79,56	123,41	77,96	64,33	63,282	37,038
4	77,22	83,712	138,84	67,65	82,47	76,45	64,614	12,606
5	124,86	136,42	84,342	131,68	120,82	88,24	93,30	59,538
6	86,22	143,88	136,24	77,03	81,65	61,89	65,322	24,33
7	134,71	75,25	68,616	89,74	121,14	65,98	70,482	65,60
8	141,46	73,07	145,51	134,34	74,41	81,13	72,468	58,242
9	66,80	91,76	83,27	79,64	74,06	72,42	83,226	31,804
10	82,42	81,36	144,96	89,71	121,96	73,23	68,322	25,192
11	120,04	89,56	95,34	76,91	70,93	74,79	69,114	50,928
12	73,89	144,10	85,55	95,77	63,41	61,25	63,90	14,426
13	78,60	68,81	92,23	131,85	86,77	82,75	61,89	36,25
14	127,98	82,76	77,65	80,79	67,96	84,01	63,636	64,35
15	82,08	76,55	82,60	84,16	78,95	83,17	61,95	36,326
∅	98,10	99,60	97,43	94,90	84,87	74,45	61,95	38,74

Tabelle 2: Wurzelkanal Nr.3“W“, Bruchzeiten in Sekunden

	Zyklus 0	Zyklus 1	Zyklus 2	Zyklus 3	Zyklus 5	Zyklus 10	Zyklus 15	Zyklus 20
1	382,44	263,52	377,934	332,202	271,56	271,26	321,90	309,31
2	275,88	328,99	265,914	319,506	307,26	306,42	312,84	230,74
3	334,14	252,62	267,126	257,76	426,42	249,78	243,36	233,64
4	310,08	333,66	323,922	322,686	252,82	321,48	240,90	309,31
5	263,04	266,10	311,682	215,934	253,20	255,96	309,49	294,48
6	332,04	325,96	269,952	325,668	318,30	313,32	242,53	234,00
7	333,05	385,60	324,612	306,516	265,782	331,26	256,15	246,68
8	303,05	304,27	269,466	315,174	301,416	268,632	262,16	252,42
9	265,63	331,93	312,366	261,084	268,782	271,128	265,86	259,39
10	324,95	332,98	318,34	305,68	274,24	306,14	313,22	301,24
11	265,35	327,05	272,10	307,92	257,052	261,546	261,48	254,56
12	328,57	269,92	302,418	255,942	261,486	268,35	273,06	265,20
13	271,72	270,01	261,174	272,634	269,622	326,292	209,84	198,02
14	325,46	309,59	329,79	317,16	323,364	323,244	305,02	295,61
15	252,03	303,70	259,62	328,71	376,068	261,852	256,82	253,35
∅	304,49	307,06	297,756	296,304	295,086	289,416	271,17	261,50

Ergebnisse

Tabelle 3: Standardabweichung

Zyklus 0	Zyklus 1	Zyklus 2	Zyklus 3	Zyklus 5	Zyklus 10	Zyklus 15	Zyklus 20
Kanal1							
24,68	29,02	28,07	23,15	19,80	8,40	8,60	17,48
Kanal2							
37,23	36,56	34,52	34,77	49,73	29,85	32,79	33,08

Ergebnisse

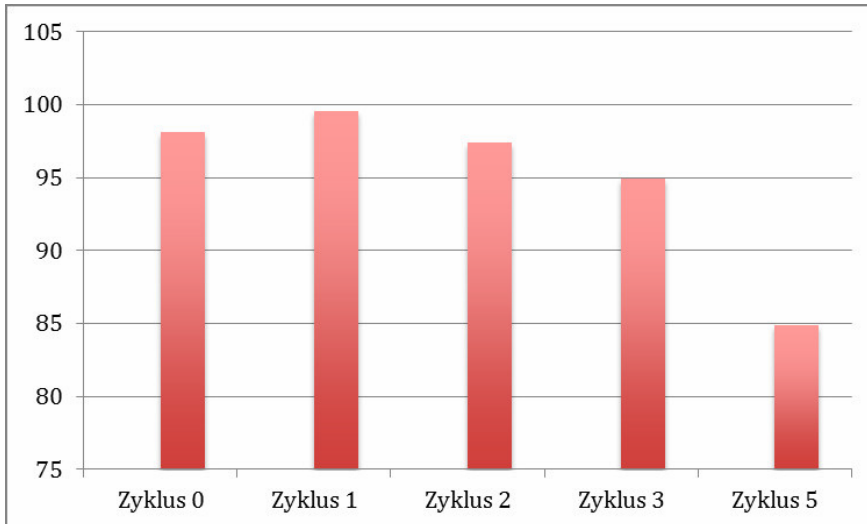


Abb. 16: Diagramm1: Wurzelkanal „S“, Zeit in Sekunden bis zum Bruch

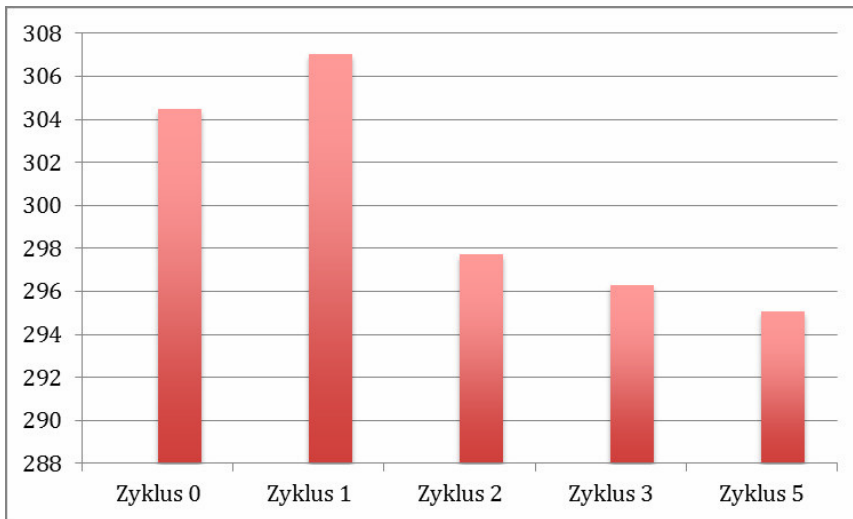


Abb. 17: Diagramm2: Wurzelkanal „W“, Zeit in Sekunden bis zum Bruch

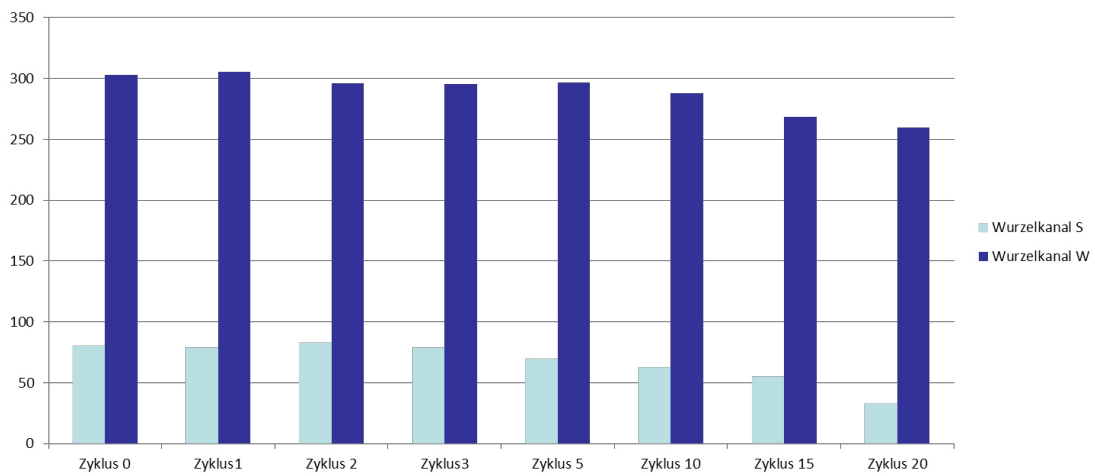


Abb. 18: Wurzelkanal „W“ und „S“, Zeit in Sekunden bis zum Bruch im Vergleich

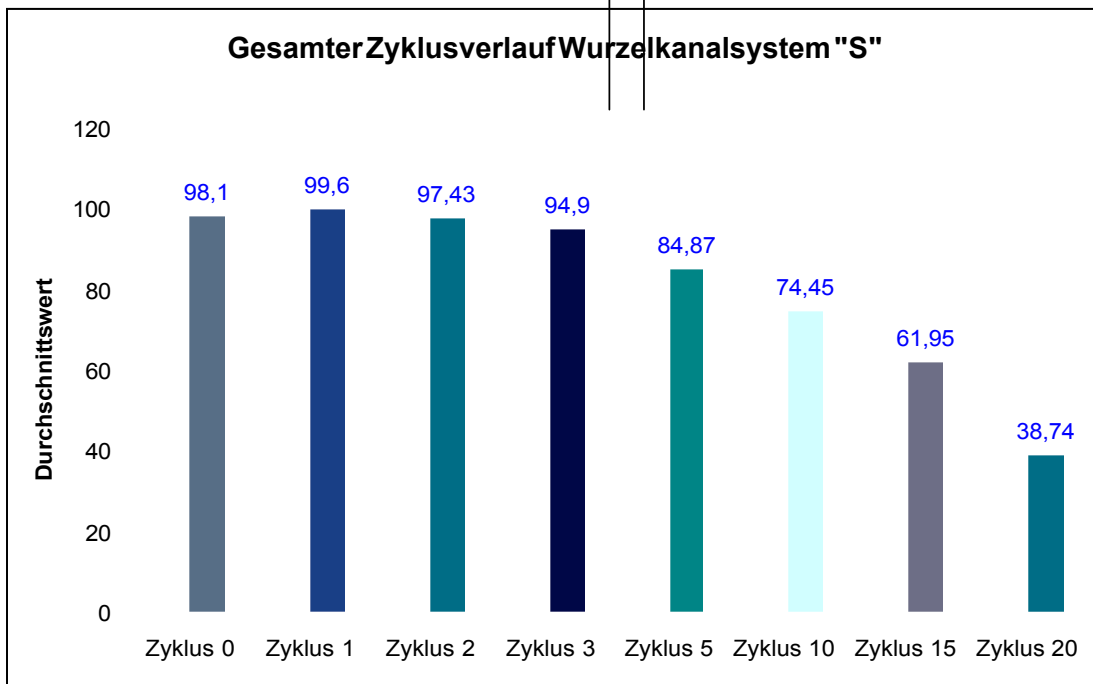


Abb. 19: Diagramm3: Wurzelkanal „S“ Gesamter Zyklenverlauf

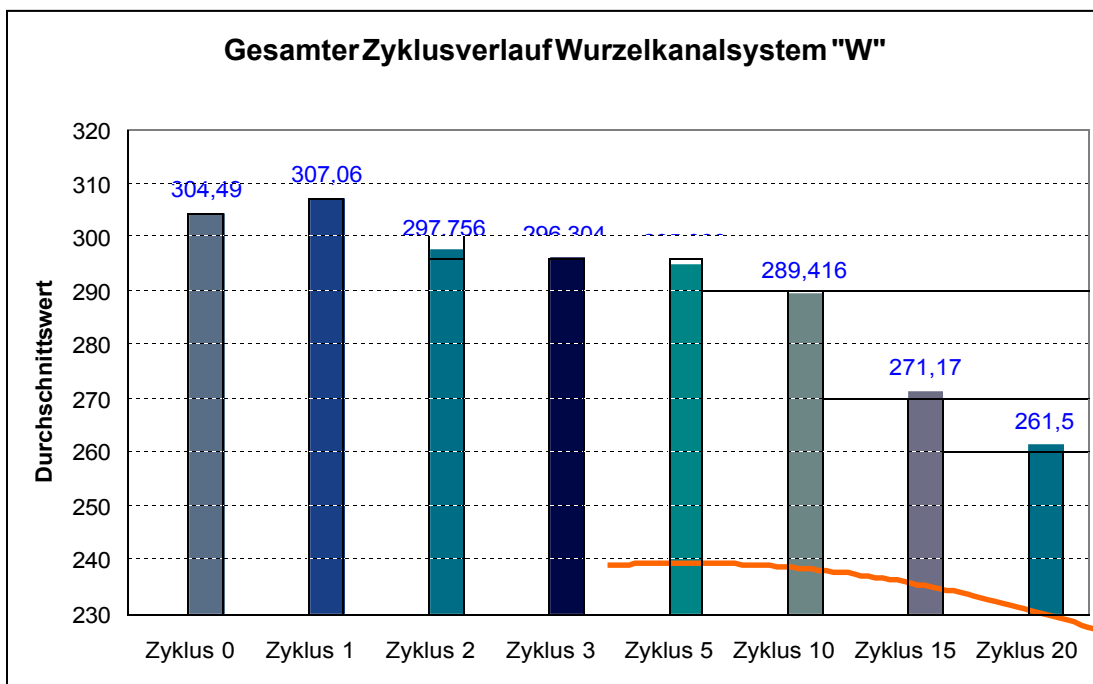


Abb. 20: Diagramm4: Wurzelkanal „W“ Gesamter Zyklenverlauf

4.3 Bruchverhalten der Mtwo NiTi-Wurzelkanalfeilen

Den Einfluss von Desinfektion und Sterilisation auf das Frakturrisiko durch einen Ermüdungsbruch bei rotierenden Wurzelkanalinstrumenten konnten die sinkenden Bruchzeiten bei steigenden Sterilisations- und Desinfektionszyklen veranschaulichen.

Veränderungen im Bruchverhalten durch die chemisch-thermischen Behandlungen der NiTi-Feilen können nur durch die Analyse der Bruchflächen nachgewiesen werden.

Für die Untersuchung des Bruchverhaltens wurden Aufnahmen mit einem Rasterelektronenmikroskop in der Technischen Universität München, Lehrstuhl für Werkstoffkunde und Werkstoffmechanik, erstellt.

Zwei Zyklen standen für die vergleichenden Aufnahmen zur Verfügung.

Zuerst die unbehandelten NiTi-Wurzelkanalfeilen aus dem Zyklus0. Dagegen standen NiTi-Wurzelkanalfeilen aus dem Zyklus15, um die Analyse zu verifizieren.

Aufnahmen wurden von der Bruchfläche des NiTi-Feilenrestes erstellt, nicht vom Bruchstück. Probenkörper aus beiden Zyklen und beiden artifiziellen Wurzelkanälen wurden in der Analyse der rasterelektronischen Aufnahmen gegenübergestellt. Für die Analyse konnten nicht alle Aufnahmen verwendet werden, da Verunreinigungen durch Schmutzpartikel die Darstellung verfälschten. Inwieweit die Verunreinigungen materialtypisch vorlagen, war nicht Gegenstand der Untersuchungen.

Die ersten sieben Bilder geben Auskunft über den Bruchvorgang der NiTi-Wurzelkanalfeilen im unbehandelten Zustand, respektive dem Zyklus0.

In beiden Übersichtsaufnahmen (Abb. 20; Abb. 21) der 0-Probekörper ist der Bruchverlauf gut nachvollziehbar. Am unteren Rand der Bilder findet man deutlich umgrenzt den Bruchausgang (Abb. 21), der großflächig von duktilen Bruchwaben umgeben ist. Die duktilen Bruchwaben (Abb.20, 21) ziehen sich großflächig bis zur Mitte der Bruchfläche. Dort werden die Bruchwaben wechselseitig durch Rastlinien abgelöst, die sich bis zum Restbruch hinziehen. Im Bereich des Restbruches verdichten sich die duktilen Bruchwaben erneut. Anteile von glatten Flächen sind sichtbar.

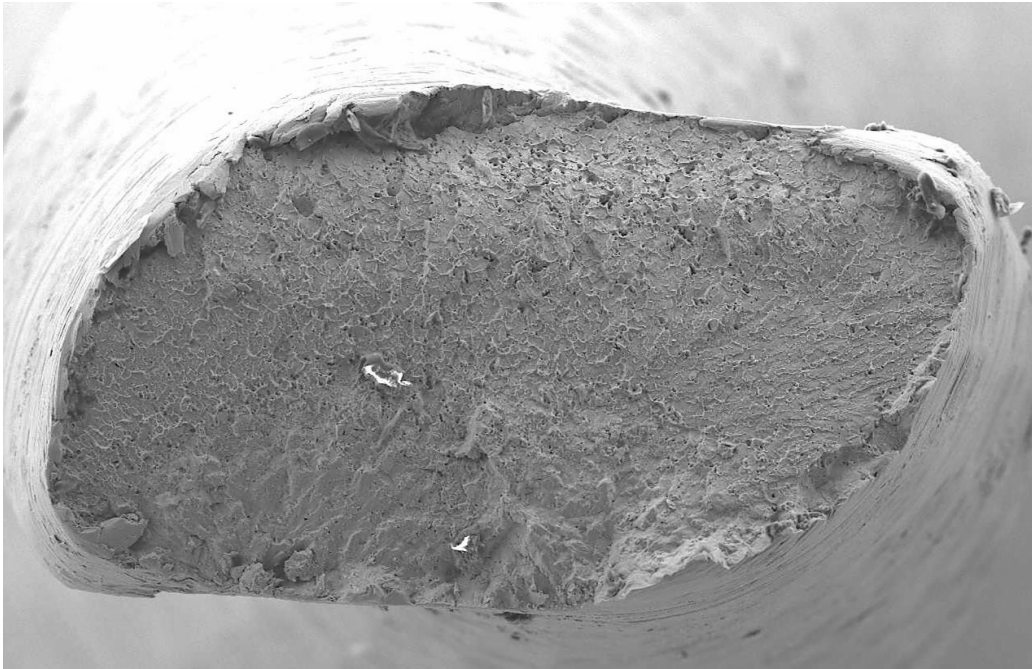


Abb. 21: Bruchübersicht, artifizielles Wurzelkanalsystem „W“; Zyklus 15 Bruchausgang untere Begrenzung, mittig

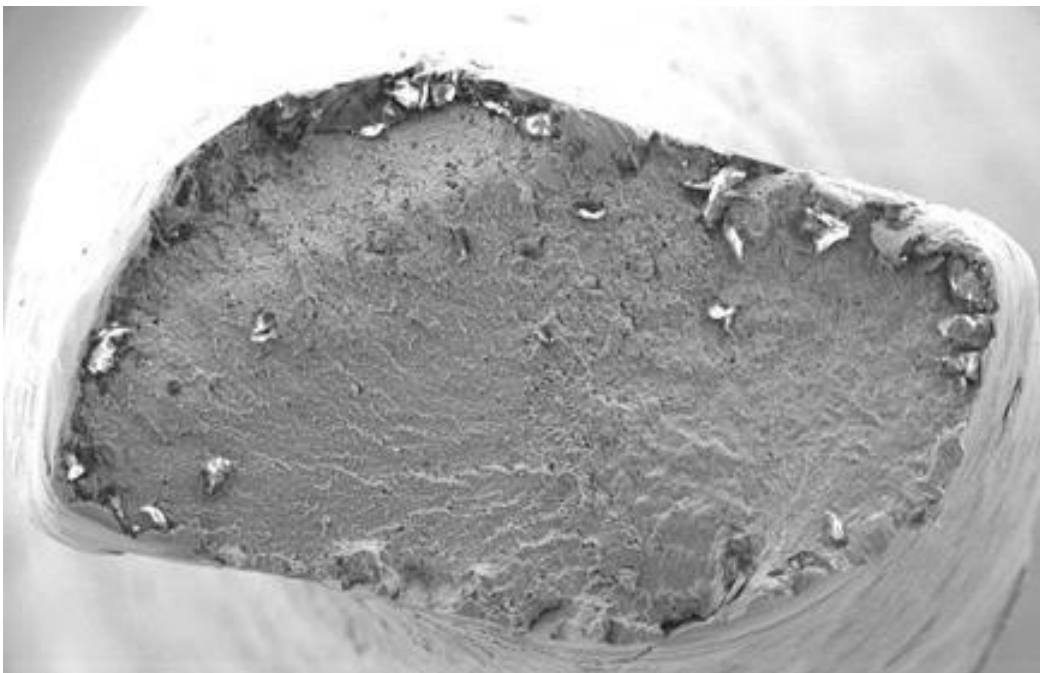


Abb. 22: Bruchübersicht artifizielles Wurzelkanalsystem „W“ ;Zyklus 0 Bruchausgang unterer Rand, mittig

Die weißen Einschlüsse auf den Übersichtsaufnahmen sind als Artefakte/ Schmutzablagerungen nicht von Bedeutung.

Die Rastlinien entstehen durch den steten Wechsel von Druck und Zug bei gleichmäßiger Belastung. Der Bruch kommt durch zuviel Kraft an einem Punkt zustande. Dieser Punkt wird durch die maximale Krümmung der entsprechenden artifiziiellen Wurzelkanäle „W“ und “S“ festgelegt.

Der Restbruch zeigt bei beiden artifiziellen Wurzelkanälen des Zyklus0 durch die Anordnung der Bruchwaben den gleichen Bruchverlauf.

Der Vergleich der Zyklus0-Aufnahmen mit denen des Zyklus15 macht einige Veränderungen sichtbar. Auf den Übersichtsaufnahmen (Abb.20; Abb.21) ist der

Anteil des Restbruches deutlich größer, während sich der Bruchausgang unverändert darstellt. Bei beiden Bruchübersichtsaufnahmen wird der Bruchausgang von einem dichten Ring von Bruchwaben umgeben, die auf einen duktilen Bruch schließen lassen. Im Gegensatz zur Aufnahme von Zyklus0 sieht man einen deutlich größeren Anteil des Restbruches bei der Aufnahme von Zyklus15.

Dies ist typisch für einen Spröd- oder Gewaltbruch und charakterisiert eine Zunahme der „Sprödigkeit“ des Materials, damit eine Veränderung der physikalischen Eigenschaften durch Sterilisation und Desinfektion.

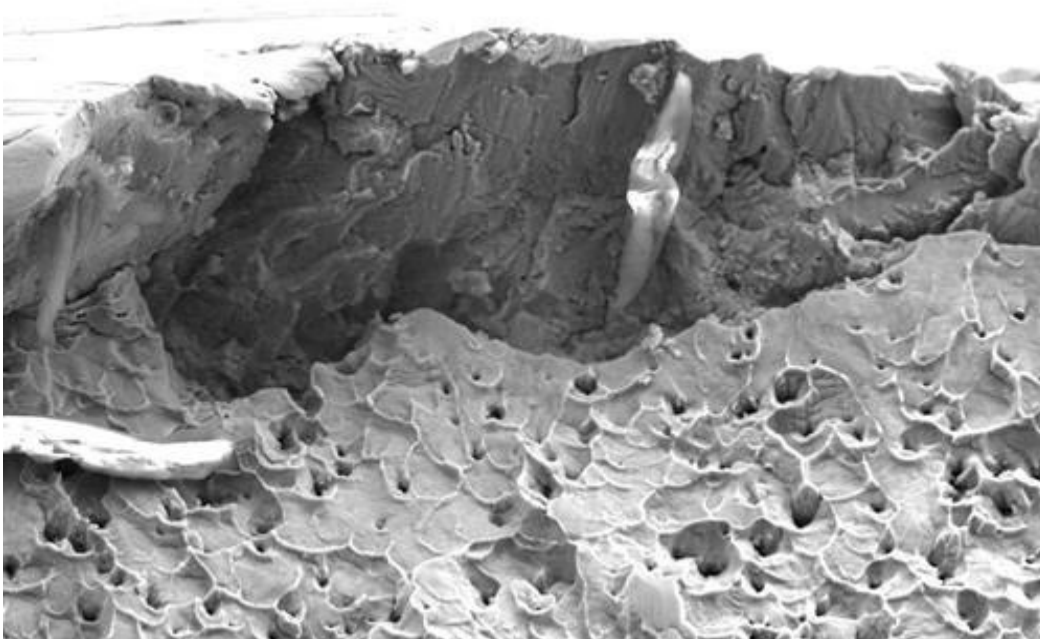


Abb. 23: Duktile Bruchwaben bis zum Rand des Restbruches, artifizielles Wurzelkanalsystem „W“, Zyklus 0

Abbildung 22; 23 zeigen deutliche Bruchwaben mit duktilen Rändern, den Bruchkanten. Der helle Rand kommt durch die Brechung der Elektronen zustande und ergibt diesen Kanteneffekt.

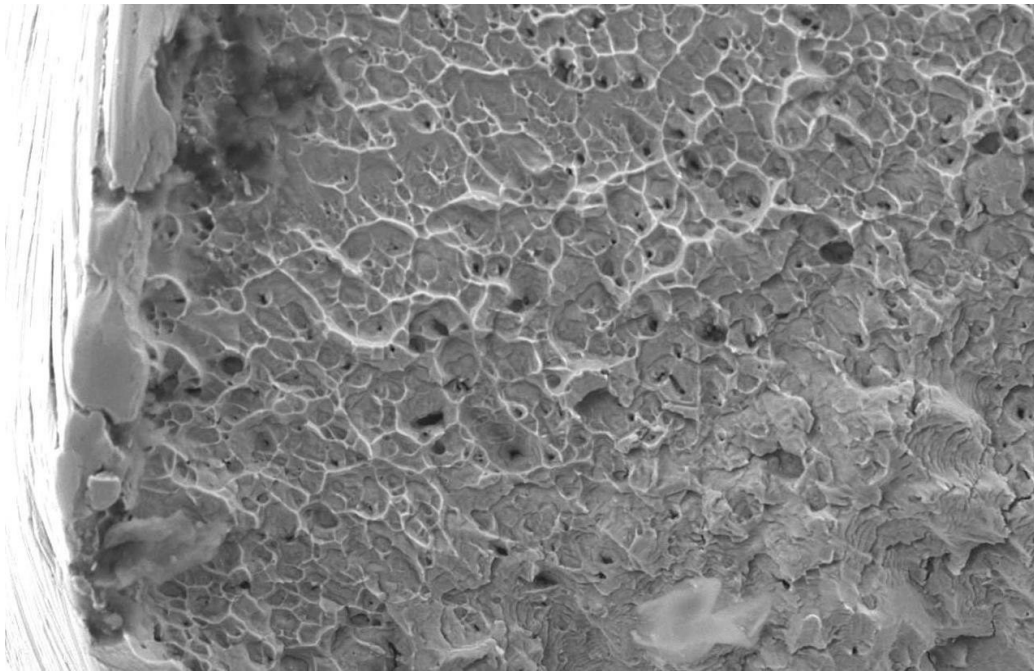


Abb. 24: Duktiler Bruchanteil ; Bruchfläche der NiTi-Mn₂O - Wurzelkanalfeile Zyklus 0

Gleichzeitig sind die Rastlinien in dichter Folge deutlich erkennbar. Diese kurvenförmigen Linien entstehen durch mikroplastische Deformationen, welche eine Rissbildung zur Folge haben und sind typisch für einen Ermüdungsbruch. Verformungswaben sind bis zum Rand des eher kleinen Restbruches sichtbar, deshalb kann davon ausgegangen werden, dass ein Dauer- oder Ermüdungsbruch vorliegt. Ein Gewaltbruch ist deutlich im Bereich des Restbruches zu erkennen.

Die Aufnahmen der Probekörper von Zyklus 15 zeigen im Vergleich zu den Aufnahmen der Probekörper von Zyklus 0 deutlichere Ermüdungserscheinungen des Materials, die an den vermehrt auftretenden Rastlinien abzulesen sind. Gleichzeitig ist der Bereich des Restbruches um ein vielfaches größer, was die Vermutung nahelegt, dass die Ermüdungsbelastung deutlich niedriger ist als die der Probekörper von Zyklus 0.

Werden die Aufnahmen im Bereich des Restbruches der Zyklen 0 und 15 (artificialer Wurzelkanal „S“) miteinander verglichen, erkennt man deutlich Bruchwaben noch im Restbruchanteil (Abb. 22, 23).

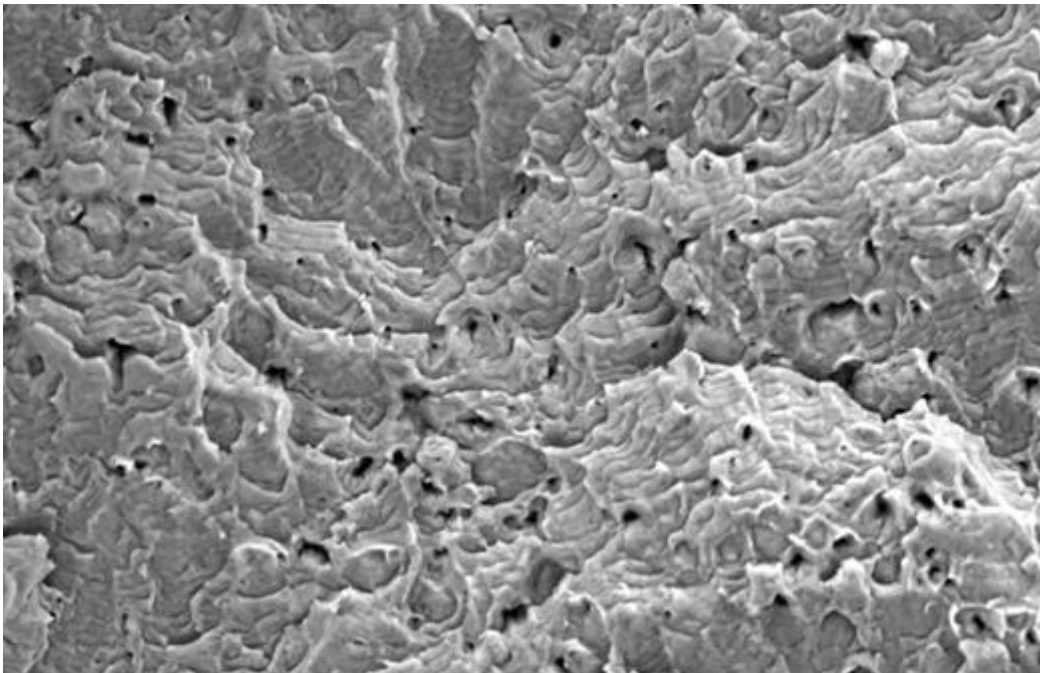


Abb. 25: Bruchwaben des Restbruches; artifizielles Wurzelkanalsystem „S“, Zyklus0

Das bedeutet, dass entsprechend der unveränderten Materialeigenschaften der NiTi--Feilen, die Elastizität derselben, für einen durchgängigen duktilen Bruch verantwortlich sind (Zyklus0, unbehandelt). Der Restbruch stellt sich, unabhängig von seiner Größe, immer als Gewaltbruch dar.

Abbildung 25 zeigt die Aufnahmen des Restbruches von Zyklus15 des artifiziellem Wurzelkanals "S". Es sind keine Verformungswaben mehr erkennbar, Rastlinien nicht durchgängig sichtbar. Eine Kombination von Ermüdungs- und Sprödbbruch ist anzunehmen.

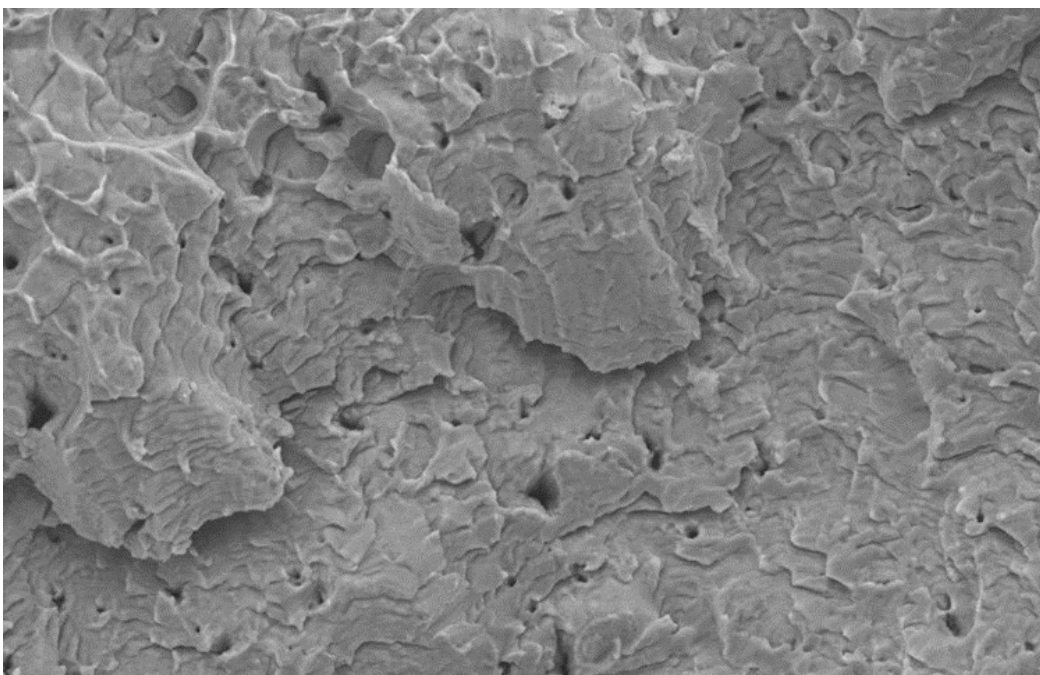


Abb. 26: Restbruch artifizielles Wurzelkanalsystem „S“, Zyklus 15

Jedes im Versuch eingebrachte, dem Zyklus entsprechend vorbehandelte NiTi-Wurzelkanalinstrument wurde ohne Drehmomentbegrenzung, ohne Bewegung im artifizierten Wurzelkanal, mit übereinstimmender Arbeitslänge, ohne Auflage, im idealen Insertionswinkel in den Kanal eingeführt und bis zum Bruch in der Kanalkonstruktion belassen. Die unterschiedlich hohen Bruchzeiten beider Kanalsysteme sind durch die unterschiedliche Krümmung definiert. Der deutliche Abfall der Bruchzeiten kann nicht nur ursächlich im Kanalverlauf liegen, da alle NiTi-Wurzelkanalfeilen nur einmal benutzt wurden und somit eine Ermüdungserscheinung des Materials durch eine mehrfache dynamische Belastung oder Überbelastung ausgeschlossen werden kann. Stellt man die Zyklen beider artifizierten Wurzelkanäle gegenüber, sieht man signifikant ein Absinken der Bruchzeiten, besonders ab dem Zyklus 5. Das lässt nur den Rückschluss zu, dass Desinfektion und Sterilisation nicht unerheblich an der Veränderung des Werkstoffwiderstandes beteiligt sind. Und damit als Faktoren bei der Bruchsicherheit von NiTi-Wurzelkanalfeilen für die rotierende Aufbereitung in der Praxis zu berücksichtigen sind. Allerdings darf man den Verlauf des Wurzelkanals nicht außer Acht lassen und sollte die Entwicklung der Bruchzeiten im Zusammenhang mit dem tatsächlichen Gebrauch in der Praxis bei einer Wurzelkanalbehandlung in vivo sehen.

Im Zusammenhang mit der Eigenschaft der Pseudoelastizität, die endodontische Instrumente aus Nickel-Titan-Legierungen auszeichnet, kann durch das Fehlen plastischer Verformungen, eine übermäßige Beanspruchung durch zyklische Ermüdung (fatigue) ebenso schwer festgestellt werden wie die Materialermüdung durch die Sterilisationszyklen.

5 Diskussion

5.1 Vergleich der Ergebnisse mit der Literatur

5.1.1 Einfluss der Sterilisation auf die Frakturanfälligkeit der NiTi-Wurzelkanalfeilen

Die technische Entwicklung in der Endodontie, besonders die Möglichkeiten der maschinellen Wurzelkanalaufbereitung mit Hilfe verschiedenster endodontischer Systeme, geben den Behandlungsstrategien viele neue Impulse. Ziel ist es, die Behandlungsmethoden zu vereinfachen und die Risiken eines Instrumentenbruchs bei der Aufbereitung der Wurzelkanäle auf ein Minimum zu reduzieren. Dieses Ziel kann nur erreicht werden, wenn die Materialbeschaffenheit der Instrumente den Praxisanforderungen, nicht nur den Behandlungsabläufen, entsprechen kann. Ein wichtiger Punkt für den Praktiker steht mit der Wirtschaftlichkeit der zur Verfügung stehenden Systeme im Raum und muss auf jeden Fall bei der Auswahl des endodontischen Behandlungskonzeptes berücksichtigt werden.

Bei den Untersuchungen zum Bruchverhalten der NiTi-Wurzelkanalfeilen 25/06 der Firma VDW München in Abhängigkeit von den Sterilisationszyklen konnte ein Anstieg der Zeit bis zum Bruch der Feile zwischen dem Zyklus 0 und dem Zyklus 1 bei beiden artifiziellen Wurzelkanalsystemen festgestellt werden. Holzner erklärt in seiner Habilitationsschrift (2002) dieses Ergebnis wie folgt: Kuhn (et al 2001) erkannte bei Untersuchungen am Elektronenmikroskop auch an neuen, ungebrauchten Nickel-Titan-Instrumenten Mikrorisse und Unregelmäßigkeiten (besonders bei Profile). Die bei wiederholten Belastungszyklen auftretenden Gitter-Defekte könnten zu einem schnelleren Wachstum der Mikrorisse führen. Durch eine thermische Behandlung der Instrumente ($>125^{\circ}\text{C}$) soll eine Reorientierung des Kristallgitters herbeigeführt werden können. Diese Erkenntnis Holzners (2002) stützt sich auf eine metallurgische Studie von Günther (1986), der auf diese Möglichkeit verwies und welche von Serene (et al 1994) ebenso wie von Pruett (et al 1997) aufgenommen wurde.

Weber (2009) definiert die Pseudoelastizität des Nitinol durch die Veränderung des austenitischen Gefüges des NiTi-Drahtes in ein spannungsinduziertes Martensit durch Belastungen. Die Entlastung des Materials führt zu einer Rückkehr in die Ausgangssituation (Memory-Effekt). Diese Phasenumwandlung bezeichnet er als eine Hysterese mit Dissipation.

Hysteresis tritt als typisches Merkmal multifunktionaler Materialien auf. Darunter ist die verzögerte Reaktion auf einen äußeren Reiz zu verstehen, egal wie langsam dieser Reiz sich ändert (Verharrungszustand). Multifunktionale Materialien zeichnen sich durch mindestens zwei der folgenden Eigenschaften aus, die miteinander in Wechselwirkung stehen. Das bedeutet, die Anregung der einen Eigenschaft ruft eine Reaktion der anderen Eigenschaft hervor. Zu diesen Eigenschaften gehören: elastische Verformbarkeit, thermische Ausdehnbarkeit, Magnetisierbarkeit oder Polarisierbarkeit (Weierstraß Institut für Angewandte Analysis u. Stochastik, Berlin).

Dissipation (lat. Zerstreuung) bezeichnet einen Vorgang in einem dynamischen System, in dem z.B. durch Reibung die Energie einer makroskopisch gerichteten Bewegung in eine andere Energieform umgewandelt wird, z.B. thermische Energie. Entscheidend für die Aufrechterhaltung einer dissipativen Struktur ist die mit den inneren Vorgängen einhergehende Energiedissipation bzw. Entropieproduktion (Schlichting 2009).

Bei Belastungen der NiTi-Wurzelkanalinstrumente, besonders in variabel gekrümmten Kanälen, kommt es im Bereich des größten Krümmungswinkels zu einer punktuellen (oder auch flächigen) Auflage, durch welche Reibungsenergie im alloplastischen Material des NiTi-Instrumentes in Wärme umgesetzt wird. Die mechanische Belastung an einem Punkt des Materials verändert durch die Umwandlung von mechanischer Energie in thermische Energie die Ausrichtung der atomaren Struktur (Austenit → Martensit). Energie wird in Form von Wärme abgegeben, denn der Energieinhalt einer Nichtgleichgewichtsstruktur bleibt im Mittel gleich. Mit dem Wegfall der Belastung kehrt das Gefüge des NiTi-Drahtes wieder in seine Ausgangsposition zurück. Die Energiebilanz zwischen innerem und äußerem System ist ausgeglichen, trotzdem kommen bei dieser Umwandlung Volumenänderungen, wenn auch minimal, vor. Das bedeutet, dass die Ausrichtung der Atome nicht unbedingt dem ursprünglichen Zustand entsprechen.

Bei der Herstellung der Nickel-Titan-Legierungen wird eine Temperatur zwischen 700° und 900°C erreicht. Diese Temperatur ist notwendig, um die Atomanordnung in der Austenitphase zu erreichen und damit die Atome im kompaktesten und regelmäßigsten Muster zu ordnen (Kubikanordnung) (Kauffman; Mayo 1993). Die ideale Temperatur für diesen Vorgang liegt bei etwa 500°C. Die Übergangstemperatur vom Martensit zum Austenit liegt zwischen 50°C bis 166°C (Jackson et al 1972). Unter diesen Temperaturen befindet sich Nitinol in der Martensitphase.

Ebihara (et al 2011) untersuchten rotierende NiTi-Wurzelkanalfeilen im Hinblick auf ihr Biegeverhalten und ihre Schneidfertigkeit nach einer die Sterilisation bei weitem übersteigenden Wärmebehandlung. K3-Feilen wurden in drei Untersuchungsgruppen jeweils bei 400°C, 450°C und 500°C für 30 min erhitzt, für die Versuche benutzte man standardisierte Kunststoffblöcke, nicht

wärmebehandelte Feilen dienten als Kontrollgruppe. Resultat der Untersuchungen der wärmebehandelten Instrumente war ein Anstieg der Flexibilität und damit ein effektiveres Arbeiten bei der Aufbereitung von gekrümmten Kanälen im Zusammenhang mit einer längeren Lebenszeit der Instrumente.

Betrachtet man in dem Zusammenhang vergleichend die Bruchzeiten bei beiden artifiziellen Wurzelkanälen (Tabelle 1, 2), so kann davon ausgegangen werden, dass die benötigte Zeit für die Aufbereitung eines Wurzelkanals *in vivo* weit darunter liegt.

Casper (et al 2011) untersuchten die Einflüsse der Sterilisation auf das Frakturverhalten und die Deformation an drei verschiedenen endodontischen Feilensystemen. Vier Sterilisationszyklen (1, 2, 3, 7) flossen in die Untersuchung ein, die Kontrollgruppe bildete der Zyklus 0. Unter den Bedingungen dieser Studie zeigten die Sterilisationszyklen keinen maßgeblichen Einfluss auf die Biegefestigkeit/Flexibilität der Feilen. Allerdings konstatierten die Untersucher eine hohe Deformation der Feilen vor dem Bruch. Eine Veränderung der Materialeigenschaften durch die Wärmebehandlung bei der Sterilisation wurde nicht ausgeschlossen. Plotino (et al. 2012) kommt nach vergleichenden Untersuchungen dreier unterschiedlicher rotierender Feilensysteme zu dem Schluss, dass wiederholte Sterilisationszyklen scheinbar keinen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften der untersuchten Feilen hätten. Sicher ist er sich mit diesem Ergebnis nicht.

Silvaggio (et al. 1997) legten ihren Versuchen drei Sterilisationszyklen (0, 1, 5, 10) zu Grunde anhand derer die Auswirkungen der Sterilisation überprüft wurde. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass allein das Autoklavieren der Instrumente die Wahrscheinlichkeit der Instrumentenfraktur nicht erhöht. In einer 4-Jahresstudie von Shehn, Coil und Haapasalo 2009 testete man NiTi-Instrumente in allen Größen und Konizitäten (ProFile, Dentsply) auf ihre Bruchfestigkeit unter klinischen Bedingungen, bei drei Anwendungen pro Instrument, Desinfektion und Sterilisation mit einbezogen. Bei dieser Studie konnte die Rolle der Aufbereitung der NiTi-Feilen im Hinblick auf die Frakturbeeinflussung vernachlässigt werden.

Hülsmann, Peters und Dummer (2005) beschreiben den Einfluss der Sterilisation auf den Frakturwiderstand als unbedeutenden Faktor.

Mize (et al 1998) konnten weder einen positiven noch einen negativen Einfluss auf die Frakturanfälligkeit der Instrumente feststellen.

Rapisarda (et al 1999) untersuchten anhand von drei Sterilisationszyklen (0, 7, 14) die veränderte Flexibilität des Materials und konstatierten anhand der Bruchfestigkeit eine Veränderung der Oberflächenstruktur eines jeden Instrumentes, nachgewiesen durch SEM-Aufnahmen.

Parashos u. Messer (2006) erscheint im Hinblick auf die Frakturkautelen der NiTi-Instrumente der Einfluss der Sterilisation eine untergeordnete Rolle zu spielen. Sie räumen aber ein, dass auch in der Literatur kein Konsens herrscht, über die Rolle der Sterilisation im Hinblick auf die Fraktur der NiTi-Instrumente.

Casper (et al 2011), Plotino (et al 2010) untersuchten anhand von verschiedenen Sterilisationszyklen, in verschiedenen Versuchsanordnungen den Einfluss der Sterilisation auf die Eigenschaften der NiTi-Feilen. Für die Autoren sind die Sterilisationszyklen ohne signifikanten Einfluss auf die Materialeigenschaften.

Für Schäfer (2002) beeinflusst weder die wiederholte Autoklavierung, noch die Desinfektion die Schneideeffizienz der NiTi-Wurzelkanalfeilen. Der Einfluss der Hygienemaßnahmen auf die Materialeigenschaften und damit die Haltbarkeit der Wurzelkanalinstrumente wurde bei den Untersuchungen nicht berücksichtigt. Ebenso zeigen die Studien von Casper (et al 2011) keine Auswirkung der Sterilisationszyklen auf die Leistungen der Instrumente, die getestet wurden.

Shen et al. (2009) sieht nicht die klinische Aufbereitung, sondern die Faktoren Behandler, die Präparationstechnik und das Instrumentendesign als Auslöser für die Frakturrate bei maschineller Aufbereitung.

Hilfer (et al. 2011) untersuchte an verschiedenen Größen von NiTi-Wurzelkanalfeilen von unterschiedlichen Aufbereitungssystemen den Einfluss multipler Sterilisationszyklen auf die Haltbarkeit der Instrumente. Die NiTi-Wurzelkanalfeilen der Größe 25/06 zeigten einen signifikant niedrigeren Widerstandswert ($p= 0,0175$) im Vergleich zur unsterilisierten Kontrollgruppe. Mit aufsteigender thermischer Behandlung sinkt der Widerstandswert in seiner Studie signifikant. Diese Ergebnisse decken sich mit den Ergebnissen meiner Studie.

King (et al. 2012) untersuchte die Auswirkungen von multiplen Sterilisationszyklen (0, 1, 3, 7) auf den Drehmoment zweier verschiedener NiTi-Feilensysteme und konnte zwischen dem 3. und 7. Sterilisationszyklus eine Reduktion der Drehkraft feststellen. King (et al. 2012), Hilfer (et al. 2011) kommen zu ähnlichen Ergebnissen in ihren Untersuchungen wie in der vorliegenden Studie. Der Einfluss der Sterilisation auf die Materialbeständigkeit der NiTi-Wurzelkanalfeilen ist belegt. Beide Autoren benutzten in ihren Untersuchungen die gleiche Größe der NiTi-Wurzelkanalfeilen (size 25, .06 taper). Rapisarda (et al. 1999) stellten ebenfalls eine Veränderung der Materialeigenschaften durch multiple Sterilisationszyklen fest. Getestet wurden ebenfalls NiTi-Feilen der Größe 25/06. Rapisarda wies einen Abfall der Frakturzeiten mit steigenden Sterilisationszyklen nach. Er erstellte ebenfalls REM- Aufnahmen von den Bruchflächen der Wurzelkanalfeilen. Die Veränderung der

Oberflächenstruktur bei der Bruchanalyse bestätigte die Veränderung der Materialbeschaffenheit durch thermische Behandlungen.

King (et al. 2012) prüfte den Einfluss von Temperaturveränderungen auf die Materialeigenschaften von rotierenden NiTi-Feilen anhand der Drehkraft. ProTaper-Feilen der Größe 25/06 wurden multiplen Sterilisationszyklen unterzogen. Zyklus 0 stand als Bezugsgröße. King (et al. 2012) gibt einen gravierenden Unterschied zwischen dem 3. und 7. Zyklus an. Die Bruchfestigkeit gemessen an den Frakturzeiten nahm rapide ab, die Frakturzeiten bestätigten dies. Das deckt sich mit den vorliegenden Untersuchungsergebnissen und hat Relevanz für die Praxis. Die untersuchten Instrumente sind in der Praxis für eine Mehrfachbenutzung vorgesehen und unter klinischen Bedingungen ist eine Aufbereitung unumgänglich.

Die Untersuchungen von King (et al. 2012, Hilfer (et al. 2011, Rapisarda (et al. 1999) bestätigen und decken die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit.

5.1.2 Einfluss der Desinfektion

Die Korrosion der NiTi-Instrumente kann einen erheblichen Einfluss auf die mechanischen Eigenschaften haben und zur Fraktur führen (Parashos et al. 2006). Diesbezüglich spielt nicht nur die Wahl der Reinigungslösung für die Instrumente eine Rolle, sondern auch der Spüllösung für die chemische Desinfektion der Wurzelkanäle. Entscheidend dürfte die Konzentration der verwandten Lösung sein (NaOCl 5%). Koch (2010) dekontaminierte mit vier verschiedenen Desinfektionslösungen, entsprechend der Herstellerangaben und den Vorgaben der WHO, NiTi-Instrumente (ProTaper®). Sowohl die Schneidleistung als auch die Fraktursicherheit der untersuchten Feilen verringerte sich im Vergleich zur Kontrollgruppe erheblich.

Shen (et al. 2009b) benutzte Alkohol zur Desinfektion im Ultraschall, Korrosionen konnten nicht nachgewiesen werden.

Die Untersuchungen von Barbosa (et al. 2007) konnten keinen Einfluss von NaOCl auf die Biegefestigkeit der Instrumente feststellen.

Linsuwanont et al. 2004 versuchten sich in der Entwicklung eines idealen Reinigungsverfahrens gebrauchter, kontaminierter Instrumente. Trotz Kombination mechanischer und chemischer Reinigung inklusive Ultraschall konnte zwar eine erheblich reduzierte biologische Kontamination festgestellt werden, aber eine vollständige Reinigung konnte nicht erreicht werden (84%). Für die absolute Dekontamination, die durchaus im Bereich des Möglichen liegt, sind aufwändige, detailgetreue Maßnahmen erforderlich.

O'Hoy et al. 2003 untersuchte im Hinblick auf Korrosion und Fraktureigenschaften den Einfluss der Reinigungsabläufe. NaOCl als Desinfektionsmittel konnte akzeptiert werden, allerdings nur maximal 10 Minuten, als Zusatz im handelsüblichen Desinfektionsbad wird es als Verursacher von Korrosionen abgelehnt.

In dieser Studie konnte anhand der REM-Aufnahmen kein Nachweis für das Auftreten einer Korrosion durch Desinfektion bzw. Sterilisation nachgewiesen werden. Im Vergleich der Aufnahmen von Zyklus 0 (unbehandelt) zum Zyklus 15 zeigten sich keine signifikanten Unterschiede.

Soyka (2011) untersuchte in seiner Dissertation das Torsionsverhalte verschiedener rotierender NiTi-Wurzelkanalsysteme und legte bei seinen Versuchsreihen mehrere Sterilisations- u. Desinfektionszyklen zugrunde.

Er kam zu dem Ergebnis, dass maßgeblich die Querschnittsfläche einen signifikanten Einfluss auf das Biege- und Frakturverhalten der rotierenden NiTi-Instrumente nimmt. Die hygienische Aufbereitung wirkt sich nach seiner Studie nicht auf die Eigenschaften der Instrumente aus.

Dass die Desinfektion explizit an der Veränderung der Materialeigenschaften der NiTi- Feilen mitwirkt, konnte in der vorliegenden Studie nicht belegt werden. Das Vorliegen einer Korrosion durch das Desinfektionsmittel konnte selbst durch die REM- Aufnahmen nicht nachgewiesen werden.

5.2 Mehrfachinstrumente versus Einmalinstrumente

In einem Interview für die DZZ 2009 nach der empfohlenen Häufigkeit der Benutzung von NiTi-Feilen in einem maschinellen endodontischen System befragt, gibt Prof. Dr. E. Schäfer eine empfehlenswerte maximale Anwendungshäufigkeit von sechs bis acht Wurzelkanälen an. Allerdings macht er diese Empfehlung von der Konfiguration der Kanäle abhängig. Bei zu starker Beanspruchung sollten die Instrumente sofort aussortiert werden.

Shen (et al. 2009a) fordert nach einer vierjährigen Studie der Defekte an NiTi-Instrumenten nach klinischem Einsatz Einmalinstrumente bei den kleinen Größen der NiTi-Feilen, da die Wahrscheinlichkeit der Deformation am größten sei. Anwender des endodontischen Systems waren hierbei ausschließlich Studenten der Zahnmedizin der Universität von Vancouver.

Eine ähnliche Studie führten Shen (et al. 2009b) an NiTi-Instrumenten durch, die 12 Monate in Praxen von Endodontiespezialisten. Die Instrumente wurden wie Einmalinstrumente genutzt und nach Gebrauch untersucht. Die Resultate der Untersuchungen manifestierten sich in der

Forderung nach der einmaligen Nutzung von rotierenden NiTi-Instrumenten, um die Bruchgefahr herabzusetzen und die Kontamination mit Prionen dauerhaft zu unterbinden. Die Aufbereitung der Instrumente, die kontroversen Diskussionen über die Auswirkungen derselben, würde wegfallen.

Inan (et al 2009) empfahlen nach ihren Studien zumindest die kleinen Größen (10/04; 15/05) der rotierenden Feilen als Einmalinstrumente zu deklarieren, da sich die Belastung der Instrumente der Bruchrate entsprechend hoch darstellte. Weber (2009) fordert als eine Möglichkeit der Begrenzung des Frakturrisikos die Verwendung von Einmalinstrumenten in gekrümmten Kanälen. Shen et al. (2009b) verweisen auf Parashos et al (2006) mit ihrer Empfehlung der Einmalinstrumente, zumindest in den kleinen Größen. „Cross-contamination“ kann damit ebenso wie Instrumentenbruch reduziert werden.

Die Autoren finden keinen Konsens in der Beantwortung dieser Frage. Allerdings könnte die maschinelle Aufbereitungstechnik nach dem reziproken System, die seit 2011 Anwendung findet (v. Stetten 2012; Yared 2010); die Einstellung zu Einmalinstrumenten revolutionieren. Für maschinelle Aufbereitung genügt eine NiTi-Feile, deren Größe durch den Gleitpfad bestimmt wird und ausreichend bis zur Füllung modelliert. Die zu verwendenden NiTi-Wurzelkanalfeilen können NICHT autoklaviert werden. Dieses reziproke System bedient alle Forderungen an eine optimale Wurzelbehandlung – in dieser Hinsicht sind sich die Autoren einig.

Die Eingangs erhobene Hypothese, eine signifikant erhöhte Bruchgefahr in Abhängigkeit der steigenden Desinfektions- und Sterilisationszyklen, welche sich negativ auf die mechanischen Eigenschaften der Ni-Ti Wurzelkanalfeilen (Mtwo-Feilensystem, VDW GmbH, München, D) auswirkt, findet sich in den Ergebnissen der Versuche bestätigt. Desinfektion und Sterilisation bleiben nicht ohne Wirkung auf die mechanischen Eigenschaften der Ni.Ti Wurzelkanalfeilen.

Die Nullhypothese, Desinfektion und Sterilisation bleiben ohne Einfluß auf die mechanischen Eigenschaften der NiTi Wurzelkanalfeilen, konnte durch die vorliegenden Untersuchungsergebnisse nicht bestätigt werden.

6 Zusammenfassung

Festzustellen, inwieweit der Sterilisations- und Desinfektionszyklus bei der Wiederaufbereitung von Nickel-Titanium Wurzelkanalfeilen 25/06 (Firma VDW München; Deutschland) einen Einfluss auf die Bruchfestigkeit der Instrumente haben könnte und damit auf die Materialeigenschaften, war Zweck der vorliegenden Untersuchungen.

In sieben Sterilisationszyklen standen jeweils 15 NiTi-Feilen 25/06 (VDW München) für zwei verschiedene Krümmungsradien aufweisende künstliche Wurzelkanäle zur Verfügung. Die speziell unter diesen Studienbedingungen erzielten Bruchzeiten der Feilen wurden als Maß für die Bruchfestigkeit herangezogen. Pro künstlichen Wurzelkanal stand als Bezugsgröße ein Zyklus(0) mit unbehandelten Feilen als Kontrollgruppe zur Verfügung.

Klinische Relevanz gaben vor allem die Zyklen 1,2,3 und 5. Bei beiden künstlichen Wurzelkanälen ergab sich eine ähnliche tendenzielle Entwicklung der Bruchzeiten mit steigender hygienischer Aufbereitung. Die unterschiedliche Höhe der Bruchzeiten war dem jeweiligen Krümmungsgrad der künstlichen Wurzelkanäle geschuldet.

Trotz einer Erhöhung der Bruchzeiten zwischen Zyklus0 und Zyklus1 konnten die Veränderungen der Bruchzeiten nicht als signifikant angesehen werden. Nach dem Zyklus10 konnte jedoch anhand der deutlich sichtbaren Reduktion der Bruchzeiten ein Rückschluss auf die Beeinflussung der mechanischen Eigenschaften gezogen werden. Dies wird von ähnlichen Untersuchungen bestätigt (Holzner 2002; Günther 1986).

Sowohl die Desinfektion (Parashos 2006; Koch 2010) als auch die Sterilisation (Rapisarda et al. 1999; Holzner 2002) sind an der Veränderung der Materialeigenschaften der NiTi- Instrumente beteiligt. Der Nachweis des Einflusses der Desinfektion ist aber umstritten und in der vorliegenden Arbeit konnten die Aussagen von Parashos 2006 und Koch 2010 nicht bestätigt werden.

Allerdings sollte die hohe Anzahl an Desinfektions- und Sterilisationszyklen dieser Untersuchungen kein Maß für die Behandlung am Patienten sein.

Die Vorteile von Einmalinstrumenten liegen klar auf der Hand, im Sinne der (Weber 2009; Inan 2009; Shen et al. 2009 a/b) Sicherheit für den Endodontologen und den Patienten. Sollte die Entscheidung für Einmalinstrumente bei der rotierenden Aufbereitung der Wurzelkanäle mit NiTi-Feilen in Frage kommen, bedeutet dies auch ein Wegfall von Zeit für die hygienische Aufbereitung der Instrumente inklusive der notwendigen Dokumentation, die anderweitig genutzt werden kann.

Anhand der Versuche und der damit verbundenen Auswertung der Ergebnisse in der vorliegenden Arbeit kann eine Mehrfachverwendung der Mtwo NiTi-Wurzelkanalfeilen VDW München unbedingt zugestimmt werden. Fast unbeeindruckt von den ersten vier Desinfektions- und Sterilisationszyklen im Hinblick auf die Veränderung der Materialeigenschaften dürften drei Benutzungszyklen unbedenklich sein. Dem Behandler ist es jedoch überlassen, den Benutzungszyklus zu erweitern. Allerdings sollte die Überprüfung der Instrumente sehr sorgfältig vorgenommen werden und der Focus sollte stets auf den Krümmungsradius des zu behandelnden Wurzelkanals gerichtet sein.

Die Entscheidung für Einmalinstrumente, Mehrfachinstrumente oder die Hybridtechnik bei der maschinellen Wurzelkanalaufbereitung sollte jedoch im Ermessen des Behandlers in Verbindung mit seinen manuellen Fähigkeiten liegen. Und trotz aller Vereinfachung der Techniken verbunden mit mehr Sicherheit, sollte Grundlage jeder endodontischen Behandlung eine fundierte Ausbildung und ausreichend Übung sein. (Shen 2009a/b; Gambarini 2001; Parashos 2006; Hülsmann 2013).

7 Literaturverzeichnis

Ahlquist M, Franzen O, Coffey J, Pashley D. Dental pain evoked by hydrostatic pressures applied to exposed dentin in man: a test of hydrodynamic theory of dentin sensitivity. *J Endod* 1994; 20:130-134.

Al-Sudani D, Grande NM, Plotino G, Pompa G, Di Carlo S, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic Fatigue of Nickel-Titanium Rotary Instruments in a Double (S-shaped) Simulated Curvature. *J Endod* 2012; 38(7): 987-989.

Alt KW, Türp JC. Die Evolution der Zähne. Quintessenz Verlag; 1997

Arias A, Perez-Higueras JJ, de la Macorra J. Differences in Cyclic Fatigue Resistance at Apical and Coronal Levels of Reciproc and WaveOne New Files. *J Endod* 2012; 38(9): 1244-1248.

Awawdeh L, Lundy FT. Quantitative analysis of substance P, neurokinin A and calcitonin gene-related peptide in pulp tissue from painful and healthy human teeth. *J Endod* 2002; 35(1): 30-36.

Baumann MA, Beer R. Farbatlanten der Zahnmedizin. Endodontologie. 2. Auflage, Thieme Verlag Stuttgart. New York; 2008

Barbosa F, Ponciano J, Arayo MC. Influence of sodium hypochlorite on mechanical properties of K3 nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2007; 33(8): 982-5.

Bergmans L, Van Cleynenbreugel J, Wevers M, Lambrechts P. Mechanical root canal preparation with NiTi rotary instruments: rationale, performance and safety. Status report for the Am J Dent. *Am J Dent* 2001; 14: 324-333.

Berutti E, Chiandussi G, Paolino DS, Scotti N, Cantatore G, Castelucci A, Pasqualini D. Canal Shaping with WaveOne Primary Reciprocating Files and ProTaper System: A Comparative Study. *J Endod* 2012; 38(4): 505-509.

Beus C, Safavi K, Stratton J, Kaufman B. Comparison of the Effect of Two Endodontic Irrigation Protocols on the Elimination of Bacteria from Root Canal System: A Prospective, Randomized Clinical Trial. *J Endod* 2012; 38(11): 1479-1483.

Bhagabati N, Yadav S, Talwar S. An In Vitro Cyclic Fatigue Analysis of Different Endodontic Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod* 2012; 38(4): 515-518.

Braun A, Schnittlöffel ME, Frentzen M. Wurzelkanalbegradigung durch die Aufbereitung mit rotierenden NiTi-Systemen. *Dtsch ZZ* 2003; 58: 42-45.

Burroughs JR, Bergeron BE, Roberts MD, Hagan JL, Himel VT. Shaping ability of three nickel-titanium endodontic file systems in simulated S-shaped root canals. *J Endod* 2012; 38(12): 1618-1621.

Byers MR, Taylor PE. Effect of sensory denervation on the response of rat molar pulp to exposure injury. *J Dent Res* 1993; 72(3): 613-618

Byers MR, Suzuki H. Dental neuroplasticity, neuropulpal interactions and nerve regeneration. *Microsc Res Tech* 2003; 60(5): 503-515.

Casper RB, Roberts HW, Roberts MD, Himel VT, Bergeron BE. Comparison of autoklaving effects on torsional deformation and fracture resistance of three innovative endodontic file systems. *J Endod* 2011; 37(11): 1572-1575.

Castello-Escriba R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Roman-Richon S, Faus-Llacer V. In Vitro Comparison of Cyclic Fatigue Resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files. *J Endod* 2012; 38(11): 1521-1524.

Celik D, Tasdemir T, Kürsat E. Comparison of influence of different manufacturing methods on the cleaning efficiency of rotary nickel-titanium files. *Microsc res tech*. 2013; 76(3): 231-236.

Charoenlarp P, Wanachantararak S, Vongsavan N, Matthews B. Pain and the rate of dentinal fluid flow produced by hydrostatic pressure Stimulation of exposed dentine in man. *Ach Oral Biol* 2007

Cheung GS, Peng B, Bian Z, Shen Y, Darwell BW. Defects in ProTaper S1 instruments after clinical use: fractographic examination. *Int Endod J* 2005; 38(11): 802-809.

Cheung GS, Zhang EW, Zheng YF. A numerical method for predicting the bending fatigue life of NiTi and stainless steel root canal instruments. *Int Endod J* 2011; 44: 357-361.

Daugherty DW, Gound TG, Comer TL. Comparison of fracture rate, deformation rate and efficiency between rotary endodontic instruments driven at 150 rpm and 350 rpm. *J Endod* 2001; 27(2): 93-95.

Dieter G. *Mechanical metallurgie*. 3. Aufl. New York: McGraw-Hill: 1986; 119, 138, 185-188, 382-387, 394.

Ebihara A, Yakata Y, Miyara K, Nakono K, Hayashi Y, Suda H. Heat treatment of nickel-titanium rotary endodontic instruments: effect on bending properties and shaping abilities. *Intern Endod J* 2011; 44: 843-849.

Eriksen HM, Kirkewang LL, Petersson K. Endodontic epidemiology and treatment outcome: general considerations. *Endodontic Topics* 2002; 2: 1-9.

Foschi F, Nucci C, Montebugnoli L, Marchionni S, Malagnino VA, Prati C. SEM evaluation of canal wall dentine following use of Mtwo and ProTaper NiTi rotary instruments. *Intern Endod J* 2004; 37: 832-839.

Gambarini G. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after prolonged clinical use. *Int Endod J* 2001; 34(5): 386-389.

Gambarini G. Rationale for the use of low-torque endodontic motors in root canal instrumentation. *Endod Dent Traumatol* 2000; 16(3): 95-100.

Gambarini G, Plotino G, Grande NM, Al-Sudahi D, DeLuca M, Testarelli L. Mechanical properties of nickel-titanium rotary instruments produced with a new factoring technique. *Intern Endod J* 2011; 44: 337-341.

Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M. *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*. 3. Aufl. Thieme Verlag Stuttgart-New York; 2005

Garcia M, Duran-Sindreu F, Mercade M, Bueno R, Roig M. A Comparison of Apical Transportation between ProFile and RaCe Rotary Instruments. *J Endod* 2012; 38(7): 990-992.

Gluskin AH, Brown DC, Buchanan LS. A reconstructed computerized tomographic comparison of NiTi-rotary GT files versus traditional instruments in canals shaped by novice operators. *Int Endod J* 2001; 34: 476-484.

Gutmann JL, Gao Y. Alteration in the inherent metallic and surface properties of nickel-titanium root canal instruments to enhance performance, durability and safety: a focused review. *Int Endod J* 2011; 37(11): 15-20.

Gyorfi A, Fazekas A. Problems with working length determination during endodontic therapy. *Fogory SZ* 2006; 99: 153-159.

Hashem AAR, Ghoneim AG, Lutfy RA, Foda MY, Omar GAF. Geometric Analysis of Root Canals Prepared by Four Rotary NiTi Shaping Systems. *J Endod* 2012; 38(7): 996-1000.

Heidemann D. Die Wurzelfüllung-manuell-maschinell. *Dtsch ZZ* 1989; 44: 414-416.

Heidemann D. *Endodontie: Praxis der Zahnheilkunde*. 3. Auflage, Urban&Fischer Verlag, München-Jena; 2003

Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 5.Aufl. Deutscher Zahnärzte Verlag Köln; 2010

Heyeraas K. Pulpal hemodynamics and intestinal fluid pressure: Balance of transmikrovascular fluid transport. J Endod 1989; 15: 468-472.

Heyeraas K, Kvinnsland J. Tissue pressure and blood flow in pulpal inflammation. Proc Finn Dent Soc 1992; 88(1): 393-401.

Heyeraas K, Sveen O, Mjör I. Die Entzündung der Pulpa und ihre Folgen. Endodontie 2003; 12: 127-144.

Hilfer PB, Bergeron BE, Mayerchah MJ, Roberts HW, Jeansohne BG. Multiple autoclave cycle effects on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary files produced by new manufacturing methods. J Endod 2011; 37(1): 72-74.

Hussne P, Braga C, Berbert FL, Buono V, Balia M. Flexibility and torsional resistance of three nickel-titanium retreatment instrument systems. Int Endod J 2011; 44: 731-738.

Hülsmann M. Die Aufbereitung des Wurzelkanals. In Heidemann D (Hrsg) Endodontie. Praxis der Zahnheilkunde Band3; Verlag Urban&Fischer München 2001

Hülsmann M. Die maschinelle Aufbereitung des Wurzelkanals. In ADW (Hrsg.) Endodontie. Hauser-Verlag München 1993

Hülsmann M. Die Wurzelkanalpräparation- Manuell oder maschinell. Hessisch.Zahnärztl. Magazin April 2002; 18-27.

Hülsmann M. Endodontie. Checklisten der Zahnmedizin; Thieme Verlag Stuttgart; 2008

Hülsmann M. Entwicklung einer Methodik zur standardisierten Überprüfung verschiedener Aufbereitungsparameter und vergleichende in- vitro- Untersuchung unterschiedlicher Systeme zur maschinellen Wurzelkanalaufbereitung. Quintessenz Verlag, Berlin 2000

Hülsmann M (Hrsg.). Wurzelkanalaufbereitung mit Nickel-Titan-Instrumenten. Quintessenz Verlags- GmbH, Berlin; 2002

Hülsmann M. Zur Geschichte der Wurzelkanalaufbereitung. Endodontie 1997; 5: 97-112.

Hülsmann M, Peters OA, Dummer PMH. Mechanical preparation of root canals: shaping goals, techniques and means. Endod Topics 2005; 10: 30-76.

Hülsmann M, Versümer J. Die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung mit Nickel-Titan-Instrumenten- Eine Übersicht der aktuellen Literatur. Dtsch. Zahnärztekalendar 1999, Hauser-Verlag München 1999

Ihan U, Gonulol N. Deformation and fracture of two rotary nickel-titanium instruments after clinical use. J Endod 2009; 35 (10): 1396-1399.

Jackson CM, Wagner HJ, Wasilewski RJ. 55- Nitinol- The alloy with a memory: 1st Physical Metallurgy, Properties and Applications: A Report. Washington: NASA 1972

Johnson E, Lloyd A, Kuttler S, Namerow K. Comparison between a Novel on the Cyclic Fatigue Life of ProFile 25/04 Rotary instruments. J Endod 2008; 34 (11): 1406-1409.

Joyce AP, Loushine RJ, West LA, Runyan DA, Cameron SM. Photoelastic comparison of stress included by using Stainless steel versus nickel-titanium spreaders in vitro. J Endod 1998; 24: 714-715.

Kauffman G, Mayo J. Memory Metal. Chem. Matters Okt. 1993; 4-7.

Kim HC, Kwah SW, Cheung GS, KO DH, Cheung SM, Lee W. Cyclic fatigue and Torsional Resistance of two New Nickel- Titanium- Instruments Used in Reciprocation Motion: Reciproce Versus Wave One. J Endod 2012; 38 (4): 541-544.

Kim YJ, Cheung GSP, Park SH, Ko DC, Kim JW, Kim HC. Effect from cyclic fatigue of Nickel-Titanium Rotary Files on Torsional residence. J Endod 2012; 38 (4): 527-530.

Koch A. The influence of prion decontamination protocols on the cutting efficiency and fracture resistance of nickel- titanium files from the ProTaper system. Archiv. Uni Marburg Diss. 2010

Kohlbach W. Deskriptive Anatomie. Quintessenz Verlag; 2007

Kostbahn W. Retrospektive Auswertung in einer endodontischen Privatpraxis behandelter Patienten. Inaug. Diss., Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Universität Würzburg, Prof. Dr. med. dent. B. Klaiber; 2005

Linsuwanout P, Parashos P, Messer HH. Cleaning of rotary Nickel- Titanium endodontic instruments. Int Endod J 2004; 37(1): 19-28.

Luzi A, Forner L, Almehar A, Llana C. Mikrostruktur alterations of rotary files after multiple simulated operative procedures. Med Oral Pathol Oral Cir Bucal. Jul 1 2010; 15(4): 658-662.

Mize SB, Clement DJ, Pruett JP, Carness DL. Effect of Sterilisation on cyclic fatigue of rotary nickel- titanium endodontic instruments. J Endod 1998; 24: 843-847.

Musikant BL, Deutsch AS. Das SafeSider- Verfahren- Endodontie sicher und zuverlässig. Zahn Prax2008; 11(4): 100-102.

Müller B. Neue Entwicklungen bei der Wurzelkanalaufbereitung: die neue Generation von NiTi-Feilen. Dentalzeitung2012;01:42-44.

Müller W.H. Bruchmechanik 1 Eine Vorlesung über die Grundlagen der linear -elastischen Bruchmechanik nach einem Manuskript von J. Oelschenski und W. Brocks Technische Universität Berlin, Institut für Mechanik; WS2001/02.

Nair PN, Henry S, Cano V, Vera J. Mikrobial status of apical root canal system of human mandibular first molars with primary apical periodontitis after „one visit“ endodontic treatment. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2005; 99: 231-51.

Narhi M, Jyvasjarvi E, Virtanen A, Huopaniemi T, Ngassapa D, Hirvonen T. Role of intradental A- and C- type nerve fibres in dental pain mechanisms. Proc Finn Dent Soc 1992; 88: 507-516.

O'Hoy PJ, Messer HH, Palamara JE. The effect of cleaning procedures on fracture properties and corrosion of NiTi files. Int Endod J 2003; 36(11): 724-732.

Paiva S, Siqueira JF, Rocas IN, Carmo FL, Ferreira DC, Curvelo JA, Soares R, Rosado A. Supplementing the Antimicrobial Effects of Chemomechanical Debridement with Either Passive Ultrasonic Irrigation or a Final Rinse with Chlorhexidine: A Clinical Study. J Endod 2012; 38(9): 1202-1206.

Papenhoff J. Untersuchung der Odontoblastenfunktion nach systemischer neonataler Capsaicinapplikation. Med.Diss. Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf, Westdeutsche Kieferklinik, Poliklinik für Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde; 2007

Pashley DH, Pashley EL. Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American Journal of Dentistry. Am J Dent 1991; 4: 5-9.

Parashos P, Gordon J, Messer HH. Factors influencing defects of Rotary Nickel- Titanium Endodontic Instruments after Clinical Use. J Endod 2004; 30(10): 722- 725.

Parashos P, Messer HH. Questionnaire survey on the use of rotary nickel- titanium endodontic instruments by Australian dentists. Int Endod J 2004; 37(4): 249-259.

Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. American J of Endod 2006; 11: 1031-1041.

Parino V, Biedma BM, Liebana CR, Cantatore G, Bahillo JG. The Influence of a Manual Glide Path on the Separation Rate of NiTi Rotary Instruments. *J Endod* 2005; 31(2): 114-116.

Pashley DH, Liewehr FR. *Structure and Functions of the Dentin Pulp Complex. Pathways of the Pulp.* Cohen and Hargreaves, St. Louis, Mosby: 2006; 460-513.

Peters OA. Current Challenges and Concepts in the Root Canal System: A Review. *J Endod* 2004; 30: 559-567.

Peters OA, Laib A, Goring TN, Barbakow F. Changes in root canal geometry after preparation assessed by high-resolution computer tomography. *J Endod* 2001; 27: 1-6.

Peters OA, Peters CJ, Schönenberger K, Barbakow F. ProTaper rotary root canal preparation: assessment of torque and force in relation to canal anatomy. *Int Endod J* 2003; 36: 93-99.

Pettiette M, Deldko E, Trope M. Evaluation of success rate of endodontic treatment performed by dental students with stainless steel K-files and Nickel-Titanium hand files. *J Endod* 2001; 27: 124-127.

Pettiette M, Metzger Z, Trope M. Procedural errors by undergraduate students with the use of K-files vs. NiTi-files. *J Endod* 1997; 23: 270 Abstract PR 14.

Pirani C, Cirulli PP, Chersoni S, Micele L, Ruggeri O, Prati C. Cyclic Fatigue Testing and Metallographic Analysis of Nickel-Titanium Rotary Instruments. *J Endod* 2011; 37(7): 1013-1016.

Plotino G, Costanzo A, Grande NM, Petrovic R, Testarelli L, Gambarini G. Experimental evaluation on the influence of autoclave sterilization on the cyclic fatigue of new nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2012; 38(2): 222-225.

Plotino G, Grande NM, Melo MC, Bahia MG, Testarelli L, Gambarini G. Cyclic fatigue of NiTi rotary instruments in a simulated apical abrupt curvature. *Int Endod J* 2010; 43: 226-230.

Pruett JP, Clement DJ, Carnes Ir DL. Cyclic fatigue testing of nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1997; 23: 77-85.

Rapisarda E, Bonaccorso A, Tripi TR, Condorelli GG. Effect of sterilization on the cutting efficiency of rotary nickel-titanium endodontic files. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* 1999; 88(3): 343-347.

Roane, Sabala, Duncan. The „balance force“ concept of instrumentation of curved canals. *J Endod* 1985; 11: 203-211.

Rödig T, Hülsmann M, Nordmeyer S, Drebenstedt S. Grundlagen der modernen Endodontie. Spitta Verlag GmbH; 2009.

Sagsen B, Üstün Y, Aslan T, Canakci BC. The Effect of Peracetic Acid on Removing Calcium Hydroxide from Root Canals. J endod 2012; 38(9): 1197-1201.

Sattapan B, Nervo GJ, Palamara JE, Messer HH. Defects in rotary nickel- titanium files after clinical use. J Endod 2000; 26(3): 161-165.

Sauerwein E. Zahnerhaltungskunde. Thieme Verlag Stuttgart- New York 1985.

Serene TP, Adams JD, Saxena A. Nickel-titanium instruments: applications in endodontics. St.Louis: Ishiyalen Eurotechnica Inc.; 1994.

Shen Y, Coil JM, Mclean A, Hemerling DL, Haapasalo M. Defects in nickel- titanium instruments after clinical use. Part 5: Single use from endodontic specialty practices. Americ Ass Endod 2009b; 10: 1363-1366.

Shen Y, Haapasalo M, Cheung GS, Plug B. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 1: Relationship between observed imperfections and factors leading to such defects in a cohort study. J Endod 2009c; 35(1): 129-132.

Shimkawa DA, Marshall GW, Gu L, Marshall SJ. Microstructure of primory tooth dentin. Pediatr Dent 1999; 21: 439-444.

Silvaggio J, Hicks ML. Effect of heat sterilization on the torsional properties of rotary nickel- titanium endodontic files. J Endod 1997; 23(12): 731-734.

Sonntag D, Klocke A. Einmal- vs. Mehrfachgebrauch endodontischer Instrumente. J Endod 2011; 5(6): 549-563.

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

Sonntag D, von Abendroth N, Stachniss V. Wurzelkanalaufbereitung mit NiTi-Flexmaster- und M-File- Instrumenten. Dtsch. ZZ 2005; 60: 268-274.

Soyha CM. Torsionsverhalten von rotierenden Nickel- Titan- Wurzelkanalinstrumenten in Abhängigkeit vom Instrumentenquerschnitt: Mtwo- versus un- und PVD- beschichtete Easy Shape- Instrumente. Diss. Münstr; 2011.

Svec TA, Powers JM. The deterioration of rotary nickel- titanium files under controlled conditions. J Endod 2002; 28(2): 105-107.

- Stock C, Walker R, Gulavivala K. Endodontie. Elsevier GmbH, Urban & Fischer, München; 2005.
- Schäfer E. Effect of sterilization on the cutting efficiency of pvd-coated nickel-titanium endodontic instruments. *Int Endod J* 2002; 35(10): 867-872.
- Schäfer E. Irrigation of the root canal. *Endodontic Practice Today* 2007; 1: 11-28.
- Schäfer E. Manuelle versus maschinelle Wurzelkanalaufbereitung: das richtige Instrumentenmanagement. *DZZ* 2009; 64(11): 650-653.
- Schäfer E, Erler M, Dammaschke T. Comparative Study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 1. Shaping ability in simulated curved canals. *Int Endod J* 2006; 39: 196-202.
- Schäfer E, Erler M, Dammaschke T. Comparative Study on the shaping ability and cleaning efficiency of rotary Mtwo instruments. Part 2. Cleaning effectiveness and shaping ability in curved canals of extracted teeth. *Int Endod J* 2006; 39: 203-212.
- Schäfer E, Schulz-Bongert U, Tulus G. Comparison of Hand Stainless Steel and Nickel-Titanium Rotary Instrumentation: a Clinical Study. *J Endod* 2004; 30(6): 432-435.
- Schlichting HJ. Von der Dissipation zur Dissipativen Struktur. *Praxis der Naturwissenschaften/Physik* 2000; 49/2: 12-16.
- Schroeder H. Orale Strukturbiologie. Thieme Verlag Stuttgart; 1992.
- Tepel J. Experimentelle Untersuchungen zur maschinellen Wurzelkanalaufbereitung. Habilitationsschriften der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Quintessenzverlag Berlin; 2000.
- Thompson S.A. An overview of nickel-titanium alloys used in dentistry. *Inter Endod J* 2000; 33: 297-310.
- Torneck L. Dentin-Pulp complex. *Oral Histology: Development, Structure and Function*. A Ten Cate, St. Louis, Mosby: 1998; 150.
- Von Stetten S. Klassische und neue Methoden in der Endodontie. *Dentalzeitung* 2012; 1: 12-14.
- Veltri M, Mollo A, Mantovani L, Pini P, Balleri P, Grandini S. A comparative study of Endoflex-Hero Shaper and Mtwo NiTi-instruments in the preparation of curved root canals. *Inter Endod J* 2005; 38: 610-616.
- Versiani MA, Pecora JD, de Sousa-Neto MD. Root and Root Canal Morphology of Four-Rooted Maxillary Second Molars: A Micro-Computed Tomography Study. *J Endod* 2012; 38(7): 977-982.

Walia H, Brantley W, Gestein H. An initial investigation of the bending and torsional properties of Nitinol root canal files. *Endod J* 1988; 14: 346-351.

Wang Z, Shen Y, Ma J, Haapasalo M. The Effect of Detergents on the Antibacterial Activity of Desinfecting Solutions in Dentin. *J Endod* 2012; 38(7): 948-953.

Weber T. *Zahnmedizin Memorix*. Thieme Verlag Stuttgart New York; 2010.

Yared GM, Bou Dagher FE, Mackton P. Cyclic fatigue of ProFile rotary instruments after simulated clinical use. *Intern Endod J* 1999; 32: 115-119.

Young GR, Parashos P, Messer HH. The principles of techniques for cleaning root canals. *Austr Dent J Suppl* 2007; 52: 52-63.

Youngson CC, Nattress BR, Manogue M, Speirs AF. In vitro radiographic representation of extent of voids within obturated root canals. *Inter Endod J* 1995; 28: 77-82.

8 Thesen

1. Durch die Mehrfachverwendung von NiTi-Wurzelkanalfeilen bei der rotierenden maschinellen Aufbereitung durch verschiedene endodontische Systeme, steht die Frage nach der Materialbeständigkeit und damit der Frakturanfälligkeit im Vordergrund.
2. Ziel der vorliegenden Studie war es, den Einfluss von Desinfektions- und Sterilisationszyklen auf die Materialbeständigkeit und damit die Frakturanfälligkeit der NiTi-Wurzelkanalfeilen zu untersuchen.
3. Nachteil der Wurzelkanalfeilen aus Nickel-Titan-Legierungen ist oftmals das Fehlen einer Deformation, welche durch Nachlassen der Materialbeständigkeit einem Bruch vorangeht.
4. Für die Versuche wurden 240 Mtwo NiTi Wurzelkanalfeilen 25/06 (VDW GmbH, München, D) sieben Desinfektions- und Sterilisationszyklen (1, 2, 3, 5, 10, 15, 20) unterzogen und in zwei verschiedenen artifiziellen Wurzelkanalsystemen unter gleichen Kautelen belastet bis zum Bruch. Die Zeit wurde gemessen. Als unbehandelte Kontrollgruppe stand Zyklus0 zum Vergleich.
5. Der Einfluss der Krümmung der artifiziellen Wurzelkanäle wurde ebenso wie die aufsteigenden Sterilisations- und Desinfektionszyklen in die Untersuchungen einbezogen und das Signifikanzverhalten der Ergebnisse überprüft.
6. Während der ersten drei Sterilisationszyklen verringern sich die Bruchzeiten der Mtwo NiTi-Wurzelkanalfeilen, aber erst ab dem Zyklus 5 ändern sich die Bruchzeiten signifikant.
7. Eine ähnliche tendenzielle Entwicklung der Bruchzeiten bei beiden artifiziellen Wurzelkanalsystemen („W“ –weniger stark gekrümmt, „S“ - stärker gekrümmt) ergibt sich mit steigender hygienischer Aufbereitung
8. Die Ergebnisse der vorliegenden Studie decken sich mit der Empfehlung für die Mehrfachverwendung der Mtwo NiTi-Wurzelkanalfeilen.
9. Sterilisation- und Desinfektion verändern die Materialbeständigkeit der Mtwo NiTi-Wurzelkanalfeilen. Das Maß für die Benutzungsdauer der Feilen bestimmt die Krümmung des Wurzelkanals.
10. Drei Behandlungszyklen (Zyklus0, Zyklus1, Zyklus2) dürften in der Praxis unbedenklich sein und empfohlen werden im Hinblick auf die Veränderung der Materialeigenschaften durch die hygienische Aufbereitung und unter Berücksichtigung des Krümmungsradius des zu behandelnden Wurzelkanals.

Tabellarischer Lebenslauf

Name: Christina Beate Neuholz
Geburtsdatum: 12.Mai 1960
Geburtsort: Magdeburg
Eltern: Dr. Hans-Dieter Hermann Neuholz
Hertha Erika Elisabeth Neuholz, geb. Lippels
Familienstand: verheiratet

Schulbildung:

1966-1974 Polytechnische Oberschule Wittekind, Halle/Saale
1974- 1978 Erweiterte Oberschule „Thomas Müntzer“,
Halle/Saale 1978 Abitur
1978- 1979 Praktikum in der Prothetischen Abteilung der
Universitätszahnklinik Halle-Wittenberg,
Direktor: Prof. Dr. Fritz Taege
1979- 1985 Studium der Stomatologie an der Martin-Luther –Universität und der
Medizinischen Akademie „Carl-Gustav-Carus“, Dresden
1985 Staatsexamen, Verteidigung der Diplomarbeit
1985- 1989 Poliklinik Silberhöhe als angestellter Zahnarzt; Ausbildung zum
Facharzt für Allgemeine Stomatologie
1989 Flucht in die Bundesrepublik, Assistenz Zahnärztin Praxis Dr.
Michael Gitt, München
1990 Niederlassung in eigener Praxis in München
1998 Implantologie- Curriculum, Universität Erlangen, Straumann

München, den 4.05.2015

Eidesstattliche Erklärung

Ich gebe hiermit die Erklärung ab, dass ich die vorliegende Arbeit mit dem Titel:

„Frakturverhalten von sterilisierten Nickel-Titan Instrumenten in zwei standardisierten Wurzelkanälen“

selbstständig angefertigt, nur unter Verwendung der im Literaturverzeichnis angegebenen Quellen erstellt und keine unerlaubte fremde Hilfe in Anspruch genommen habe.

München, 4.05.2015

Erklärung über frühere Promotionsversuche

Ich erkläre hiermit, daß es keine früheren Promotionsversuche gegeben hat.

München, 4.05.2015

Danksagung

Herrn Universitätsprofessor Dr. H.-G. Schaller (Direktor der Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie an der Martin- Luther- Universität Halle- Wittenberg) meinen allerherzlichsten Dank für die Möglichkeit und Chance an seiner Klinik promovieren zu dürfen.

Für die Überlassung des interessanten und praxisrelevanten Themas dieser Arbeit Herrn OA apl. Prof. Dr. med. dent. Christian R. Gernhardt (Universitätspoliklinik für Zahnerhaltungskunde und Parodontologie an der Martin- Luther- Universität Halle- Wittenberg) meinen allerherzlichsten Dank.

Ebenso gilt ihm mein außerordentlicher Dank für die wissenschaftlichen Anregungen zur Bearbeitung des vorliegenden Themas und seine Geduld im Hinblick auf das komplexe Verständnis dieser Arbeit. Für die wertvollen Ratschläge und Hinweise ebenso meinen herzlichen Dank wie für die Freiheit, die er mir bei der Erstellung der Arbeit zugestand!

Alexander Neuholz, Physikstudent an der Martin-Luther Universität Halle-Wittenberg danke ich für die Einführung in das Gebiet der mathematischen Statistik. Für die Erstellung der statistischen Auswertung und der Diskussion derselben meinen Dank.

Prof. Dr. mont. habil. Dr.rer.nat.h.c. Ewald Werner, Technische Universität München, Garching danke ich für die Erlaubnis, in seinen Laboren unter Anleitung die Feilen-Versuchskörper im Hinblick auf die Bruchmechanik im REM untersuchen zu dürfen.

Frau Brigitte Hadler danke ich für die Beantwortung unzähliger Fragen, ihr terminliches Entgegenkommen. Und nicht zu vergessen, ihre unendliche Geduld bei der Arbeit am REM auf der Jagd nach Aufnahmen, die meinem Anspruch genügten.

Nicht zu vergessen meine Freunde und Kollegen, die zuhörten, Anregungen gaben und immer hinter mir standen. Danke Euch für die Unterstützung, Motivation und Geduld.

Meinen Helferinnen Frau Catrin Ilg und Frau Tanja Hannig ließen die benötigten Ni-Ti-Feilen nie ausgehen und überwachten mit Argusaugen und Protokollkontrollen die Sterilisations- und Desinfektionszyklen. Schön, daß es Euch gibt und DANKE für Euer Engagement auch im Hinblick auf mein Wohlbefinden!

Meiner Familie, meinem Mann Sebastian, vor allem meinem Sohn Maximilian, ein von Herzen kommendes Dankeschön für Verständnis, Motivation, Hilfe und Unterstützung.

Herrn Martin Kurschus ein von Herzen kommendes Dankeschön für die Hilfe in großer Not bei der Formatierung der hier vorliegenden Arbeit ungeachtet der eigenen Arbeitsbelastung!