

**Einfluss der Temperatur auf die
zyklische Ermüdungsfestigkeit von
Nickel-Titan „Single“-Feilensystemen in einem
selbstentwickelten Messaufbau**

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades (Dr. med. dent.)

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Emad Youssef Elia Youssef

aus Asiut / Ägypten

2026

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Matthias Frentzen

Tag der mündlichen Prüfung: 01.12.2025

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

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis	5
1.	Deutsche Zusammenfassung	6
1.1	Einleitung	6
1.2	Material und Methoden	8
1.2.1	Zyklischer Ermüdungstest	8
1.2.1.1	Versuchsaufbau	8
1.2.1.2	Testverfahren	9
1.2.2	Bestimmung der Transformationstemperatur mittels Biege- und freier Rückstelltests (Bend and Free Recovery)	9
1.2.3	Rasterelektronenmikroskopie	10
1.2.4	Statistische Analysen	10
1.3	Ergebnisse	10
1.3.1	Zyklische Ermüdungsfestigkeit	10
1.3.2	Transformationstemperatur mittels Biege- und freier Rückstelltests (Bend and Free Recovery)	12
1.3.3	Rasterelektronenmikroskopie	13
1.4	Diskussion	13
1.5	Zusammenfassung	16
1.6	Literaturverzeichnis der deutschen Zusammenfassung	17
2.	Veröffentlichung	23
3.	Erklärung zum Eigenanteil	24

4. Danksagung

25

Abkürzungsverzeichnis

A _f	Austenit-Endtemperatur
A _s	Austenit-Starttemperatur
ASTM	American Society for Testing and Materials
BFR	Biege- und freier Rückstelltests (Bend and Free Recovery)
DSC	Differential Scanning Calorimetry (Dynamische Differenzkalorimetrie)
FHD	Full High Definition
G1	Gruppe 1 (5 mm, Raumtemperatur 20±2 °C)
G2	Gruppe 2 (5 mm, Körpertemperatur 37±1 °C)
G3	Gruppe 3 (3 mm, Raumtemperatur 20±2 °C)
G4	Gruppe 4 (3 mm, Körpertemperatur 37±1 °C)
ISO	International Organization for Standardization
NiTi	Nickel Titan
OS	One Shape® neue Generation
Rpm	Rotation pro Minute
WO	WaveOne™
WOG	WaveOne® GOLD
°C	Grad Celsius

1. Deutsche Zusammenfassung

1.1 Einleitung

Die maschinelle Wurzelkanalaufbereitung stellt einen entscheidenden Schritt der endodontischen Therapie dar, bei den Instrumenten erforderlich sind, die gleichzeitig flexibel, bruchstabil und effizient sind. Vor allem bei stark gekrümmten Kanälen hängt der Erfolg der Behandlung wesentlich davon ab, ob die Instrumente der Kanalform passiv folgen können, ohne die ursprüngliche Anatomie zu verändern oder iatrogene Fehler wie Stufenbildung, Perforationen oder Begradigungen zu verursachen.

Erstmals berichteten Walia et al. 1988, dass K-Feilen der ISO-Größe #15 aus Nickel-Titan (NiTi) zwei- bis dreimal flexibler und torsionsbeständiger sind als vergleichbare Edelstahlfeilen gleicher Größe und Herstellung (Walia et al., 1988). Die erste Generation von rotierenden NiTi-Feilen kam 1992 mit einer Konizität von 2% auf dem Markt und revolutionierte die Endodontie durch eine effizientere mechanische Kanalaufbereitung (Haapasalo und Shen, 2013; Shen et al., 2009).

Diese Einführung markierte den Beginn einer rasanten technologischen Entwicklung, die seither von kontinuierlichen Verbesserungen im Design, in der Legierungszusammensetzung und in der Bewegungsart der Instrumente begleitet wird. NiTi hat sich dadurch als Standardmaterial für die maschinelle Aufbereitung etabliert und wesentlich zur Standardisierung und Vereinfachung endodontischer Behandlungsabläufe beigetragen.

Trotz dieser Fortschritte stellt die Fraktur von NiTi-Instrumenten bis heute ein relevantes klinisches Risiko dar, dass zu erhöhter Komplikationsrate, unvollständiger Desinfektion und schlimmstenfalls zum Verlust des Zahnes führen kann. Instrumentenbrüche können entweder durch Torsions- oder zyklische Ermüdungsbrüche oder einer Kombination beider Ursachen entstehen (McGuigan et al., 2013; Sattapan et al., 2000).

Viele Systeme wurden entwickelt, um die Bruchgefahr zu reduzieren, darunter Änderungen im Design, den Schneidbewegungen (Rotation/ Reziprok), verwendete Legierungen und Herstellungsverfahren (Wärmebehandlung, Funkenerosion). Dabei zeigte sich, dass nicht nur das Design, sondern auch die mikrostrukturellen Eigenschaften der NiTi-

Legierungen maßgeblich das Ermüdungsverhalten bestimmen. Zur Untersuchung der Ursachen von Instrumentenbrüchen wurden zahlreiche In-vitro-Studien durchgeführt, bislang jedoch meist bei Raumtemperatur (Dagna et al., 2014; De-Deus et al., 2014; McGuigan et al., 2013). Dies steht im Gegensatz zu den klinischen Bedingungen, unter denen die Instrumente stets der intraoralen Körpertemperatur (ca. 37°C) ausgesetzt sind, womit sich ihr mechanisches Verhalten erheblich verändern kann (de Vasconcelos et al., 2016; Grande et al., 2017). NiTi-Legierungen sind temperaturabhängig und zeigen unterschiedliche Phasenverhalten und spezifische Wärmecharakteristiken, vor allem in Bezug auf ihrer Formgedächtniseigenschaften und die Superelastizität (Lin et al., 2020; Thompson, 2000).

Beim klinischen Einsatz unterliegen die NiTi-Instrumente gleichzeitig einer spannungsinduzierten martensitischen Umwandlung (durch die Kanalbiegung) und einer wärmeinduzierten austenitischen Umwandlung (durch Körpertemperatur und Reibung). Diese zeitgleichen Transformationen beeinflussen maßgeblich die zyklische Ermüdungsfestigkeit.

In der vorliegenden Arbeit wurde in diesem Hintergrund erstmals ein Prüfaufbau entwickelt, der die mechanische Beanspruchung bei gleichzeitiger kontrollierter Erwärmung simuliert, um realitätsnahe In-vitro-Bedingungen zu schaffen. Hiermit wurde die zyklische Ermüdungsfestigkeit von drei Ein-Feilen-Systemen (One Shape® neue Generation, WaveOne™ und WaveOne® GOLD) verglichen. Diese Systeme wurden aufgrund ihrer identischen ISO-Spitzengröße (#25), jedoch unterschiedlichen Legierungszusammensetzungen und Bewegungsmuster (Rotation/Reziprokation) ausgewählt. Die Evaluation erfolgte sowohl bei Körpertemperatur (ca. 37 °C) als auch bei Raumtemperatur (ca. 20 °C).

Zusätzlich wurde mittels Biege- und freier Rückstelltests (Bend and Free Recovery, BFR) die Austenit-Endtemperatur (A_f) der Instrumente bestimmt, um den Zusammenhang zwischen Phasenumwandlung und Ermüdungsverhalten gezielt zu analysieren. Diese Methode erlaubt die Untersuchung eines längeren Instrumentenabschnittes und bietet damit eine praxisnähere Alternative zur herkömmlichen dynamischen Differenzkalimetrie (DSC)-Analyse.

Die zentrale Fragestellung dieser Arbeit lautet, ob und in welchem Ausmaß die Umgebungstemperatur die zyklische Ermüdungsfestigkeit von NiTi-Feilensystemen beeinflusst und ob sich Unterschiede zwischen rotierend und reziprok betriebenen Systemen zeigen. Darüber hinaus sollte untersucht werden, ob die mittels BFR-Tests ermittelten A_r -Temperaturen Rückschlüsse auf das mechanische Verhalten der Instrumente zulassen.

Ziel der Arbeit war es, den Einfluss klinisch relevanter Temperaturen (Körpertemperatur) auf die Bruchfestigkeit verschiedener NiTi-Feilensysteme zu untersuchen. Zudem wurden mittels BFR-Tests die temperaturabhängigen Eigenschaften der Legierungen anhand ihrer Austenit-Endtemperatur (A_r) analysiert.

Die Nullhypothese der Studie lautete, dass es keinen Unterschied in der zyklischen Ermüdungsfestigkeit von NiTi-Instrumenten bei Raumtemperatur im Vergleich zur Körpertemperatur gibt.

1.2 Material und Methoden

Die Untersuchungen umfassten 120 Feilen, welche in vier Gruppen mit jeweils 30 Feilen aufgeteilt wurden. 10 Feilen waren in jeder Gruppe aus drei Ein-Feilen-Systemen enthalten: One Shape® neue Generation (OS) (MICRO-MEGA, Besançon, Frankreich), WaveOne™ Primary (WO) und WaveOne® GOLD Primary (WOG) (beide Dentsply Maillefer, Ballaigues, Schweiz). Für die Tests wurden zwei unterschiedliche Temperaturen (Raumtemperatur: 20 ± 2 °C und Körpertemperatur: 37 ± 1 °C) und zwei unterschiedliche Krümmungsradien des zu präparierenden Wurzelkanals (5 mm und 3 mm) gewählt. Der Krümmungswinkel betrug stets 60° (Pruett et al., 1997).

1.2.1 Zyklischer Ermüdungstest

1.2.1.1 Versuchsaufbau

Ein spezieller Versuchsstand wurde für die Tests selbst entwickelt (Aufbau durch Dipl.-Phys. M. Gruener). Das Gerät ist in Figure 2 der Publikation dargestellt (Youssef et al., 2024). Oben wurde ein Handstückhalter befestigt, während unten ein Edelstahlblock mit

künstlichen Wurzelkanälen montiert wurde. Mit Hilfe eines Peltier-Elements wurde der Edelstahlblock auf 37 ± 1 °C erwärmt und mittels eines Elektromagneten und eines Kraftsensors in korrekter Position fixiert. So konnte eine eindeutige und reproduzierbare Positionierung gewährleistet werden.

Ein Computerprogramm zur Steuerung und Messwerterfassung, eine Kamera zur Videoaufzeichnung (FHD-Qualität) und ein elektronisches Thermometer mit Metallsonde wurden zur Überwachung benutzt. Betrieben wurden die Instrumente entsprechend der Herstellerangaben (WOG und WO im Waveone all Modus, OS rotierend bei 350 Umdrehungen pro Minute (rpm) und 2,5 Ncm Drehmoment). Nach Schmierung der Kanäle mit KaVo Spray™ (KaVo Dental GmbH, Biberach an der Riss, Deutschland) wurden die Feilen bis zu einer Tiefe von 18 mm eingebracht.

1.2.1.2 Testverfahren

Gesteuert wurden die Feilen in Rotation/Reziprokation manuell durch die Bedienung eines Fußpedals. Die Bewegung des Winkelstücks erfolgte durch das Computerprogramm automatisch. Bei einer visuell oder auditiv erkennbaren Instrumentenfraktur wurde der Versuch gestoppt. Anschließend wurden die Fragmente entnommen und der nächste Test mit einer neuen Feile wurde begonnen, wobei stets auf eine konstante Temperatur geachtet wurde.

1.2.2 Bestimmung der Transformationstemperatur mittels Biege- und freier Rückstelltests (Bend and Free Recovery)

Für die Bestimmung der Transformationstemperatur von NiTi-Feilen wurde ein selbstentwickeltes Gerät, basierend auf dem ASTM-Standard F2082-03, eingesetzt. Dieses arbeitet nach dem Prinzip der durch Biegung und freien Rückstellung (Bend and Free Recovery, BFR). Das Gerät besteht aus einer Flüssigkeitspumpe mit Thermostat, einem Doppelkammer-Glasbehälter, einem Laser-Abstands-Sensor, einem Kohlefaserstab und einem Thermometer. Es ist in Figure 3 der Publikation dargestellt (Youssef et al., 2024). Es wurden Proben der drei Feilensysteme (jeweils $n = 5$) für den Test benutzt.

Zunächst wurden die Proben stark heruntergekühlt, gebogen (martensitische Phase) und anschließend langsam wieder erwärmt. Aufgrund der Erwärmung verwandelten sich die Proben durch Phasenumwandlung und Formgedächtniseffekt zurück in ihre gerade Form (austenitische Phase). Der Laser-Sensor zeichnete dabei die Bewegung des Kohlefaserstabs auf, der auf der Probe auflag. Aus der grafischen Darstellung von Bewegungsdaten und Probentemperatur einer jeden Probe konnten die Transformationstemperaturen ermittelt werden.

1.2.3 Rasterelektronenmikroskopie

Die Analyse der Bruchflächen der Feilen fand mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskops (XL30, Philips, Eindhoven, Niederlande) statt, um typische Merkmale von zyklischer Ermüdung zu bestätigen.

1.2.4 Statistische Analysen

Der Shapiro-Wilk-Test wurde benutzt, um zu untersuchen, ob die Daten einer Normalverteilung folgen. Mittels Mann-Whitney-U-Test wurden die Zeiten bis zum Bruch der einzelnen Feilensysteme bei unterschiedlichen Umgebungstemperaturen oder Kanalradien analysiert. Der Mood-Median-Test wurde benutzt, um die Zeiten bis zum Bruch zwischen den unterschiedlichen Feilensystemen innerhalb derselben Gruppe zu vergleichen. Die Analyse der Austenit-Endtemperatur (A_f) der drei getesteten Feilensysteme wurde mittels Einweg-ANOVA mit anschließendem Tukey-HSD-Post-hoc-Test durchgeführt. Alle statistischen Analysen wurden mit IBM SPSS Statistics for Windows (Version 23.0, Armonk, NY, USA: IBM Corp) durchgeführt.

1.3 Ergebnisse

1.3.1 Zyklische Ermüdungsfestigkeit

Die Studie umfasste insgesamt 120 Feilen aus drei verschiedenen Feilensystemen, jeweils 40 Feilen pro System. Die Feilen wurden in vier Gruppen eingeteilt, wobei jede

Gruppe 10 Feilen jedes Feilensystems beinhaltete. Die Gruppeneinteilung erfolgte in Abhängigkeit vom Krümmungsradius und Temperaturbedingungen wie folgt:

- Gruppe 1: 10 OS-, 10 WO- und 10 WOG-Feilen wurden in Kanälen mit einem 5 mm Krümmungsradius in Raumtemperatur (20 ± 2 °) getestet
- Gruppe 2: 10 OS-, 10 WO- und 10 WOG-Feilen wurden in Kanälen mit einem 5 mm Krümmungsradius in Körpertemperatur (37 ± 1 °) getestet
- Gruppe 3: 10 OS-, 10 WO- und 10 WOG-Feilen wurden in Kanälen mit einem 3 mm Krümmungsradius in Raumtemperatur (20 ± 2 °) getestet
- Gruppe 4: 10 OS-, 10 WO- und 10 WOG-Feilen wurden in Kanälen mit einem 3 mm Krümmungsradius in Körpertemperatur (37 ± 1 °) getestet

Alle untersuchten Feilensysteme zeigten bei Körpertemperatur im Vergleich zur Raumtemperatur eine signifikant verkürzte Zeit bis zur Fraktur ($p < 0,05$), wobei der Krümmungsradius in den künstlichen Kanälen 5 mm betrug. Die aufgenommenen Zeiten bis zum Bruch (in Sekunden) in den Gruppen 1 und 2 sind wie folgt: in Gruppe 1: 52 ± 12 (OS), 221 ± 28 (WO), 224 ± 14 (WOG); in Gruppe 2: 34 ± 5 (OS), 135 ± 25 (WO), 122 ± 15 (WOG). Die Ergebnisse sind in Table 1 und Figure 4 der Publikation zusammengefasst (Youssef et al., 2024). Das Ergebnis für WO und OS konnte bei Kanälen mit einem Radius von 3 mm bestätigt werden. Die Zeit bis zum Bruch war auch hier bei 37 °C signifikant kürzer als bei 20 °C ($p < 0,05$). Kein signifikanter Unterschied ($p > 0,05$) konnte für WOG in diesem Fall festgestellt werden.

Eine deutlich kürzere Zeit bis zur Fraktur in 3-mm-Kanälen im Vergleich zu 5-mm-Kanälen ($p < 0,05$) war bei OS und WO unabhängig von der Temperatur nachzuweisen. Die aufgenommenen Zeiten bis zum Bruch (in Sekunden) für OS und WO waren 52 ± 12 und 221 ± 28 (bei 5 mm) und 40 ± 9 und 114 ± 21 (bei 3 mm) in Raumtemperatur. In Körpertemperatur waren die Ergebnisse für OS und WO wie folgt: 34 ± 5 und 135 ± 25 (bei 5 mm) und 26 ± 6 und 81 ± 12 (bei 3 mm).

Dieser Unterschied stellte sich bei WOG hingegen nur bei Raumtemperatur signifikant dar ($p < 0,001$); die Zeiten bis zum Bruch waren 224 ± 14 (bei 5 mm) und 134 ± 30 (bei 3

mm). Es gab keinen relevanten Unterschied zwischen den beiden Krümmungsradien ($p = 0,353$) bei Körpertemperatur (122 ± 15 bei 5 mm und 115 ± 15 bei 3 mm).

OS (mit rotierender Bewegung) zeigte unter allen Bedingungen eine signifikant kürzere Zeit bis zum Bruch in Sekunden (G1: 52 ± 12 , G2: 34 ± 5 , G3: 40 ± 9 , G4: 26 ± 6), als die reziprok arbeitenden Systeme WO (G1: 221 ± 28 , G2: 135 ± 25 , G3: 114 ± 21 , G4: 81 ± 12) und WOG (G1: 224 ± 14 , G2: 122 ± 15 , G3: 134 ± 30 , G4: 115 ± 15). Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen WO und WOG in 5-mm-Kanälen bei beiden Temperaturen festgestellt werden ($p > 0,1$). Eine signifikant längere Zeit bis zum Bruch ($p < 0,007$), zeigte WOG im Vergleich zu WO bei beiden Temperaturen in 3-mm-Kanälen (134 ± 30 vs. 114 ± 21 bei Raumtemperatur und 115 ± 15 vs. 81 ± 12 bei Körpertemperatur).

1.3.2 Transformationstemperatur mittels Biege- und freier Rückstelltests (Bend and Free Recovery)

Zur Bestimmung der Transformationstemperaturen wurden jeweils fünf Proben ($n=5$) der einzelnen Feilensysteme (OS, WO, WOG) mittels Biege- und freier-Rückstelltest (Bend and Free Recovery) geprüft. Anschließend wurde der Mittelwert, der für jedes Feilensystem ermittelten Austenit-Starttemperaturen (A_s) und Austenit-Endtemperaturen (A_f), berechnet und ausgewertet.

Die höchste Austenit-Start- (A_s) und Austenit-Endtemperatur (A_f) zeigte WOG, während OS die niedrigsten Temperarturen aufwies. Die A_f -Mittelwerte betrugen: WOG (25 ± 2 °C), WO (6 ± 5 °C) und OS (-12 ± 2 °C). Alle getesteten Proben wiesen eine A_f -Temperatur unterhalb der Körpertemperatur (37 ± 1 °C) auf. Diese Ergebnisse sind in Table 2 und Figure 5 der Publikation dargestellt (Youssef et al., 2024). Die Analyse der Austenit-Endtemperatur (A_f) zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen allen getesteten Feilensysteme ($p < 0,001$). Der Tukey-HSD-Post-hoc-Test bestätigte, dass sich alle Gruppen signifikant voneinander unterscheiden. WOG wies signifikant höhere A_f -Werte auf als sowohl WO ($p < 0,001$) als auch OS ($p < 0,001$). Ebenso zeigte WO signifikant höhere A_f -Werte im Vergleich zu OS ($p < 0,001$).

1.3.3 Rasterelektronenmikroskopie

Charakteristische Ermüdungsbruchmuster stellte die Analyse der Querschnitte der Bruchflächen mittels Rasterelektronenmikroskopie (XL30, Philips, Eindhoven, Niederlande) dar. Bereiche der Rissinitiierung, der Rissausbreitung sowie Zonen eines katastrophalen Bruchs waren deutlich zu erkennen. Es wurden auf den Bruchflächen Mikro-Hohlräume und Einschlüsse beobachtet, welche mit den typischen Mustern eines Ermüdungsbruchs übereinstimmen. Charakteristische Bruchbilder der verschiedenen Feilen sind in Figure 7 mit entsprechend markierten Bruchphänomenen gezeigt (Youssef et al., 2024).

1.4 Diskussion

In der vorliegenden Studie wurde die zyklische Ermüdungsfestigkeit dreier Nickel-Titan-Instrumentensysteme (OS, WO, WOG) unter variierenden Krümmungsbedingungen und Temperaturen untersucht. Die reziprok arbeitenden Systeme (WO, WOG) wiesen, wie bereits in anderen Studien beschrieben (Castelló-Escrivá et al., 2012; Gambarini et al., 2012; Kiefner et al., 2014; Pedullà et al., 2013; Pérez-Higueras et al., 2013; Varghese et al., 2016), im Vergleich zum rotierenden System (OS) eine signifikant längere Zeit bis zum Instrumentenbruch auf. Diese Ergebnisse lassen sich dadurch erklären, dass reziprok arbeitende Instrumente mehr Zeit benötigen, um dieselbe Anzahl von Zyklen wie vollrotierende Instrumente zu absolvieren (Grande et al., 2015).

Bei Körpertemperatur reduzierte sich die Bruchzeit signifikant, insbesondere bei moderaten (5 mm) und starken (3 mm) Kanalkrümmungen für WO und OS. Die Ergebnisse stimmen mit der Literatur überein, in der ein Zusammenhang zwischen Temperatur und Ermüdungseigenschaften beschrieben ist (Arias et al., 2018; Dosanjh et al., 2017; Grande et al., 2017; Plotino et al., 2018; Savitha et al., 2022; de Vasconcelos et al., 2016). WOG zeigte keinen statistisch signifikanten Unterschied, obwohl ein Trend zur kürzeren Zeit bis zum Bruch bei Körpertemperaturen erkennbar war.

Bei kleineren Krümmungsradien (3 mm) zeigen alle Systeme kürzere Zeiten bis zum Bruch. Dies verdeutlicht die inverse Beziehung zwischen Krümmungsradius und

Ermüdungsfestigkeit (Grande et al., 2006; Haïkel et al., 1999; Pedullà et al., 2020; Pruett et al., 1997).

Faktoren wie Instrumentendesign (Konizität, Querschnitt, Kernmasse) und die Zusammensetzung der Legierung beeinflussen die Widerstandsfähigkeit gegen zyklische Ermüdung (Parashos und Messer, 2006). Die getesteten Systeme haben zwar unterschiedliche Querschnittsgeometrien aber denselben Spitzen-Durchmesser. Apikal zeigt OS einen modifizierten Querschnitt mit drei Schneidekanten, der koronale Bereich besitzt einen S-förmigen Querschnitt mit zwei Schneidekanten und der mittlere Bereich geht in zwei Schneidekanten über. WO hat im apikalen Bereich einen konkaven dreieckigen Querschnitt und im koronalen Bereich einen konvexen dreieckigen Querschnitt. WOG hat einen Querschnitt in Form eines Parallelogramms mit zwei Schneidekanten, welche die Kanalwand berühren, abwechselnd mit einem dezentrierten Querschnitt, bei dem nur eine Schneidekante Kontakt hat (Guillén et al., 2018). Entlang des schneidenden Bereichs hat OS eine konstante Konizität von 6 %, wohingegen WO und WOG für die apikalen 3 mm eine Konizität von 8 % und 7 % haben, gefolgt von variablen/regressiven Konizitäten. Aus konventionellem superelastischen NiTi, M-Wire bzw. G-Wire bestanden die Instrumente von OS, WO und WOG. Kein signifikanter Unterschied wurde in mäßig gekrümmten Kanälen (5 mm) bei Vergleich von WO und WOG in derselben Gruppe festgestellt ($p > 0,05$). Allerdings zeigte WOG in stark gekrümmten Kanälen (3 mm) eine signifikant längere Zeit zum Bruch als WO ($p < 0,05$), dies weist auf eine überlegene Leistung in anspruchsvollen Bedingungen hin. Der Grund für die bessere Performance von WOG in stark gekrümmten Kanälen hängt vermutlich damit zusammen, dass die Legierungszusammensetzung und das Design der Feile sich von WO unterscheidet. WOG wird aus einer speziell wärmebehandelten Legierung (G-Wire) hergestellt, während es sich bei WO um M-Wire handelt. Beide Legierungen haben verschiedene Transformationstemperaturen A_s und A_f . Zudem weist WOG ein Design auf, das während der Anwendung zu einem Zweipunktkontakt (von vier Schneidekanten) mit der Kanalwand führt, während WO einen Dreipunktkontakt (von drei Schneidekanten) aufweist. Auch führt die geringere Konizität von WOG (7%) im Vergleich zu WO (8%) zu einer reduzierten zentralen Masse, was eine höhere Flexibilität begünstigen und somit eine bessere zyklische Ermüdungsfestigkeit in gekrümmten Kanälen ermöglichen kann.

In zahlreichen Studien wurde die zyklische Ermüdung von Feilen, die in beheiztes Wasser bei Körpertemperatur ($37\pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$) eingetaucht wurden (Jamleh et al., 2019; Keskin et al., 2020; Klymus et al., 2019; Kurt et al., 2020), untersucht. Beschrieben wurde die galvanische Korrosion bei Protaper Universal (PT)-Instrumenten von (Yum et al., 2008). Wegen der kurzen Testzeiten kann die galvanische Korrosion vernachlässigt werden, trotzdem haben wir einen neuen Versuchsaufbau mit einem Peltier-Heizelement verwendet, welches an einem Metallhalter befestigt war, um für die Übertragung von Wärme an den Testblock zu sorgen. Eine präzise Echtzeit-Temperaturüberwachung konnte mit einem elektronischen Thermometer in einem gebohrten Loch im Block gewährleistet werden. Durch diesen Aufbau konnten wir den Einfluss der Temperatur auf das Bruchverhalten analysieren.

Die Transformationstemperaturen wurden mittels Biegung und freier Relaxation (BFR) gemessen, was gegenüber der DSC eine anwendungsnähere Methode darstellt (Pelton et al., 2000). Getestet wurde hier ein 20-mm-Abschnitt der Feilen, welche den gesamten 16-mm-Schneidbereich umfasste. Im Gegensatz dazu verwendet die DSC eine kleine 5-mm-Spitzenprobe. Aus den Messungen ergab sich ein Hinweis auf eine überwiegend austenitische Phase der NiTi-Legierungen bei Körpertemperatur, da alle getesteten Systeme A_f -Werte unterhalb Körpertemperatur ($37\pm 1\text{ }^{\circ}\text{C}$) aufwiesen. Über abweichende Ergebnisse für WO und WOG mit der DSC berichteten Scott et al., 2019. Es wurden Unterschiede zwischen den Transformationstemperaturen festgestellt, die mit BFR- oder DSC gemessen wurden (Zhang et al., 2006). Dies liegt wahrscheinlich daran, dass DSC die Transformationen ohne externe Spannungen misst. Beeinflusst werden die Ergebnisse durch Probengeometrie, Oberflächenbeschaffenheit, Restspannungen oder thermische Impedanz. Auch können Spannungszustände und thermische Impedanz durch die DSC-Probenvorbereitung verändert werden (Cadelli et al., 2016).

Alle Systeme zeigten eine A_f -Temperatur unterhalb der Körpertemperatur, was auf eine überwiegend austenitische Phase während der klinischen Anwendung hinweist. Den höchsten Mittelwert der A_f -Temperatur ($25\pm 2\text{ }^{\circ}\text{C}$) unter den getesteten Proben wies dabei WOG auf. Es wurde von Alapati et al. (2009) festgestellt, dass M-Wire (verwendet in WO) gemischte Martensit-, R-Phasen- und Austenit-Phasen enthält. Einen Hinweis auf eine mehrstufige Phasentransformation gibt es demnach bei WO, da es einen breiteren

Mittelwert des A_s -zu- A_f -Bereichs (-14 ± 3 bis 6 ± 5 °C) zeigt (Carroll et al., 2004). Diese Ergebnisse deuten darauf hin, dass die Wahl der Legierung und die thermomechanische Verarbeitung einen deutlichen Einfluss auf die Phasenumwandlungstemperaturen der getesteten NiTi-Feilensysteme haben.

Der Mittelwert der A_f -Temperatur von WOG (25 ± 2 °C) lag oberhalb der Raumtemperatur (20 ± 2 °C), weshalb erwartet wurde, dass WOG unter diesen Bedingungen eine höhere Ermüdungsfestigkeit als WO aufweist. Dies bestätigte sich jedoch lediglich bei stark gekrümmten Kanälen mit einem Radius von 3 mm. In Kanälen mit einem Krümmungsradius von 5 mm zeigte sich dagegen kein signifikanter Unterschied in der Zeit bis zum Bruch zwischen WO und WOG, was von früher berichteten Ergebnissen abweicht (Özyürek, 2016). Man sollte bei einem Vergleich dieser Systeme jedoch ihre unterschiedlichen Legierungen, Querschnittsdesigns und Konizitäten berücksichtigen, da diese die zyklische Ermüdungsfestigkeit beeinflussen (Parashos und Messer, 2006).

Basierend auf den vorliegenden Ergebnissen lässt sich schlussfolgern, dass reziprok betriebene, wärmebehandelte NiTi-Instrumente im Vergleich zu konventionellen vollrotierenden Systemen eine erhöhte Sicherheit bei der Wurzelkanalaufbereitung bieten. Insbesondere in stark gekrümmten Wurzelkanälen könnte die Kombination aus reziproker Bewegungsführung, wärmebehandelten Legierungen und einer Zweipunktkontaktgeometrie – wie sie beim WOG-Feilensystem vorliegt – das Risiko von Instrumentenfrakturen im Vergleich zu älteren Systemen wie WO reduzieren.

1.5 Zusammenfassung

Diese Studie hatte das Ziel, mit einem neuen Prüfaufbau zu untersuchen, wie sich die Körpertemperatur (37 °C) auf die zyklische Ermüdungsfestigkeit von drei endodontischen "Single"-Feilensystemen auswirkt. Material und Methode: Die drei untersuchten Systeme One Shape® neue Generation (OS), WaveOne™ (WO) und WaveOne® GOLD (WOG) bestehen aus unterschiedlichen Nickel-Titan-Legierungen und unterscheiden sich in ihrer Bewegungsart beim Wurzelkanalaufbereiten (Rotation/ Reziprokation). Das Studiendesign umfasste vier Gruppen mit jeweils 30 Feilen (10 pro Feilensystem), die entweder bei

20±2 °C (Gruppe 1 und 3) oder bei 37±1 °C (Gruppe 2 und 4) getestet wurden. Geprüft wurden alle Feilen in einem maßgefertigten Metallblock mit künstlichen Wurzelkanälen (60° Krümmungswinkel des Wurzelkanals mit Krümmungsradien von 5 mm und 3 mm). Die Simulation der Körpertemperatur erfolgte durch ein Heizelement. Eine Applikation der Feilen in die Kanäle erfolgte bis zu einer Tiefe von 18 mm. Bei Rotation bzw. Reziprokation wurde dies bis zum Bruch durchgeführt. Zur Bestimmung der Transformationstemperaturen wurden je fünf Proben pro Feilensystem mit der Biege- und freier Rückstelltest (Bend and Free Recovery) -Methode untersucht. Ergebnisse: Alle Systeme zeigten bei 37±1 °C eine signifikant kürzere Zeit bis zum Bruch im Vergleich zu den Tests bei 20±2 °C ($p < 0,05$; Mann–Whitney-U-Test), mit Ausnahme von WOG in 3-mm-Kanälen ($p = 0,075$). Alle untersuchten Systeme wiesen A_f -Temperaturen unterhalb der Körpertemperatur auf. Schlussfolgernd kann man sagen, dass die Körpertemperatur einen direkten Einfluss auf die zyklische Ermüdungsfestigkeit aller getesteten Systeme hat. Zur Bestimmung der Austenit-Endtemperatur (A_f) erwies sich die Biege- und freier Rückstelltest (Bend and Free Recovery) -Methode als geeignet, weil sie die Prüfung eines längeren Abschnitts des Instruments ermöglicht.

1.6 Literaturverzeichnis der deutschen Zusammenfassung

Alapati S B, Brantley WA, Iijima M, Clark WAT, Kovarik L, Buie C, Liu J, Johnson WB. Metallurgical Characterization of a New Nickel-Titanium Wire for Rotary Endodontic Instruments. J Endod 2009; 35: 1589–1593

Arias A, Hejlawy S, Murphy S, de la Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Variable impact of ambient temperature on fatigue resistance of heat-treated nickel-titanium instruments. Clin Oral Investig 2018; 22: 2781–2788

ASTM-Standard F2082-03. Standard Test Method for Determination of Transformation Temperature of Nickel-Titanium Shape Memory Alloys by Bend and Free Recovery. (n.d.). Retrieved December 1, 2023, from <https://www.astm.org/f2082-03.html>

Cadelli A, Manjeri RM, Sczerzenie F, Coda A. Uniaxial pre-strain and free recovery (UPFR) as a flexible technique for nitinol characterization. *Shape Mem Superelasticity* 2016; 2: 86–94

Carroll MC, Somsen C, Eggeler G. Multiple-step martensitic transformations in Ni-rich NiTi shape memory alloys. *Scr Mater* 2004; 50: 187–192

Castelló-Escrivá R, Alegre-Domingo T, Faus-Matoses V, Román-Richon S, Faus-Llácer VJ. In vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper, WaveOne, and Twisted Files. *J Endod* 2012; 38: 1521–1524

Dagna A, Poggio C, Beltrami R, Colombo M, Chiesa M, Bianchi S. Cyclic fatigue resistance of OneShape, Reciproc, and WaveOne: An in vitro comparative study. *J Conserv Dent* 2014; 17: 250–254

De-Deus G, Leal Vieira VT, Nogueira da Silva EJ, Lopes H, Elias CN, Moreira EJ. Bending resistance and dynamic and static cyclic fatigue life of Reciproc and WaveOne large instruments. *J Endod* 2014; 40: 575–579

Dosanjh A, Paurazas S, Askar M. The effect of temperature on cyclic fatigue of nickel-titanium rotary endodontic instruments. *J Endod* 2017; 43: 823–826

Gambarini G, Gergi R, Naaman A, Osta N, Al Sudani D. Cyclic fatigue analysis of twisted file rotary NiTi instruments used in reciprocating motion. *Int Endod J* 2012; 45: 802–806

Grande NM, Ahmed HMA, Cohen S, Bukiet F, Plotino G. Current assessment of reciprocation in endodontic preparation: A comprehensive review—part I: historic perspectives and current applications. *J Endod* 2015; 41: 1778–1783

Grande NM, Plotino G, Pecci R, Bedini R, Malagnino VA, Somma F. Cyclic fatigue resistance and three-dimensional analysis of instruments from two nickel–titanium rotary systems. *Int Endod J* 2006; 39: 755–763

Grande NM, Plotino G, Silla E, Pedullà E, De-Deus G, Gambarini G, Somma F. Environmental temperature drastically affects flexural fatigue resistance of nickel-titanium rotary files. *J Endod* 2017; 43: 1157–1160

Guillén RE, Nabeshima CK, Caballero-Flores H, Cayón MR, Mercadé M, Cai S, Machado MEL. Evaluation of the WaveOne Gold and One Shape New Generation in reducing *Enterococcus faecalis* from root canal. *Braz Dent J* 2018; 29: 249–253

Haapasalo M, Shen Y. Evolution of nickel–titanium instruments: from past to future. *Endod Topics* 2013; 29: 3–17

Haïkel Y, Serfaty R, Bateman G, Senger B, Allemann C. Dynamic and cyclic fatigue of engine-driven rotary nickel-titanium endodontic instruments. *J Endod* 1999; 25: 434–440

Jamleh A, Alghaihab A, Alfadley A, Alfawaz H, Alqedairi A, Alfouzan K. Cyclic fatigue and torsional failure of EdgeTaper Platinum endodontic files at simulated body temperature. *J Endod* 2019; 45: 611–614

Keskin C, Sivas Yilmaz Ö, Keleş A, Inan U. Comparison of cyclic fatigue resistance of Rotate instrument with reciprocating and continuous rotary nickel–titanium instruments at body temperature in relation to their transformation temperatures. *Clin Oral Investig* 2021; 25: 151–157

Kiefner P, Ban M, De-Deus G. Is the reciprocating movement per se able to improve the cyclic fatigue resistance of instruments? *Int Endod J* 2014; 47: 430–436

Klymus ME, Alcalde MP, Vivan RR, Só MVR, de Vasconcelos BC, Duarte MAH. Effect of temperature on the cyclic fatigue resistance of thermally treated reciprocating instruments. *Clin Oral Investig* 2019; 23: 3047–3052

Kurt SM, Kaval ME, Serefoglu B, Demirci GK, Çalışkan MK. Cyclic fatigue resistance and energy dispersive X-ray spectroscopy analysis of novel heat-treated nickel–titanium instruments at body temperature. *Microsc Res Tech* 2020; 83: 790–794

Lin C, Wang Z, Yang X, Zhou H. Experimental study on temperature effects on NiTi shape memory alloys under fatigue loading. *Materials* 2020; 13: 573

McGuigan MB, Louca C, Duncan HF. Endodontic instrument fracture: causes and prevention. *Br Dent J* 2013; 214: 341–348

Özyürek T. Cyclic fatigue resistance of Reciproc, WaveOne, and WaveOne Gold nickel-titanium instruments. *J Endod* 2016; 42: 1536–1539

Parashos P, Messer HH. Rotary NiTi instrument fracture and its consequences. *J Endod* 2006; 32: 1031–1043

Pedullà E, Grande NM, Plotino G, Gambarini G, Rapisarda E. Influence of continuous or reciprocating motion on cyclic fatigue resistance of 4 different nickel-titanium rotary instruments. *J Endod* 2013; 39: 258–261

Pedullà E, Rosa GRML, Virgillito C, Rapisarda E, Kim HC, Generali L. Cyclic fatigue resistance of nickel-titanium rotary instruments according to the angle of file access and radius of root canal. *J Endod* 2020; 46: 431–436

Pelton AR, Dicello J, Miyazaki S. Optimisation of processing and properties of medical grade Nitinol wire. *Minim Invasive Ther Allied Technol* 2000; 9: 107–118

Pérez-Higueras JJ, Arias A, Macorra JC. Cyclic fatigue resistance of K3, K3XF, and Twisted File nickel-titanium files under continuous rotation or reciprocating motion. *J Endod* 2013; 39: 1585–1588

Plotino G, Grande NM, Testarelli L, Gambarini G, Castagnola R, Rossetti A, Özyürek T, Cordaro M, Fortunato L. Cyclic fatigue of Reciproc and Reciproc Blue nickel-titanium reciprocating files at different environmental temperatures. *J Endod* 2018; 44: 1549–1552

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

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

Savitha S, Sharma S, Kumar V, Chawla A, Vanamail P, Logani A. Effect of body temperature on the cyclic fatigue resistance of the nickel-titanium endodontic instruments: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *J Conserv Dent* 2022; 25: 338–346

Scott R, Arias A, Macorra JC, Govindjee S, Peters OA. Resistance to cyclic fatigue of reciprocating instruments determined at body temperature and phase transformation analysis. *Aust Endod J* 2019; 45: 400–406

Shen Y, Coil JM, Haapasalo M. Defects in nickel-titanium instruments after clinical use. Part 3: A 4-year retrospective study from an undergraduate clinic. *J Endod* 2009; 35: 193–196

Thompson SA. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. *Int Endod J* 2000; 33: 297–310

Varghese NO, Pillai R, Sujathen UN, Sainudeen S, Antony A, Paul S. Resistance to torsional failure and cyclic fatigue resistance of ProTaper Next, WaveOne, and Mtwo files in continuous and reciprocating motion: An in vitro study. *J Conserv Dent* 2016; 19: 225–230

de Vasconcelos RA, Murphy S, Carvalho CAT, Govindjee RG, Govindjee S, Peters OA. Evidence for reduced fatigue resistance of contemporary rotary instruments exposed to body temperature. *J Endod* 2016; 42: 782–787

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

Youssef E, Jungbluth H, Jepsen S, Gruener M, Bourauel C. Comparing Cyclic Fatigue Resistance and Free Recovery Transformation Temperature of NiTi Endodontic Single-File Systems Using a Novel Testing Setup. *Materials* 2024; 17: 566

Yum JW, Park JK, Hur B, Kim HC. Comparative analysis of various corrosive environmental conditions for NiTi rotary files. *J Korean Acad Conserv Dent* 2008; 33: 377–388

Zhang S, Denton M, Desai P, Licht G, Fariabi S. Phase transition sequence and Af determination in nickel-titanium shape memory alloys. In: Zhang S, Denton M, Desai P, Licht G, Fariabi S, eds. *SMST-2004: Proceedings of the International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies*. Materials Park, OH: ASM International, 2006:21–29

2. Veröffentlichung

Dieser Publikationsdissertation liegt die folgende, unabhängig begutachtete Veröffentlichung zugrunde (Youssef et al., 2024):

Youssef E, Jungbluth H, Jepsen S, Gruener M, Bourauel C. Comparing Cyclic Fatigue Resistance and Free Recovery Transformation Temperature of NiTi Endodontic Single-File Systems Using a Novel Testing Setup. *Materials* 2024; 17: 566

<https://doi.org/10.3390/ma17030566>

3. Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Oralmedizinischen Technologie, Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde unter Betreuung von Prof. Dr. Christoph Bourauel durchgeführt.

Die Studie wurde durch das BONFOR-Scimed Stipendium finanziell unterstützt.

Die Konzeption der Studie wurde von mir in Zusammenarbeit mit Prof. Dr. Christoph Bourauel durchgeführt.

Der Versuchsaufbau und die -software wurden von Dipl.-Phys. Manfred Grüner entwickelt.

Die Versuche wurden von mir eigenständig durchgeführt.

Die Rasterelektronenmikroskop-Bilder wurden von mir in Zusammenarbeit mit Frau Anna Weber erstellt.

Die statistische Auswertung erfolgte nach Beratung durch das Institut für Medizinische Biometrie, Informatik und Epidemiologie (IMBIE) durch mich.

Die ursprüngliche Fassung dieser Arbeit wurde von mir erstellt.

Ich war vollständig alleine für die Erstellung des Originalmanuskripts der Publikation verantwortlich. Die kritische Überarbeitung und redaktionelle Bearbeitung des Manuskripts der Publikation erfolgte durch Dr. Holger Jungbluth, Prof. Dr. Dr. Sören Jepsen und Prof. Dr. Christoph Bourauel.

Bei der Erstellung dieser Arbeit verwendete ich ChatGPT 4.0 um die Lesbarkeit und Sprache des Manuskripts zu verbessern. Nach der Verwendung dieses Tools habe ich die entsprechenden Punkte überprüft und bearbeitet und übernehme die volle Verantwortung für den Inhalt der veröffentlichten Dissertationsschrift.

Ich versichere, die Dissertationsschrift selbstständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

4. Danksagung

Vom ganzen Herzen möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Christoph Bourauel für die Betreuung und Unterstützung während meiner Anfangszeit in Deutschland bedanken. Seine Hilfe war einer der Hauptgründe, warum ich diese Arbeit realisieren konnte.

Danke, dass Sie mir durch Ihre Geduld, diese Arbeit ermöglicht haben!

Außerdem gilt mein Dank weiter Herrn Prof. Dr. Dr. Sören Jepsen und Herrn Dr. Holger Jungbluth, nicht nur für die konstruktive Kritik bezüglich dieser Arbeit, sondern auch für die Unterstützung während meines zahnmedizinischen Anerkennungsprozesses und die langjährige Zusammenarbeit in der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und präventive Zahnheilkunde, Uniklinikum Bonn.

Danke, dass Sie es mir ermöglicht haben, heute als Zahnarzt in Deutschland Fuß gefasst zu haben!

Zudem möchte ich mich bei meiner Familie - insbesondere meiner Mama - bedanken, die zu jeder Zeit zu mir gestanden hat.

Bei meiner Frau Dr. Mariana Markos und meiner Tochter Talia bedanke ich mich für die positive Energie und Motivation.