

**Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen
an endodontischen Nickel-Titan-Feilen**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Lin Yuan

aus Jiangxi/China

2014

Angefertigt mit Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Christoph Bourauel
2. Gutachter: Prof. Dr. Henrik Dommisch

Tag der Mündlichen Prüfung: 20.10.2014

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik
und Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut. Stark

-Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie-

Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	6
1. Einleitung	7
1.1 Endodontie	7
1.1.1 Endodont.....	7
1.1.2 Anatomie	8
1.2 Wurzelkanalbehandlung.....	12
1.2.1 Grund der Wurzelkanalbehandlung.....	12
1.2.2 Ziel der Wurzelkanalaufbereitung.....	13
1.2.3 Mögliche Fehler bei der Wurzelkanalaufbereitung	134
1.3 Methoden zur Wurzelkanalaufbereitung.....	15
1.3.1 Manuelle Wurzelkanalaufbereitung	15
1.3.2 Maschinelle Wurzelkanalaufbereitung.....	18
1.4 Vollrotierende Systeme mit Nickel-Titan-Instrumenten.....	21
1.4.1 Nickel-Titan-Legierung	21
1.4.2 Nickel-Titan-Feilen	26
1.4.3 Umgang mit vollrotierenden Nickel-Titan-Instrumenten.....	28
1.5 Untersuchungsmethoden metallischer Werkstoffe	29
2. Zielsetzung.....	30
3. Material und Methoden	31
3.1 Material	31
3.2 Methode	33
3.2.1 Messung der Temperaturentwicklung in Endodontie-Übungsblöcken	33
3.2.1.1 Versuchsaufbau	33
3.2.1.2 Versuchsdurchführung	33

3.2.1.3	Auswertung	34
3.2.2	Reiner Biegeversuch	35
3.2.2.1	Versuchsaufbau	35
3.2.2.2	Versuchsdurchführung	37
3.2.2.3	Versuchsauswertung	38
3.2.3	Messung der Nickel-Titan-Feilen bei S-förmiger Deformation	39
3.2.3.1	Versuchsaufbau	39
3.2.3.2	Details zum Orthodontischen Mess- und Simulations-System	40
3.2.3.3	Versuchsdurchführung	41
3.2.3.4	Versuchsauswertungen	41
3.2.4	Statistik	42
4.	Ergebnisse	43
4.1	Ergebnisse der Temperaturmessungen	43
4.1.1	Temperatur/Zeit-Diagramme	44
4.1.2	Mittelwerte der Messergebnisse	46
4.2	Ergebnisse des reinen Biegeversuches mit FLEX	47
4.2.1	Biegemoment/Biegewinkel-Diagramme	47
4.2.1.1	Ergebnisse der Messung im FLEX zur Abhängigkeit von der Temperatur	47
4.2.1.2	Biegemoment/Biegewinkel-Diagramme der Nickel-Titan-Feilen	49
4.2.2	Balkendiagramme	51
4.2.2.1	Mittelwerte der maximalen und minimalen Biegemomente	51
4.2.2.2	Mittelwerte der Biegemomente bei einer Auslenkung von 40 Grad	54
4.3	Ergebnisse der Messung bei S-förmiger Deformation	55
4.3.1	Kraft/Weg-Diagramme und Drehmoment/Weg-Diagramme	55
4.3.2	Balkendiagramme der S-förmigen Deformation	57
4.3.2.1	Ergebnisse der S-förmigen Deformation bei -5 mm Auslenkung	57

4.3.2.2	Ergebnisse der S-förmigen Deformation bei +5 mm Auslenkung	60
4.3.3	Statistische Auswertung	63
4.3.3.1	Statistische Auswertung der Ergebnisse des reinen Biegeversuchs	63
4.3.3.2	Statistische Auswertung der Ergebnisse des S-förmigen Biegeversuchs	64
5.	Diskussion und Ausblick	66
5.1	Diskussion der Methode	66
5.2	Diskussion der Ergebnisse	67
5.3	Vergleich der Ergebnisse mit Literaturquellen	69
5.4	Klinische Schlussfolgerung	72
5.5	Ausblick	73
6.	Zusammenfassung	74
7.	Literaturverzeichnis	76
8.	Danksagung	81

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
et al.	et alii (Maskulinum)/et aliae (Femininum)/et alia (Neutrum) = und andere
ISO	International Standards Organization
mm	Millimeter
NiTi	Nickel-Titan
Tab.	Tabelle
%	Prozent

1. Einleitung

1.1 Endodontie

Endodontie ist der Teilbereich der Zahnheilkunde, der sich mit der Anatomie, Histologie, Physiologie des Endodontiums, sowie der Ätiologie, Epidemiologie, Pathologie, Prävention, Diagnostik und Therapie von Erkrankungen des Endodonts und dessen benachbarten periradikulären Geweben befasst. Zu den Zielen einer endodontischen Behandlung zählen neben der langfristigen Erhaltung eines Zahns mit irreversibel geschädigter Pulpa auch das Vermeiden der Schädigung von Nachbarstrukturen sowie die Heilung bereits manifester pathologischer Veränderung (Hülsmann, 2008).

1.1.1 Endodont

Das Endodont ist ein komplexes, dreidimensionales, zu den umgebenden Gewebestrukturen offenes anatomisches System (Abb. 1). Hierbei bilden die Pulpa und ihr umgebendes Dentin entwicklungs- und funktionell eine Einheit. Die Pulpa besteht aus Bindegewebe mit Blut- und Lymphgefäßen sowie Nervenfasern. Das umgebende Zahnhartgewebe wird als Pulpenkammer bezeichnet.

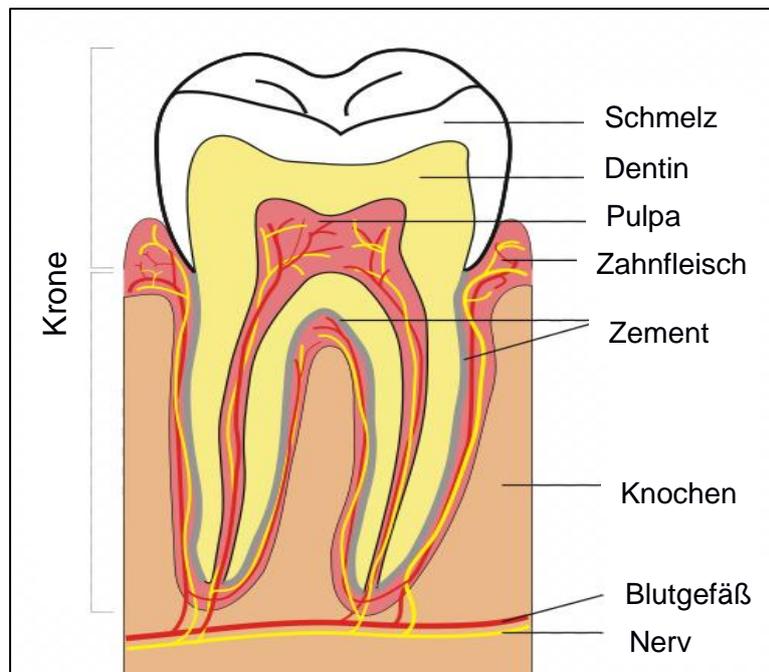


Abb. 1: Aufbau eines Zahns im schematischen Längsschnitt (Uwemuell, 2007)

1.1.2 Anatomie

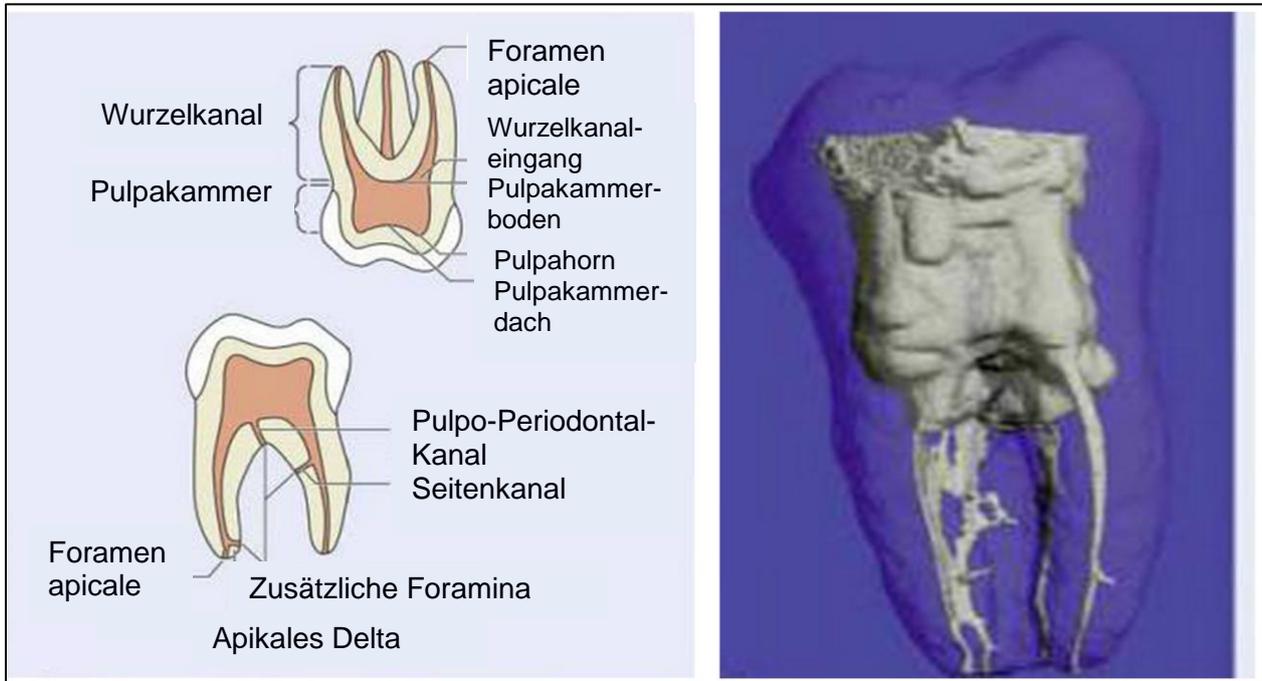
Wurzelkanalkonfiguration

Abb. 2: Linke Seite: Schematische Darstellung des endodontischen Systems. Das die Pulpa umgebende Dentin ist Bestandteil des Endodonts (aus Hülsmann, 2008). Rechte Seite: Darstellung der sehr verzweigten Anatomie eines Unterkiefermolaren im Mikro-CT (Hülsmann, 2008)

Im Bereich der Wurzelspitze (Apex), in den meisten Fällen exzentrisch um den Apex, befindet sich ein Aus- bzw. Eingang (Foramen apicale, Abb. 2). Die zusätzlichen Kanäle, Seiten-, Pulpo-Desmodontal-, C-förmige Kanäle, multiple Foramina und das apikale Delta (apikale Ramifikation) sind heute ubiquitär und im Bewusstsein bei der Wurzelkanal-aufbereitung und Füllung.

Damit werden Einteilungen, wie die Klassifikationen von Weine, Ingle oder Vertucci wichtig (Beer et al., 2004). Es gibt Wurzelkanäle, die am Boden der Pulpenkammer starten, im Verlauf des Kanals verzweigen und Kanäle, die am Foramen apicale münden. Nach Vertucci (1984) werden diese in acht Kanalkonfigurationen eingeteilt (Beer et al., 2004, Abb. 3):

Typ I: ein einzelner Kanal

Typ II: zwei separate Kanäle vereinigen sich kurz vor dem Apex zu einem Kanal

Typ III: ein Kanal teilt sich kurz vor dem Apex in zwei Kanäle

Typ IV: zwei separate Kanäle

Typ V: ein Kanal teilt sich innerhalb der Wurzel und vereinigt sich wieder

Typ VI: zwei Kanäle fusionieren im Zentrum der Wurzel und teilen sich kurz vor dem Apex wieder

Typ VII: ein Kanal, der sich verzweigt, vereinigt und wieder teilt

Typ VIII: drei separate Kanäle

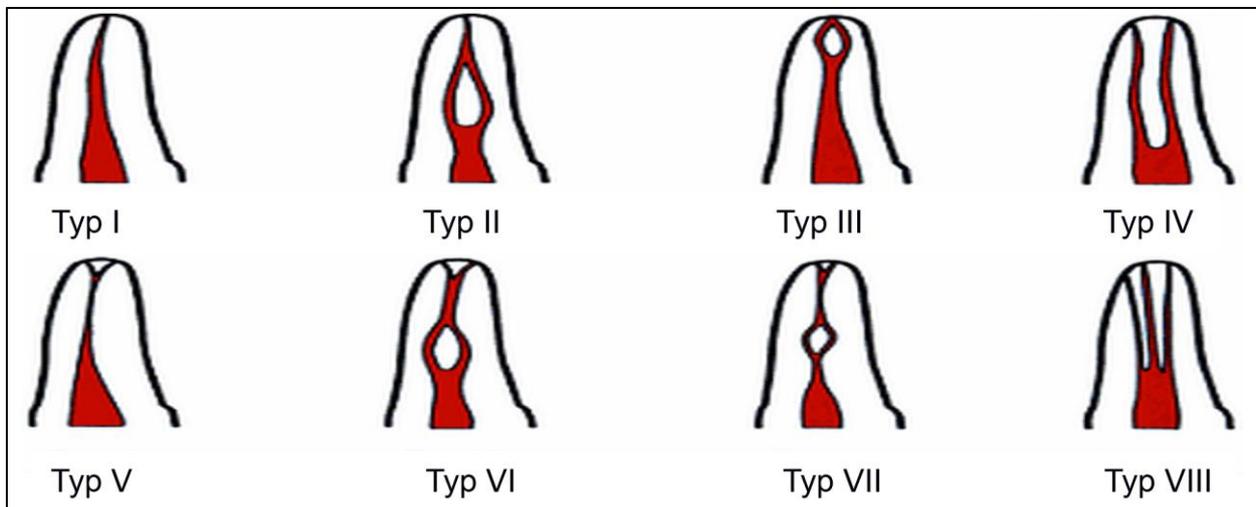


Abb. 3: Einteilung der Wurzelkanalkonfiguration nach Vertucci (aus Klimm, 2003)

Anzahl der Wurzeln und Wurzelkanäle

Die Anzahl der Kanäle ist variabel, auch innerhalb einer Wurzel. In folgender Tabelle ist die Anzahl der Wurzeln und Wurzelkanäle ablesbar (Tab. 1). In der Vergangenheit wurden verschiedene Studien durchgeführt, um die Wahrscheinlichkeit des Auftretens der unterschiedlichen Wurzelkanalformen zu bestimmen. In einer Studie von Bechmann et al. (2009) zum Beispiel wurde die Zahl der Wurzelkanäle von 223 extrahierten Molaren mit verschiedenen optischen, radiografischen und mikroskopischen Methoden bestimmt. Hierbei wurde der 4. Wurzelkanal mittels der mikroskopischen Untersuchung bei 1. Oberen Molaren zu 50,8 %, bei 2. oberen Molaren zu 41,6 % und bei 1. unteren Molaren zu 15,9 % nachgewiesen. Die Ergebnisse bestätigen die Variabilität der Wurzelkanalkonfigurationen von permanenten Molaren (Bechmann et al, 2009).

Zahn	Durchschnittliche Länge	Anzahl Wurzeln	Anzahl Kanäle
Oberkiefer			
Mittlere Schneidezähne	22,5 mm	1	1
Laterale Schneidezähne	22,0 mm	1	1
Eckzahn	26,5 mm	1	1
1. Prämolare	20,6 mm	2-3	1 (6 %), 2 (95 %), 3 (1 %)
2. Prämolare	21,5 mm	1-3	1 (75 %), 2 (7 %), 3 (1 %)
1. Molare	20,8 mm	3	4 (93 %), 3 (7 %)
2. Molare	20,0 mm	3	4 (37 %), 3 (63 %)
3. Molare	17,0 mm	1-3	
Unterkiefer			
Mittlere Schneidezähne	20,7 mm	1	1 (58 %), 2 (42 %)
Laterale Schneidezähne	20,7 mm	1-2	1 (58 %), 2 (42 %)
Eckzahn	25,6 mm	1	1 (94 %), 2 (6 %)
1. Prämolare	21,6 mm	1	1 (73 %), 2 (27 %)
2. Prämolare	22,3 mm	1	1 (85 %), 2 (15 %)
1. Molare	21,0 mm	2-3	3 (67 %), 4 (33 %)
2. Molare	19,8 mm	2	2 (13 %), 3 (79 %), 4 (8 %)
3. Molare	18,5 mm	1-2	

Tab. 1: Anzahl der Zahnwurzeln, Wurzelkanäle der bleibenden Zähne und die durchschnittliche Zahnwurzellänge (Carrotte, 2004)

Anatomie und Topographie der Wurzelspitze

Der Hauptkanal verjüngt sich meist an der Wurzelspitze. Die engste Stelle am Apex bildet die apikale Konstriktion und wird auch als physiologischer Apex (Foramen physiologicum) bezeichnet. Der Durchmesser beträgt an dieser Stelle etwa 0,15 bis 0,25 mm, in der Regel befindet sich hier die Zement-Dentin-Grenze. Aufgrund des häufig gekrümmten Verlaufs der Wurzelkanäle unterscheidet man noch den röntgenologischen

Apex, der sich im Röntgenbild als Wurzelspitze darstellt, vom physiologischen Apex (Hellwig et al., 2009; Ketterl et al., 1987; Schäfer, 1994, Abb. 4).

Der Kanalquerschnitt ist nur in seltenen Fällen rund, oft ist er oval mit einem größeren bucco-lingualen als mesio-distalen Durchmesser (Carrotte, 2004). Daher ist es fast nicht möglich, dass Instrumente bei der Aufbereitung allseitigen Kontakt zu den Kanalwänden bekommen.

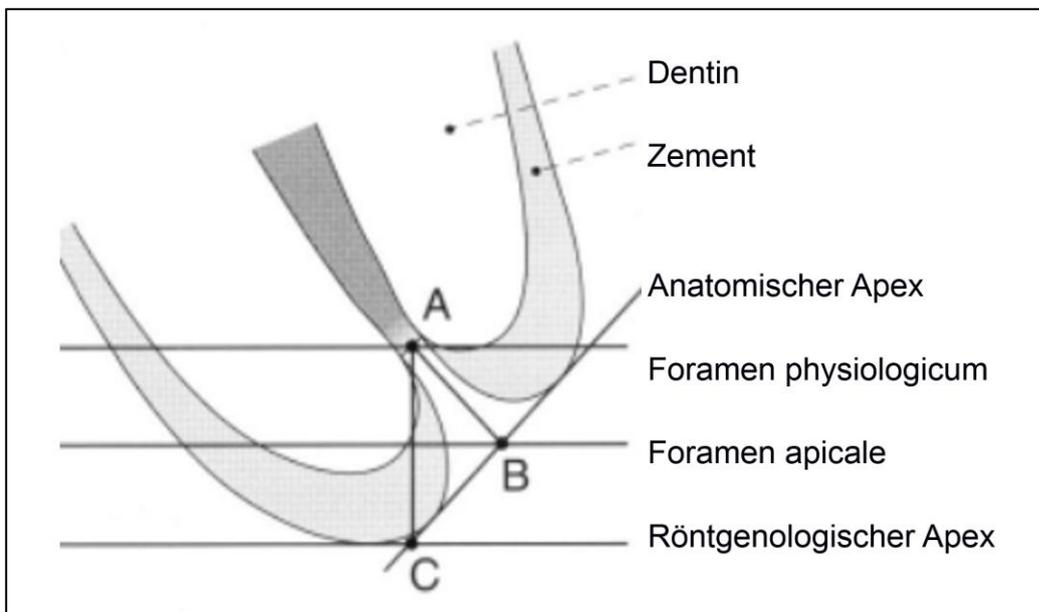


Abb. 4: Die durchschnittlichen Distanzen der apikalen Referenz-punkte: Der Abstand zwischen Foramen physiologicum und Foramen apicale (Strecke AB) beträgt etwa 0,6 mm, der Abstand zwischen Foramen physiologicum und röntgenologischem Apex (Strecke AC) beträgt ca. 1,0 mm (0,8 – 1,2 mm), Hellwig et al., 2009)

Krümmung und Radius

Die meisten Wurzelkanäle laufen nicht gerade, sondern weisen eine oder mehrere Krümmungen auf. Die Wurzeln von Unterkiefermolaren haben immer einen gekrümmten Verlauf (Cunnigham und Senia, 1992), meistens mit einem Winkel zwischen 20° und 29° in der mesialen Wurzel (Schäfer, 1994). In einer Studie von 2005 wurde gezeigt, dass Oberkieferprämolaren immer mindestens eine Wurzelkanalkrümmung haben, manchmal sogar zwei (Willershausen et al., 2005). In einer Studie von 2013 wurden 186 zweite Schneidezähne des Oberkiefers von insgesamt 110 Patienten dreidimensional gemessen. Alle wiesen Wurzelkanalkrümmungen auf, meistens in den distopalatinalen Wurzelkanälen (Park et al., 2013).

Schäfer et al. führten 2002 eine röntgenologische Untersuchung über Häufigkeit und Ausmaß von Wurzelkanalkrümmungen menschlicher Zähne durch. Für jede Zahnart (außer dem dritten Molar) wurden 50 zufällig ausgewählt und mithilfe von Silberstiften röntgenologisch gemessen. Von den 1163 untersuchten Kanälen waren 84 % gekrümmt und 65 % zeigten einen Winkel von unter 27 ° mit Radien von unter 40 mm. 13 % zeigten Winkel zwischen 27 ° und 35 ° mit einem Radius von kleiner als 15 mm. 9 % hatten Krümmungen über 35 ° mit einem Radius kleiner als 13 mm. Der größte Winkel aller Zähne betrug 75 ° mit einem Radius von 2 mm. Petersilka et al. untersuchten im gleichen Jahr die Wurzelkrümmung mittels Computertomographie. Das Ergebnis zeigte Radien von 1,09 mm (unterer Schneidezahn, lingual) bis 13,7 mm (oberer Molar, mesial). Radien von 1,0 mm bis 6,0 mm wurden am häufigsten bei bukkalen, palatinalen und lingualen Wurzeln gemessen.

1.2 Wurzelkanalbehandlung

1.2.1 Grund der Wurzelkanalbehandlung

Karies ist meist der Ausgangspunkt, wenn eine Wurzelbehandlung durchgeführt werden muss. Die Bakterien produzieren Säure, die die Zahnhartsubstanz auflöst, wodurch Karies entsteht. Bei unbehandelten Zähnen kann die Karies ungehindert fortschreiten und, wenn auch die Zahnpulpa betroffen ist, eine Pulpitis ausgelöst werden. Eine Unbehandelte Pulpitis kann sich ungehindert ausbreiten und die Nachbarstrukturen schädigen. Durch Bakterienmigration, kann dies im schlimmsten Fall sogar zu Schäden an anderen anatomischen Strukturen, zum Beispiel auch Hirn oder Herz, führen. Eine Pulpitis kann auch entstehen, wenn Überbelastungen eines Zahns vorliegen, zum Beispiel durch Frühkontakte einer überstehenden Krone oder Füllung. Aber auch durch Wärmeeinwirkung, wenn eine Präparation durch den Zahnarzt zu schnell oder unkontrolliert durchgeführt würde, beziehungsweise nicht hinreichend gekühlt wird, kann eine Schädigung ausgelöst werden. In diesen Fällen ist die Pulpitis meist reversibel. Ist die Pulpa über längere Zeit entzündet, so ist die Pulpitis jedoch irreversibel. In diesem Fall ist eine Wurzelkanalbehandlung zwingend erforderlich.

Bei einer Wurzelkanalbehandlung werden die Eingänge zu den Wurzelkanälen gesucht, mittels endodontischer Feilen aufbereitet, und anschließend mit Lösungen durchgespült, die antibakteriell wirken und Dentinspäne auflösen. Mit dieser Wurzelbehandlung bereitet der Zahnarzt eine spätere Wurzelkanalfüllung vor. Eine Wurzelkanalbehandlung kann mehrere Sitzungen erfordern. Zwischen den einzelnen Sitzungen wird ein Medikament in die Wurzelkanäle eingebracht, das antibakteriell wirkt und der Zahn wird provisorisch mit CavitTM verschlossen, bis die Kanäle mit einer speziellen Wurzelfüllung aus Gutta-percha gefüllt werden können.

1.2.2 Ziel der Wurzelkanalaufbereitung

Ziele und Prinzipien der Wurzelkanalaufbereitung sind:

1. Die möglichst vollständige Entfernung von Bakterien, Pulpagewebe und nekrotischem Material aus allen Wurzelkanälen (DGZMK, 2005).
2. Der ursprüngliche Kanalverlauf sollte beibehalten werden, d.h. der aufbereitete Wurzelkanal sollte den ursprünglichen Kanal umschließen (DGZMK, 2005).
3. Der aufbereitete Wurzelkanal soll von apikal nach koronal konisch gestaltet sein, wobei die engste Stelle am apikalen Endpunkt des Wurzelkanals liegen sollte, ohne dabei durch einen übermäßigen Materialabtrag die Wurzel unnötig zu schwächen (DGZMK, 2005).
4. Die apikale Konstriktion des Wurzelkanals sollte erhalten bleiben (DGZMK, 2005).
5. Die endgültige Aufbereitungslänge soll mit der vorher festgelegten Arbeitslänge übereinstimmen. Eine Überinstrumentierung, also ein Durchstoßen und Erweitern der apikalen Konstriktion, sollte ebenso wie eine Unterinstrumentierung bei der Aufbereitung vermieden werden (DGZMK, 2005).
6. Formgebung des Wurzelkanals zur Erleichterung und Optimierung der Wurzelfüllung (Hellwig et al., 2009)
7. Ausreichende Arbeitssicherheit: Vermeidung von Instrumentenfrakturen, apikalen Blockaden, Perforationen, Veränderungen der endodontischen Arbeitslänge (Über und Unterinstrumentierung), apikales Überpressen von infiziertem Material oder Spülflüssigkeit (DGZMK, 2005).

1.2.3 Mögliche Fehler bei der Wurzelkanalaufbereitung

Zip, Elbow, Stufe, Perforation und Transportation

Die Krümmung der Wurzelkanäle führt zu Schwierigkeiten bei der Aufbereitung. Eine Begradigung ist manchmal nicht vermeidbar, weil die Kanalachse im apikalen Bereich nicht gerade, sondern zur konvexen Seite verschoben ist. Besonders das Arbeiten mit nicht genügend flexiblen Instrumenten (z.B. Edelmetallinstrumenten) kann dazu führen, dass das Dentin im apikalen Bereich an der Außenkurvatur verstärkt abgetragen wird und dadurch Trichter (Zip) und Einengungen (Elbow) entstehen (Hellwig et al., 2009). Außerdem sind Stufenbildung (Ledge), Kanalverlagerung (Transportation) und Perforation häufige Fehler, insbesondere bei der Aufbereitung mit Edelmetallinstrumenten (Bargholz, 2006; Heidemann, 2001; Hülsmann, 2008, Abb. 5).

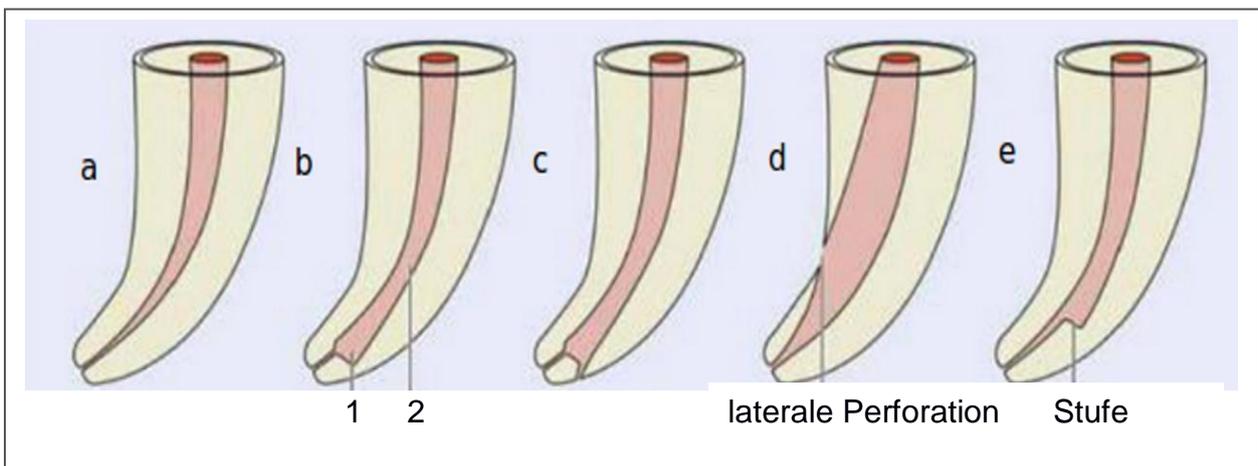


Abb. 5: Die häufigsten Präparationsfehler bei der Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle: a) korrekte Präparation, b) Zip (1) und Elbow (2), c) apikale Perforation, d) laterale Perforation, e) Stufe (Hülsmann, 2008)

Um diese Fehler zu minimieren, stehen einige Maßnahmen zur Verfügung. Die Feilen sollten vorgebogen werden und eine forcierte Bewegung mit den Feilen möglichst vermieden werden. Im Vergleich mit den Edelmetallinstrumenten verursachen die rotierenden Nickel-Titan-Instrumente, laut einiger Studien, weniger Transportation bzw. Formveränderungen des Kanals und besitzen eine bessere Zentrierungsfähigkeit (Celik et al., 2013; Gergi et al., 2010; Stavileci et al., 2013).

1.3 Methoden zur Wurzelkanalaufbereitung

1.3.1 Manuelle Wurzelkanalaufbereitung

Instrumente

Für die manuelle Aufbereitung wurden bis 1960 Instrumente aus Karbonstahl und anschließend rostfreie Edelmetalleinstrumente verwendet, seit 1988 stehen auch Nickel-Aluminium (NiAl) - und Nickel-Titan-Feilen zur Verfügung. Ein Handinstrument besteht aus Griff, Schaft und Arbeitsteil. Der Durchmesser D_1 wird als ISO-Stärke in 1/100 mm angegeben, die ISO-Stärke und ISO-Symbole befindet sich am Griff des Instruments (Abb. 6.a, Abb. 6.b).

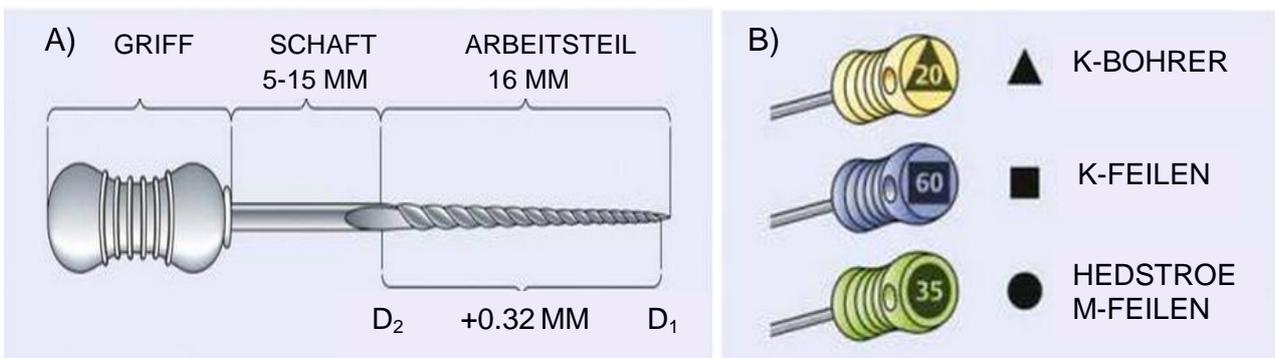


Abb. 6: a) Maße bei ISO-Instrumenten: D_1 ist der Durchmesser des Kegels und D_2 ist der Durchmesser am Ende des Arbeitsteils. $D_2 - D_1 = 0,32$ mm. Die Konizität beträgt 2 % (Hülsmann, 2008) b) ISO-Symbole für den Typ von Handinstrumenten: K-Bohrer / Reamer (Dreieck), K-Feile (Rechteck), Hedstroem (Kreis) (Hülsmann, 2008)

Es gibt verschiedene Feilen mit unterschiedlichen Formen und Arbeitsweisen (Hülsmann, 2008). Nachfolgend findet sich eine Tabelle mit unterschiedlichen Instrumenten und deren Eigenschaften (Tab. 2).

Feilentyp	Eigenschaft
Hedstroem	<ul style="list-style-type: none"> - gefräster Rundstahl mit einem Schneidewinkel von 60-65 ° - Präparation auf Zugbewegung aus dem Kanal heraus - effektiver Materialabtrag, aber stärker frakturgefährdet - geeignet für bereits gängigen, nicht zu stark gekrümmten Wurzelkanal
Reamer	<ul style="list-style-type: none"> - Vier- oder Dreikantstahl mit einem Schneidewinkel von 10-30 ° - weniger effektiver Materialabtrag als Hedstroem - mit leichter Drehbewegung - sehr bruchstabil
K-Feile	<ul style="list-style-type: none"> - Vier- oder Dreikantstahl, Schneidewinkel 25-40 ° - mit Drehbewegungen, Zugbewegungen - stärkere Verwindung als Reamer
Instrumente mit erhöhter Flexibilität: besser geeignet zur Präparation von gekrümmten Wurzelkanälen	
Flexicut (VDW)	<ul style="list-style-type: none"> - Chrom-Nickel-Stahl mit dreieckigem Querschnitt, 24-26 Spiralen - Schneidewinkel 24 ° an der Spitze, 45 ° am Ende des Arbeitsteils
Flexoreamer (Maillefer)	<ul style="list-style-type: none"> - dreieckiger Querschnitt, 16 Spiralen - Schneidewinkel 23-32 °
K-Flex-File (Kerr)	<ul style="list-style-type: none"> - V-4-Stahl, rhombischer Querschnitt - Schneidewinkel 25-50 °
K-Flexofile (Maillefer)	<ul style="list-style-type: none"> - dreieckiger Querschnitt, 29 Spiralen - Schneidewinkel 30-45 °

Tab 2: Wurzelkanalinstrumente zur manuellen Wurzelkanalaufbereitung. Dargestellt ist der Feilentyp mit den jeweiligen charakteristischen Eigenschaften

Manuelle Aufbereitungstechniken

Der Kanal kann apikal-koronal, koronal-apikal sowie kombiniert mit beiden Techniken aufbereitet werden. Die bekannteste apikal-koronale Technik ist die Step-Back-Technik nach Clem (1969), die von Weine (1972) und Mullaney (1979) noch ausführlich beschrieben wurde. Zu dem apikal-koronalen Konzept zählen neben der noch standardisierten Technik nach Ingle (1961), Circumferential-Filling-Technik nach Abou-Rass et al. (1980) und Balanced-Force-Technik nach Roane et al. (1985).

Zu der koronal-apikal-Technik gehören die Step-Down-Technik nach Goerig et al. (1982), Crown-Down-Pressureless-Technik nach Morgan und Montgomery (1984), Double-Flared-Technik nach Fava et al. (1987), die modifizierte Double-Flared-Technik nach Saunders und Saunders (1994) und die Korono-Apikale-Technik nach Griesinger et al. (1993) (Hellwig et al., 2009; Hülsmann, 2008; Klimm, 2003; Schärfer, 2000).

Step-Back-Technik

Die Instrumente werden mit aufsteigender Größe auf Arbeitslänge eingesetzt. Nachdem der Wurzelkanal auf Arbeitslänge um die angestrebten ISO erweitert wurde, werden die Arbeitslängen von der folgenden drei bis vier Instrumente um jeweils ca. 1 mm reduziert. Nach jedem Step-Back muss der Kanal mit einer dünneren Feile kontrolliert werden, ob die angezielte Arbeitslänge noch gängig ist (Rekapitulation, Hellwig et al., 2009; Hülsmann, 2008).

Step-Down-Technik

Die Step-Down-Technik (Crown-Down) ist insbesondere bei stark gekrümmten Wurzelkanälen geeignet. Zunächst werden 2/3 des koronalen Wurzelkanals mit Hedstroemfeilen von ISO 15, 20 und 25 bis zum Anfang der Wurzelkanalkrümmung erweitert. Danach folgt eine konische Erweiterung bis zur Hälfte des Kanals mit Gates-Bohrern bei einer abnehmenden Eindringungstiefe und zunehmender Feilengröße. Am Ende wird die apikale Aufbereitung mittels Step-Back-Technik durchgeführt (Hellwig et al., 2009; Klimm, 2003).

1.3.2 Maschinelle Wurzelkanalaufbereitung

Entwicklung

Die manuelle Wurzelkanalaufbereitung mit Handinstrumenten ist recht langwierig. 1899 wurde das erste Handstück für die maschinelle Aufbereitung von Wurzelkanälen entwickelt, was im Bewegungsablauf noch starr ausgelegt war. In den folgenden Jahren wurden weitere klassische Winkelstücke in den Markt gebracht, welche neben einer Hub- und Drehbewegung, eine weitere wichtige Eigenschaft besaßen. Diese Instrumente konnten auf einen erhöhten Widerstand während der Präparation im Wurzelkanal reagieren und stoppten die weitere Rotationsbewegung. Damit wurde die Gefahr der Instrumentenfraktur reduziert. Jedoch traten durch den Einsatz von Stahlinstrumenten häufig Stufen, Perforationen oder Transportationen auf.

Diese klassischen Systeme werden heute noch kaum benutzt. Stattdessen spielen die Nickel-Titan-Instrumente, welche im Hinblick auf Arbeitssicherheit und Reinigungsleistung alle Anforderungen erfüllen, eine Hauptrolle (Baumann und Beer, 2007). In den 50er Jahren des letzten Jahrhunderts wurde das erste maschinelle Winkelstück (das Racer-System), welches eine reine Hubbewegung aufweist, auf den Markt gebracht. Bei dem 1964 eingeführten Giromatic-System wurde zusätzlich eine reziproke Rotationsbewegung von 90° integriert, welches eine viel einfachere Aufbereitung ermöglichte. Ein ähnlicher Bewegungsablauf wurde auch bei einem weiteren System verwendet, dem Endolift M4. Allerdings waren hier nur geringere Rotationsbewegungen von bis zu 30° vorgesehen. Die Hubbewegung konnte der Zahnarzt selbst ausführen. Das später eingeführte Endolift (Kerr) kombinierte erstmals eine Hubbewegung mit einer reziproken Viertelkreisbewegung. Bei dem System Excalibur wurden noch aleatorische Schwingungen mit einer Amplitude kombiniert. Bekannte weitere Systeme waren das Endoplaner-System mit einer kombinierten Schub- und Rotationsbewegung, das Canal-Finder-System mit zusätzlicher freier Rotation bei Zunahme der Friktion und das Canal-Leader-System mit ähnlichem Muster. Das Intraendo 3-LDSY kombinierte eine Hubbewegung mit einer freien Rotation, sobald das Instrument in axialer Richtung zu stark belastet wurde. Das IMD 9X besaß eine 360° -Rotation. Mit dem Endoflash wurde eine drehmomentbegrenzte Rotation kontrolliert (Baumann und Beer, 2007).

Antriebssysteme

Neuere und ältere Nickel-Titan-Aufbereitungsinstrumente werden heute von computer-gesteuerten Motoren mit Drehmoment- und Drehzahlsteuerung angetrieben. Unterscheiden lassen sich die Motoren in Bezug auf ihre Einstellungsmöglichkeiten für Drehmomente, Drehzahl bzw. eine feilenspezifische Programmierung. Zu den Motoren mit stufenspezifischer Drehmomentprogrammierung gehören ATR Tecnika (Dentsply), K3etcm (Kerr), TCM Endo (Nouvag) und Tri Auto ZX (Morita). Der EndoStepper (Phytron) und Endo IT Control (VDW) sind dagegen mit einer feilenspezifischen Programmierung ausgestattet. Außerdem verfügen sie über Funktionen, mit denen blockierte Feilen gelockert werden können (Autoreverse-Funktion/ Twisting, Baumann und Beer, 2007; Klimm, 2003, Abb. 7).



Abb. 7: Beispiele verschiedener Motorsysteme. Links: TCM (Nouvag), Mitte: ATR Tecnika (Dentsply), Rechts: VDW Gold

Laut DGZMK lassen sich die Systeme zur Wurzelkanalaufbereitung wie folgt unterteilen:

1. Maschinelle Systeme mit starrem Bewegungsablauf (Hub- und/oder Rotationsbewegung)
2. Maschinelle Systeme mit modifiziertem Bewegungsablauf (flexibler Bewegungsablauf, schwingende Systeme)
3. Schallvibrations- und Ultraschallsysteme
4. Vollrotierende Systeme mit NiTi-Instrumenten
5. Neuere nicht-instrumentelle Techniken (Laser, Endox, Vakuum-Pumpe)

Der indikations- und situationsbezogene Einsatz einzelner maschineller Systeme als Hilfsmittel für bestimmte Schritte der Therapie ist sinnvoll und empfehlenswert (Tab. 3) (Hülsmann et al., 1999).

Mögliche Anwendungsbereiche maschineller Aufbereitungssysteme	
Entfernung von Kronen	Ultraschall (mit Scaler-Ansatz)
Entfernung von Aufbaustiften	Ultraschall (mit Scaler-Ansatz)
Entfernung von Silberstiften	Ultraschall (Feilen oder Scaler)
Entfernung frakturierter Instrumente	Canal-Finder-System, Canal-Leader-2000 Ultraschall (Feilen, Spezialansätze)
Entfernung von (Zement-)Wurzelfüllungen	Ultraschall (Feilen)
Entfernung von Pastenfüllungen	Ultraschall (Feilen)
Entfernung von Guttapercha	Gates-Glidden, NiTi-Instrumente
Koronale Erweiterung	Gates-Glidden, NiTi-Instrumente stärkerer Konizität
Erschliessen des Wurzelkanals	Canal-finder-System, Canal-leader-2000, NiTi-Instrumente in Crown-down-Technik
Aufbereitung gekrümmter Kanäle	Nickel-Titan-Instrumente
Flaring (Konizität)	Gates-Glidden, Nickel-Titan-Feilen
Reinigung und Desinfektion	Ultraschall (Feilen)
Wurzelkanalspülung	Ultraschall, Canal-Finder-System, Canal-leader-2000
Einbringen des Sealers	Ultraschall

Tab. 3: Mögliche Anwendungsbereiche maschineller Aufbereitungssysteme. Nicht alle der angeführten Einsatzmöglichkeiten sind durch experimentelle und klinische Studien ausreichend abgesichert (Hülsmann et al., 1999)

1.4 Vollrotierende Systeme mit Nickel-Titan-Instrumenten

1.4.1 Nickel-Titan-Legierung

Werkstoffkunde

Im Jahre 1963 wurde im Naval Ordnance Laboratory (Silver Spring, USA) eine neuartige Legierung mit einer annähernd äquiatomaren Zusammensetzung aus Nickel und Titan entwickelt, welche als „Nitinol“ bezeichnet wurde. Die Legierung besteht zu 55 Massenprozent aus Nickel und 45 Massenprozent aus Titan (55-Nitinol) bzw. zu 60 Massenprozent aus Nickel und 40 Massenprozent aus Titan (60-Nitinol).

Wichtige Eigenschaften

Nickel-Titan-Legierung besitzt vier besondere Eigenschaften (Drescher et al., 1990):

- hohes Deflektionsvermögen
- kleiner Elastizitätsmodul
- Formgedächtniseffekt
- Pseudoelastizität

Die thermomechanische Umwandlung

Bei einer Abkühlung wandelt sich die Nickel-Titan (NiTi) -Legierung von einer kubischen Hochtemperaturphase (Austenit) zu einer monoklinen Tieftemperaturphase (Martensit) um. Falls keine äußere Kraft auf ein Bauteil während der Umwandlung von Austenit zu Martensit einwirkt, ist keine makroskopische Gestaltänderung zu beobachten. Diese Umwandlung erfolgt diffusionslos durch Scherbewegungen, das heißt es entsteht kein Platzwechsel der Atome. Der Martensit ist durch Verschieben der Zwillingsgrenzen und durch Scherspannungen verursachte Umklappvorgänge leicht verformbar bis eine einzige Orientierung erreicht ist. Dieser Mechanismus wird auch Entzwillingen genannt. Der Martensit bleibt unverformt, wenn die Temperatur unterhalb der Umwandlungstemperatur bleibt. Bei Überschreiten der Umwandlungstemperatur durch Erwärmung stellt sich die ursprüngliche Kristallorientierung des Austenits wieder ein. Die Umwandlung von Austenit zu Martensit und die Rückumwandlung finden bei unterschiedlichen Temperaturen statt (Abb. 8, Abb. 9).

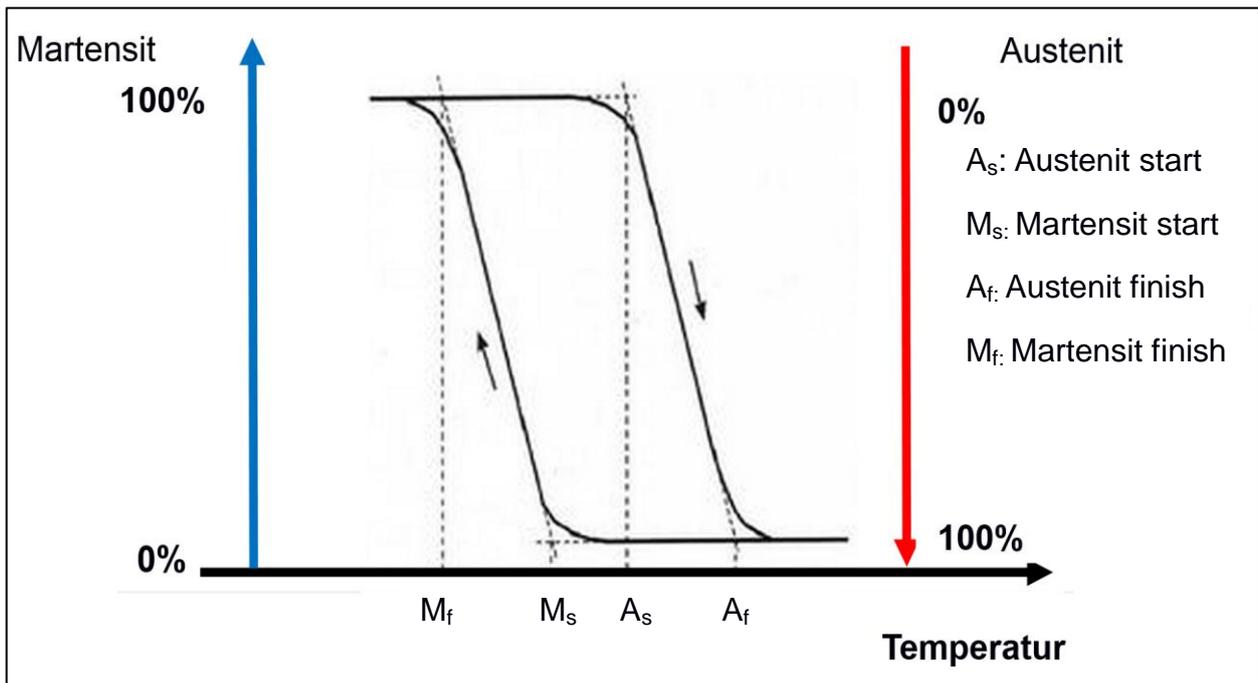


Abb. 8: Umwandlungstemperaturen zwischen Hochtemperaturphase (Austenit) und Tieftemperaturphase (Martensit) (aus Stoeckel, 1992)

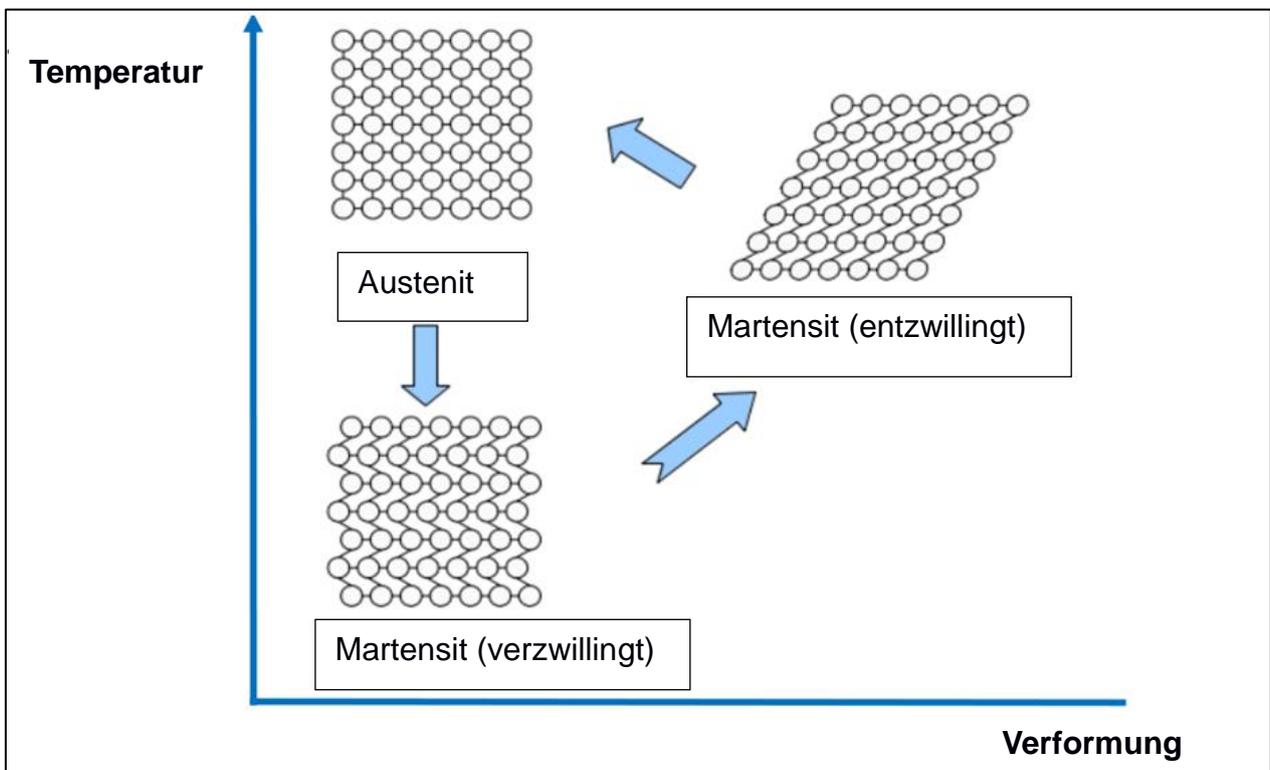


Abb. 9: Martensitische Umwandlung. Durch Erwärmen wird eine Verformung des Materials rückgängig gemacht (aus Degreen, 2006)

Die Umwandlung von Austenit zu Martensit kann in einem bestimmten Temperaturbereich mechanisch induziert werden. Wenn ein Nitinol-Material im Temperaturbereich zwischen A_f und M_d (noch zu definierende Temperatur) mechanisch belastet wird, wird ein Martensit unter dem Einfluss der bestimmten Spannung induziert, das heißt, die Zick-Zack-Anordnung der Atome wird sofort ausgerichtet. Die mechanische Induzierung des Martensits ist energisch günstiger als die Verformung des Austenits mit konventionellen Mechanismen. So können Dehnungen bis zu 10 % ohne bleibende Deformation erreicht werden. Das Material kehrt in seine ursprüngliche Form zurück, sobald die eingesetzte Kraft wegfällt. Wegen der bis um den Faktor 10 höheren elastischen Verformbarkeit der Nickel-Titan-Legierungen werden diese auch als „superelastisch“ bezeichnet. Superelastizität kann anhand des Belastungs/Dehnungs-Diagrammes erläutert werden (Stoeckel, 2000, Abb. 10).

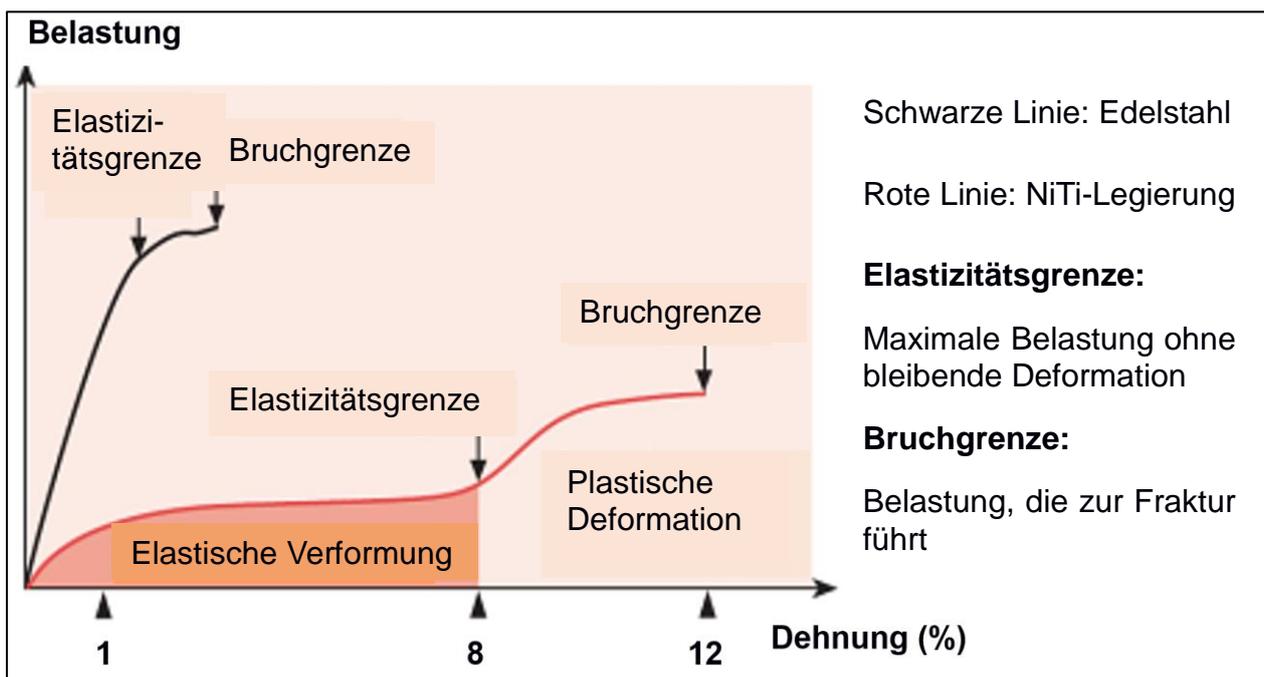


Abb. 10: Belastungs/Dehnungs-Kurve des Edelstahls und Belastungs/Dehnungs-Kurve der Nickel-Titan-Legierung. Elastizitätsgrenzen und Bruchgrenzen werden markiert (Young et al., 2007)

Bei Temperaturen niedriger als M_f bleibt die Verformung nach der Entlastung erhalten. Bei Temperaturen zwischen M_f und A_f wird ein Plateau in einem höheren Spannungsbereich erreicht. Bei Entlastung wird die Verformung teilweise elastisch abgebaut. Dieser elastische Anteil ist spannungsinduzierter Martensit. Der bleibende Anteil der Ver-

formung verschwindet bei Temperaturerhöhung. Eine Verformung bei Temperaturen leicht größer als A_f ist vollständig auf die Bildung spannungsinduzierten Martensits zurückzuführen. Bei Temperaturen deutlich größer als A_f nimmt die permanente Verformung zu. Das Plateau verschwindet bei einer Temperatur, bei der kein Martensit mehr spannungsinduziert gebildet werden kann und die Verformung bleibt (Stoeckel, 2000, Abb. 11).

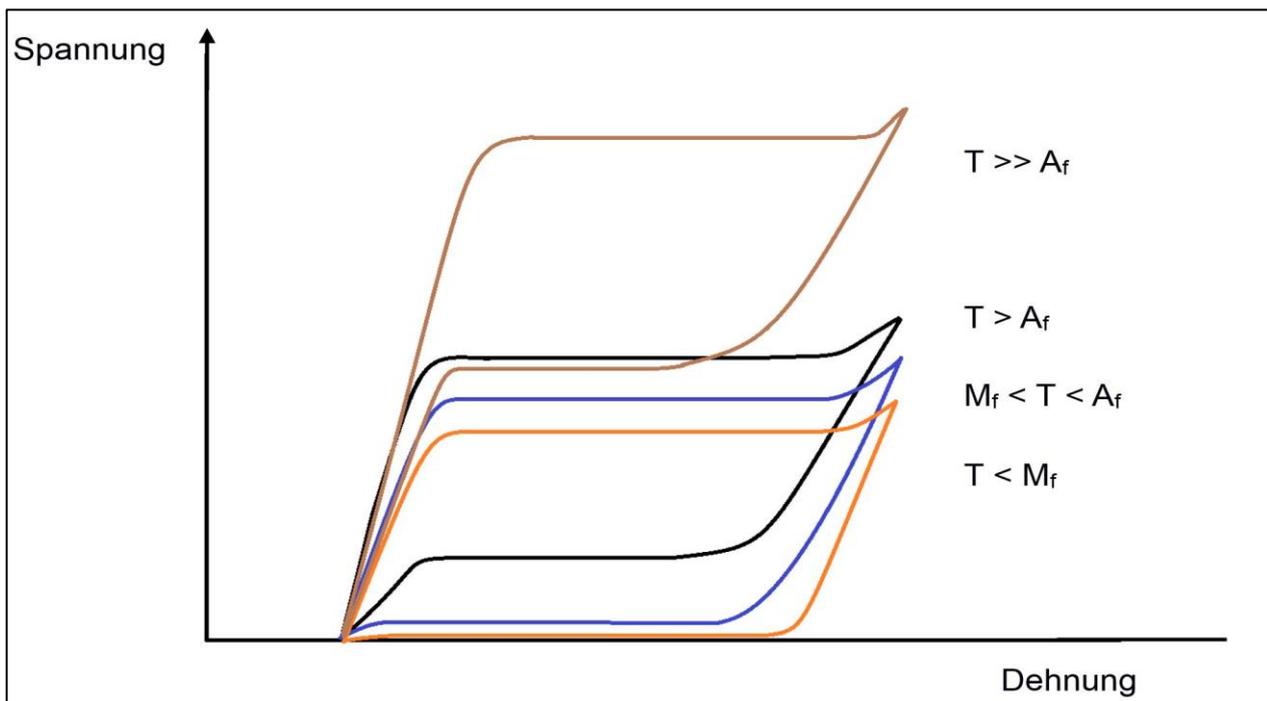


Abb. 11: Spannungs/Dehnungs-Diagramm bei verschiedenen Temperaturen (nach Stoeckel, 2000)

Pseudoelastizität

Die pseudoelastische Eigenschaft der Nickel-Titan-Legierung beruht auf der Umwandlung von Austenit in Martensit durch die einwirkende äußere Kraft und der Bildung von spannungsinduzierten Martensit bei Temperaturen zwischen M_s und M_d (Martensitdeformation). Wird ein NiTi-Draht belastet, so beginnt er mit einer Dehnung in einem linearen Spannungs/Dehnungs-Verhältnis. Bei weiterer Belastung wird Austenit in spannungsinduzierten Martensit umgewandelt. Dadurch bleibt die Spannung unverändert oder nimmt nur gering zu. So wird in dem Spannungs/Dehnungs-Diagramm ein Plateau verzeichnet. Mit Abschluss der Umwandlung in Martensit dehnt sich der Draht wieder in einem linearen Verhältnis und die Spannung steigt. Wird der Draht entlastet, bevor eine

plastische Verformung auftritt, durchläuft er auf dem Entlastungsweg auch eine Plateauphase. Hierbei ist allerdings das Spannungsniveau niedriger als bei der Belastungsphase. Es wird eine sogenannte Hysterese gebildet. Da sich das Spannungs/Dehnungs-Diagramm aus mehreren linearen Teilbereichen zusammensetzt, wird diese Eigenschaft Pseudoelastizität genannt (Abb. 12).

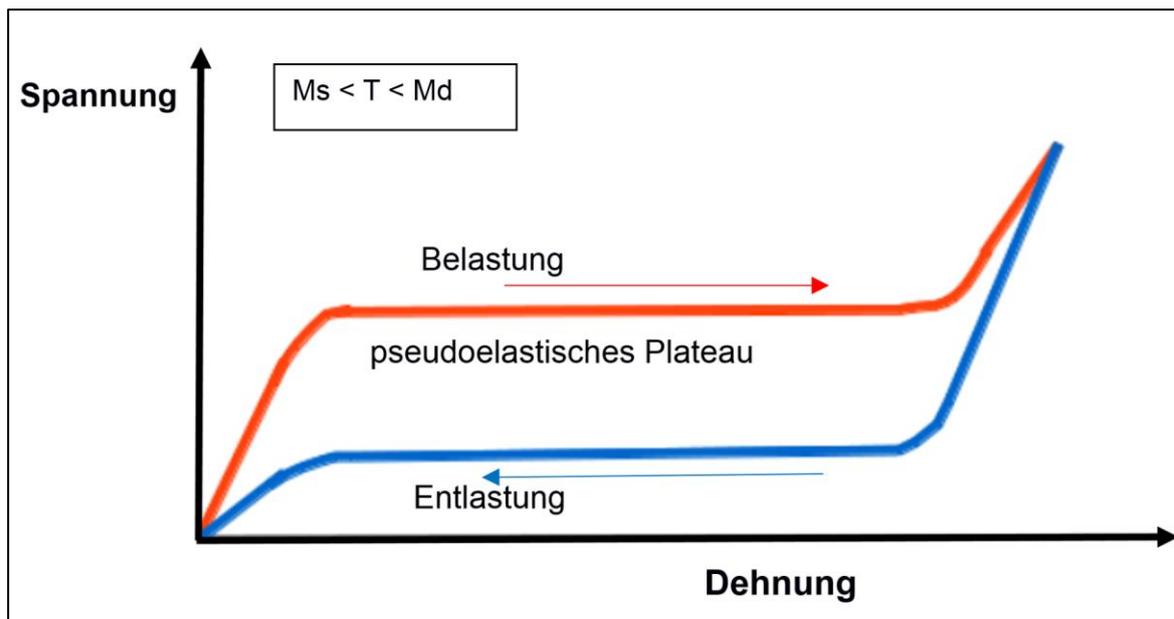


Abb. 12: Spannungs/Dehnungs-Diagramm bei Temperaturen zwischen M_s und M_d . Es ist das pseudoelastische Plateau zu erkennen

Formgedächtniseffekt

Der Formgedächtniseffekt beruht auf der temperaturabhängigen Umwandlung von Austenit in Martensit. Abhängig von der Stärke der Verformung können zwei Effekte beschrieben werden:

1. Einweg-Memory-Effekt: Ein Bauelement wird im martensitischen Zustand verformt. Durch die Erhöhung der Temperatur über A_f kann eine Rückverformung erzielt werden. Kühlt man den Draht jetzt ab, bildet sich wiederum ohne Formänderung verzwillingter Martensit.
2. Zweiweg-Memory-Effekt: Dieser Effekt kann ebenfalls durch Temperaturänderung bei der gleichzeitigen Einwirkung einer inneren Spannung hervorgerufen werden. Damit sich das Bauelement bei Abkühlung an seine definierte Form wieder „erinnert“, muss es durch thermomechanische Behandlungszyklen „trainiert“ werden. So wird bei Abkühlung eine Vorzugsform des Martensit-Gefüges gebildet.

1.4.2 Nickel-Titan-Feilen

Neuere maschinelle Aufbereitungssysteme arbeiten mit Wurzelkanalinstrumenten aus Nickel-Titan-Legierungen und einer 360°-Vollrotation. Der Elastizitätsmodul dieser Legierung beträgt lediglich ein Fünftel des entsprechenden Wertes für Chrom-Nickel-Stahl. Außerdem zeigen sie nach Belastung, die bei Edelmetallinstrumente schon zur plastischen Deformation führt, eine teilweise rückstellbare Verformung durch ihre Pseudoelastizität. Aufgrund dieser Eigenschaften können Instrumente aus Nickel-Titan besser als Instrumente aus Edelmetall oder Titan-Aluminium zur maschinellen Wurzelkanalaufbereitung eingesetzt werden (DGZMK, 2005).

Design und Funktionsweise

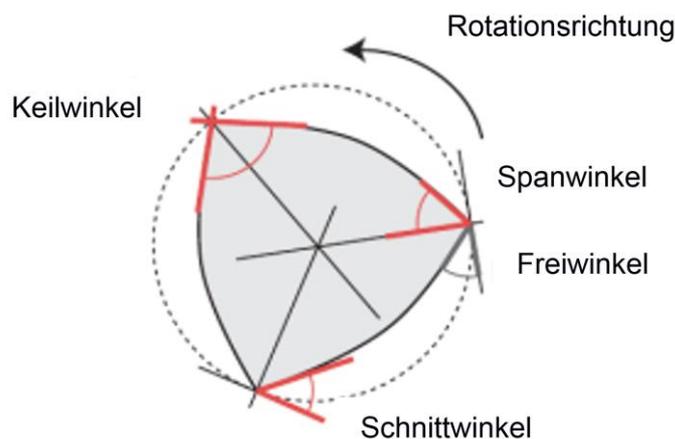


Abb. 13: Geometrie von Nickel-Titan-Instrumenten. Winkelbezeichnung am Querschnitt (Sonntag, 2006)

In Abbildung 13 ist die prinzipielle Geometrie von NiTi-Feilen dargestellt. NiTi-Instrumente besitzen nicht-schneidende Instrumentenspitzen, seitliche Führungsflächen, variierende Konizitäten und verkürzte Arbeitsspitzen. Während Edelmetallinstrumente durch Verdrillung eines quadratischen oder dreieckigen Rohlings hergestellt werden, entstehen die NiTi-Feilen durch Fräsen eines Rohlings, da sie wegen ihres pseudoelastischen Verhaltens nicht verdrillt werden können. Metalle auf Titanbasis sind sehr schwer zu bearbeiten, deswegen verschleißt oft der zur Bearbeitung eingesetzte Fräser. Dies führt dazu, dass die Schneiden am Rohling des Instrumentes nur eine geringe Güte auf-

weisen (Schäfer, 2013). Der Einsatz dieser Instrumente unter maschinell generierter Vollrotation bedingt eine weitergehende passive Arbeitsweise, überwiegend die Anwendung der Crown-down-Technik sowie eine exakte Drehzahlkontrolle und Drehmomentbegrenzung. Da die maschinelle Aufbereitung mit dem Antriebssystem nicht mit permanenter Spülung ausgestattet ist, sind intensive Spülungen und die Anwendung einer Chelatorpaste bei der Aufbereitung zu empfehlen (DGZMK, 2005).

Vergleich Edelstahl und Nickel-Titan

Nickel-Titan-Instrumente weisen ein grundsätzlich anderes Frakturverhalten als Edelstahlinstrumente auf, welches auf die Pseudoelastizität zurückzuführen ist. Während Edelstahlinstrumente bei Belastung plastisch deformiert werden, ist demgegenüber eine makroskopische Deformation der Nickel-Titan-Instrumente nicht erkennbar. Dies hat große klinische Bedeutung. Bei Verklemmung und weitere Drehung der Edelstahlinstrumente in dem Wurzelkanal erkennt der Zahnarzt dies durch eine plastische Deformation. Bei Nickel-Titan-Instrumenten hingegen fehlt der Warnhinweis der plastischen Deformation und die Instrumente werden nicht verworfen, sondern weiter verwendet, was zu einer spontanen Fraktur der Instrumente führen kann (Schäfer, 2013). Neben dem Frakturverhalten ist das Torsionsverhalten ebenfalls ein wichtiges Kriterium zum Vergleichen der Edelstahl- und NiTi-Instrumente. Die Verdrehwinkel der verschiedenen Nickel-Titan-Instrumente liegen in der gleichen Größenordnung wie jene vergleichbarer Edelstahlinstrumente, die Bruchfestigkeitswerte hingegen aber unter denjenigen der analogen Edelstahlinstrumente (Schäfer, 2013). Für die Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle sind Nickel-Titan-Instrumente besser geeignet als Edelstahlinstrumente. In zahlreichen In-vitro-Studien wurde übereinstimmend die gute Erhaltung der Kanalkrümmung in gekrümmten Wurzelkanälen beschrieben (DGZMK, 2005; Schäfer, 2013).

1.4.3 Umgang mit vollrotierenden Nickel-Titan-Instrumenten

Die generelle Empfehlung zum Umgang mit vollrotierenden NiTi-Instrumenten (mod. nach Lumley et al., 2006) lautet:

- Sicherstellen eines gradlinigen Zugangs zum Kanalsystem.
- Wurzelkanäle beständig geflutet halten. Spülen, rekapitulieren und erneut spülen nach jedem Instrumenteneinsatz.
- Verwendung drehmomentbegrenzter Motoren mit Torque-Werten und Umdrehungszahlen entsprechend der Herstellerempfehlung.
- Instrumente nur mit minimalem apikalen Druck einsetzen. Instrumente stets in sanften Auf- und Ab-Bewegung führen.
- Schneidezeit so weit als möglich minimieren, nach Erreichen der gewünschten Länge Instrument sofort entnehmen.
- Vorzugsweise Feilen in einer Crown-Down-Technik verwenden.

1.5 Untersuchungsmethoden metallischer Werkstoffe

Der Biegeversuch

Wegen der Krümmung der Wurzelkanäle werden die Instrumente zur Wurzelkanal-aufbereitung überwiegend auf Biegung beansprucht, deswegen ist eine Prüfung der Feilen im Biegeversuch zu empfehlen. Folgende verschiedene Biegeversuche sollen hier vorgestellt werden:

- Biegeversuch mit einseitig fester Einspannung: In einem definierten Abstand L wird ein einseitig eingespannter Draht um einen definierten Weg ausgelenkt. Die entsprechende Kraft wird gemessen.
- Dreipunktbiegeversuch: Ein auf zwei Auflagerungspunkten frei aufliegender Draht wird durch einen Stempel, der auf die Mitte des Drahtes drückt, um einen definierten Weg ausgelenkt. Die dabei entstehende Kraft wird gemessen.
- Vierpunktbiegeversuch: Der Versuch ist ähnlich dem Dreipunktbeigeversuch. Es handelt sich jedoch nicht um einen punktuell, sondern um einen flächig ansetzenden Stempel.

Der Zugversuch

Im Zugversuch wird die Spannung im Verhältnis zu Dehnung gemessen. Dabei ist das Hookesche Gesetz wichtig:

$$\sigma = E \cdot \varepsilon$$

σ ist die Spannung, deren Einheit N/m^2 bzw. Pa ist. Die Dehnung ε wird in % angegeben. E ist der Elastizitätsmodul mit der Einheit N/m^2 . Der Elastizitätsmodul ist ein Maß für die Steifigkeit eines Werkstoffs. Er entspricht im Spannung/Dehnungs-Diagramm der Geradensteigung im linear-elastischen Bereich. Bei weiterer Dehnung geht der linear-elastische Bereich in einen nichtlinear-plastischen Bereich über. Die Grenze zwischen den beiden Bereichen nennt man Proportionalitätsgrenze.

2. Zielsetzung

Die genaue Kenntnis der Eigenschaften eines Materials erlaubt einen gezielten Einsatz mit Einschätzung von Indikationen und Grenzen. Zur Überprüfung einer uneingeschränkten Empfehlbarkeit von Nickel-Titan-Feilen sowie der Darstellung der Unterschiede zu alternativen Feilen wurden in dieser Arbeit verschiedene NiTi-Feilen im Vergleich in Bezug auf die folgenden Fragestellungen untersucht:

- Wie hoch ist jeweils die Temperaturänderung im Wurzelkanal während der Aufbereitung mit den verschiedenen Typen von NiTi-Feilen?
- Existieren signifikante Unterschiede hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften zwischen den verschiedenen Typen von NiTi-Feilen im reinen Biegeversuch?
- Existieren signifikante Unterschiede hinsichtlich der mechanischen Eigenschaften zwischen den verschiedenen Typen von NiTi-Feilen im Rahmen einer biomechanischen Simulationsmessung?

3. Material und Methoden

3.1 Material

In der vorliegenden Arbeit wurden fünf Feilentypen von drei verschiedenen Anbietern untersucht. Nach Möglichkeit wurden Feilen mit ISO 25 und einer Konizität von 8 % (08/25) vermessen. Falls diese nicht zur Verfügung standen, wurden Feilen mit ähnlicher Größe und Konizität gewählt.

In der folgenden Tabelle werden die Feilen vorgestellt. Zu jedem Feilentyp finden sich Angaben über Hersteller, ISO-Größe, Konizität und die entsprechende Kurzbezeichnung der Feilen.

Feilen Typ	Hersteller	ISO und Konizität	Anzahl	Kurzbezeichnung
Flexmaster	VDW GmbH, München	25, 4 %	15	FM
Reciproc	VDW GmbH, München	25, 8 %	15	RP
Wave One	Densply Maillefer, Schweiz	25, 8 %	15	WO
The Twisted File	Sybron Endo, Orange, CA, USA	25, 8 %	15	TF
Protaper	Densply Maillefer, Schweiz	F2	15	PT

Tab. 4: Übersicht über die untersuchten Instrumente. Hersteller, Größe, Anzahl der Feilen und Kurzbezeichnungen werden genannt

Die Wurzelkanalinstrumente für die maschinelle Aufbereitung unterscheiden sich etwas im Aufbau des Griffes von den herkömmlichen Instrumenten für die manuelle Instrumentierung, da der Griff ins Winkelstück eingespannt wird und dementsprechend geformt ist. Die ISO-Größe der Instrumente ist farblich gekennzeichnet (ISO 25 roter Ring). Bei der Kennzeichnung der Konizität gibt es keine einheitliche Markierung aller Instrumente. In den folgenden Bildern und Tabellen sind die genauen Informationen über die Instrumente dargestellt.

Feile	Spezielle Eigenschaften
Flexmaster  (FlexMaster, 2013)	<ul style="list-style-type: none"> - Schneiden Typ „K“, konvexer Querschnitt, inaktive Instrumentenspitze - 25 mm Gesamtlänge, 19 mm Arbeitslänge
Reciproc  (Reciproc, 2013)	<ul style="list-style-type: none"> - Reziprok rotierendes One File-System, S-förmiger Querschnitt, nicht-schneidende Instrumentenspitze - 25 mm Gesamtlänge, 16 mm Arbeitslänge
Wave One  (Waveone, 2013)	<ul style="list-style-type: none"> - Reziprok rotierendes One File-System - 25 mm Gesamtlänge
The Twisted File  (TF, 2013)	<ul style="list-style-type: none"> - Dreieckiger Querschnitt, wird nicht gegen die Kristallstruktur in Form geschliffen, nicht-schneidende Pilotspitze - 27 mm Gesamtlänge
Protaper  (Protaper, 2013)	<ul style="list-style-type: none"> - Dreieckiger Querschnitt, variabler Schneidekantenwinkel, nicht-schneidende Führungsspitze - 25 mm Gesamtlänge

Tab. 5: Übersicht über spezielle Eigenschaften der untersuchten Feilen

3.2 Methode

3.2.1 Messung der Temperaturentwicklung in Endodontie-Übungsblöcken

3.2.1.1 Versuchsaufbau

Das biomechanische Verhalten der NiTi-Feile ist temperaturabhängig. Um die Temperatur in den Wurzelkanälen während der Wurzelkanalaufbereitung zu ermitteln, wurde in dieser Messung die durch die Aufbereitung verursachte Temperaturänderung mittels einer Wärmebildkamera (VarioCam hr von der Firma infratec) gemessen.

3.2.1.2 Versuchsdurchführung

Der simulierte Wurzelkanal in dem plastischen Übungsblock (s. Abb. 14) wurde vor der Messung mit Handfeilen (K-Feilen) bis ISO 20 aufbereitet. Dies nennt man den sogenannten Gleitpfad. Er dient als Vorbereitung für die maschinelle Aufbereitung.

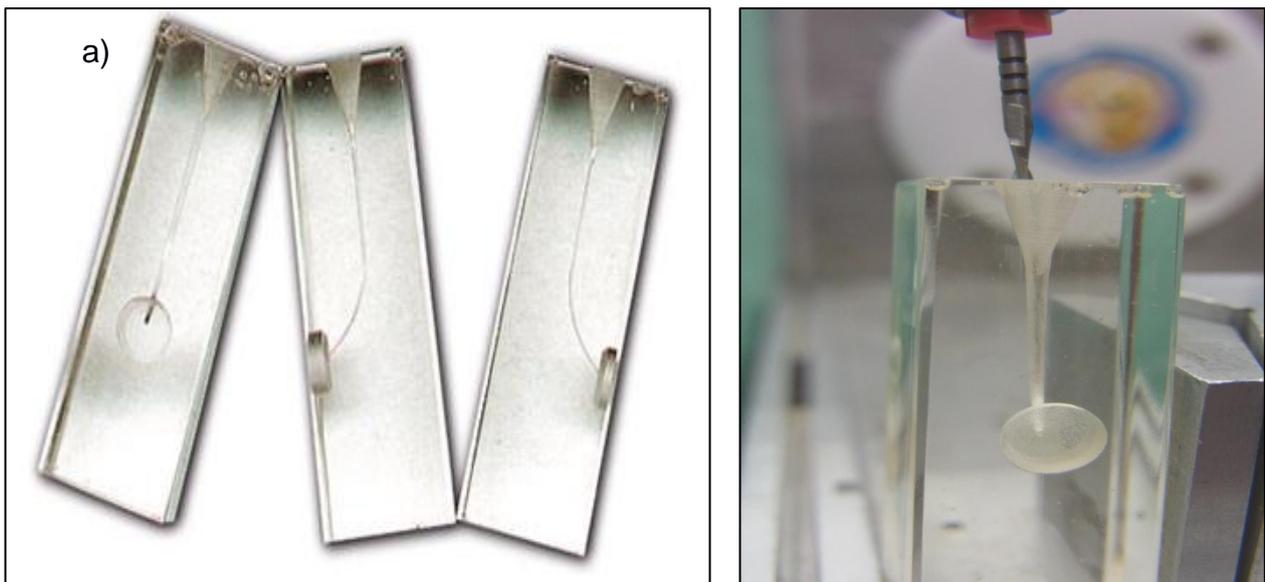


Abb. 14: a) Endodontie-Übungsblöcke in verschiedenen Ansichten b) NiTi-Feile in dem simulierten Wurzelkanal des Endodontie-Übungsblocks

Die Übungsblöcke wurden anschließend im Labor gelagert, so dass sie Raumtemperatur erreichten. Danach wurden sie vor der Wärmebildkamera fest eingespannt. Dabei sollte der Apex (Ausgangspunkt im Block) in Richtung Kamera zeigen (Abb. 15). Die Kanäle wurden dann mit den NiTi-Feilen nach dem jeweiligen Anwendungshinweis aufbereitet. Die Kanäle mussten nach jedem Eindringen der Instrumente mit Wasser durchgespült und danach getrocknet werden. Die Temperaturänderung wurde gemessen.

sen und aufgezeichnet. In dieser Messung wurden zu jedem Feilentyp jeweils drei Proben getestet. Für die Protaper-, FlexMaster- und TF-Feilen wurde ein Endomotor mit Drehmomentprogrammierung (ATR Tecnika, Densply) verwendet. Die dabei eingestellten Drehmomente und Umdrehungszahlen waren: Protaper (4-7 Ncm, 250 rpm), FlexMaster (2 Ncm, 250 rpm), TF (4-5 Ncm, 500-600 rpm). Für die Reciproc- und Wave One-Feilen wurde VDW Gold mit feilenspezifischer Programmierung verwendet.

3.2.1.3 Auswertung

Im Temperatur/Zeit-Diagramm stellt sich die Temperatur zu jedem entsprechenden Zeitpunkt dar. Für die endodontische Anwendung ist es von besonderem Interesse, wie hoch die maximale Temperaturentwicklung während der Wurzelkanalaufbereitung mit NiTi-Feilen ist. Für jede Probe wurde die entsprechende maximale Temperaturentwicklung ausgewertet, für jeden Feilentyp der Mittelwert gebildet und in einer Tabelle darge-

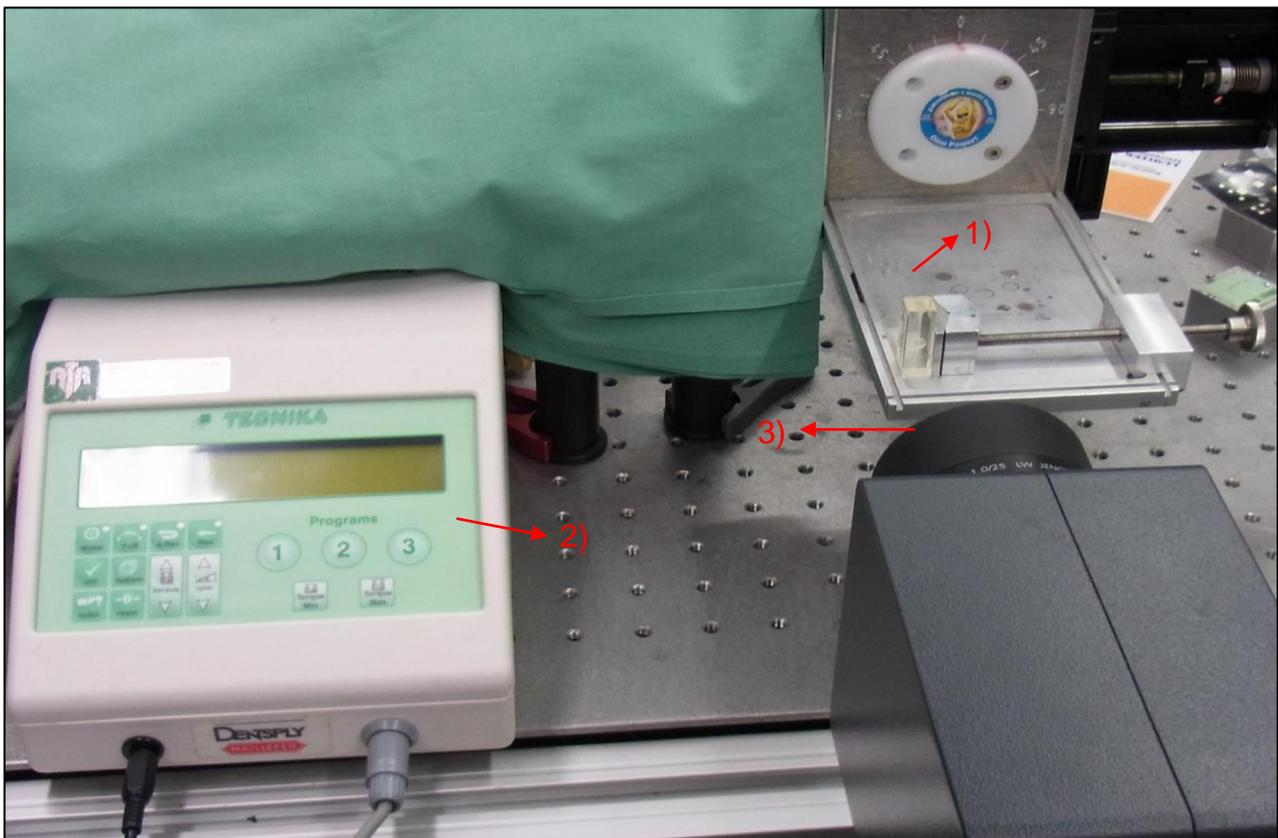


Abb. 15: Messung der Temperatur im Endoblock mittels Wärmebildkamera. 1) Endodontie-Übungsblock, 2) Endomotor, 3) Wärmebildkamera

stellt. Die Ergebnisse wurden in weiteren Messungen (Biegeversuche) berücksichtigt. Die verwendete Temperatur sollte der Mundtemperatur (37 °C) zuzüglich der Temperaturentwicklung während des Instrumenteneinsatzes entsprechen.

3.2.2 Reiner Biegeversuch

3.2.2.1 Versuchsaufbau

Bei Messungen der NiTi-Feilen im reinen Biegeversuch müssen zwei besondere Voraussetzungen erfüllt sein. Zum einen muss bei der Biegung ein konstanter Krümmungsradius eingehalten werden, so dass die Biegemomente als Funktion des Biegewinkels erzeugt werden. Zum anderen muss die effektive Feilenlänge konstant sein. Mit dem Messplatz FLEX (Plietsch, 1993) wurden die Feilen in einem Biegeversuch in reiner

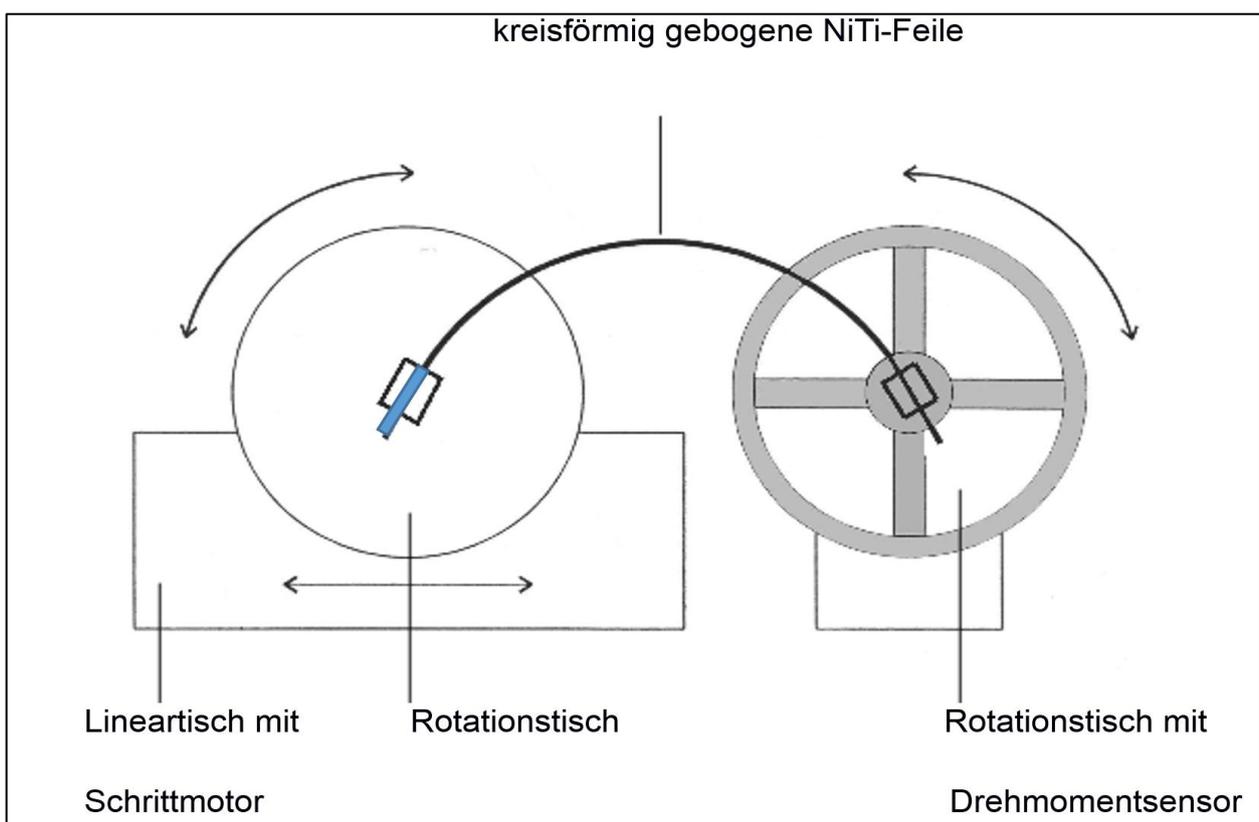


Abb. 16: Schematische Darstellung des Biegemessplatzes FLEX. Das Flex verfügt über zwei Rotationstische, einen Lineartisch sowie einen Drehmomentsensor, wodurch eine kreisförmige Biegelinie erzeugt werden kann. Gleichzeitig kann das Drehmoment gemessen werden (aus Plietsch, 1993)

Biegung zur Ermittlung der Biegemoment/Biegewinkel-Kurven untersucht. Der Aufbau des Biegemessplatzes ist in der Abbildung 16 dargestellt. Der FLEX besteht aus zwei Rotationstischen. Auf einem ortsfesten Rotationstisch ist ein hochempfindlicher Biegemomentsensor montiert. Der andere Rotationstisch ist auf einem Lineartisch befestigt. Die Naben der Rotationstische dienen als Einspannpunkte für die Enden der Feilen.

Die Feilen wurden während des Messvorgangs fixiert und mit Hilfe eines Lineartisches mit Schrittmotorsteuerung einander angenähert. Da die mechanischen Eigenschaften von Nickel-Titan-Legierungen temperaturabhängig sind, befand sich der Messaufbau innerhalb einer Plexiglashaube (Abb. 17).

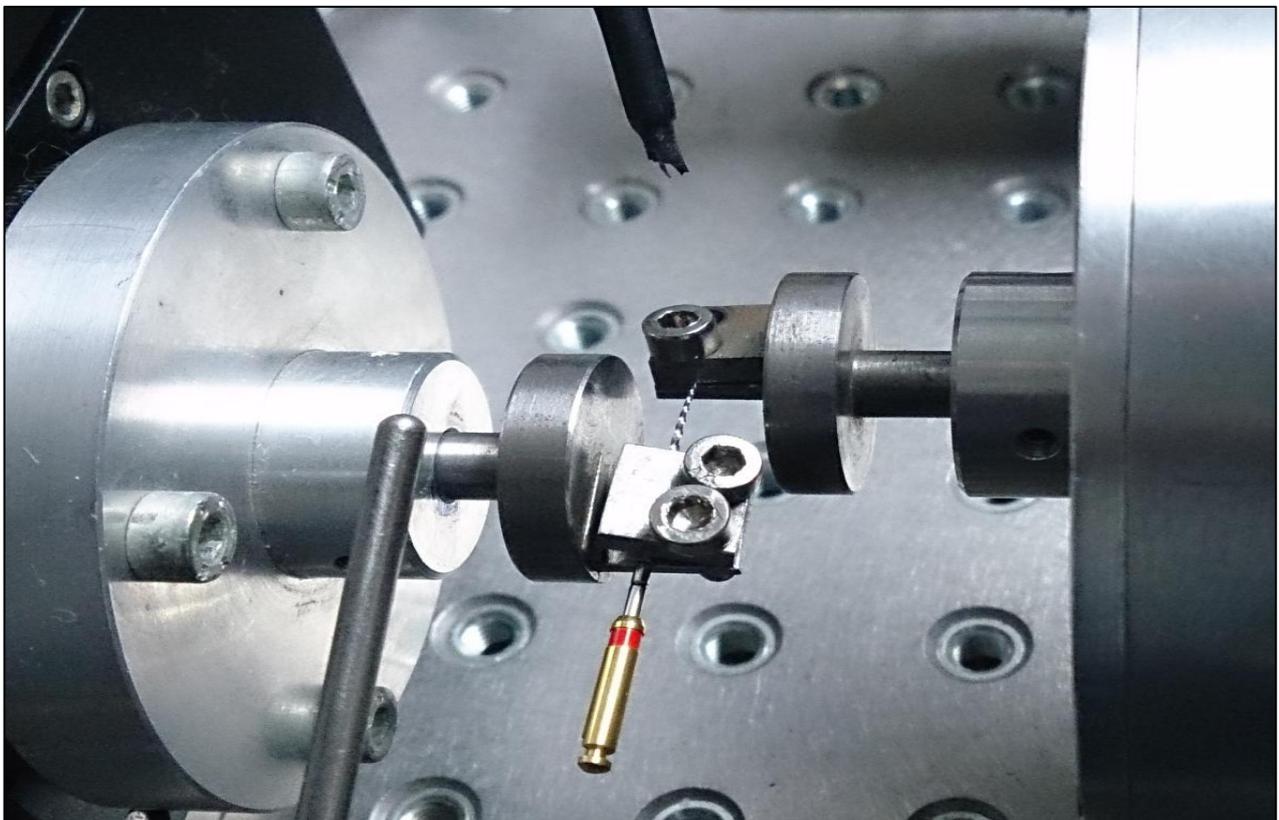


Abb. 17: Die NiTi-Feile ist in den beiden Rotationstischen eingespannt und gebogen

Mit Hilfe einer geregelten Heizung wurde die Temperatur während der Messung auf eine bestimmte Temperatur eingestellt. Die Temperatur wurde jederzeit durch ein elektronisches Thermometer kontrolliert. Die Temperaturmessungen im vorangegangenen Versuchsteil bestimmten die Messtemperaturen. Über eine A/D-Interfacekarte erfolgte der Datenaustausch zwischen dem Steuerrechner und der Messapparatur. Die Daten wur-

den in Echtzeit übertragen und tabellarisch aufgelistet. Das Programmsystem von FLEX ermöglicht die Steuerung der Messapparatur. Das Programm dient der Datenerfassung, Darstellung des Biegemoment/Biegewinkel-Diagramms, Weiterverarbeitung von Biegemoment/Winkel-Messdaten und es ermöglicht die Bestimmung der Elastizitätsparameter (Plietsch, 1993).

3.2.2.2 Versuchsdurchführung

Messung im Flex zur Abhängigkeit von der Temperatur

Mehrere Proben von Wave One wurden jeweils bis zu unterschiedlichen Endwinkeln mit der FLEX-Messapparatur gebogen. Die Messlänge betrug bei allen Proben 23 mm. Die Feilen wurden unter 30 °C gebogen. Die Anfangswinkel der Biegemessung waren stets 0 Grad. Der Endbiegewinkel betrug jeweils 20 °, 30 °, 40 °, 50 ° und 60 °. Die tatsächlichen Biegewinkel waren entsprechend doppelt so groß.

Um das Biegeverhalten von den Feilen in verschiedenen Temperaturen im Diagramm darzustellen, wurden noch zwei Probefeilen jeweils mit einer Temperatur von 37 °C und 40 °C bis zu 60 Grad gebogen.

Reiner Biegeversuch aller Feilenproben

Der Abstand zwischen den jeweiligen Einspannpunkten der beiden Tische und damit die Messlänge betrug in dieser Studie 10 mm. Auf der Feile wurde 2 mm vor der Spitze rot markiert, um sie in der Messung genau auf dieser Stelle einzuspannen. Die Anfangswinkel der Biegemessung waren stets 0 Grad, d.h. die Feilen waren gerade. Der Endwinkel betrug 40 Grad. Beim Biegen sollten keine bleibenden Verformungen der Feilenproben auftreten. Da die Winkelausgabe der FLEX-Messapparatur pro Rotations-tisch erfolgt, ist der tatsächliche Biegewinkel doppelt so groß. Die Temperatur wurde dem Feilentyp entsprechend eingestellt. Die Werte der Messtemperaturen wurden entsprechend der Temperaturmessungen in dem Versuchsteil 3.2.1 festgelegt. Zu jedem Feilentyp wurden fünf Proben getestet und jede Probe wurde zweimal getestet. Nach der ersten Messung wurde die Probe vor der zweiten Messung leicht umgedreht und wieder fest eingespannt. Dabei blieb die Messlänge unverändert.

3.2.2.3 Versuchsauswertung

Im Biegemoment/Biegewinkel-Diagramm stellt sich das pseudoelastische Verhalten der untersuchten Nickel-Titan-Feilen dar. Allerdings zeigen die NiTi-Feilen aufgrund ihrer speziellen Geometrie (siehe 1.4.2) und dem unterschiedlichen Schneidenaufbau (Anzahl der Schneiden und deren Neigungswinkeln) bzw. unterschiedlichen Querschnitten ein nicht ganz typisches Spannungs/Dehnungs-Diagramm, d.h. es ist keine typische Hysterese zu erkennen, sondern eher ein geschwungenes untypisches Diagramm (Abb. 18). Das pseudoelastische Verhalten der Nickel-Titan-Legierung ist aber gut dargestellt. Die folgende Abbildung soll dies verdeutlichen.

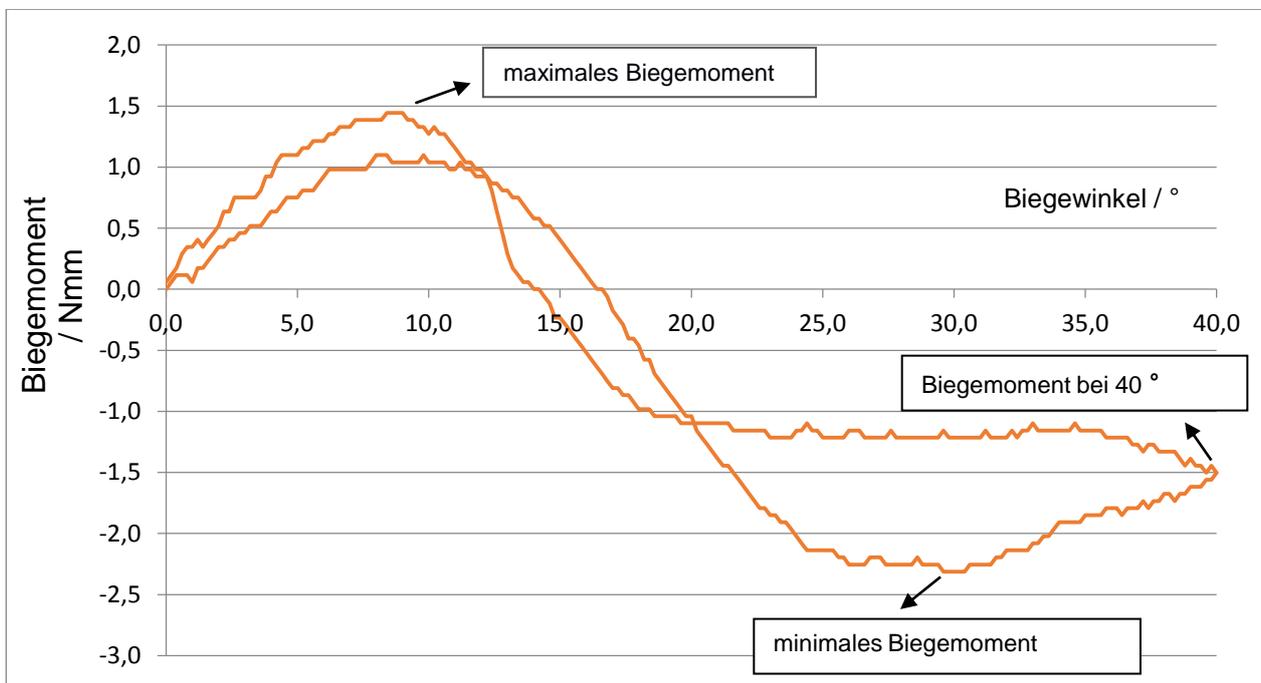


Abb. 18: Beispielhaftes Biegemoment/Winkel-Diagramm der NiTi-Feile (FM). Das Diagramm von FM zeigte einen geschwungenen Kurvenverlauf, der durch die spezielle Feilenform entstand

Für die endodontische Anwendung von besonderem Interesse sind folgende Parameter

(Abb. 18):

- maximales Biegemoment
- minimales Biegemoment
- Biegemoment beim Endwinkel von 80 ° (40 ° je Rotationstisch)

Aus den bereits beschriebenen Versuchsreihen wurden für jede Feile bezüglich der einzelnen Parameter Mittelwerte gebildet und diese im graphischen Vergleich dargestellt.

3.2.3 Messung der Nickel-Titan-Feilen bei S-förmiger Deformation

3.2.3.1 Versuchsaufbau

Die NiTi-Feile wird während der Wurzelkanalaufbereitung nicht nur in eine Richtung gebogen sondern meistens auch S-förmig verformt. Um die klinische Situation zu simulieren, wurden die NiTi-Feilen in diesem Versuch bei S-förmiger Deformation getestet. Die S-förmige Deformation der Feilen wird durch das Orthodontische Mess- und Simulations-System (OMSS) ermöglicht (Bourauel et al., 1992; Drescher et al., 1991).

Die Instrumentenspitze wurde in einem Kunststoffblock eingebettet. Dabei wurde sie 2 mm vor der Spitze im Kunststoff befestigt. Der Kunststoffblock wurde dann in einem Sensor des OMSS fest eingeschraubt. Der Griff wurde in ein Kunststoffröhrchen eingelegt. Es sollte kaum Friktion zwischen dem Griff und dem Röhrchen bestehen, so dass sich der Griff während der Messung in horizontaler Richtung in dem Röhrchen frei bewegen konnte (Abb. 19). Das Kunststoffröhrchen wurde dann in einem zweiten Sensor eingeschraubt. Die Temperatur wurde durch eine geregelte Heizung eingestellt und mithilfe eines Thermometers zusätzlich kontrolliert.

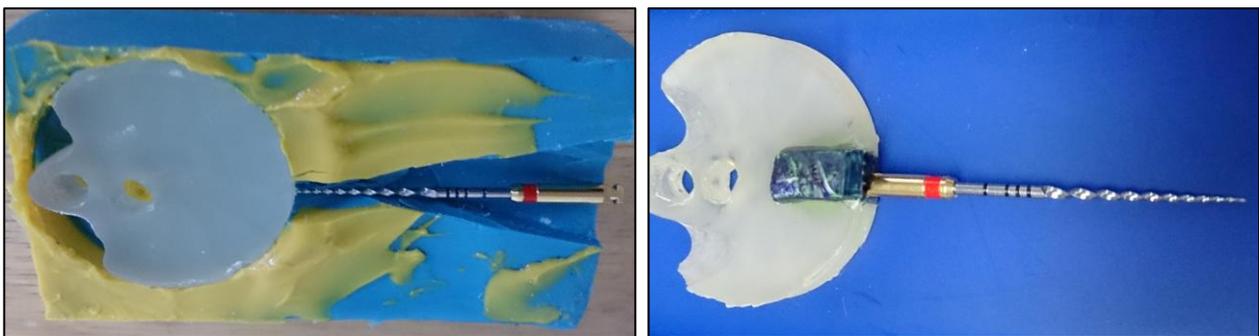


Abb. 19: Im Kunststoff eingebettete Feilenspitze (linke Seite). Der Griff wird in einem Kunststoffröhrchen geführt (rechte Seite)

3.2.3.2 Details zum Orthodontischen Mess- und Simulations-System

Die Krafteinwirkung der Feilen in den Wurzelkanälen erfolgt meistens in verschiedenen Richtungen, auch kombiniert mit Rotation. Diese führt zu andauernden Veränderungen der Kraftvektoren. Für die Ausführung und eine korrekte Erfassung der in den verschiedenen Richtungen wirkenden Kräfte und Drehmomente sind drei translatorische und drei rotatorische Freiheitsgrade in der Steuer- und Messtechnik eines Versuchsaufbaus nötig.

Für diese Messung wurde daher das OMSS (Bourauel et al., 1992) verwendet. Einfache Kraftsysteme bis hin zu komplexen dynamischen Kraftsystemen können mit seiner Hilfe erfasst und ausgewertet werden. Hauptbestandteile dieses Systems sind zwei Messtische, die sich jeweils aus einem Kraft/Moment-Sensor und einem motorisch angetriebenen, dreidimensional beweglichen Positioniertisch zusammensetzen. Die Kraft/Moment-Aufnehmer sind in der Lage, die einwirkenden Kraftsysteme vollständig zu ermitteln, da sie sowohl alle Kräfte als auch alle Drehmomente simultan messen können. Das Computerprogramm „OMSS“ ermöglicht die Ausführung verschiedener Messungen (Bourauel et al., 1992; Drescher et al., 1991, Abb. 20).

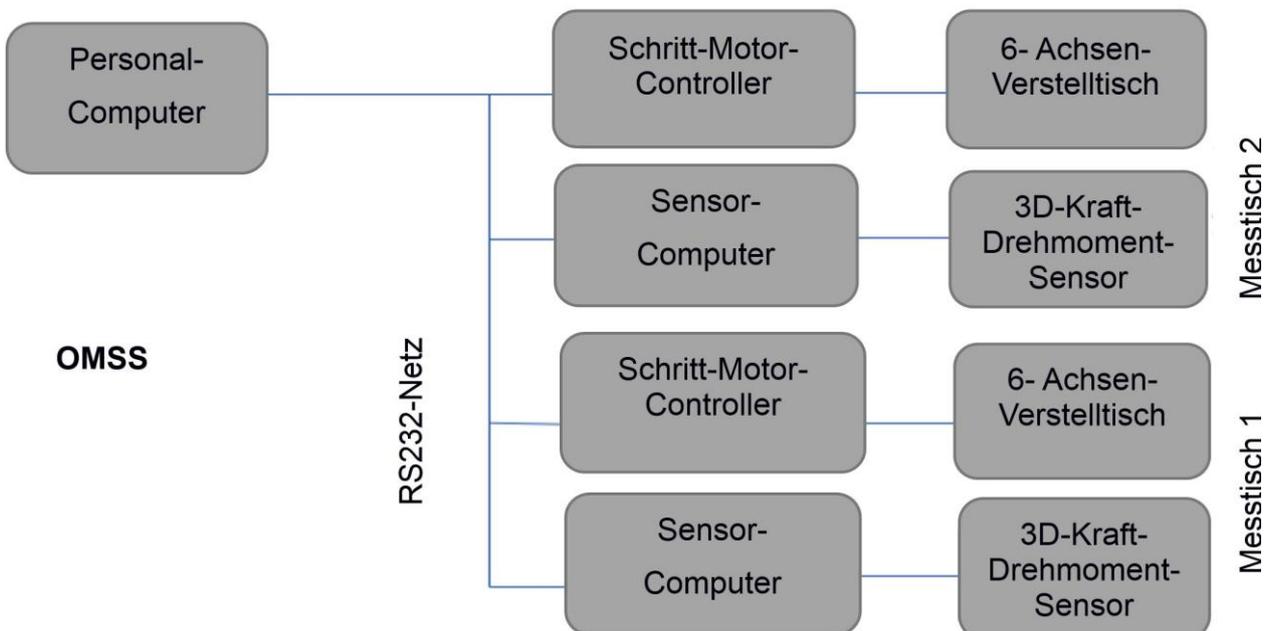


Abb. 20: Schematischer Aufbau des OMSS (nach Bourauel et al., 1992), bestehend aus zwei Messtischen, die sich jeweils aus einem Kraft/Moment-Sensor und einem dreidimensional beweglichen Positioniertisch zusammensetzen

3.2.3.3 Versuchsdurchführung

Die Messung fand bei der Temperatur statt, die durch die Untersuchung 3.2.1 festgelegt wurde. Die Feile wurde gerade und zentrisch eingespannt und überprüft, ob sich die Messeinrichtung für den Biegewinkel und das Biegemoment in Nullstellung befand. Bei der Untersuchung wurde der Sensor oben und unten vertikal jeweils bis zu 5 mm verschoben. Durch diese Bewegung wurde die Feile S-förmig deformiert (Abb. 21). Die entsprechenden Biegemomente und Kräfte wurden bestimmt.

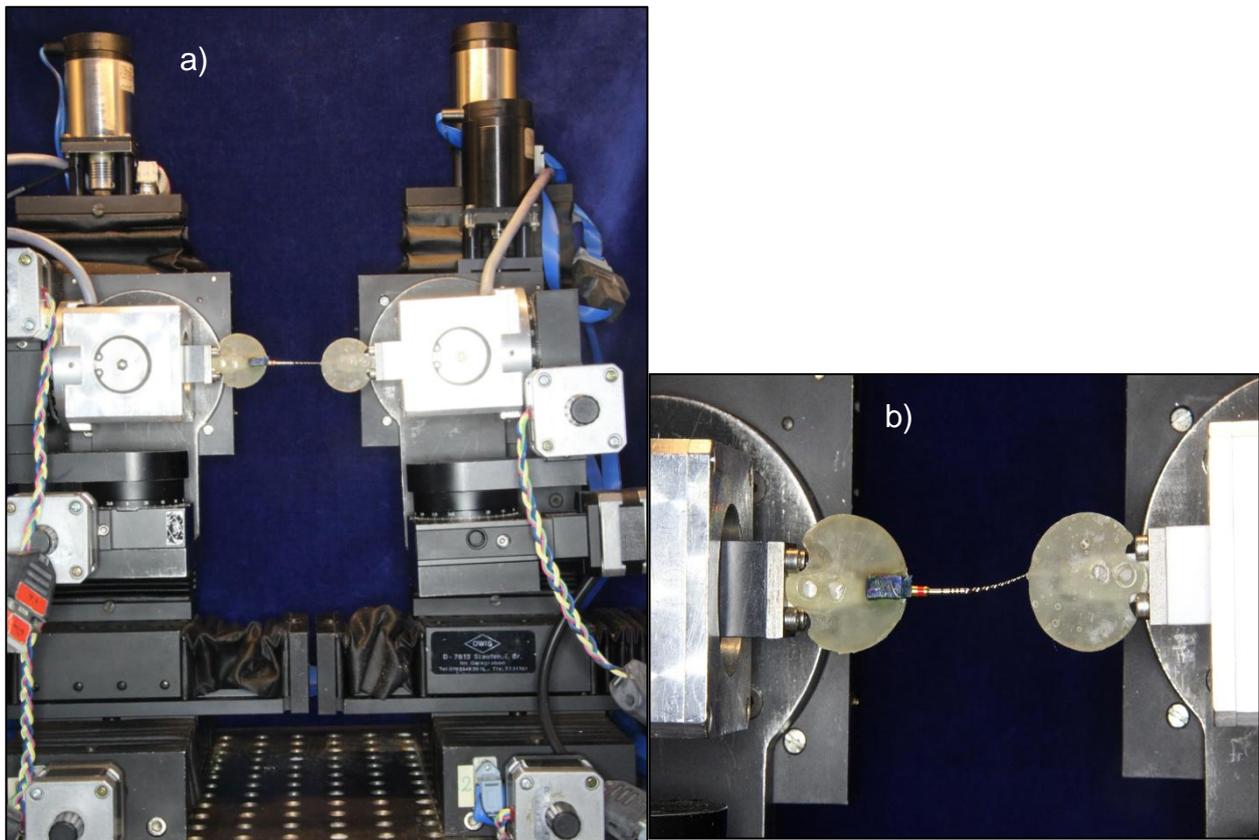


Abb. 21: S-förmige Verbiegung mit dem OMSS bei a) Anfangssituation b) Auslenkung nach oben

3.2.3.4 Versuchsauswertungen

Die maximalen Biegemomente waren bei einer maximalen Auslenkung von 5 mm erreicht. Für die Untersuchung von NiTi-Feilen zur Wurzelkanalaufbereitung sind folgende Parameter von besonderem Interesse:

- Kräfte und Biegemomente auf beiden Sensoren bei einer Auslenkung von +5 mm (nach oben).
- Kräfte und Biegemomente auf beiden Sensoren bei einer Auslenkung von -5 mm (nach unten).

Die entsprechenden Parameter waren F_y (Kraft in y-Richtung), F_z (Kraft in z-Richtung), M_y (Biegemoment um die y-Achse), M_z (Biegemoment um die z-Achse). Auch hier wurden aus den entsprechenden Versuchsreihen Mittelwerte gebildet, und diese in einem graphischen Vergleich gegenübergestellt.

3.2.4 Statistik

Zunächst wurden die Ergebnisse mit Hilfe des Komolgorov-Smirnov-Tests auf Normalverteilung überprüft. In einem zweiten Schritt wurden die Mittelwerte des reinen Biegeversuchs und des S-förmigen Biegeversuchs mit Hilfe des „t-Tests nach Student“ auf signifikante Unterschiede überprüft. Die Signifikanzen wurden in Tabellen nach allen Ergebnissen aufgelistet. Alle statistischen Tests wurden mit den Statistikfunktionen von Microsoft Excel Version 2013 durchgeführt.

4. Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Temperaturmessungen

Die sich während der Wurzelkanalaufbereitung im Endoblock entwickelnden Temperaturen wurden im Videoprogramm dargestellt. Mithilfe des Videos war zu erkennen, dass der größte Temperatursprung stattfand, während die Instrumentenspitze das Foramen apicale erreichte bzw. knapp aus dem Foramen herausragte (Abb. 22). Die in der Temperaturmessung ermittelten Daten wurden dann in Form von Temperatur/Zeit-Diagramm wiedergegeben. Der Anfangszeitpunkt des Diagramms entsprach dem Zeitpunkt einige Sekunden vor Erreichen des Foramen apicale durch die zu untersuchende Feile.

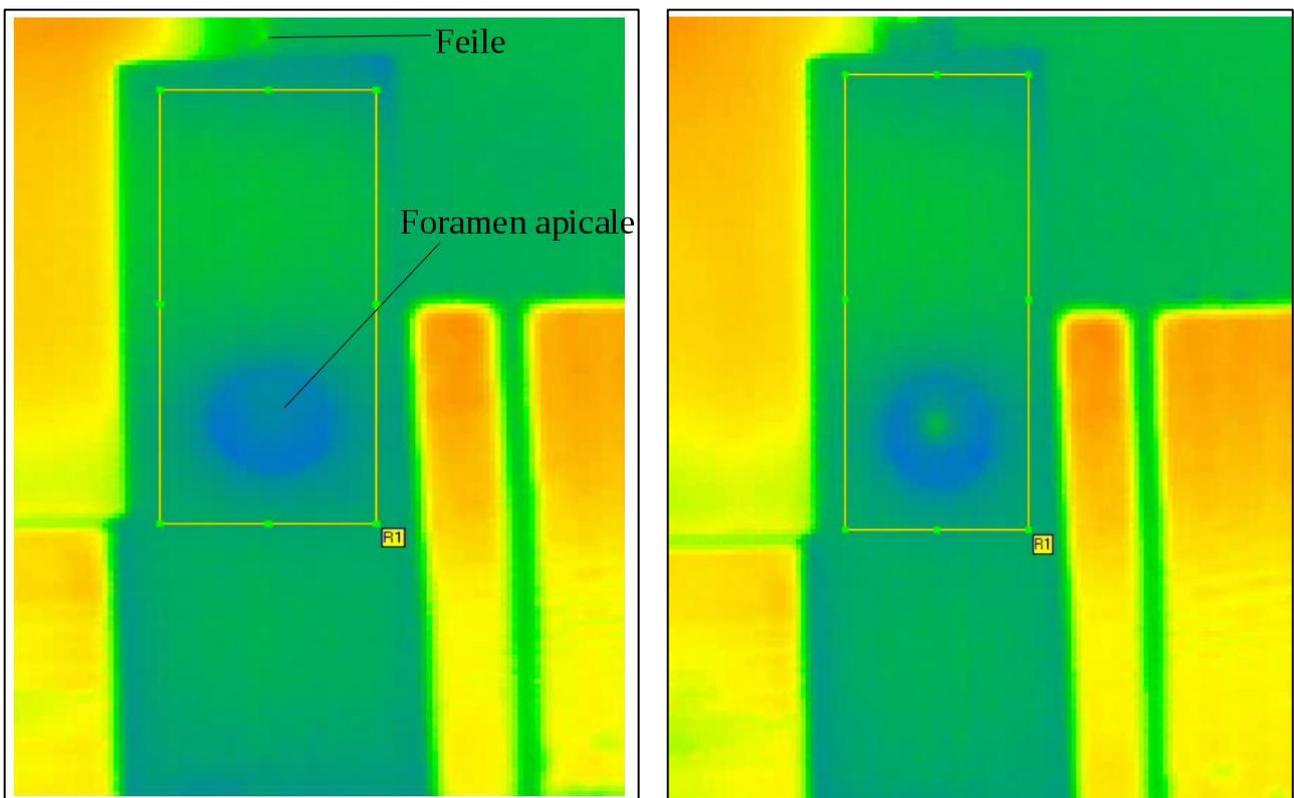


Abb. 22: Wärmebildkameraaufnahme während der maschinellen Aufbereitung (linke Seite). Wärmebildkameraaufnahme beim Erreichen des Foramen apicale durch die Instrumentenspitze (rechte Seite)

4.1.1 Temperatur/Zeit-Diagramme

Zu jedem Feiltyp wurden drei Proben getestet. In folgenden Abbildungen wird zu jedem Feiltyp ein beispielhaftes Diagramm dargestellt (s. Abb. 23, Abb. 24).

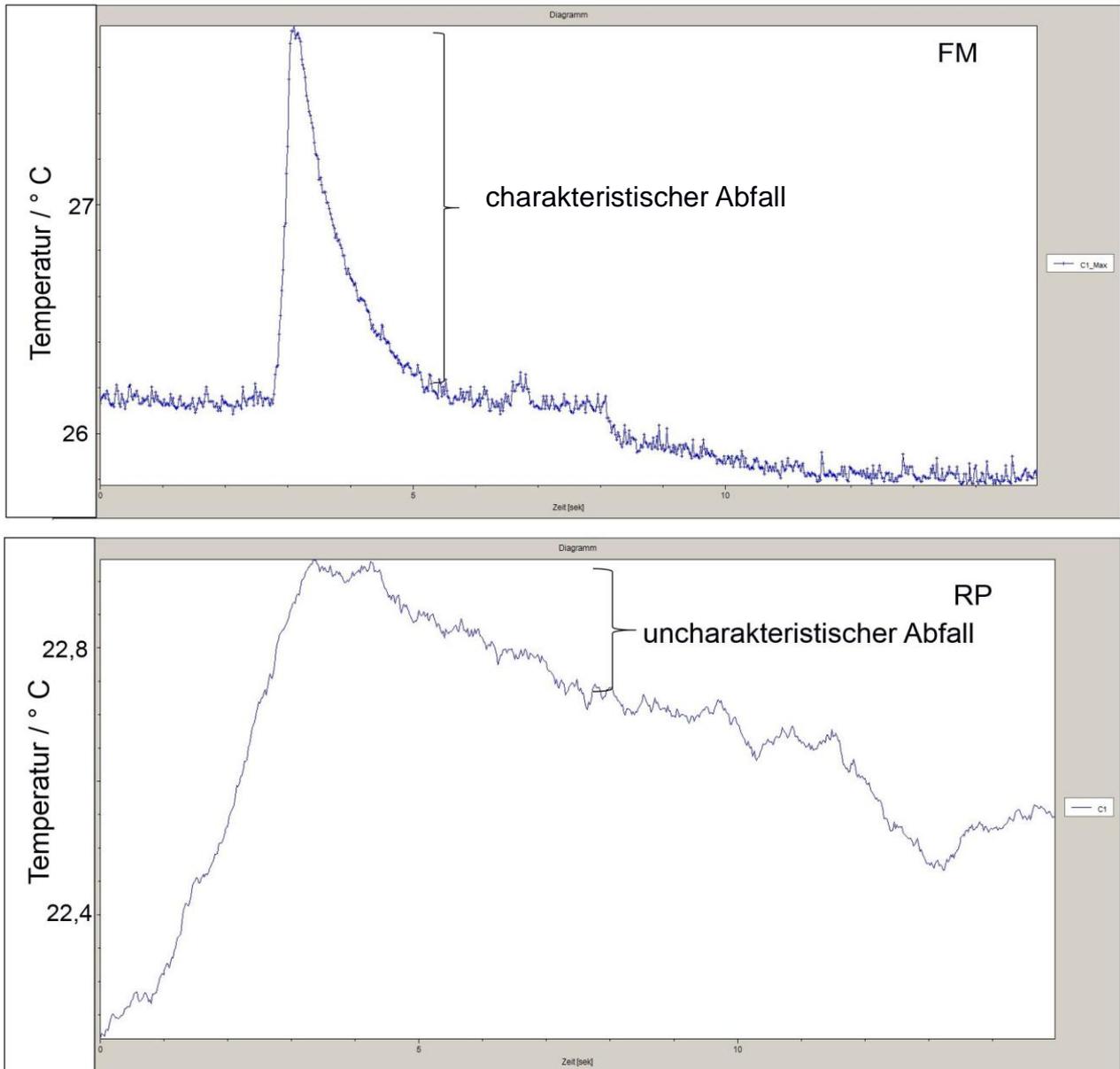


Abb. 23: Beispielhafte Temperatur/Zeit-Diagramme von FM und RP: der Temperatursprung bei FM beträgt 1,6 °C, bei RP 1,0 °C

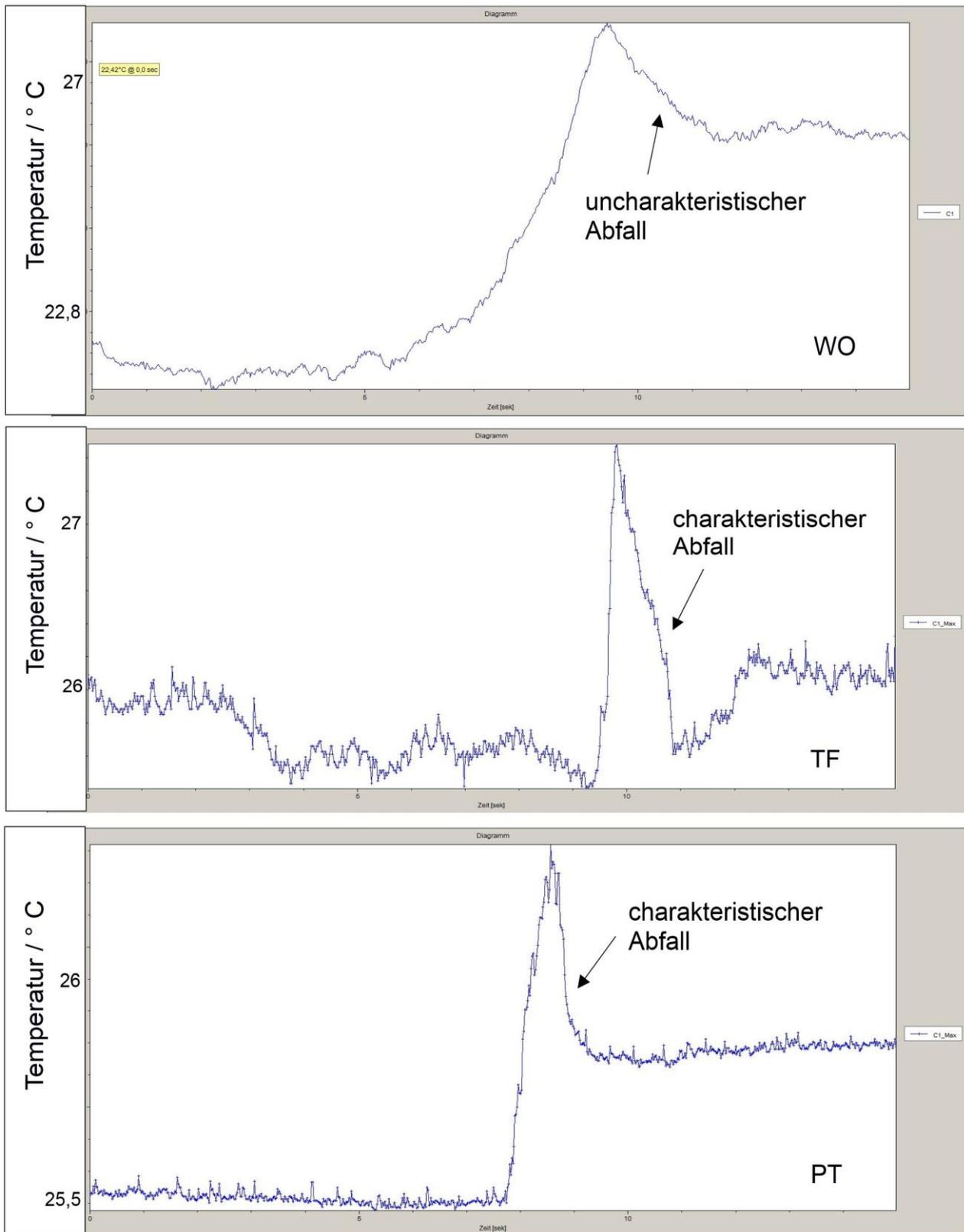


Abb. 24: Beispielhafte Temperatur/Zeit-Diagramme von WO, TF und PT: der Temperatursprung bei WO beträgt 0,9 °C, bei TF 2,2 °C und bei PT 1,0 °C

4.1.2 Mittelwerte der Messergebnisse

Für jede Probe wurde die entsprechende maximale Temperaturentwicklung ausgewertet, für jeden Feilentyp der Mittelwert gebildet und in folgender Tabelle 6 dargestellt.

Feile	Temperaturentwicklung (°C)			
	Messung 1	Messung 2	Messung 3	Mittelwert (Standardabweichung)
FM	1,7	1,5	2,4	1,9 (0,5)
RP	0,6	1,6	0,7	1,0 (0,6)
WO	0,8	0,9	1,2	1,0 (0,2)
TF	2,2	1,5	2,3	2,0 (0,4)
PT	1,0	1,5	2,2	1,6 (0,6)

Tab. 6: Mittelwerte der Temperaturentwicklung der einzelnen Feilen

Das Ergebnis zeigt, dass Reciproc und Wave One kleinere Temperaturentwicklungen verursachten. Die Ergebnisse bestimmten die Temperatureinstellung bei den Biegeversuchen mit FLEX und OMSS (Tab. 7). Die dafür verwendeten Temperaturen errechneten sich wie folgt: Temperatur = Mundtemperatur (37 °C) plus gerundeten Mittelwert.

Feile	FM	RP	WO	TF	PT
Temperatur (°C)	39	38	38	39	39

Tab. 7: Bei den Biegeversuchen mit FLEX und OMSS verwendete Temperaturen

4.2 Ergebnisse des reinen Biegeversuches mit FLEX

Die im reinen Biegeversuch ermittelten Daten werden in Form von Biegemoment/Biege-
winkel-Diagrammen wiedergegeben. Jede Feile besitzt ein charakteristisches Dia-
gramm. Zunächst werden die Ergebnisse der Messung zur Abhängigkeit von der
Temperatur dargestellt.

4.2.1 Biegemoment/Biege- winkel-Diagramme

4.2.1.1 Ergebnisse der Messung im FLEX zur Abhängigkeit von der Temperatur

Die Diagramme zeigten, dass die Biegemomente mit zunehmendem Biege-
winkel steigen (Abb. 25, Abb. 26). Durch ein leichtes Spiel in der Lagerung nimmt die Kurve bei
Biege-
winkeln kleiner ca. 5 ° einen positiven Verlauf ein. Dieser muss bei der Betrachtung
unberücksichtigt bleiben. Danach begann der Messbereich der Vorrichtung. Es ist
deutlich zu erkennen, dass bei gleichem Biege-
winkel ein größeres Biegemoment ent-
steht, wenn die Untersuchungstemperatur erhöht wird. Bei einer Auslenkung von 60
Grad beträgt der Unterschied zwischen den Biegemomenten bei Temperaturen von 30
°C und 37 °C 0,06 Nmm. Der Unterschied zwischen den Biegemomenten bei 37 °C und
40 °C beträgt 0,17 Nmm. Dies bedeutet, dass eine Messung der Temperaturentwicklung
während der Wurzelkanalaufbereitung mit NiTi-Feilen notwendig war, sodass die Tempe-
raturwerte für die weiteren Biegeversuche bestimmt werden konnten.

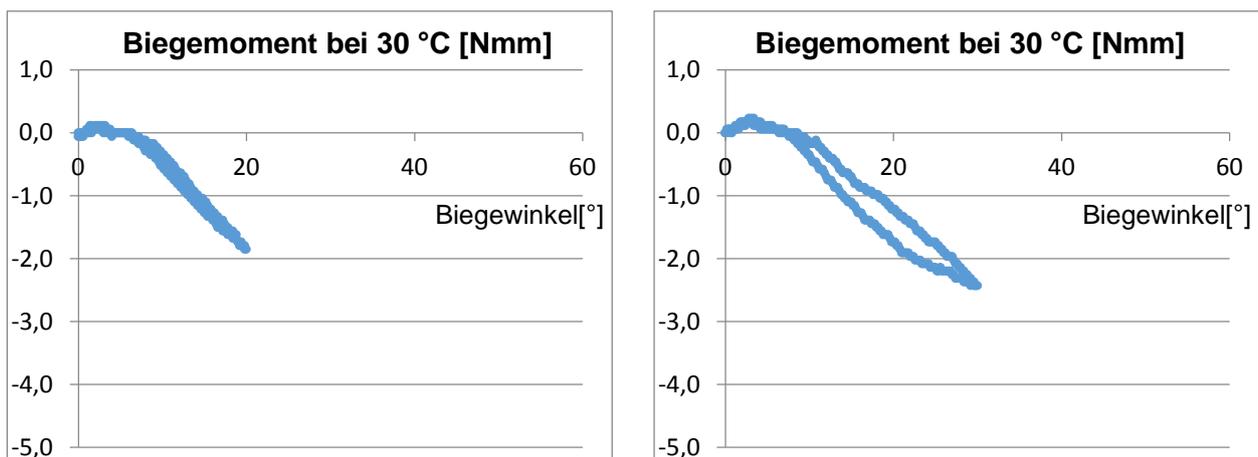


Abb. 25: Biegemoment-Winkel-Diagramme der Messung von WO im FLEX in Abhängig-
keit von der Temperatur (Teil I)

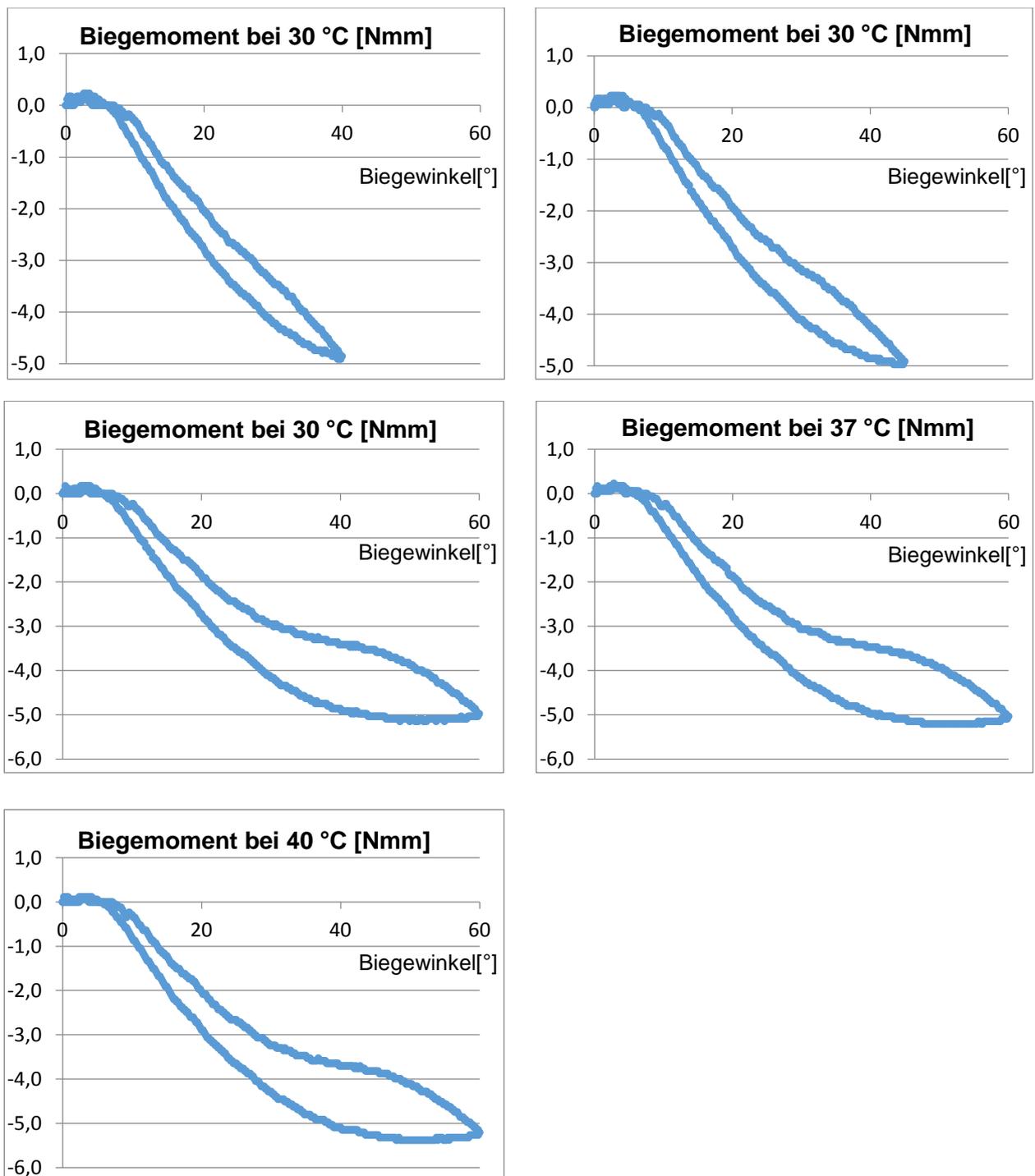


Abb. 26: Biegemoment/Winkel-Diagramme der Messung von WO im FLEX in Abhängigkeit von der Temperatur (Teil II)

4.2.1.2 Biegemoment/Biegewinkel-Diagramme der Nickel-Titan-Feilen

Im Folgenden soll das Spannungs-Dehnungs-Verhalten aller untersuchten Feilentypen anhand zweier charakteristischer Biegemoment/Biegewinkel-Diagramme illustriert werden (Abb.27, Abb. 28).

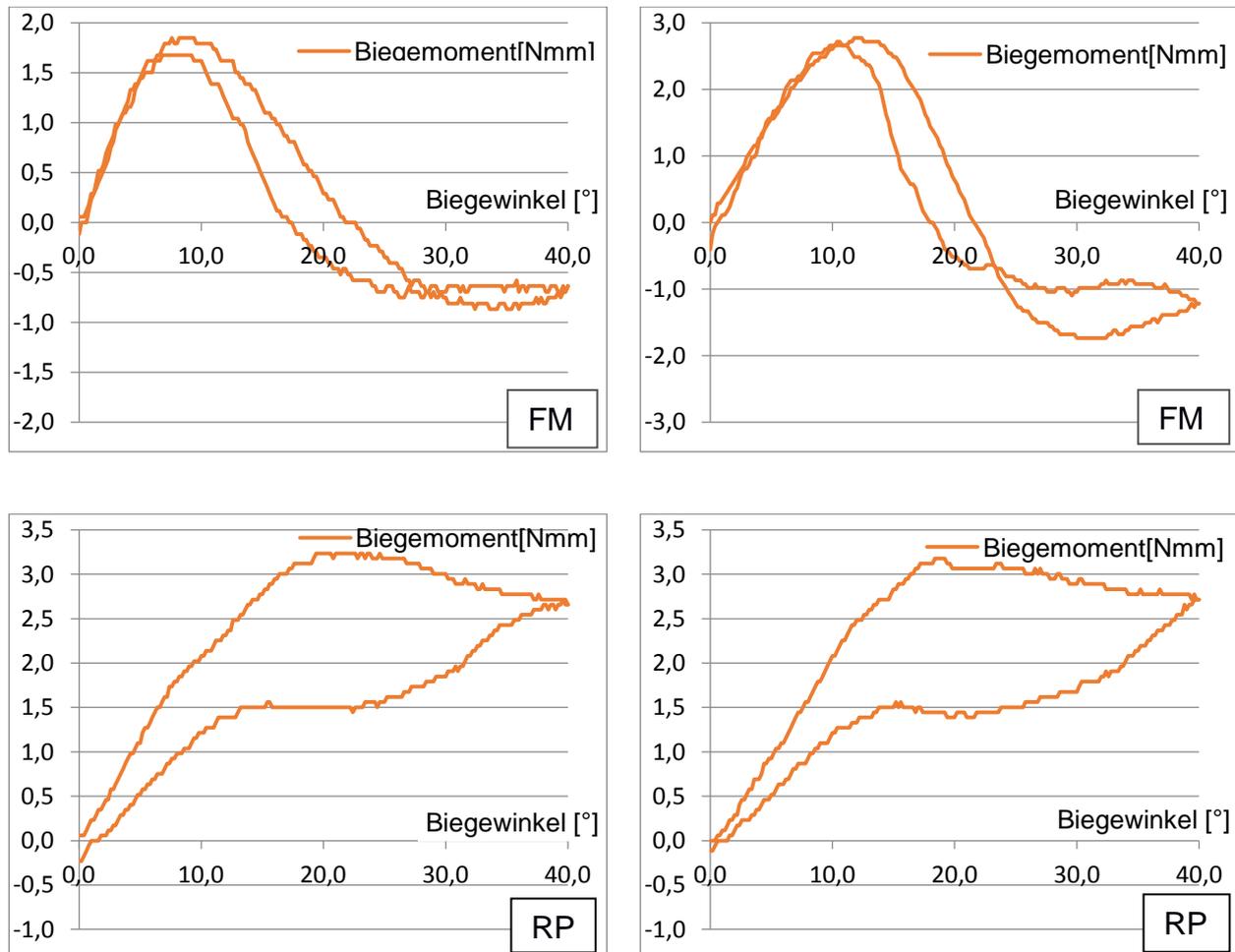


Abb. 27: Beispielhafte Biegemoment/Biegewinkel-Diagramme des reinen Biegeversuchs (Teil I). Es sind jeweils zwei Messungen eines Feilentyps dargestellt. Die Kurzbezeichnungen FM, RP entsprechen denen aus Tabelle 4

Die Diagramme von NiTi-Feilen zeigten keine wie die in Abb. 12 schematisierte typische Hysterese. Allerdings waren Hystereseformen deutlich zu erkennen. Die linearen Teilbereiche wurden gut dargestellt. Die einzelnen Teilbereiche variierten bezüglich Länge und Steigung. Die Diagramme von FM zeigten einen geschwungenen Kurvenverlauf, der bei ca. 10° sein Maximum erreichte und ab dem Punkt abfallend verlief. Dieser Verlauf kam durch das plötzliche Umschlagen der Verbiegung. Die Kurven von RP stellten typische Hysteresen dar, die bei ca. 15° ein Plateau erreichten.

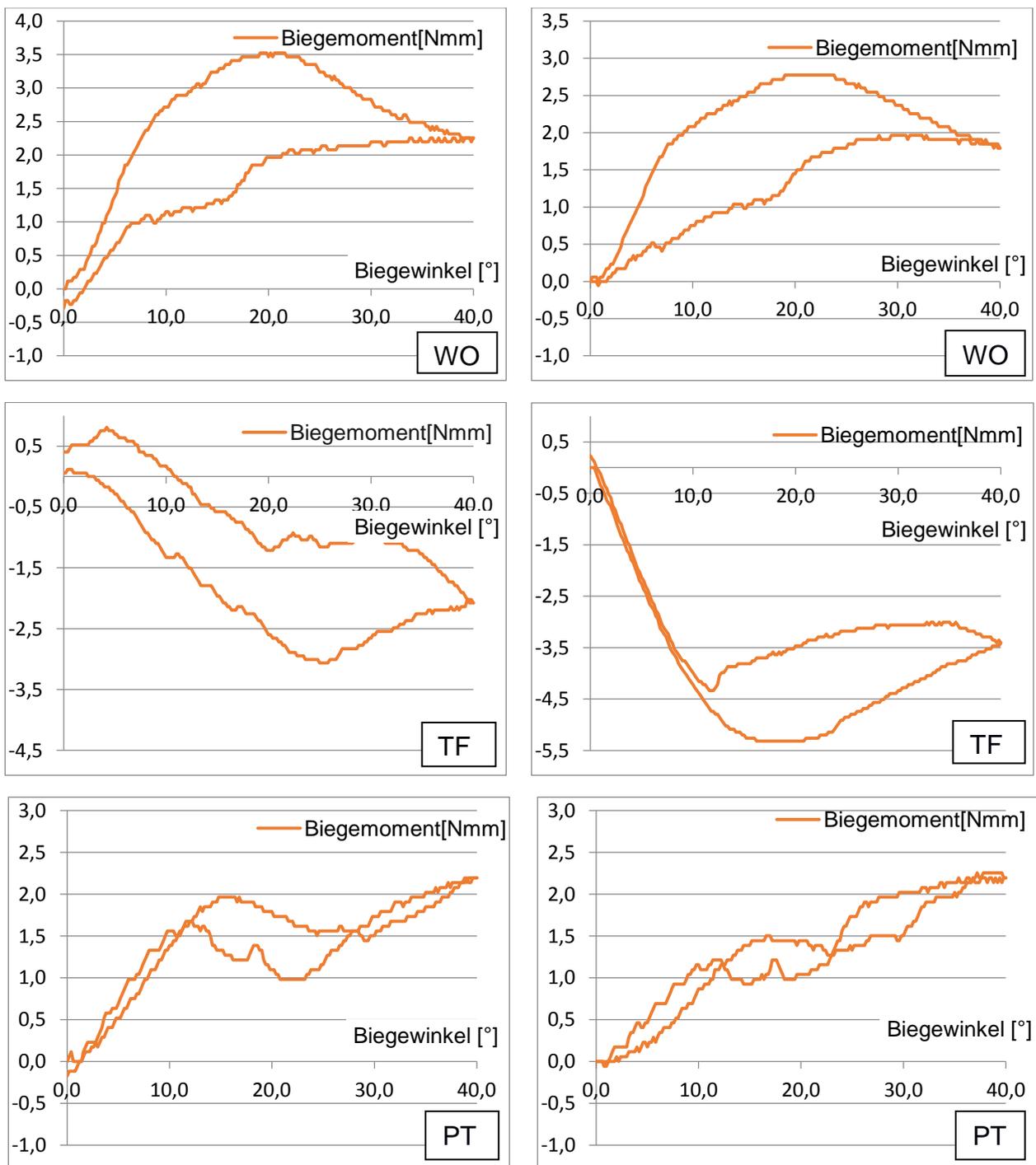


Abb. 28: Beispielhafte Biegemoment/Biegewinkel-Diagramme des reinen Biegeversuches (Teil II). Es sind zwei Messungen eines Feilentyps dargestellt. Die Kurzbeschreibungen WO, TF und PT entsprechen denen aus Tabelle 4

WO stellten typische Hysteresen dar, die bei ca. 18° ein Plateau erreichten. Die Kurven von TF verliefen im negativen Bereich. Die Biegewinkel, bei der TF ein Plateau erreichten, variierten. In einem Diagramm von PT (Abb. 28, rechts unten) war nur ein Plateau mit geringer Ausprägung zu sehen. Bei TF fanden sich dagegen ausgeprägte Hysteresen, es folgten RP und WO, deren Kurvenverlauf nahezu deckungsgleich war. Die Feilentypen FM zeigten Hysteresekurven mit der geringsten Ausprägung. Der Übergang des initialen linearelastischen Bereiches in das Belastungsplateau trat für den gleichen Feilentyp stets bei gleichem Biegewinkel auf.

4.2.2 Balkendiagramme

Die Biegemomente sind sehr wichtige Kenngrößen für die Wurzelkanalaufbereitung. Größere Biegemomente bzw. große Rückstellkräfte des Instrumentes an der Wurzelkanalwand führen zu Kanalformänderungen und vermehrtem Materialabtrag im Apex, sowohl von der Innenkrümmung als auch von der Außenkrümmung. Dies kann auch als unerwünschter Präparationsfehler angesehen werden und somit das Aufbereitungsergebnis beeinträchtigen.

4.2.2.1 Mittelwerte der maximalen und minimalen Biegemomente

Die während der Auslenkung um bis zu 40° entstandenen maximalen und minimalen Biegemomente wurden in dem Balkendiagramm dargestellt. Die dargestellten minimalen Biegemomente sind dabei die Biegemomente in Gegenrichtung, entsprechend einer Belastung des Wurzelkanals auf der Gegenseite im Verlauf der Wurzelkanalaufbereitung. Aus diesem Grund sind auch diese Werte im Rahmen der Wurzelkanalbehandlung von Bedeutung.

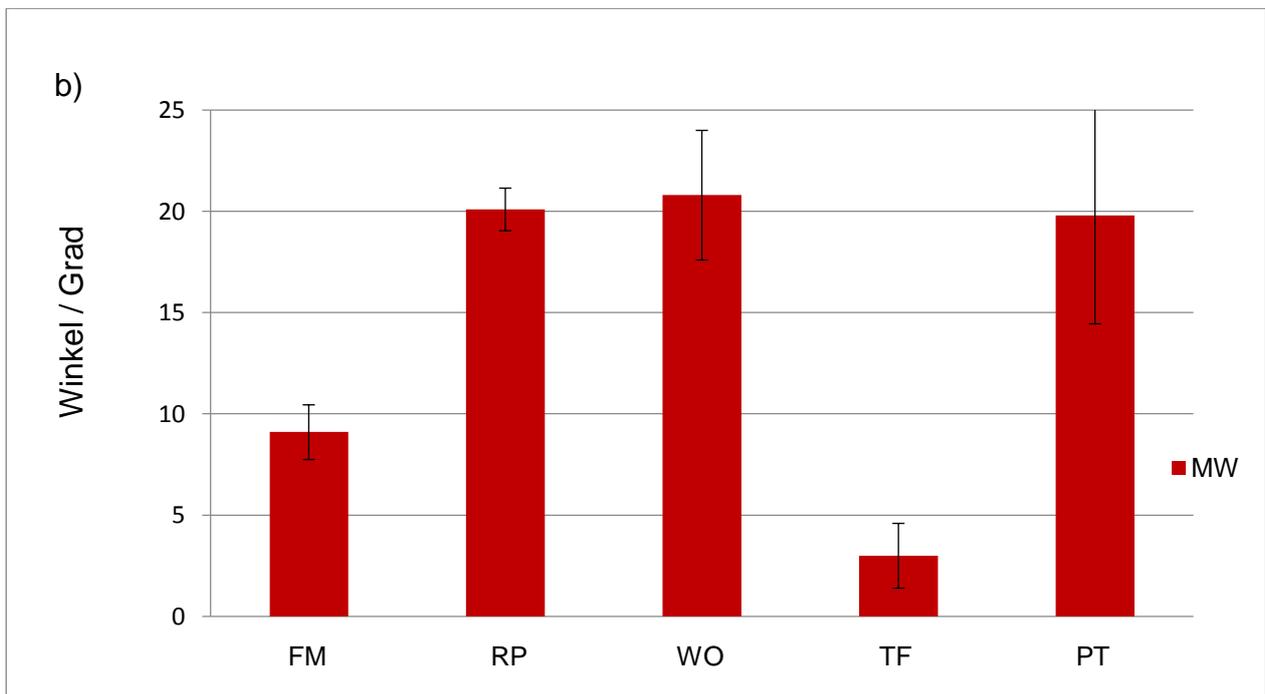
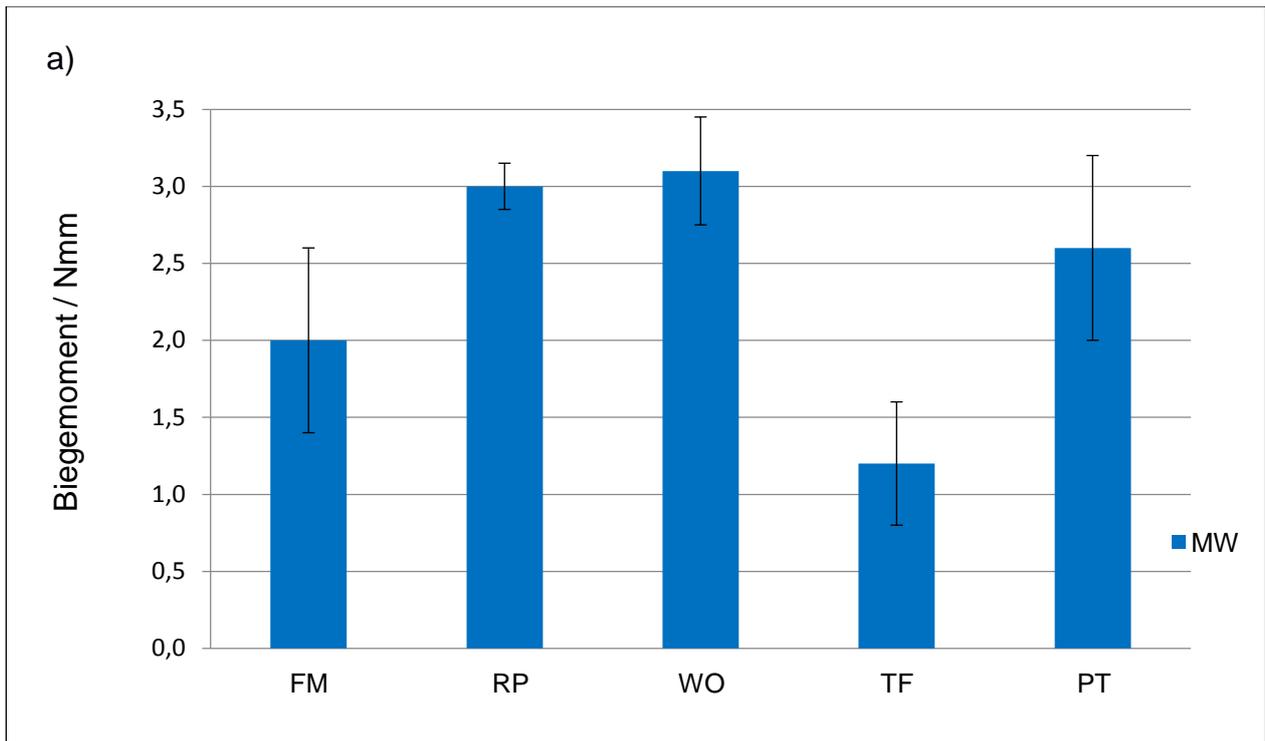


Abb. 29: Vergleichende Darstellung mit Angabe der Standardabweichungen a) der maximalen Biegemomente und b) der Auslenkung für die maximalen Biegemomente

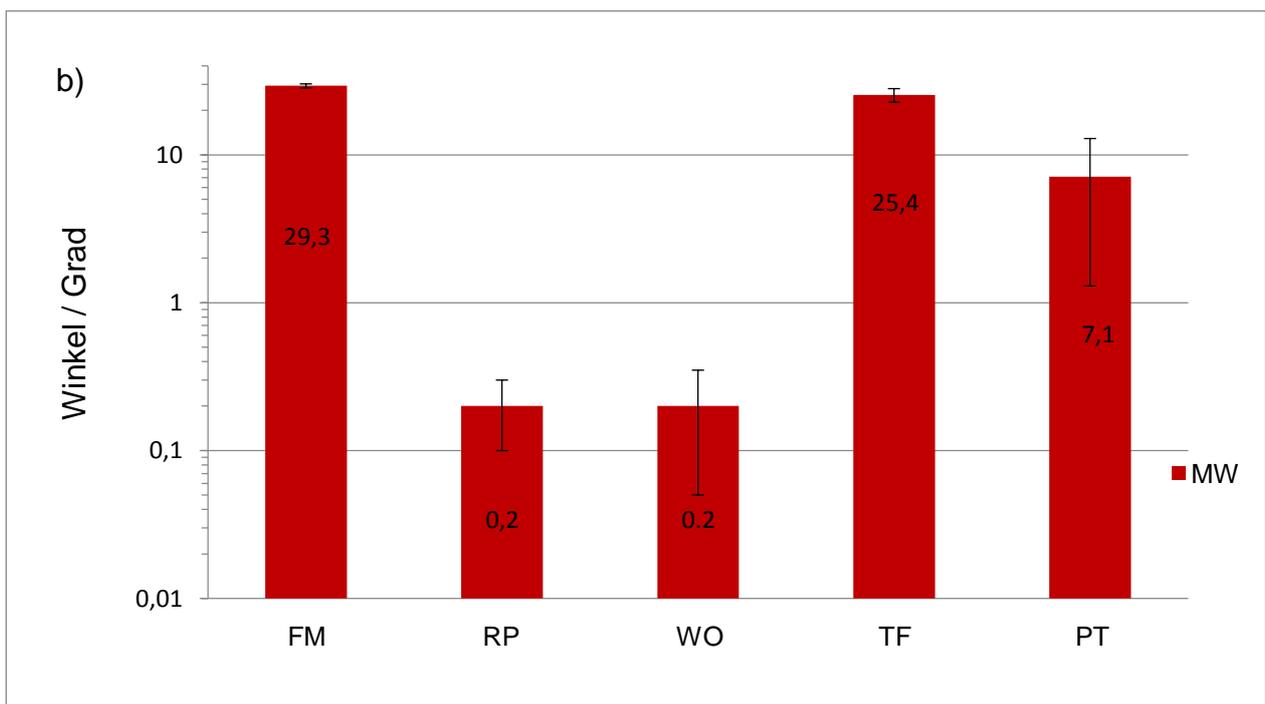
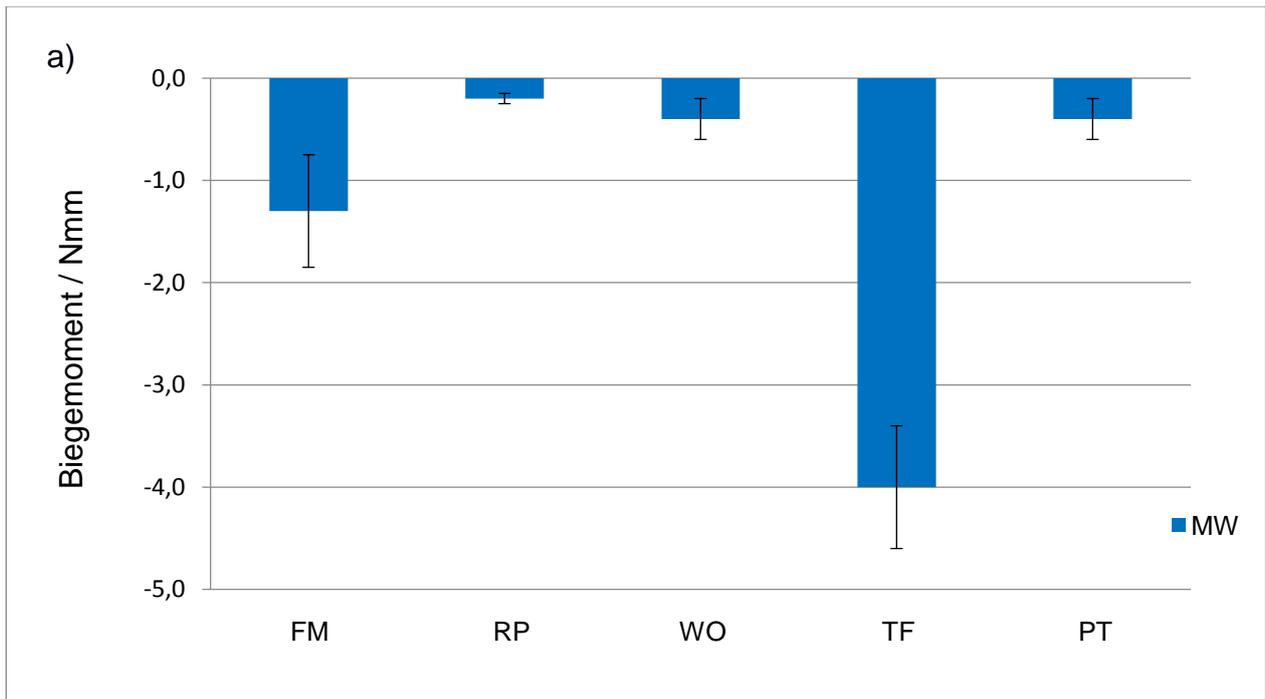


Abb. 30: Vergleichende Darstellung mit Angabe der Standardabweichungen a) der minimalen Biegemomente und b) der Auslenkung für die minimalen Biegemomente

Das maximale Biegemoment betrug zwischen 1,2 Nmm und 3,1 Nmm. Die Feile TF erzeugte in positive Biegerichtung das kleinste, in negative Biegerichtung jedoch das größte Biegemoment. RP und WO zeigten große Biegemomente zwischen 3,0 Nmm (RP) und 3,1 Nmm (WO), gefolgt von PT mit einem Biegemoment von 2,6 Nmm und FM mit einem Biegemoment von 2,0 Nmm (Abb. 29). In negativer Richtung entwickelte TF das größte Biegemoment von 4 Nmm, gefolgt von FM, PT und WO mit signifikant kleineren Werten (s. Signifikanzniveaus in Tab. 9 auf S. 63) zwischen 0,4 Nmm (WO, PT) und 1,3 Nmm (FM). Das kleinste Biegemoment zeigte RP mit einem Wert von 0,1 Nmm (Abb. 30).

RP, WO und PT entwickelten ihre maximalen Biegemomente bei fast gleicher Auslenkung von ca. 20 Grad. Bei einer ähnlichen Auslenkung zeigte TF sein größtes Biegemoment in Gegenrichtung. Bei einem Winkel von 9 Grad zeigte FM das maximale und bei 29 Grad das minimale Biegemoment.

4.2.2.2 Mittelwerte der Biegemomente bei einer Auslenkung von 40 Grad

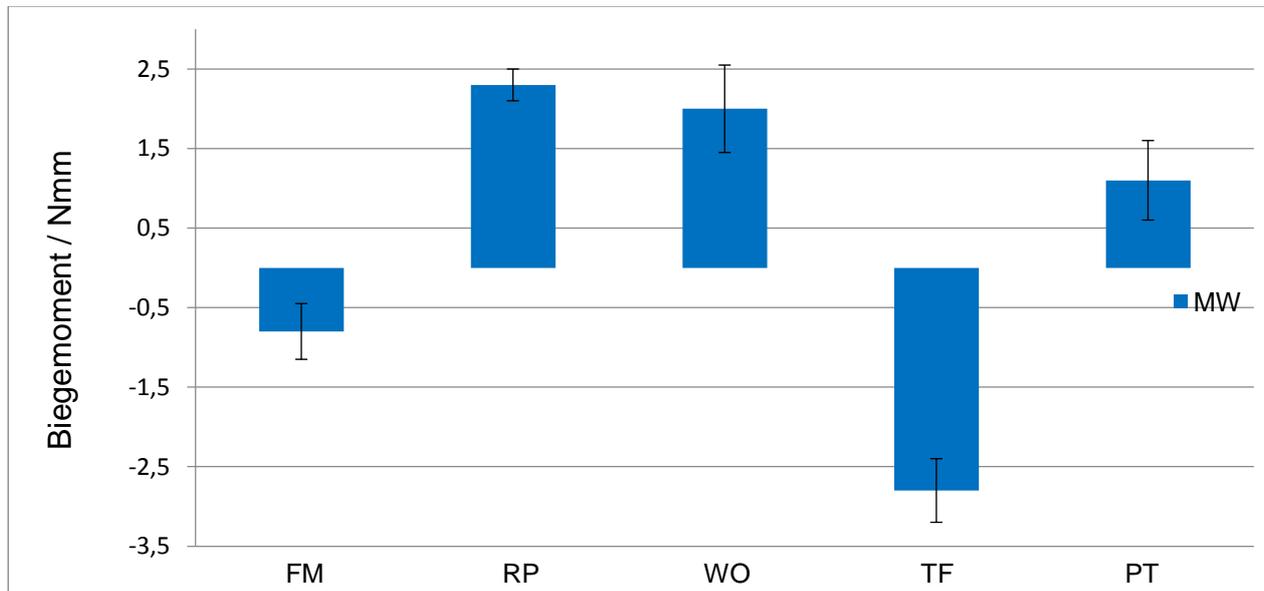


Abb. 31: Vergleichende Darstellung der Biegemomente bei einer Auslenkung von 40 °

Bei einem Vergleich der verschiedenen NiTi-Feilen bei gleichem Biege Winkel entwickelte RP das größte positive Biegemoment mit einem Wert von 2,3 Nmm, gefolgt von WO und PT. In negativer Richtung zeigte TF das größere Moment mit einem Wert von 2,8 Nmm. Kleinste Biegemomente zeigten die FM-Feilen. Hier lag der Wert bei 0,8 Nmm (s. Abb. 31).

4.3 Ergebnisse der Messung bei S-förmiger Deformation

Die in der S-förmigen Deformation ermittelten Daten werden in Form von Kraft/Weg-Diagrammen und Drehmoment/Weg-Diagrammen dargestellt. Eine vergleichende Darstellung in Form von Balkendiagrammen soll die Ergebnisse verdeutlichen.

4.3.1 Kraft/Weg-Diagramme und Drehmoment/Weg-Diagramme

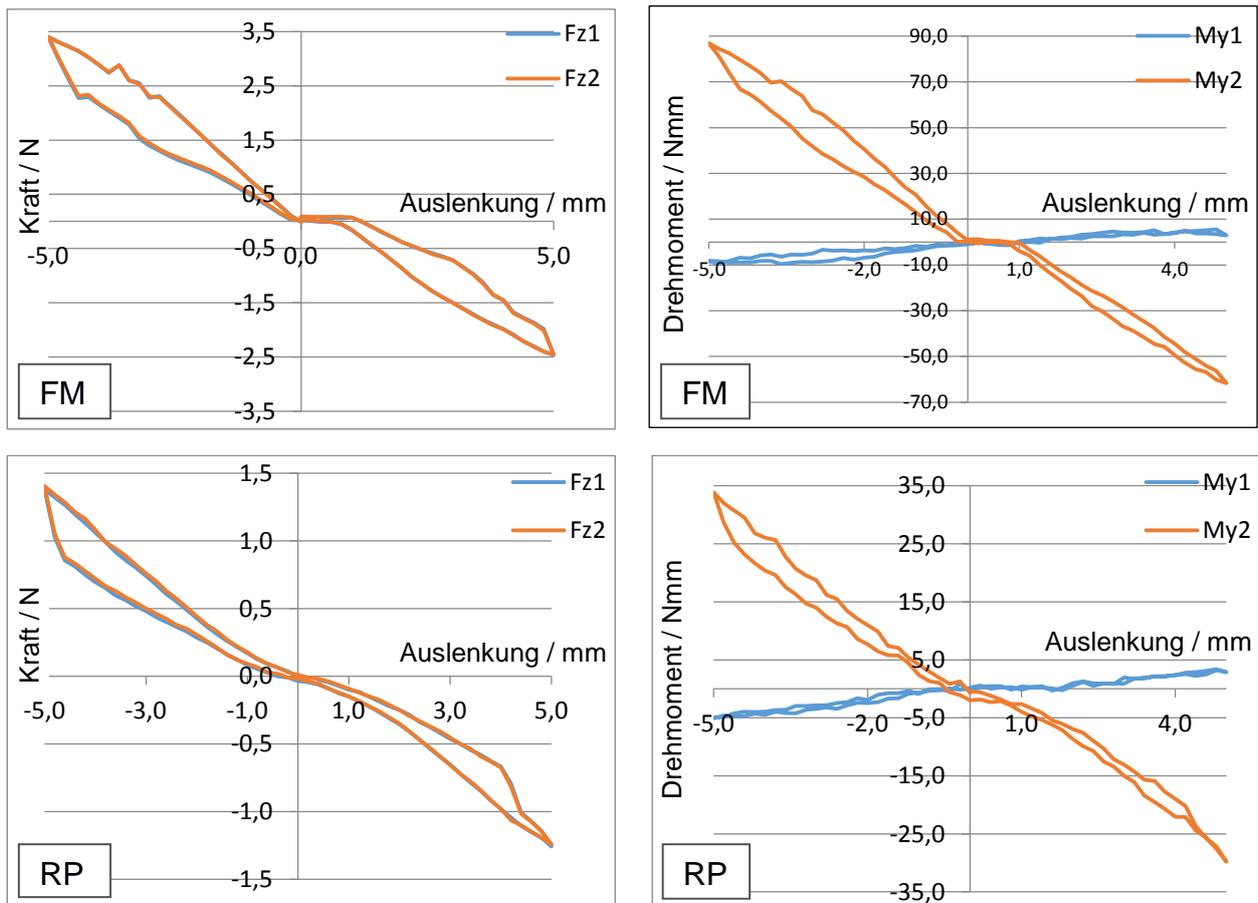


Abb. 32: Beispielhafte Kraft/Weg- und Drehmoment/Weg-Diagramme (Teil I). Es sind jeweils ein Kraft/Weg- und ein Biegemoment/Weg-Diagramm eines Feilentyps dargestellt. Fz1/Fz2: Kraft auf die Feilenspitze/den Griff in z-Richtung. My1/My2: Biegemoment an der Feilenspitze/dem Griff um die y-Achse. Die Kurzbezeichnungen FM, RP entsprechen denen aus Tabelle 4

In den Abbildungen oben und weiter unten ist das Kraft/Weg-Verhalten aller untersuchten Feilentypen anhand jeweils eines charakteristischen Kraft/Weg-Diagramms dargestellt (Abb. 32, Abb. 33). Fz1 entspricht der Kraft auf die Feilenspitze in z-Richtung, Fz2 entspricht der Kraft auf den Griff in z-Richtung. My1 entspricht dem Biegemoment an der Feilenspitze um die y-Achse und My2 dem Biegemoment am Griff um die y-Achse.

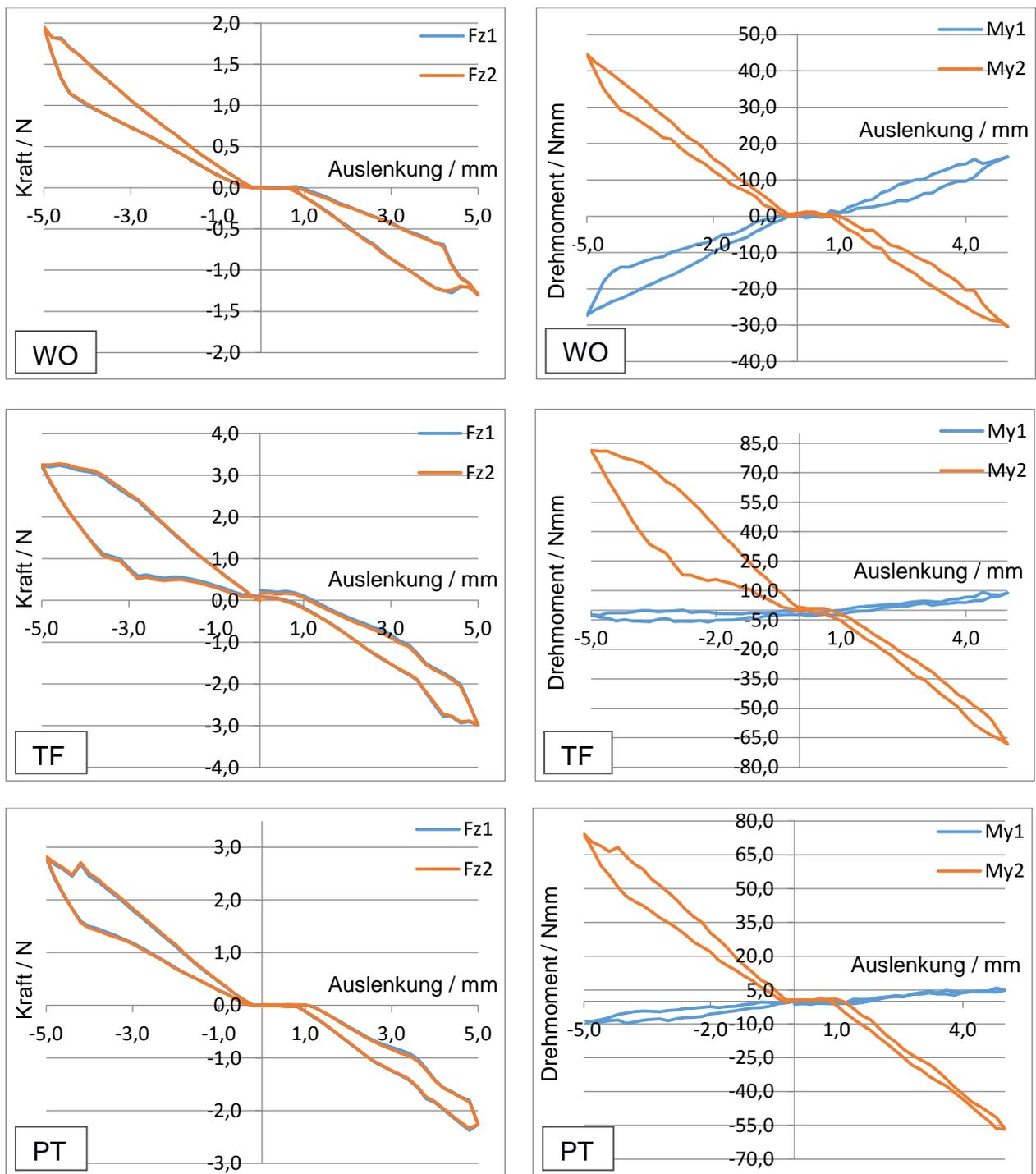


Abb. 33: Beispielhafte Kraft/Weg- und Drehmoment/Weg-Diagramme (Teil II). Es sind jeweils ein Kraft/Weg- und ein Biegemoment/Weg-Diagramm eines Feilentyps dargestellt. Fz1/Fz2: Kraft auf die Feilenspitze/den Griff in z-Richtung. My1/My2: Biegemoment an der Feilenspitze/dem Griff um die y-Achse. Die Kurzbezeichnungen WO, TF und PT entsprechen denen aus Tabelle 4

Die Kraft/Weg- und Drehmoment/Weg-Diagramme der S-förmigen Deformation ließen nicht den Verlauf in Form einer für die Pseudoelastizität typischen Hysterese erkennen. Zum Teil zeigten die NiTi-Feilen sogar ein nahezu lineares Verhalten. Deutlich zu erkennen ist die perfekte Übereinstimmung der Kraft/Weg-Diagramme von Fz1 und Fz2, d.h. die Werte der Kraft die Feilenspitze und die auf dem Feilengriff waren identisch. Es ist zu beobachten, dass durchgängig deutlich größere Drehmomente am Feilengriff als an der Feilenspitze anlagen.

4.3.2 Balkendiagramme der S-förmigen Deformation

Zur Auswertung der Ergebnisse der S-förmigen Deformation wurden die Kräfte in z-Richtung und die vertikalen Drehmomente in y-Richtung jeweils für eine Auslenkung von +5 und -5 mm dargestellt. Dies ermöglichte einen direkten Vergleich aller Feilen.

4.3.2.1 Ergebnisse der S-förmigen Deformation bei -5 mm Auslenkung

Bei der S-förmigen Deformation erzeugte FM bei einer Auslenkung von -5 mm die größte Kraft. TF und PT wiesen die gleiche Kraftentwicklung mit einem Wert von 2,9 N aus, gefolgt von WO und RP. Es ist zu beobachten, dass ein großer Unterschied zwischen dem größten Wert (FM) und dem kleinsten Wert (RP) besteht. Der Unterschied beträgt 1,9 N (Abb. 34).

Bei der Betrachtung der Drehmoment/Weg-Diagramme fiel auf, dass es zwischen den an der Feilenspitze und am Griff erzeugten Drehmomenten große Unterschiede gab. Für die Wurzelaufbereitung sind die Drehmomente an der Feilenspitze eher von Bedeutung. Die Werte lagen zwischen 4,4 Nmm und 22,4 Nmm. WO erzeugte mit deutlichem Abstand das größte Drehmoment, gefolgt von PT, FM und RP. TF hat das kleinste Drehmoment erzeugt (Abb. 35). So wies TF die beste und RP die zweitbeste Flexibilität auf. Beim Vergleich der Kraft/Weg- und der Drehmoment/Weg-Diagramme war zu erkennen, dass kein deutlicher Zusammenhang zwischen den beiden bestand.

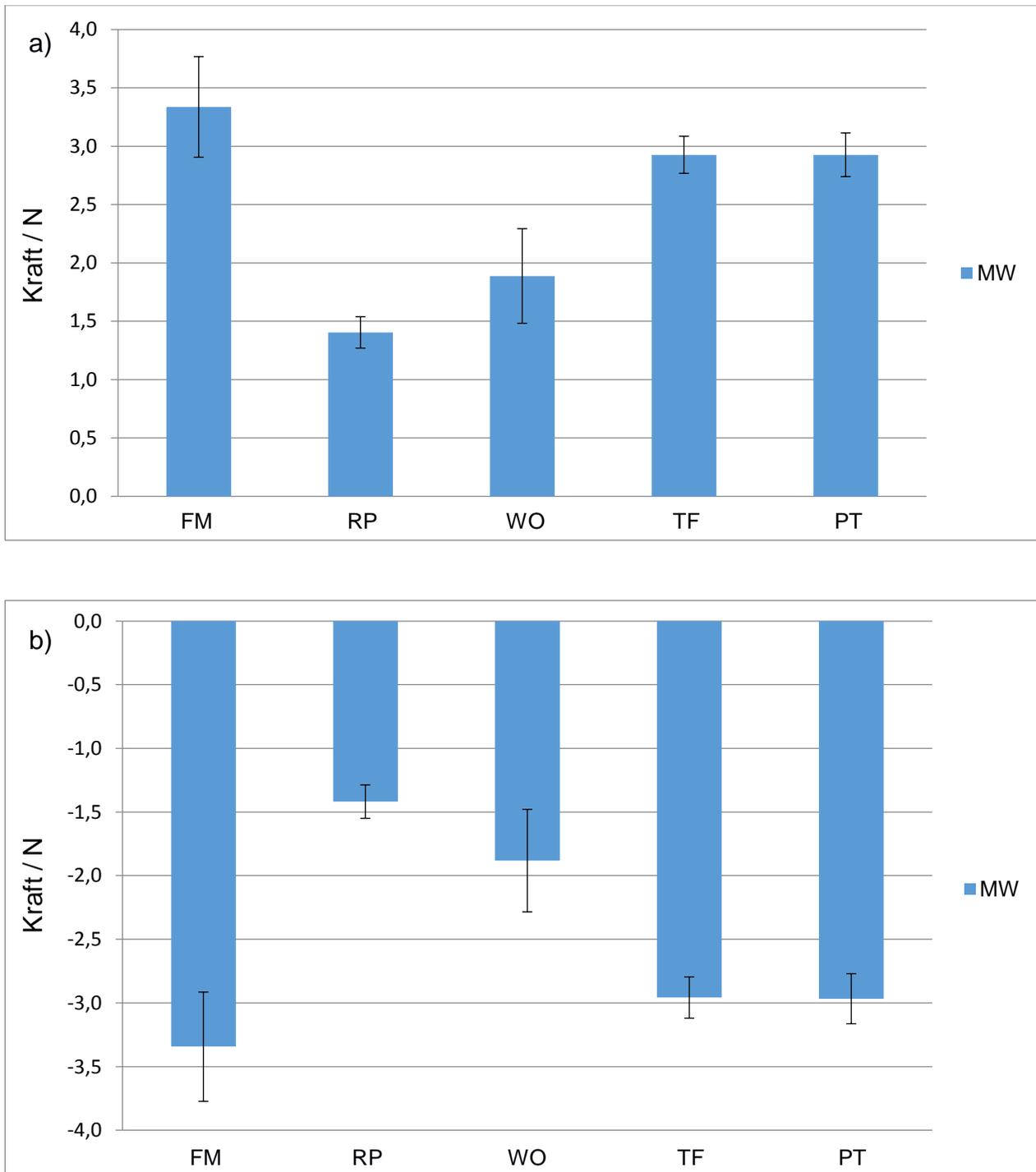


Abb. 34: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraft auf die Feilenspitze a) und auf den Griff (b) bei einer Auslenkung von -5 mm für die NiTi-Feilen bei der S-förmigen Deformation

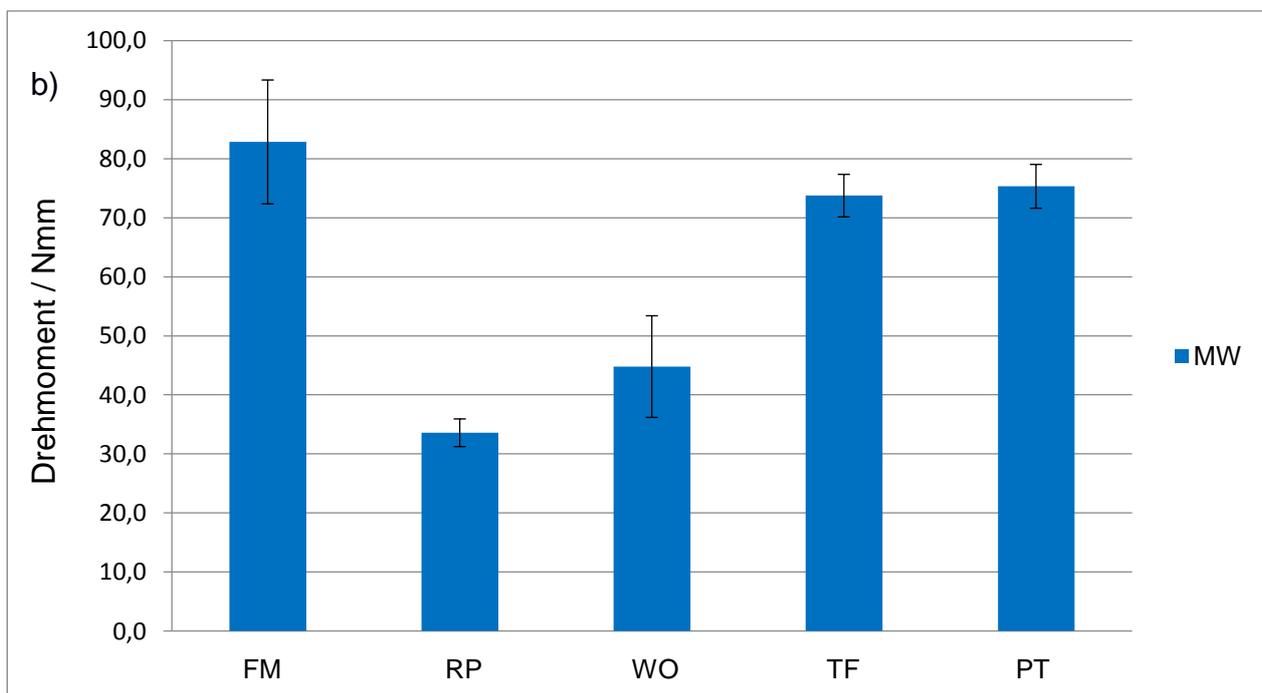
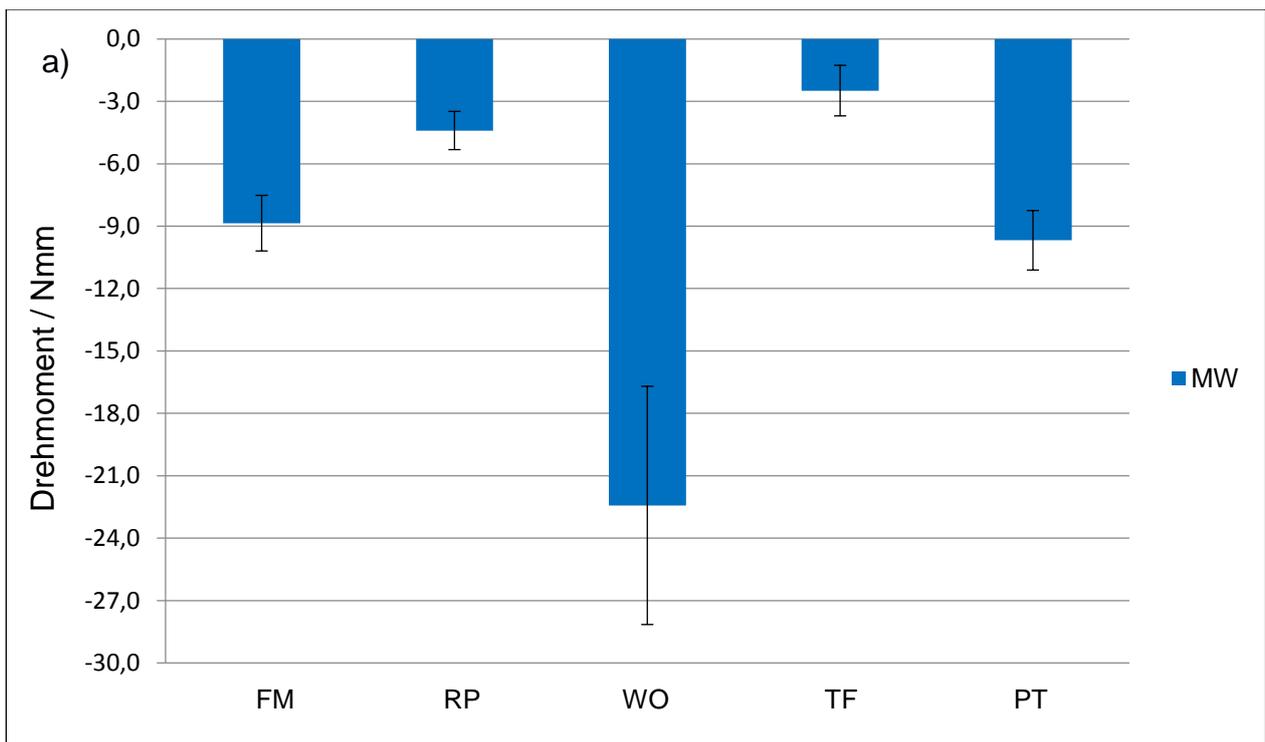


Abb. 35: Mittelwerte und Standardabweichungen der Drehmomente an der Feilenspitze a) und am Griff b) bei einer Auslenkung von -5 mm für die NiTi-Feilen bei der S-förmigen Deformation

4.3.2.2 Ergebnisse der S-förmigen Deformation bei +5 mm Auslenkung

Bei einer Auslenkung von +5 mm waren Kräfte zwischen 1,3 N und 2,6 N messbar. Hier erzeugte, wie bei der Auslenkung von -5 mm, auch FM die größte Kraft. TF und PT zeigten mit kleinem Abstand geringere Kräfte. WO und RP erzeugten mit einem Wert von 1,3 N die kleinsten Kräfte (Abb. 36). Der Unterschied zwischen dem größten Wert (FM) und dem kleinsten Wert (RP, WO) war signifikant. Dies wird im folgenden Kapitel bewiesen.

Bei der Betrachtung der Drehmoment/Weg-Diagramme fiel auf, dass es zwischen den an der Feilenspitze und am Griff erzeugten Drehmomenten große Unterschiede gab. Die Werte der Drehmomente an der Feilenspitze lagen zwischen 4,0 Nmm und 15,2 Nmm, während die Werte der Drehmomente am Griff zwischen 30,0 und 65,0 Nmm lagen. Für die Wurzelaufbereitung sind die Drehmomente an der Feilenspitze eher von Bedeutung. WO erzeugte auch hier, wie bei der Auslenkung von -5 mm, deutlich das größte Drehmoment. Gefolgt wurde es von FM und PT. RP entwickelte das kleinste Drehmoment. Im Vergleich damit hat TF hier nur ein um 0,4 Nmm höheres Drehmoment erzeugt (Abb. 37). So zeigten hier RP und TF die beste Flexibilität.

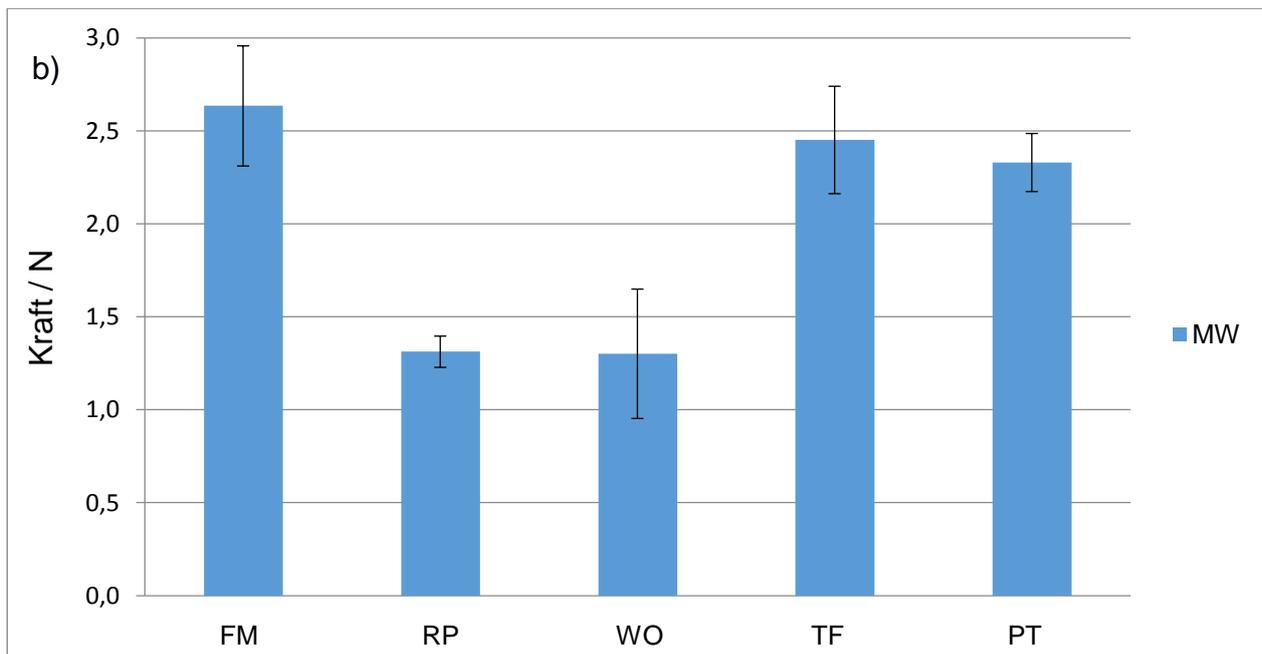
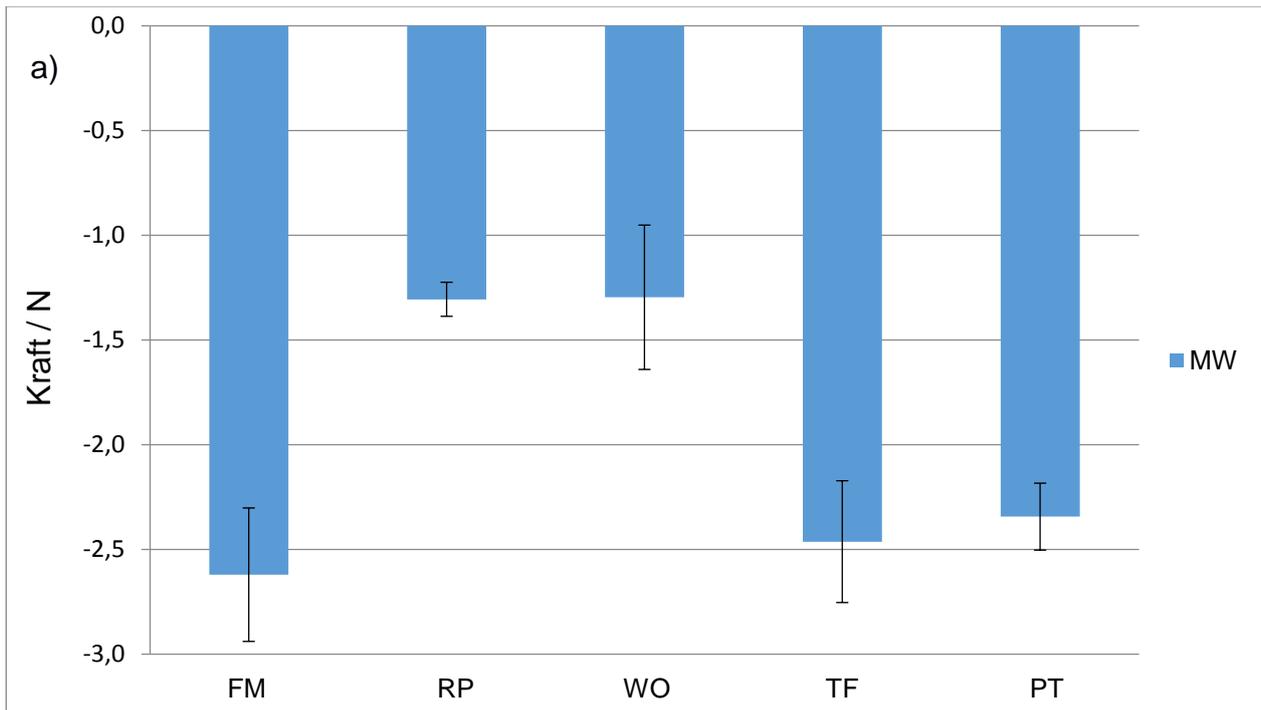


Abb. 36: Mittelwerte und Standardabweichungen der Kraft auf die Feilenspitze a) und auf den Griff (b) bei einer Auslenkung von +5 mm für die NiTi-Feilen bei der S-förmigen Deformation

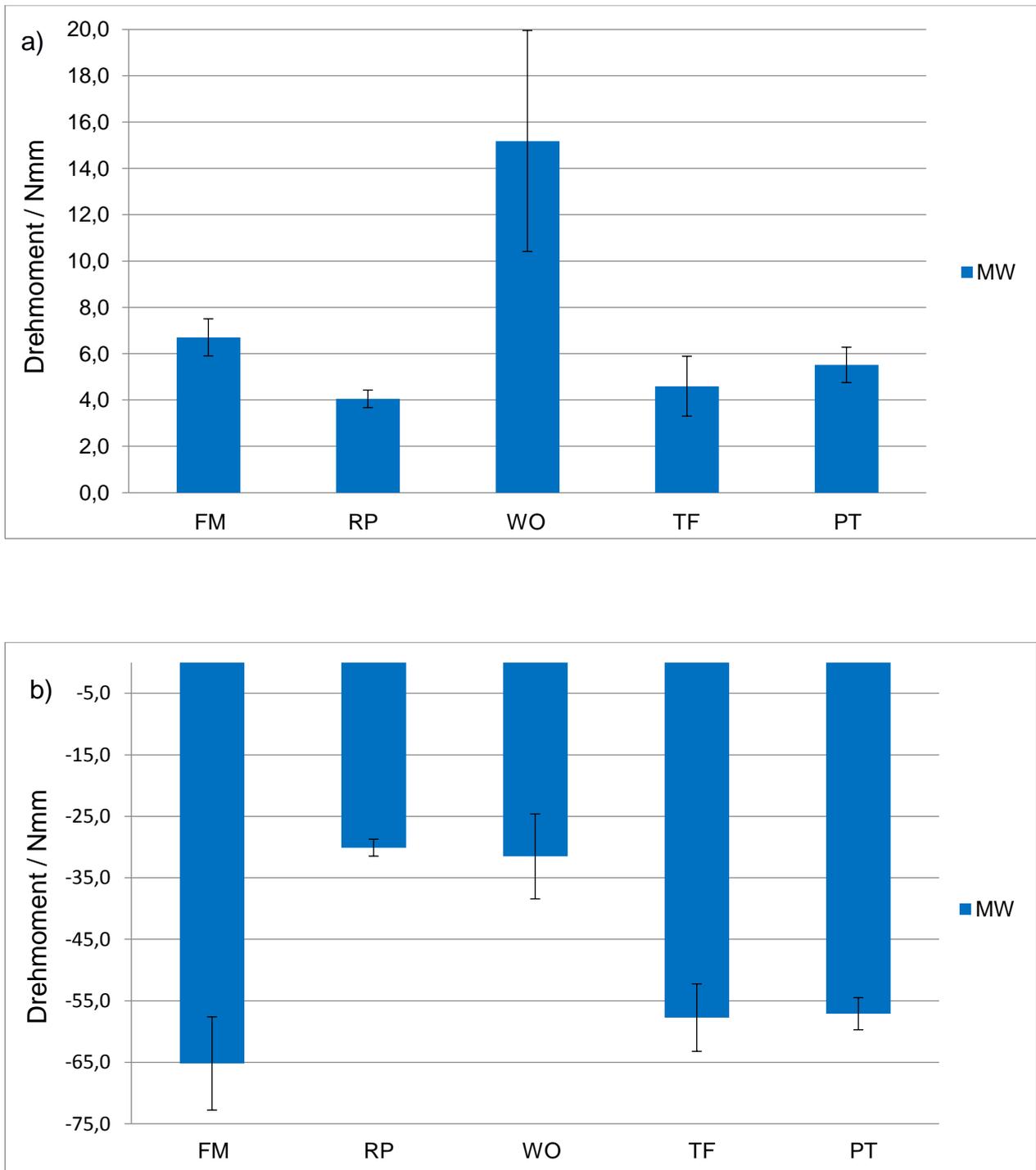


Abb. 37: Mittelwerte und Standardabweichungen der Drehmomente an der Feilenspitze a) und am Griff b) bei einer Auslenkung von +5 mm für die NiTi-Feilen bei der S-förmigen Deformation

4.3.3 Statistische Auswertung

Die Ergebnisse der verschiedenen Versuchsanordnungen wurden statistisch ausgewertet. Die Normalverteilung wurde von dem Kolmogorov-Smirnov-Test bestätigt. Das Signifikanzniveau (α -Wert) wurde auf 0,05 festgelegt. Danach wurden die Differenzen, die für die unterschiedlichen Feilen ermittelten Werte, mit Hilfe des t-Tests überprüft. Das Signifikanzniveau wurde auch hier auf $\alpha = 0,05$ festgelegt. Im Folgenden wird die statistische Auswertung der Ergebnisse des reinen Biegeversuchs und des S-förmigen Biegeversuchs in Kreuztabellen dargestellt.

4.3.3.1 Statistische Auswertung der Ergebnisse des reinen Biegeversuchs

Anhand den folgenden Tabellen ist zu erkennen, dass sich die Feilen, bezüglich der Biegemomententwicklung, zum Teil nicht signifikant unterscheiden. WO und RP ähneln sich in ihren Eigenschaften so, dass keine signifikanten Unterschiede, bei den durch sie erzeugten max. bzw. minimalen Biegemomenten sowie Biegemomenten bei 40° , festgestellt werden können. Solche Übereinstimmungen im reinen Biegeversuch zeigen WO und PT auch. RP und PT unterscheiden sich signifikant, unter den durch sie erzeugte Biegemomenten bei einem Biegewinkel von 40° .

	FM	RP	WO	TF	PT
FM	-	s	s	ns	ns
RP		-	ns	s	ns
WO			-	s	ns
TF				-	s
PT					-

Tab. 8: Ergebnisse des t-Tests nach Student für die maximalen Biegemomente im reinen Biegeversuch, s = signifikant, ns = nicht signifikant ($\alpha = 0,05$)

	FM	RP	WO	TF	PT
FM	-	s	s	s	s
RP		-	ns	s	ns
WO			-	s	ns
TF				-	s
PT					-

Tab. 9: Ergebnisse des t-Tests nach Student für die minimalen Biegemomente im reinen Biegeversuch, s = signifikant, ns = nicht signifikant ($\alpha = 0,05$)

	FM	RP	WO	TF	PT
FM	-	s	s	s	s
RP		-	ns	s	s
WO			-	s	ns
TF				-	s
PT					-

Tab. 10: Ergebnisse des t-Tests nach Student für die Biegemomente bei einer Auslenkung von 40 ° im reinen Biegeversuch, s = signifikant, ns = nicht signifikant ($\alpha = 0,05$)

4.3.3.2 Statistische Auswertung der Ergebnisse des S-förmigen Biegeversuchs

Der Hauptteil der untersuchten Nickel-Titan-Feilen im S-förmigen Biegeversuch unterscheidet sich bezüglich der Kraft- und Drehmomententwicklung signifikant. Besonders zu beachten ist, dass WO und RP trotz ihres ähnlichem Verhaltens während des reinen Biegeversuchs, sowohl bei einer Auslenkung von -5 mm als auch bei +5 mm, signifikant unterschiedliche Biegemomente erzeugten. Die von ihnen erzeugten Kräfte zeigen hingegen keinen signifikanten Unterschied.

	FM	RP	WO	TF	PT
FM	-	s	s	s	s
RP		-	ns	s	s
WO			-	s	s
TF				-	ns
PT					-

Tab. 11: Ergebnisse des t-Tests nach Student für die Kraft auf die Feilenspitze, bei einer Auslenkung von -5 mm während der S-förmigen Deformation, s = signifikant, ns = nicht signifikant ($\alpha = 0,05$)

	FM	RP	WO	TF	PT
FM	-	s	s	s	ns
RP		-	s	ns	s
WO			-	s	s
TF				-	s
PT					-

Tab. 12: Ergebnisse des t-Tests nach Student für die Drehmomente an der Feilenspitze, bei einer Auslenkung von -5 mm während der S-förmigen Deformation, s = signifikant, ns = nicht signifikant ($\alpha = 0,05$)

	FM	RP	WO	TF	PT
FM	-	s	s	ns	ns
RP		-	ns	s	s
WO			-	s	s
TF				-	ns
PT					-

Tab. 13: Ergebnisse des t-Tests nach Student für die Kraft auf die Feilenspitze, bei einer Auslenkung von +5 mm während der S-förmigen Deformation, s = signifikant, ns = nicht signifikant ($\alpha = 0,05$)

	FM	RP	WO	TF	PT
FM	-	s	s	ns	ns
RP		-	s	ns	s
WO			-	s	s
TF				-	ns
PT					-

Tab. 14: Ergebnisse des t-Tests nach Student für die Drehmomente an der Feilenspitze, bei einer Auslenkung von +5 mm während der S-förmigen Deformation, s = signifikant, ns = nicht signifikant ($\alpha = 0,05$)

5. Diskussion und Ausblick

Im Folgenden sollen die erworbenen Erkenntnisse in Bezug auf die eingangs genannte Fragestellung, die Versuchsmethodik und hinsichtlich anderer fachspezifischer Veröffentlichungen kritisch diskutiert werden. Die Wurzelkanäle sollten der Anatomie entsprechend und zentrisch aufbereitet werden. Bei der Wurzelbehandlung mit Nickel-Titan-Instrumenten ist es wichtig, die unerwünschten Nebenwirkungen, wie Kanalformänderung und vermehrten Materialabtrag zu reduzieren. Dafür ist es sinnvoll, das Ausmaß der angewendeten Kraft und Drehmomente zu bestimmen.

5.1 Diskussion der Methode

In dieser Arbeit wurden die verschiedenen Nickel-Titan-Feilen in drei Versuchsanordnungen untersucht. Mit Hilfe der Wärmebildkamera kann die Temperaturentwicklung während der Wurzelkanalaufbereitung bestimmt werden. Jedoch wurde die Messung nicht an extrahierten Zähnen durchgeführt, so ist die Differenz des Ergebnisses zur tatsächlichen Temperaturentwicklung an menschlichen Zähnen nicht berücksichtigt.

Mit Hilfe des reinen Biegeversuchs können materialspezifische Parameter, wie der Elastizitätsmodul, bestimmt werden. So ist ein Vergleich der verschiedenen NiTi-Feilen möglich. Da die Feilen während der Wurzelkanalaufbereitung meistens nicht nur gebogen, sondern allgemein verformt sind, ist eine Aussage über tatsächlich wirkende Kräfte und Drehmomente nicht möglich. Deshalb ist eine ergänzende Untersuchungsmethode sinnvoll.

Eine mit Hilfe des OMSS ermöglichte S-förmige Biegung entspricht vielmehr der klinischen Situation. Dazu wird die Feilenspitze in Kunststoff eingegossen und der Feilengriff in ein Kunststoffrohr eingeführt. Zur Reduzierung der Fehlerquellen muss der Griff in dem Rohr mit sehr geringer Reibung frei gleiten können. Die in der Feile in Form von elastischer Verformung gespeicherte Energie wird auf die Wurzelkanalwand übertragen. Bei der biomechanischen Simulation mit dem OMSS wird der Wurzelkanal durch einen Kraft/Drehmoment-Sensor ersetzt, damit wird die wirkende Kraft dreidimensional ermittelt. So können die Kraft bzw. das Drehmoment auf die Wurzelkanalwände nicht nur in einer Richtung, wie bei dem reinen Biegeversuch, sondern in drei Richtungen ermittelt

werden. In der Untersuchung waren für die klinische Situation die y- und z-Richtungen interessant.

Faktoren, die zur Veränderung konstanter Versuchsbedingungen führen, können nicht berücksichtigt werden. Dazu gehört z.B. die Mundtemperaturänderung, wodurch die mechanischen Eigenschaften der NiTi-Feilen stark beeinflusst werden. Die spezielle Form des Wurzelkanals wurde in dieser Untersuchung nicht berücksichtigt. Ein anatomisch auffälliger Kanalverlauf, wie z.B. doppelte Krümmungen, hat letztendlich Einfluss auf die Kraft- und Drehmomententwicklung im Wurzelkanal.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Bei der Betrachtung der Biegemoment/Biegewinkel-Diagramme fällt auf, dass einige NiTi-Feilen einen geschwungenen Diagrammverlauf darstellen können. Die Ursache dafür könnte ihre spezielle Struktur und Dimension sein. Dadurch könnten die Feilen während der Biegung eine „Zickzack“-Bewegung machen. Die beiden „One File“ Systeme, RP und WO, zeigten ein optisch ähnliches Design. Ihre Biegemoment/Winkel-Diagramme sahen auch sehr ähnlich aus. Es ist deswegen zu vermuten, dass die mechanischen Eigenschaften der NiTi-Feile von ihrem Design abhängen. Jedoch spricht das Ergebnis des S-förmigen Biegeversuchs dagegen. RP und WO erzeugten deutlich unterschiedliche Drehmomente bei gleicher Auslenkung und stellten weder ähnliche Biegemoment/Weg-Diagramme noch ähnliche Kraft/Weg-Diagramme dar. Die Erklärung dafür ist, dass jedes Feilensystem durch ein spezielles Herstellungsverfahren, wie thermomechanische Vorbehandlung, die entsprechend eingestellte Umwandlungstemperatur und seine einzigartige mechanische Eigenschaft erhält. TF wird durch eine einzigartige R-Phase-Wärmetechnologie hergestellt und ist nicht durch Fräsen eines Rohlings entstanden, sondern im Herstellungsverlauf verdrillt. Ihre Einzigartigkeit ist auch in den Biegemoment/Winkel-Diagrammen zu beobachten: Die Biegemomente zeigten schon ab einem Biegewinkel von 5° in negative Richtung, während die Diagramme von anderen Feilensystemen fast nur im positiven Bereich verlaufen.

Kleinere Biegemomente bedeuten bessere Flexibilität. In dem reinen Biegeversuch stellte FM mit den kleinsten Biegemomenten die beste Flexibilität dar. PT zeigte demgegenüber etwas reduzierte Flexibilität, während bei gleichem Krümmungsmaß RP und WO größere Biegemomente entwickelten. TF zeigte die größten Biegemomente, allerdings in Gegenrichtung.

Diese Ergebnisse gehen stark auf die Feilengeometrie zurück. Von dem beliebtem NiTi-Feilensystem FM wurden die Standardfeilen mit einer Konizität von 4 % untersucht, während die Feilen von anderen Systemen eine Konizität von 8 % aufweisen. Alle untersuchten Feilen haben allerdings gleiche Spitzendurchmesser von 0,25 mm. Die gemessenen Drehmomente im reinen Biegeversuch weisen einen Zusammenhang mit dem Arbeitsteildurchmesser der Feile auf. Eine kleinere Konizität bedeutet in diesem Fall einen kleineren Durchmesser im Arbeitsteil und somit geringere Drehmomente durch Biegung. Dies erklärt, warum FM wesentlich kleinere Biegemomente erzeugte als andere Feilensysteme während im reinen Biegeversuch.

RP und WO besitzen eine ganz ähnliche Geometrie. Beide haben einen S-förmigen Querschnitt und den gleichen Durchmesser, sodass sich ihre Biegemoment/Winkel-Diagramme sehr ähneln. PT zeigte unwesentlich kleinere Biegemomente als RP und WO, was an seiner speziellen Geometrie liegen könnte. Die untersuchten PT-Feilen haben in den ersten 3 mm ab der Spitze eine konstante Konizität von 8 %, aber ab 4 mm bis zum Ende des Arbeitsteils weisen die Instrumente eine abnehmende Konizität auf (Ruddle, 2001). Dies könnte die leicht geringeren Drehmomente im Vergleich zu RP und WO erklären.

Ob die Biegemomente auch abhängig von der Querschnittsform sind, konnte durch diese Studie nicht ermittelt werden. Die Balkendiagrammen zeigten nur, dass in dem reinen Biegeversuch die Feilensysteme mit dreieckigem Querschnitt (FM, PT) kleinere Drehmomente erzeugten als die mit S-förmigem Querschnitt (WO, RP). Dies könnte aber, wie oben beschrieben, auch alleinig am Durchmesser liegen. TF hat einen dreieckigen Querschnitt und die gleiche Konizität bzw. Durchmesser wie RP und WO, zeigte aber ein deutlich anderes Biegemoment/Winkel-Verhalten, was wahrscheinlich an seinem einzigartigen Herstellungsverfahren liegt.

Der S-förmige Biegeversuch spiegelt eher die klinische Situation wider. Die in diesem Versuchsteil gemessenen Drehmomente entsprachen eher den Drehmomenten, die durch die Feilen auf die Kanalwände im apikalen Wurzelteil übertragen wurden. Bei dem S-förmigen Biegeversuch war ebenfalls eine gute Flexibilität von FM zu erkennen, jedoch nicht die beste. Die kleinsten Drehmomente wurden bei RP und TF ermittelt. In z-Richtung zeigte RP mit der niedrigsten Kraftabgabe ebenfalls gute Eigenschaften, FM und TF hingegen nicht. So wird durch diese Studie festgestellt, dass für die Wurzelkanalaufbereitung RP die besten mechanischen Eigenschaften besitzt. Besonders zu beachten ist, dass WO sowohl im reinen Biegeversuch als auch im S-förmigen Biegeversuch große Biegemomente entwickelte.

Die vergleichende Darstellung der Ergebnisse in Form von Balkendiagrammen wurde unter Angabe der Standardabweichungen für die einzelnen Mittelwerte vorgenommen. Die NiTi-Feilen, sogar die verschiedenen Proben von gleichem Feilentyp, besitzen nicht exakt die gleiche Struktur und Aufbau. Dies könnte dazu führen, dass unterschiedliche Werte in den Messungen ermittelt wurden. Bei dem reinen Biegeversuch wurde die gleiche Probe bei einer zweiten Messung einmal umgedreht, was zu minimalen Veränderungen der Biegemomententwicklung führte. Dies kann weitere Einflüsse auf die Standardabweichung haben.

Darüber hinaus hat das temperaturabhängige Verhalten der pseudoelastischen Nickel-Titan-Legierung auch wichtigen Einfluss auf die Standardabweichung. Obwohl die Messungen in einem definierten Temperaturintervall vorgenommen wurden, beeinflussten bereits kleinste Temperaturschwankungen die mechanischen Eigenschaften der Nickel-Titan-Feilen.

5.3 Vergleich der Ergebnisse mit Literaturquellen

Die Flexibilität von NiTi-Feilen ist für die klinische Präparation der Wurzelkanäle von großer Bedeutung. Bereits 1988 wurde von Walla et al. eine Studie durchgeführt, um das Biegungs- und Torsionsverhalten von NiTi-Feilen zu untersuchen. Dabei wurden die NiTi-Feilen und Edelstahl-Feilen als Vergleich in drei mechanischen Modi getestet, nämlich Biegung, Torsion im Uhrzeigersinn und Torsion im Gegenuhrzeigersinn. Das Ergebnis zeigte, dass NiTi-Feilen im Vergleich zu Edelstahl-Feilen wesentlich bessere

elastische Eigenschaften bei gleichzeitig besserer Resistenz gegen Frakturen durch Torsion hatten. Schäfer et al. bestätigten 1997 ein ähnliches Ergebnis. In ihrer Studie wurden die Biege- und Torsionseigenschaften von verschiedenen Nickel-Titan K-Feilen, Titan-Aluminium K-Feilen, konventionellen Edelstahl K-Feilen und flexible Edelstahl K-Feilen nach ISO (International Standards Organization) 3630-1 (ISO 3630-1, 2008) untersucht. Es wurde festgestellt, dass die Nickel-Titan-Feilen die kleinsten Biegemomente hatten. Danach folgten in aufsteigender Reihenfolge Titan-Aluminium K-Feilen, flexible Edelstahlinstrumente und konventionelle Edelstahlinstrumente.

Viele andere Studien beschäftigten sich bereits mit der Frage, welche NiTi-Feilen im Markt die bessere Flexibilität aufweisen. Schäfer et al. (2003) beispielweise untersuchten in einer klinischen Studie die Biegeeigenschaften von rotierenden Nickel-Titan-Instrumenten. Die Biegefestigkeit wurde nach ISO 3630-1 bestimmt. Die Querschnittsfläche aller Instrumente wurde mittels Elektronenmikroskop gemessen. Die Stärke der Korrelation zwischen dem Biegemoment und der Querschnittsfläche wurde durch Berechnen bestimmt. Das Ergebnis zeigte, dass die Biegemomente bei ProFile- und RaCe Feilen deutlich niedriger als bei allen anderen Feilen ausfielen und K3-Feilen deutlich weniger flexibel waren. Die Korrelation zwischen Steifigkeit und Querschnittsfläche war signifikant.

Gambarini et al. (2008) verglichen in ihrer Studie die Flexibilität von TF-Feilen und ProFile-Feilen. Ebenfalls wurde das Biegemoment gemessen, allerdings bei einer Biegung mit einem Winkel von 45 °. Die statistische Analyse ergab, dass die Biegemomente bei ProFile-Instrumenten im Vergleich zu den TF-Instrumenten signifikant höher waren, das heißt, die erhöhte Flexibilität der TF-Feilen wurde bestätigt.

2009 analysierten Kim et al. mittels Mikro-CT und mathematischer Software das Biege- und Torsionsverhalten von drei NiTi-Feilen (ProFile, ProTaper und ProTaper Universal). ProFile zeigte die größte Flexibilität, gefolgt von ProTaper Universal und ProTaper. Die höchste Belastung wurde an der Oberfläche in der Nähe der Schneidekante und der Basis des Griffes beobachtet.

Im gleichen Jahr wurden vier Typen von Instrumenten (ProFile, HeroShape, Mtwo, NRT) in einer anderen Studie von Kim et al. untersucht (Kim et al., 2009 b). Es wurde mit Hilfe

des Mikro-CT und der Finite-Element-Methode beurteilt, wie die unterschiedlichen Querschnittsgeometrien der NiTi-Feilen die Spannungsverteilung während der Biegung und Torsion beeinflussen. Die Geometrien der ausgewählten Feilen wurden im Mikro-CT gescannt. Die Steifigkeitseigenschaften für jedes Feilensystem wurden in einer Reihe von Biege- und Torsionsbedingungen bestimmt. Die Feilen wurden in ein um 45 Grad gebogenes Kanalmodell eingefügt und die Spannungsverteilung aufgezeichnet. Laut dem Ergebnis traten die größten Biege- und Torsionsmomente in den NRT-Feilen auf, welche mit einem modifizierten Rechteckdesign ausgestaltet waren. Die Instrumente mit Dreieck-basierter Geometrie (Mtwo und NRT) zeigten niedrigere Spannungen. Außerdem wurden plastische Verformungen in den Mtwo und NRT-Feilen gefunden.

Mit dem gleichen Thema haben Camps et al. sich schon 1995 beschäftigt. Das Ziel ihrer Studie war, die Beziehung zwischen der Feilengröße und dem Biegemoment herauszufinden. Sie ermittelten die Biegemomente in den Instrumenten der Größe ISO 15 bis ISO 60. Die K-Feilen mit einem quadratischen Querschnitt präsentierten größere Biegemomente als die mit einem dreieckigen Querschnitt. Bei den beiden Typen gab es eine exponentielle Beziehung zwischen der Feilengröße und dem Biegemoment. Die K-Feilen mit einem modifizierten Querschnitt zeigten die kleinsten Biegemomente. Eine lineare Beziehung zwischen der Feilengröße und dem Biegemoment wurde bei diesen Feilen bestätigt.

Zhang et al. stellten 2010 durch ihre Studie mittels 3D Finite-Elemente-Methode fest, dass im Vergleich mit der Konizität und Größe der Instrumente das Querschnittsdesign der NiTi-Instrumente einen großen Einfluss auf das Biege- und Torsionsverhalten hat. Bestimmte Querschnittskonfigurationen sind besonders anfällig für den durch Torsionsspannung erzeugten Instrumentenbruch.

Diniz Viana et al. (2010) untersuchten im gleichen Jahr den Einfluss von metallurgischen und geometrischen Eigenschaften der NiTi-Feilen auf ihre Flexibilität. Dabei wurden ProTaper-, K3- und EndoSequence-Instrumente getestet. Ihre chemische Zusammensetzung und Gitterstrukturen wurden durch konventionelle analytische Techniken charakterisiert. Durchmesser und Querschnittsfläche wurden durch eine Bildanalyse bestimmt. Die Flexibilitätssmessung erfolgte im Biegeversuch nach ISO 3630-1. Nach dem Ergebnis präsentierte K3 das höchste durchschnittliche Biegemoment, danach

folgten PTU und ES. Eine lineare Beziehung wurde zwischen Biegemoment und dem Durchmesser bei der Querschnittfläche bei 3 mm vor der Feilenspitze gefunden. Die chemische Zusammensetzung war bei allen Feilen ähnlich, aber die Umwandlungstemperatur für K3-Instrumente, die nur als Austenit-Phase vorgestellt wurden, war niedriger. Die Studie zeigte, dass NiTi-Instrumente von unterschiedlichen Herstellern eine unterschiedliche Flexibilität aufwiesen. Der Fertigungsprozess verändert die Phasen-umwandlungstemperatur und auch ihre Flexibilität.

Eine ähnliche Studie wurde von Hou et al. 2011 durchgeführt, um die Beziehung zwischen dem Phasenumwandlungsverhalten und der Biegeeigenschaft von Nickel-Titan-Instrumenten, die durch einen Twisting-Prozess hergestellt wurden, zu untersuchen. In dieser Studie wurden TF-Feilen untersucht, während als Kontrollgruppe K3 verwendet wurde. Alle Feilen hatten ISO 30 und eine Konizität von 6 %. Die Umwandlungstemperaturen wurden aus der DSC (Differential Scanning Calorimetry) ermittelt und die Biegemomente durch Cantilever-Biegetest bei 37 Grad gemessen. Das Ergebnis von Diniz Viana et al. (2010) wurde hier auch bestätigt: Die Umwandlungstemperaturen der TF-Feilen waren deutlich höher als die von K3, und die Biegemomente für TF deutlich geringer. Dies erklärt, dass das neue Verfahren zur Herstellung von NiTi-Instrumenten durch Twisting zu der erhöhten Phasenumwandlungstemperatur und hohen Flexibilität beitragen.

5.4 Klinische Schlussfolgerung

Die Flexibilität der endodontischen Feilen spielt in der Wurzelkanalbehandlung eine bedeutende Rolle. Besonders bei der Aufbereitung eines gekrümmten Wurzelkanals können Schwierigkeiten bzw. Präparationsfehler, wie Perforation, Stufenbildung und Kanalverlagerung, auftreten. Um derartige Fehler bei der Wurzelkanalaufbereitung zu vermeiden und die ursprüngliche Wurzelkanalform so gut wie möglich zu erhalten, sind flexible rotierende Nickel-Titan-Feilen zu empfehlen. Die während der Wurzelkanalaufbereitung auf dem Arbeitsteil der Feile erzeugten Kräfte und Drehmomente werden auf die Kanalwände übertragen. Größere Drehmomente bzw. große Rückstellkräfte des Instruments an der Wurzelkanalwand führen zu vermehrtem Materialabtrag im Apex und zu einer

Kanalformänderung. Da die apikale Konstriktion des Wurzelkanals erhalten bleiben sollte, sind kleine Kräfte und Drehmomente erwünscht.

Kleinere Drehmomente bedeuten bessere Flexibilität der Instrumente und somit eine Aufbereitung ohne übermäßigen Materialabtrag. Daher ist es essentiell, ein Aufbereitungssystem zu wählen, welches gute Flexibilität besitzt und schonend vorgeht, um Präparationsfehler im Verlauf der Aufbereitung, insbesondere gekrümmter Wurzelkanäle, zu minimieren. So könnten die Erfolgchancen endodontischer Behandlungen gesteigert werden.

Die Eigenschaften der heute am Markt erhältlichen Nickel-Titan-Feilen variieren beträchtlich. In dieser Studie wurde die Flexibilität von fünf verschiedenen Feilensystemen in zwei Versuchsanordnungen getestet. Der reine Biegeversuch bestätigte den Zusammenhang zwischen der Konizität bzw. dem Durchmesser der Feile und den Biegemomenten. Flexmaster-Feilen hatten mit einer Konizität von 4 % den kleinsten Durchmesser im Arbeitsteil und erzeugten die geringsten Drehmomente im reinen Biegeversuch. Da die S-förmige Biegung aber eher die klinische Situation darstellt, sind die Ergebnisse dieses Versuchsteils für die klinische Anwendung der NiTi-Feilen interessanter. In dieser Studie zeigte sich, dass das „One File“ System Reciproc wesentlich geringere Drehmomente sowie Kräfte erzeugte als die anderen Feilensysteme und somit die beste Flexibilität darstellt. Aber auch das System Twisted Files zeigte trotz der relativ großen Kraftentwicklung mit den kleinen Drehmomenten eine gute Flexibilität. Basierend auf den Ergebnissen dieser Studie kann das Reciproc-System besonders zur Aufbereitung von stärker gekrümmten Wurzelkanälen empfohlen werden.

5.5 Ausblick

Die Eigenschaften der heute im Markt befindlichen Nickel-Titan-Feilen variieren beträchtlich. Das Herstellungsverfahren verändert die Phasenumwandlungstemperatur der NiTi-Feilen und möglicherweise auch ihre Flexibilität. Angaben über mechanische Eigenschaften der einzelnen Produkte finden sich nur vereinzelt. Für einen Vergleich der verschiedenen Produkte erscheinen in Zukunft weitere werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen sinnvoll, die sich letztendlich in der klinischen Anwendung bewähren müssen.

6. Zusammenfassung

Neuere maschinelle Aufbereitungssysteme arbeiten mit Wurzelkanalinstrumenten aus Nickel-Titan-Legierungen. Gekrümmte Kanäle können mit Instrumenten aus Nickel-Titan formgerechter und zentrischer aufbereitet werden. Es werden fortwährend neue Nickel-Titan-Feilen-Modelle auf den Markt gebracht. Ziel dieser Arbeit war es, die mechanischen Eigenschaften fünf aktueller NiTi-Feilen miteinander zu vergleichen. Es sind bei klinischer Anwendung kleinere Kräfte und Drehmomente zu erwarten.

In dieser Untersuchung wurden fünf Nickel-Titan-Feilen-Modelle unterschiedlicher Hersteller untersucht. Sofern verfügbar, wurden Feilen mit ISO 25 und einer Konizität von 8 % (08/25) vermessen. Falls diese nicht zur Verfügung standen, wurden Feilen mit ähnlicher Größe und Konizität gewählt. Es wurden insgesamt drei verschiedene Messungen durchgeführt: Im ersten Versuchsteil wurde die während der Aufbereitung verursachte Temperaturentwicklung in Endoblocken mittels einer Wärmebildkamera gemessen. Diese Ergebnisse legten die in weiteren Messungen einzustellenden Temperaturen fest. Die folgenden beiden Messungen erfolgten in Form von Biegeversuchen. Zum einen wurden Biegemoment/Biegewinkel-Kurven im reinen Biegeversuch mit einem Biegemessplatz ermittelt und ausgewertet. Zum anderen wurden die Feilen bei einer S-förmigen Deformation bis zur ± 5 mm Auslenkung durch das biomechanische Messsystem „Orthodontisches Mess- und Simulations-System“ (OMSS) untersucht.

Bei der Temperaturmessung wurde für jede Probe die entsprechende maximale Temperaturentwicklung ausgewertet und für jeden Feilentyp der entsprechende Mittelwert gebildet. Reciproc und Wave One verursachten eine Temperaturentwicklung von ca. 1 Grad. Die Werte bei anderen Feilen betragen alle ca. 2 Grad.

Beim reinen Biegeversuch wurde aus den Biegemoment/Winkel-Diagrammen das maximale Biegemoment sowie das maximale Biegemoment in Gegenrichtung und das Biegemoment bei einem Biegewinkel von 40° bestimmt. Die Ergebnisse zeigen, dass extreme Unterschiede zwischen den einzelnen NiTi-Feilen bestehen. Das maximale Biegemoment betrug zwischen 1,2 Nmm und 3,1 Nmm. In negativer Richtung variierten die maximalen Biegemomente von 0,1 Nmm bis zu 4,0 Nmm. FM stellte mit den kleinsten Biegemomenten die beste Flexibilität dar. PT zeigte gute Flexibilität.

Bei dem S-förmigen Biegeversuch mit dem OMSS wurden die Kräfte und Drehmomente bei ± 5 mm Auslenkung ermittelt. Die Kraft in z-Richtung betrug zwischen 1,3 N und 3,3 N. Sowohl bei +5 mm als auch bei -5 mm Auslenkung bestand ein signifikanter Unterschied zwischen dem größten und kleinsten Wert. FM erzeugte die größte Kraft. Die Drehmomente variierten von sehr kleinen Werten unter 3 Nmm bis zu über 20 Nmm. RP konnte mit den kleinsten Drehmomenten um die y-Achse und einer sehr niedrigen Kraftabgabe in z-Richtung überzeugen. Bei WO wurden in beiden Versuchsanordnungen große Biegemomente ermittelt.

Die durchgeführten Messungen zeigen, dass die Eigenschaften der heute im Markt befindlichen Nickel-Titan-Feilen, trotz scheinbar gleichen Materials, beträchtlich variieren. Das Herstellungsverfahren beeinflusst die Phasenumwandlungstemperatur der NiTi-Feilen und auch ihre Flexibilität. Daher ist eine ständige Untersuchung neuer NiTi-Feilen-Modelle erforderlich.

7. Literaturverzeichnis

Bargholz C, Hör D, Zirkel C. Praxisleitfaden Endodontie. Erste Aufl. München - Jena: Urban & Fischer-Verlag, 2006

Baumann MA, Beer R. Farbatlanten der Zahnmedizin - Endodontologie. Stuttgart: Thieme, 2007: 139-145

Bechmann H, Bechmann CH, Glockmann E, Kraft U, Sigusch BW. Untersuchungen zur Anzahl der Wurzelkanäle von Molaren. Stuttgart - New York: Georg Thieme Verlag, ZWR 2009; 118: 484-491

Beer R, Baumann MA, Kielbassa AM. Taschenatlas der Endodontie. Stuttgart: Thieme, 2004

Bourauel C, Drescher D, Thier M. An experimental apparatus for the simulation of three-dimensional movements in orthodontics. J Biomed Eng 1992; 14: 371-378

Camps JJ, Pertot WJ, Levallois B. Relationship between file size and stiffness of nickel titanium instruments. Endod Dent Traumatol 1995; 11: 270-273

Carrotte P. Endodontics: Part 4 Morphology of the root canal system. Br Dent J 2004; 197: 379-383

Celik D, Tasdemir T, Er K. Comparative study of 6 rotary nickel-titanium systems and hand instrumentation for root canal preparation in severely curved root canals of extracted teeth. Int Endod J 2013; 39: 278-282

Cunnigham CJ, Senia ES. A three-dimensional study of canal curvatures in the mesial roots of mandibular molars. Int Endod J 1992; 18: 294-300

Degreeen, 2006: Formgedächtnis. de.wikipedia.org/wiki/Datei:Formgedaechtnis.svg (Zugriffsdatum: 23.12.2013)

DGZMK, 2005: Die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung. http://www.dgzmk.de/uploads/tx_szdgzmkdocuments/Die_maschinelle_Wurzelkanalaufbereitung.pdf (Zugriffsdatum: 02.12.2013)

Diniz Viana A, Craveiro de Melo M, Azevedo Bahia M, Buono V. Relationship between flexibility and physical, chemical, and geometric characteristics of rotary nickel-titanium instruments. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology and Endodontology* 2010; 110: 527-533

Drescher D, Bourauel C, Thier M. Materialtechnische Besonderheiten orthodontischer Nickel-Titan-Drähte. *Fortschr Kieferorthop* 1990; 51: 320-326.

Drescher D, Bourauel C, Thier M. Orthodontisches Mess- und Simulations-System (OMSS) für die statische und dynamische Analyse der Zhanbewegung. *Fortschr Kieferorthop* 1991; 52: 133-140

Flexmaster, 2013: http://www.vdw-dental.com/fileadmin/redaktion/downloads/produkte/Flexmaster_anwender_rev12.pdf (Zugriffsdatum: 26.12.2013)

Gambarini G, Gerosa R, De Luca M, Garala M, Testarelli L. Mechanical properties of a new and improved nickel-titanium alloy for endodontic use: an evaluation of file flexibility. *Journal Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology* 2008; 105: 798-800

Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M. *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*. Stuttgart: Thieme, 2005: 218

Gergi R, Rjeily JA, Sader J, Naaman A. Comparison of canal transportation and centering ability of twisted files, Pathfile-ProTaper system, and stainless steel hand K-files by using computed tomography. *J Endod* 2010; 36: 904-907

Heidemann D. *Praxis der Zahnheilkunde: Endodontie*. Vierte Aufl. München - Jena: Urban & Fischer-Verlag, 2001

Hellwig E, Klimek J, Attin T. *Einführung in die Zahnerhaltung*. München - Jena: Urban & Fischer, 2009

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

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

Hülsmann M. Checklisten der Zahnmedizin - Endodontie. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG, 2008; 1-19

ISO 3630-1. Dentistry - Root-canal instruments - Part 1: General requirements and test methods (ISO 3630-1:2008)

Ketterl W (Herausgeber). Zahnerhaltung II. 2. Auflage. München - Wien, Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1987

Kim TO, Cheung GSP, Lee JM, Kim BM, Hur B, Kim HC. Stress distribution of three NiTi rotary files under bending and torsional conditions using a mathematic analysis. Int Endod J 2009 a; 42: 14-21

Kim HC, Kim HJ, Lee CJ, Kim BM, Park JK, Versluis A. Mechanical response of nickel-titanium instruments with different cross-sectional designs during shaping of simulated curved canals. Int Endod J 2009 b; 42: 593-602

Klimm W. Endodontologie: Grundlagen und Praxis. Deutscher Ärzteverlag, 2003

Lumley P, Adams N, Thomson P. Practical Clinical Endodontics. Elsevier/Churchill Livingstone, 2006

Park PS, Kim KD, Perinpanayagam H, Lee JK, Chang SW, Chung SH, Kaufman B, Zhu Q, Safavi KE, Kum KY. Three-dimensional Analysis of Root Canal Curvature and Direction of Maxillary Lateral Incisors by Using Cone-beam Computed Tomography. J Endod 2013; 39: 1124-1129

Petersilka GJ, Draenert M, Jervøe-Storm PM, Heinecke A, Flemmig TF. Assessment of root curvature and distance using computed tomography. Clin Oral Investig 2002; 6: 171-174

Plietsch R. Aufbau und Erprobung eines rechnergesteuerten Biegemessplatzes zur Bestimmung der Elastizitätsparameter hochflexibler orthodontischer Drähte. Physikalische Diplomarbeit, Physikalisches Institut, Universität Bonn, 1993

Protaper, 2013: https://www.mwdental.de/uploads/media/protaper_universal_german.pdf
(Zugriffsdatum: 26.12.2013)

Reciproc, 2013: http://www.vdw-dental.com/fileadmin/redaktion/downloads/produkte/reciproc-anwender_a5_rev4.pdf (Zugriffsdatum: 26.12.2013)

Ruddle CJ. The ProTaper endodontic system: geometries, features, and guidelines for use. Dent Today 2001; 20: 60-67

Schäfer E. Vergleich verschiedener Techniken zur Aufbereitung gekrümmter Wurzelkanäle. Dtsch Zahnärztl Z 1994; 49: 947-951

Schäfer E, Teel J, Hoppe W. Properties of endodontic hand instruments used in rotary motion. Part 3. Resistance to bending and fracture. J Endod 1997; 23: 141-145

Schäfer E, Diez C, Hoppe W, Tepel J. Röntgenologische Untersuchung von Häufigkeit und Ausmaß der Kanal Krümmungen in der menschlichen Zähne. J Endod 2002; 28: 211-216

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

Schäfer E, 2013: Wurzelkanalaufbereitung, manuell: Instrumente. <http://www.med-college.hu/de/wiki/artikel.php?id=466&lan=1> (Zugriffsdatum: 22.12.2013)

Sonntag D. Geometrie von Nickel-Titan-Instrumenten. Mehr als nur PR? DAZ Forum, 2006; 87: 9-11

Stavileci M, Hoxha V, Görduysus Ö, Tatar I, Laperre K, Hostens J, Küçükkaya S, Berisha M. Effects of preparation techniques on root canal shaping assessed by micro-computed tomography. Int Endod J 2013; 19:163-168

Stoeckel. Aktoren aus Formgedächtnislegierungen. VDI/VDE Technologiezentrum Informationstechnik Fachbeilage Mikroperipherik me Band 6, Heft 6, 1992

Stoeckel, 2000: Nickel-Titan-Formgedächtnislegierungen. <http://www.nitinol.com/media/reference-library/025.pdf> (Zugriffsdatum: 22.12.2013)

TF, 2013: <http://www.sybronendo.com/index/cms-filesystem-action?file=sybronendo-pdf/TF-brochure.pdf> (Zugriffsdatum: 26.12.2013)

Uwemuell (Own work), 2007: Schematic section tooth. http://commons.wikimedia.org/wiki/File%3ASchematic_section_tooth.svg (Zugriffsdatum: 08.10.2013)

Vertucci FJ. Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 1984; 58: 589–599

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

Waveone, 2013: <http://www.dentsply-waveone.de/de/applikation.html> (Zugriffsdatum: 26.12.2013)

Willershausen B, Tekyatan H, Schulze R, Briseño B. Bestimmung und Bedeutung von Wurzelkanalkrümmung und Längenverhältnissen von OK-Prämolaren. *Köln: Dtsch Zahnärztl Z* 2005; 60: 87-90

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

Zhang EW, Cheung G, Zheng YF. Influence of Cross-sectional Design and Dimension on Mechanical Behavior of Nickel-Titanium Instruments under Torsion and Bending: A Numerical Analysis. *J Endod* 2010; 36: 1394-1398

8. Danksagung

Hiermit möchte ich mich bei allen bedanken, die zur Entstehung dieser Arbeit beigetragen haben.

Als erstes gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. Christoph Bourauel für die Überlassung des interessanten Themas. Sein Engagement bei der wissenschaftlichen Betreuung trug im Wesentlichen zum Gelingen dieser Arbeit bei.

Insbesondere danke ich Herrn Prof. Dr. H. Dommisch, Herrn Dr. L. Keilig, Frau Dr. S. Reimann, Frau A. Weber und Herrn F. Schelle für ihre immerwährende Hilfsbereitschaft. In freundlichster Weise wurde ich stets fachkundig unterstützt.

Ein ganz besonderer Dank geht an meine Eltern, die mich bei meinem Studium der Zahnmedizin unterstützten. Ohne sie wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen. Meinem Freund Dominik Foert danke ich aus ganzem Herzen für alles.