**Finite Elemente Analyse zu unterschiedlichen
Belastungsszenarien an einem
wurzelgefüllten und wurzelspitzenresezierten
oberen mittleren Schneidezahn**

Dissertation

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

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Emanuel Klein-Franke

aus Freiburg im Breisgau

2025

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachterin: Priv. Doz. Dr. rer. nat. Dr. med. dent. Istabrak Dörsam
2. Gutachter: Prof. Dr. Dr. Christian Kirschneck, MHBA

Tag der mündlichen Prüfung: 19.9.2025

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

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis	6
1.	Deutsche Zusammenfassung	7
1.1	Einleitung	7
1.2	Material und Methoden	11
1.2.1	Simulationsbedingungen	13
1.3	Ergebnisse	14
1.3.1	Der Effekt einer Wurzelbehandlung	14
1.3.2	Die Auswirkungen der WSR und verschiedener Obturationsmethoden	14
1.3.2.1	Gegenüberstellung MTA und GP	15
1.3.2.2	Der Effekt der retrograden Füllung	15
1.3.2.3	Orthotropes vs. isotropes Verhalten	16
1.3.3	Auswirkung einer erneuten Wurzelspitzenresektion	16
1.3.4	Einfluss des Interinzisalen Winkels	16
1.3.5	Auswirkungen einer unreifen Wurzelentwicklung	17
1.4	Diskussion	17
1.5	Zusammenfassung	23
1.6	Literaturverzeichnis der deutschen Zusammenfassung	24
2.	Veröffentlichungen	30
3.	Erklärung zum Eigenanteil	31
4.	Danksagung	32

Abkürzungsverzeichnis

D:	Dislokation
DVT:	Digitale Volumentomografie
ES:	Elastische Dehnung.
FEA:	Finite-Elemente-Analyse
GP:	Guttapercha
MTA:	Mineraltrioxidaggregat
OMS:	Oberer mittlerer Schneidezahn
PDL:	Parodontales Ligament
R:	Rotation
vMSD/B:	von Mises Spannung des Dentins/Knochens
WF:	Wurzelfüllung
WKB:	Wurzelkanalbehandlung
WSR:	Wurzelspitzenresektion

Kurzbezeichnungen der Modelle: S. Material und Methoden

1. Deutsche Zusammenfassung

In dieser Studie sollten mittels Finite-Elemente-Analyse der Effekt einer Wurzelfüllung sowie einer Wurzelspitzenresektion an oberen mittleren Schneidezähnen (OMS) nach Wurzelfüllung mit unterschiedlichen Obturationsmaterialien gemessen werden. Außerdem wurde die biomechanische Auswirkung einer unvollständigen Wurzelbildung untersucht.

Es wurde ein 3D-Modell aus einem digitalen Volumentomogramm erstellt und anschließend modifiziert, um entsprechende Behandlungen zu simulieren. Die Belastung wurde mit 1 bzw. 100 N simuliert. Dies führte nach Wurzelspitzenresektion zu erhöhten Spannungen im Dentin und umgebenden Knochen, während unterschiedliche Wurzelfüllmaterialien nur geringe Änderungen der Messwerte bei einem koronal weitgehend intakten Zahn verursachten. Unreife Wurzeln zeigen in dieser Studie die höchsten Spannungswerte. Der interinzisale Winkel bzw. die Belastungsrichtung hat jedoch einen deutlich stärkeren Einfluss auf alle gemessenen Werte und sollte daher bei der Planung resektiver Eingriffe oder bei der Interpretation von Finite-Elemente-Analysen besonders berücksichtigt werden.

1.1 Einleitung

OMS können auf verschiedenen Wegen geschädigt werden, so können beispielsweise offene Dentintubuli, Traumata und die Präparation zahnärztlicher Restaurationen eine Entzündung der dentalen Pulpa verursachen. Weiters führt unbehandelte Karies nach Durchbrechen der Dentinbarriere zu einer bakteriellen Pulpitis. Karies liegt bei ca. einem Drittel der Menschen weltweit unbehandelt vor (Kassebaum et al., 2017) und entsteht durch die sauren Stoffwechselprodukte mikrobieller Biofilme, welche wiederholte Demineralisierung der Zahnschmelze verursachen (Pitts et al., 2017). Eine Pulpitis führte im

Jahr 2020 bei 5,3 % der deutschen Bevölkerung zu einer Wurzelkanalbehandlung (WKB) an mindestens einem Zahn (Rädel et al., 2021).

Eine unbehandelte Infektion der Pulpa kann über das apikale Foramen im periapikalen Knochen Entzündungsreaktionen und Resorptionen hervorrufen, die apikale Parodontitis (Gomes und Herrera, 2018). Apikale Parodontitis hat eine weltweite Prävalenz von 52% (Tibúrcio-Machado et al., 2020) und verläuft häufig lange Zeit asymptomatisch.

Diese apikale Parodontitis wird konventionell zunächst durch chemomechanische Desinfektion des Wurzelkanals behandelt. Trotz einer Wurzelkanalbehandlung (WKB) können apikale Parodontitiden persistieren, Grund hierfür können neben anatomischen Faktoren wie akzessorischen Kanälen, apikalen Ramifikationen des Kanals, Isthmen, Verlegungen des Kanallumens durch Dentikel (Verisiani et al. 2023) auch Instrumentenfragmente, eine unzureichende Aufbereitungslänge, sowie unzureichende Desinfektion des Wurzelkanals sein. Dann bestehen in der Regel mehrere Behandlungsoptionen: Als Radikallösung geht die Zahnextraktion meist mit der Notwendigkeit zur prothetischen Rehabilitation einher. Eine Alternative ist die Wurzelspitzenresektion (WSR), bei der etwaige apikale Ramifikationen oder ungefüllte Anteile des Wurzelkanals, zusammen mit dem infizierten periapikalen Gewebe chirurgisch entfernt werden. Häufig reicht hierfür die Entfernung von ca. 3mm der Wurzelspitze. Treten Zahn- oder Instrumentenfrakturen, Wurzelperforationen, größere Knochendefekte oder Wurzelresorptionen auf, kann es notwendig sein, diese Resektionslänge zu erhöhen. Die WSR erreicht Erfolgsquoten von 40-90 % ohne, und 80-97 % mit retrograder Aufbereitung des Kanals und etwaiger Isthmen, sowie anschließender Füllung z.B. mit MTA (Kang et al., 2015; Kim und Kratchman, 2006; M.L. Zuolo, M.O.F. Ferreira, J.L.Gutmann, 2000). Auf die retrograde Füllung wird dennoch häufig verzichtet. Grund hierfür kann beispielsweise unzureichende chirurgische Expertise sein, oder die Annahme, die vorhandene Wurzelkanalfüllung wäre ausreichend.

Eine weitere Behandlungsmöglichkeit ist eine Revision der WKB, bei der die alte Wurzelkanalobturation entfernt und eine verbesserte Desinfektion und Obturation des Kanalsystems angestrebt werden. Diese hat laut einer Metaanalyse von Kang et al. (2015) eine Erfolgsquote von 80 %.

Jede dieser Behandlungen führt zu einem gewissen Verlust an Zahnhartsubstanz, wodurch die mechanischen Eigenschaften des Zahns verändert werden.

Ein weiterer Schadensmechanismus im Bereich der oberen Frontzähne sind Zahntraumata, welche z.B. durch Stürze, körperliche Auseinandersetzungen, Sport- oder Verkehrsunfälle verursacht werden. Hier können eine unzureichende Lippenbedeckung, erhöhter Überbiss und weitere anatomische Merkmale prädisponierend wirken. OMS haben durch ihre exponierte Lage einen Anteil von 66,7 % an dentalen Traumaereignissen (Belli et al., 2017; Zaleckiene et al., 2014).

Zahntraumata können vom Zahnverlust über die Zahnfraktur bis zu einer vollständigen Heilung der Pulpa und des umgebenden Gewebes alle Ausprägungen haben. Während des Wurzelwachstums kann ein Trauma durch Verletzung der Pulpa und des Parodonts die weitere Anlagerung von Dentin stoppen, was zu kürzeren und dünneren Wurzeln, einer größeren Pulpakammer und einem weiteren Foramen führen kann. Dies wird in der Cveks Klassifizierung des Wurzelwachstums beschrieben (Cvek, 1992; Fonzar et al., 2018; Inoue et al., 2013; Luo et al., 2020).

Um die Biomechanik von Dentalmaterialien, Zähnen und umgebendem Gewebe zu berechnen hat sich die Finite-Elemente-Analyse (FEA) etabliert. Hierbei werden die zu untersuchenden komplexen Strukturen in eine kleinere (endliche) Zahl einfacherer Formen überführt, um mit weniger Rechenaufwand eine Approximation ans Verhalten des Gesamtsystems zu erhalten. Sie hat sich als zuverlässige Methode für die Simulation klinischer Situationen erwiesen (Ausiello et al., 2002), welche in vivo häufig unzureichend untersucht werden können. Dies umfasst unter anderem kieferorthopädische und

chirurgische Anwendungen (Lisiak-Myszke, 2020; Vollmer et al., 2000), die Analyse verschiedener prothetischer und restaurativer Materialien (Aslan et al., 2019; Belli et al., 2011; Belli et al., 2016; Pierrisnard et al., 2002) und die Simulation von Grenzflächen zwischen Knochen und Implantat beziehungsweise Implantat und Suprastruktur (Solberg et al., 2017; Toth et al., 2017). Bis auf die von unserer Arbeitsgruppe durchgeführte Studie (Klein-Franke, E. et al.2024) existieren bisher keine Studien, die speziell die Auswirkungen der Wurzelspitzenresektion bei OMS mittels FEA untersuchen.

Folgende Fragestellungen sollen mithilfe der Studie beantwortet werden: Welchen Einfluss haben die endodontische Behandlung einer vollständig ausgebildeten Wurzel, die Wurzelspitzenresektion und Verwendung unterschiedlicher Obturationsmaterialien auf die Zahnwurzel und das periradikuläre Gewebe? Welchen Einfluss haben unterschiedliche Resektionslängen, sowie der interinzisale Winkel? Wie verhält sich ein Zahn mit unvollständigem Wurzelwachstum nach Wurzelfüllung? Wie verändern sich die Messwerte, wenn statt orthotropen isotrope Materialeigenschaften für einen Glasfaserstift angenommen werden? Diese Fragestellungen sollen für Belastungsszenarien mit 100 N und 1 N beantwortet werden.

Folgende Arbeitshypothesen wurden definiert: Nach einer Wurzelfüllung steigt der Stress im Dentin. Die Belastung nimmt mit abnehmender Wurzellänge zu, und ist direkt postoperativ am größten. Ein Zahn mit unreifem Wurzelwachstum zeigt ähnliche Messwerte wie ein Zahn nach Wurzelspitzenresektion. Der interinzisale Winkel hat einen großen Einfluss auf die Messwerte.

1.2 Material und Methoden

Auf Basis einer digitalen Volumetomografie (DVT) eines anonymen Patienten wurden in der Software Materialise Mimics (Materialise Software, Leuven, Belgien) durch Schwellenwertbildung Masken entsprechend der Dichte von Knochen, Pulpa und Dentin/Schmelz erstellt. Diese Masken wurden manuell verfeinert und in die Software 3-Matics research (Materialise Software, Leuven, Belgien) übertragen, wo die Oberflächen der einzelnen Gewebe optimiert wurden. Für das parodontale Ligament (PDL) konnte im DVT aufgrund der unzureichenden Auflösung keine Maske erstellt werden, es wurde durch Vergrößerung des Wurzelbereichs um 0,5 mm und darauffolgende Boolesche Subtraktion der überlappenden Teile konstruiert. Die äußere Oberfläche des PDL wurde dupliziert und invertiert, um die Innenwand der Alveole darzustellen. Anschließend erfolgte eine Überprüfung auf fehlerhafte Konturen, gefolgt von einer einheitlichen Neuvernetzung der Oberflächen.

Das hierdurch entstandene Modell eines gesunden OMS mit vollständig entwickelter Wurzel wurde um 10 % auf eine Zahnlänge von 23,2 mm vergrößert, was der durchschnittlichen Länge eines mittleren Schneidezahns von 24 mm (Ferraro, 1997) näherkommt, ein kleiner Anteil der Schneidekante fehlte auf der DVT-Aufnahme. Die Wurzellänge, gemessen von der Schmelz-Dentin-Grenze bis zum Apex, betrug 13,4 mm.

Dieses Modell diente als Kontrollgruppe (KG) und wurde in 3-Matics research modifiziert, um verschiedene Situationen zu simulieren:

- Modell 1 (ET): OMS nach WKB, der Durchmesser des apikalen Foramens wurde von ursprünglich 0,79 mm auf 1 mm (entspricht K-Feilengröße 100) erweitert. Zudem wurde angenommen, dass die Wurzelfüllung (WF) vollständig aus Gutta-percha (GP) besteht, da der Sealer optimalerweise nur eine dünne Schicht bildet,

die Vertiefungen und Seitenkanäle mit kleinerem Durchmesser abdichtet. Sein mechanischer Einfluss wurde in dieser Studie vernachlässigt.

- Modell 2 (MTA): OMS nach WKB und WF mit Mineraltrioxidaggregat, gefolgt von einer Resektion der apikalen 3 mm, wodurch eine Wurzellänge von 10,4 mm verbleibt.
- Modell 3 (GP): OMS nach WF mit GP und WSR bei 10,4 mm.
- Modell 4 (RF): GP mit retrograder Füllung mit 3,5 mm MTA.
- Modell 5 (FGP): RF mit einem 9 mm langen Glasfaserstift.
- Modell 6 (RF2): OMS mit retrograder Füllung nach einer WSR bei 6,8 mm.
- Modell 7 (IR): OMS mit unreifer Wurzelentwicklung: Dünne Wurzelwände und weit geöffnetes Foramen, Cvek-Klasse III.

Alle Modelle und ihre Bezeichnungen sind in Abbildung 1 der Publikation dargestellt (Klein-Franke, E. et al. 2024). Die Dicke des Dentins aller Modelle im zervikalen, mittleren und apikalen Bereich ist in Tabelle 1 der Publikation dargestellt (Klein-Franke, E. et al. 2024).

Die Längsachse des Zahns wurde auf die Z-Achse des globalen Koordinatensystems ausgerichtet um Präzision bei der Einstellung des Belastungswinkels zu garantieren. Anschließend erfolgte die Volumenvernetzung, die Definition der Materialeigenschaften und Festlegung der Randbedingungen erfolgte anschließend in Marc/Mentat 2010 (MSC Software, Santa Ana, CA, USA). Für alle Modellkomponenten abgesehen vom PDL wurden tetraedrische Elemente mit 4 Knoten verwendet. Um eine optimierte Kontaktfläche zwischen den Modellkomponenten zu simulieren, wurden einander entsprechende Oberflächennetze kopiert. So wurden beispielsweise die Kontaktbereiche der Guttapercha zu Komposit, Dentin, sowie der apikalen Resektionshöhle jeweils dupliziert, und dem jeweils gegenüberliegenden Modellbestandteil zugeordnet um eine Kongruenz der Oberflächen

zu erreichen. Die Modelle umfassten durchschnittlich 174.000 Elemente und 213.200 Knoten.

Allen Materialien wurden ihre jeweiligen Elastizitätsmoduln und Poissonzahlen zugeordnet, sie wurden als linear isotrop betrachtet, siehe dazu Tabelle 2 der Publikation (Klein-Franke, E. et al.2024). Wieder bildete das PDL eine Ausnahme, dem bei geringer Belastung (1 N) ein zeitabhängiges, nichtlineares, hypoelastisches Verhalten zugeordnet wurde (Knaup et al., 2018). Für das PDL wurden aufgrund dieser Eigenschaften und der geringen Schichtstärke hexaedrische Elemente mit 8 Knoten eingesetzt.

Der Glasfaserstift wurde gemäß den Arbeiten von Pegoretti et al. (2002) und Brito-Júnior et al. (2014) als orthotrop angenommen, mit höherem Elastizitätsmodul in Längs- als in Querrichtung. Um den Einfluss des orthotropen Verhaltens zu untersuchen, wurde ein Vergleichsmodell mit linear isotropen Eigenschaften des Stifts erstellt (FGPiso).

Die mechanischen Eigenschaften der Pulpa wurden in den Modellen MTA, RF, RR, FGP, RF2 und IR dem apikalen Defekt zugeordnet, um das Verhalten postoperativ bzw. posttraumatisch zu simulieren. Gleichmaßen wurden dem Defekt die Eigenschaften von Knochen in den Modellen MTAB, GPB, RFB, FGPB, RF2B und IRB zugewiesen, um das Verhalten nach vollständiger Heilung darzustellen.

1.2.1 Simulationsbedingungen

Das Modell wurde an den Schnittebenen in allen Freiheitsgraden fixiert. Die Belastung erfolgte an der palatinalen Fossa des Zahns über 6 RBE-Knoten, siehe Abb. 2 der Publikation (Klein-Franke, E. et al. 2024). Als Belastungsrichtungen wurden der durchschnittliche Interinzisalwinkel von 132° , sowie die jeweilige Standardabweichung von $\pm 5^\circ$ also 137° und 127° zur Längsachse des Zahns festgelegt (Kahl-Nieke, 2017). Zur Simulation kieferorthopädischer kippender Kräfte wurde eine Belastung von 1 N appliziert (Theodorou et al., 2019), während 100 N zur Darstellung der normalen Kaufunktion dienten. Dies

entspricht einer für FEA häufig angenommenen Kaukraft (Gurbuz T et al.2008, Kang X. et al.2020 Zhangyan et al. 2024). Zum Vergleich: Die durchschnittliche maximale Beißkraft im Inzisalbereich beträgt bei Frauen 157 N bis 205 N und bei Männern 193 N bis 295 N (Helkimo et al., 1977, Padma et al., 2017).

1.3 Ergebnisse

Unter der jeweiligen Belastung von 1 N und 100 N wurden die Werte der von-Mises-Spannung für Dentin und Knochen in MPa (vMSD, vMSB), die Rotation des Zahns in Grad (R) und Dislokation in mm (D) gemessen. Die elastische Dehnung des parodontalen Ligaments (PDL) wurde in μ -Dehnung (ES) gemessen. Um Messfehler zu vermeiden, wurden nur Messwerte im Bereich apikal der palatinalen Fossa verwendet, da die Last über sechs RBE-Knoten (Rigid Body Elements) auf die Zahnoberfläche übertragen wurde, und hierdurch unrealistische punktuelle Maxima entstehen. Die Ergebnisse wurden durch Farbgradient-Mapping visualisiert, wobei das jeweilige Maximum die Obergrenze der Skala darstellte. Zur besseren Darstellung der Messungen und der Lage der jeweiligen Maxima wurde die sagittale Schnittansicht gewählt. Die mittleren Messwerte sind in Tabelle 3 der Publikation aufgeführt (Klein-Franke, E. et al. 2024).

1.3.1 Effekte einer Wurzelbehandlung:

Der Vergleich von ET mit CG zeigt bei 1 N und 100 N für R und D nur geringfügige Veränderungen sowie eine Zunahme der vMSD. Unter 1N zeigt sich ein einen Rückgang bei ES, unter 100 N reduziert sich vMSB.

1.3.2 Die Auswirkungen der WSR und verschiedener Obturationsmethoden:

Nach einer erfolgreichen WSR (Modell GPB) waren vMSD, vMSB und R im Gegensatz zum wurzelbehandelten Zahn erhöht. Die relativen Unterschiede waren unter

kieferorthopädischer Belastung stärker ausgeprägt, da hier die dämpfenden und lastverteilenden Effekte des PDL ausgeprägter sind. ES und D reduzierten sich bei 1 N um 97%. Bei Belastung mit 100 N nahm D um 9 % ab, während ES praktisch unverändert blieb. Zur Bewertung der verschiedenen Wurzelobturationsmaterialien wurden die Modelle MTA, RF und FGP mit dem Standard- WSR-Modell GP, das nur Guttapercha verwendete, verglichen. Dabei wurde die Situation mit Weichgewebe apikal zur Simulation des postoperativen Verhaltens und die Situation nach Knochenregeneration analysiert.

1.3.2.1 Wurzelfüllung mit MTA oder GP:

Nach Reossifikation waren die Unterschiede zwischen MTA und GP marginal. Bei Modellen mit MTA und GP postoperativ nahmen die von-Mises-Spannungen im Knochen (vMSB) und im Dentin (vMSD) bei beiden Belastungsszenarien leicht ab. In der elastischen Dehnung gab es keine Unterschiede, die Rotation verringerte sich bei 1 N um 42 % und bei 100 N um 7,3 %. Das bedeutet, dass MTA die Kräfte während der Heilungsphase gleichmäßiger auf Zahn und Knochen verteilt als Guttapercha.

1.3.2.2 Der Effekt der retrograden Füllung:

Beim Vergleich der postoperativen Modelle RF und GP unter kieferorthopädischer Belastung zeigte sich ein leichter Rückgang von vMSD, während vMSB um 13,9 % anstieg. ES und D nahmen um 4,5 % bzw. 19,6 % ab, während R um 16,2 % zunahm. Der Anstieg von vMSB wurde im zervikalen Bereich beobachtet, wo durch größere Rotation des Zahns mehr Kraft auf den Knochen übertragen wurde.

Bei einer Belastung von 100 N unterschieden sich die Messungen zwischen den Szenarien um weniger als $\pm 2,8$ %, siehe Tabelle 4 der Publikation (Klein-Franke, E. et al. 2024).

Nach Ausheilung des retrograd gefüllten Modells stieg ES bei 1 N um 18 %, die anderen Werte zeigten geringe Veränderungen. Bei funktioneller Belastung nahmen vMSD, vMSB,

D und R um weniger als 2,6 % zu, während ES um 5 % abnahm. Die Ergebnisse sind in den Abbildungen 3a und 3b der Publikation dargestellt (Klein-Franke, E. et al. 2024).

1.3.2.3 Orthotropes vs. isotropes Verhalten:

Im Vergleich von FGPiso mit FGP beziehungsweise FGPisoB mit FGPB blieben die Messungen nahezu unverändert. Eine Ausnahme war das postoperative Modell unter kieferorthopädischer Belastung, hier lag vMSB bei FGP um 12 % höher und ES um 11 % niedriger als beim isotropen Modell. Dies lässt auf eine bessere Kraftübertragung auf den umgebenden Knochen bei geringen Belastungen und orthotropem Verhalten des Glasfaserstifts schließen. Während der Heilungsphase zeigte sich unter Belastung mit 100 N gegenteilige Ergebnisse: vMSD und R stiegen geringfügig an, die restlichen Werte blieben unverändert.

1.3.3 Auswirkung einer ausgedehnteren Wurzelspitzenresektion:

Bei einer größeren Resektionslänge führten Bissbelastungen postoperativ zu verstärkter Dislokation und Rotation, und einer erhöhten Dehnung im PDL. Bei kieferorthopädischer Belastung stiegen vMSD und D um 24 % bzw. 43 %, während alle anderen Messwerte abnahmen.

Nach knöcherner Heilung nahmen bei kieferorthopädischer Belastung alle Messwerte ab. Bei Kaubelastung stiegen vMSD, D und R um 13 %, 5 % bzw. 26 %, während vMSB um 10 % und ES um 6 % sanken, siehe Tabelle 6 der Publikation (Klein-Franke, E. et al. 2024).

1.3.4 Einfluss des interinzisalen Winkels:

Die Messungen bei Lastapplikation im Winkel von 137° wurden mit dem Normwert von 132° verglichen, entsprechend wurde der Normwert mit einem Interinzisalwinkel von 127° verglichen. Alle Messwerte stiegen durch stärkere Abweichung der Belastung von der Zahnachse nahezu linear um 6- 30 %.

1.3.5 Auswirkungen einer unreifen Wurzelentwicklung:

Mit dem Modell IR sollte ein durch Trauma gestörtes Wurzelwachstum dargestellt werden. Eine Version mit Knochen im apikalen Defekt simulierte einen revaskularisierten Zahn. Posttraumatisch erhöhten sich vMSD und vMSB um das 5,3- bzw. 2,6-fache unter kieferorthopädischer Belastung. R stieg um 35 %, während ES und die D abnahmen. Unter funktioneller Belastung stiegen alle Werte an.

Bei kieferorthopädischer Belastung des Modells IRB stiegen vMSD, vMSB und R um das 5- bis 15-fache, während ES und D drastisch sanken. Unter Kaubelastung stiegen vMSD und R um das 2,3- bis 2,6-fache im Vergleich zum CG, was zu den höchsten Werten in dieser Untersuchung führte, siehe Tabelle 4 und Abbildung 5 der Publikation (Klein-Franke, E. et al. 2024).

1.4 Diskussion

Im Folgenden sollen die Ergebnisse unserer Studie mit den in der Einleitung formulierten Arbeitshypothesen, sowie der Literatur verglichen werden. Außerdem soll die Methodik und die Translation der Ergebnisse in die Klinik diskutiert werden.

Die Annahme, der Stress im Dentin steige nach der Aufbereitung des Wurzelkanals auf ISO-Größe 100 konnte bestätigt werden, es kam jedoch nur zu einem geringfügigen Anstieg der vMSD begleitet von einer geringen Spannungsreduktion im Knochen (100 N). In einer Studie von Belli et al. (2016) hingegen nahm die Spannung im Dentin von Prämolaren nach einer WKB ab. Die Unterschiede könnten einerseits auf die unterschiedliche Zahnmorphologie sowie den Belastungswinkel, und andererseits darauf zurückzuführen sein, dass in der Studie von Belli et al. die Wurzelkanalgrößen bei gesunden und wurzelbehandelten Zähnen identisch waren: Durch das im Gegensatz zur Pulpa höhere E-Modul

der Guttapercha wird dann die auf den Zahn auftreffende Kraft gleichmäßiger verteilt. Unter Belastung von 1N konnte eine leicht erhöhte Spannung im Dentin gezeigt werden, diese wurde durch eine Abnahme der elastischen Verformung des PDL kompensiert.

Die Belastung nimmt mit abnehmender Wurzellänge zu, und ist direkt postoperativ am größten. Diese Hypothese konnte teilweise bestätigt werden. Direkt postoperativ zeigt sich die größte Dehnungsspannung und die größte Translation des Zahnes, die größten von- Mises- Spannungen wurden jedoch nach Ausheilung gemessen. Ähnlich einer Studie von Ye et al. (2024) lagen in unserer Untersuchung sowohl bei gesunden als auch bei wurzelbehandelten Zähnen die höchsten Spannungswerte im bukkozervikalen Bereich sowie im umgebenden Knochen.

Weitere FEA- Studien zum Effekt der Wurzelspitzenresektion wurden von Ran et al. (2020) und Jang et al. (2014) durchgeführt. Beide simulierten Belastungen von 100 N, die in einem Winkel von 135° auf einen OMS einwirkten. Nach Jang et al. stieg die von-Mises-Spannung während der Heilungsphase bei einer Resektionslänge von 3 mm um 11 %, während wir einen Anstieg von 6 % beobachteten. Bei einer Resektion von 7 mm und knöcherner Heilung berichteten sie über einen Anstieg der von-Mises-Spannung um 58 %, was sich mit unseren Ergebnissen von 57 % bei RF2B deckt. Ran et al. stellten fest, dass die maximale Spannung primär in der zervikalen Region des gesunden Zahns auftrat und sich mit abnehmender Wurzellänge apikal verlagerte. Diese Ergebnisse stimmen mit unseren Beobachtungen überein: Modell GPB zeigt eine ähnliche Spannungsverteilung über die vordere Wurzeloberfläche, während für Modell RF2B das Spannungsmaximum an der Wurzelspitze zeigt.

Obwohl die vollständige Wurzelobturation mit MTA kein klinisches Standardprotokoll darstellt, wurde dieses Modell in der Studie untersucht, um die biomechanischen Auswirkungen eines Materials zu eruieren, welches Dentin in seinen mechanischen Eigenschaften ähnelt. Während der Heilungsphase nach Wurzelspitzenresektion wurde ein niedrigerer

vMSD/vMSB für Modelle mit MTA oder Glasfaserstift gemessen. Nach Verknöcherung nimmt die Spannung bei allen Modellen zu und verteilt sich gleichmäßiger über die vordere Wurzeloberfläche. Die Spannungswerte im Dentin unterscheiden sich nur geringfügig zwischen den verschiedenen Wurzelfüllmaterialien. MTA und FGP zeigten die niedrigsten vMSD-Werte, während RF die höchsten Werte aufwies. Diese Ergebnisse sind für die klinische Entscheidung über die Wahl der Obturationsmethode von Bedeutung, da keine der Methoden die Spannungswerte signifikant erhöht.

Studien welche eine Belastung von OMS nach WF und WSR mit niedrigeren Kräften wie 1 N untersuchen existieren zum Zeitpunkt unserer Literaturrecherche nicht. Die nach Wurzelspitzenresektion oder an der unreifen Zahnwurzel gemessenen Stresswerte liegen nach knöcherner Ausheilung etwa um das 6-9 fache über den Stressleveln am gesunden Zahn. Wenn in der Planung der kieferorthopädischen Behandlung das unreife Wurzelwachstum, oder die zuvor erfolgte WSR nicht berücksichtigt werden, kann durch die dauerhafte Kraftapplikation von einem erhöhten Risiko für Wurzelresorptionen ausgegangen werden. Dies deckt sich mit den Aussagen von Wahab, R. M. A. et al (2017) wonach unter anderem hohe kieferorthopädische Kräfte, stattgehabte WF sowie kippende Kräfte als Risikofaktoren für externe Resorption identifiziert wurden.

Klinisch tritt die untersuchte Situation eines endodontisch behandelten bzw. resezierten und ansonsten intakten Zahnes seltener auf. Bei Einbeziehung einer Krone oder einer Kompositorestauration, insbesondere im zervikalen Bereich des Zahns, sind größere Unterschiede zwischen den Behandlungsprotokollen zu erwarten. Einige Studien (Ausiello et al., 2002; Pegoretti et al., 2002; Lanza et al., 2005) haben unterschiedliche Obturationsprotokolle in Kombination mit verschiedenen koronalen Rekonstruktionen untersucht, dies wäre unter Einbeziehung der periapikalen Chirurgie ein mögliches zukünftiges Forschungsgebiet.

Die Annahme ein Zahn mit unreifem Wurzelwachstum zeige ähnliche Messwerte wie ein Zahn nach Wurzelspitzenresektion konnte in unserer Untersuchung widerlegt werden. Der simulierte unreife Zahn zeigte in die höchsten Spannungs-, Translations- und Rotationswerte. Die gemessene vMSD war etwa halb so hoch wie die Dehngrenze des Dentins von 50-75 MPa, (Toparli und Koksak, 2005). Dieser Schwellenwert könnte bei Bruxismus oder sekundären Traumata schnell überschritten werden. Daher sollten bei traumatisierten Schneidezähnen Verfahren in Betracht gezogen werden, die die Wurzelreifung und Verdickung der Dentinwände fördern, wie Revaskularisierung oder Pulpotomie bei vitalen Zähnen. Alternativ könnte bei notwendigen Wurzelkanalbehandlungen eine verstärkende Behandlung erwogen werden, um Frakturen zu vermeiden. In einer Studie von Bucchi et al. (2019) wurden an einem unreifen Zahn maximale Spannungswerte in der bukkozervikalen und apikopalatalen Region des Zahns gemessen, wobei in unserer Studie die Werte zervikal höher als apikal waren.

Der Interinzisalwinkel kann zwischen verschiedenen Populationen stark variieren. Die verwendeten Werte stammen aus einem der deutschen Standardwerke der Kieferorthopädie (Kahl-Nieke, 2017). Im Gegensatz dazu berichteten Uzuner et al. (2019) für eine türkische Population einen mittleren Interinzisalwinkel von 142° , was die Variabilität in verschiedenen demografischen Gruppen verdeutlicht. Entsprechend variieren in FEA-Studien die Belastungswinkel. Unsere initiale Annahme, der interinzisale Winkel habe einen großen Einfluss auf die Messwerte bestätigte sich: In unserer Publikation (Klein-Franke, E. et al. 2024) konnten wir zeigen, dass eine nahezu lineare inverse Korrelation zwischen dem Interinzisalwinkel und den in dieser Studie gemessenen Werten besteht. Der Belastungswinkel zeigte größeren Einfluss auf die Messergebnisse als unterschiedliche Obturationsprotokolle. Dieser Einfluss sollte einerseits beim Vergleich von FEA-Studien mit unterschiedlichen Belastungswinkeln und andererseits bei der Planung von größeren Resektionslängen bei Patienten mit geringem Interinzisalwinkel berücksichtigt werden.

Dennoch ist die direkte Überführung der Ergebnisse einer Finite Elemente Analyse in eine klinische Situation nicht ohne weiteres möglich. So muss bei der Interpretation von FEA-Ergebnissen klar sein, dass diese bestenfalls eine Approximation der In-vivo-Situation darstellen und viele Vereinfachungen an Modellen und Parametern vorgenommen werden, um den Rechenaufwand zu reduzieren. So können FEA immer nur einen Ausschnitt eines biomechanischen Systems darstellen. Außerdem treten selbst innerhalb eines Individuums unterschiedliche Materialparameter auf und Belastungen treten in vivo selten gleichförmig wie in FEA auf, sondern eher variabel und dynamisch. In unserem Beispiel wären hier Pro- und Laterotrusionsbewegungen bei der Mastikation zu nennen, sowie die ebenfalls nicht unidirektional applizierten kieferorthopädischen Kräfte. In-vivo-Validierungen solcher FEA sind vielfach aus ethischen und technischen Gründen nicht möglich. Dennoch belegen sie häufig die bereits in der klinischen Praxis etablierten Konzepte, oder werden umgekehrt dazu genutzt, neue Behandlungsmethoden oder Materialien wie dentale oder orthopädische Implantate zu entwickeln.

Ein Beispiel für die oben erwähnten Vereinfachungen ist der Aufbau des Alveolarknochen, der aus kortikalen und spongiösen Elementen besteht. Laut Matschke et al. (2024) nimmt die Kortikalisdicke des Knochens mit zunehmendem Abstand zum Alveolarkamm zu, wobei eine kumulative Kortikalisdicke von 1,123 mm im Bereich des OMS gemessen wurde. In dieser Studie wurde von einer eher spongiösen Struktur ausgegangen, was die Wahl der Materialparameter erklärt. Außerdem wurde der Knochen, obwohl nichtlinear anisotrop, in dieser Studie als linear isotrop vereinfacht – eine gängige Vorgehensweise, da weder übermäßige Belastungen, Dislokationen oder zyklische Belastungen erwartet wurden (Scott et al., 2020). Die weiteren verwendeten Materialeigenschaften wurden aus Lehrbüchern und wissenschaftlichen Studien entnommen, was eine potenzielle Fehlerquelle darstellt. So zeigte Ruse (2008), wie ein Fehler in einer Arbeit von Reinhardt et al. (1983) zu Folgefehlern in mehr als 500 FEA-Studien führte. Um dies zu vermeiden,

wurden in dieser Studie experimentelle Daten bevorzugt, statt sich auf Daten aus anderen FEA-Studien zu stützen.

Auf der manuell segmentierten DVT-Aufnahme war die Schneidekante der Zahnkrone nicht vollständig abgebildet, was zu unvollständigen Modellen führte. Des Weiteren wurde die Krone als ideal intakt angenommen, nur mit einer kleinen endodontischen Zugangskavität geschwächt. Diese Situation tritt klinisch seltener auf, da der Zahn oft zusätzliche Schäden durch Karies, endodontische Behandlungen oder Trauma aufweist. Die Segmentierung des DVT-Datensatzes könnte heute durch Nutzung von KI deutlich effizienter und gleich präzise ablaufen (Xiang et al., 2024).

Der in den Modellen verwendete apikale Durchmesser des Wurzelkanals betrug 0,79 mm, die Wurzelkanalaufbereitung wurde entsprechend auf ISO-Größe 100 simuliert. Es ergeben sich also Abweichungen vom Durchschnittswert von 0,504 mm für das apikale Foramen (Mizutani 1989) und der durch Kasahara et al. (1990) für die Wurzelbehandlung vorgeschlagenen Standardgröße ISO 60. Diese größere Aufbereitung könnte eine übermäßige Ausdünnung der Wurzelwände verursachen, was die Spannungsverteilung im Dentin beeinflussen kann.

Laut Nanci et.al. (2006) variiert außerdem die Breite des Parodontalspalts typischerweise zwischen 0,15 mm und 0,38 mm. In vielen FEA wird eine Standardbreite von 0,25 mm verwendet. In dieser Studie wurde die PDL-Breite auf 0,5 mm festgelegt, um eine homogenere Netzgröße zu erhalten und die Berechnungen zu vereinfachen. Die erhöhte PDL-Breite kann die Genauigkeit der Ergebnisse beeinflussen, indem sie die dämpfende Wirkung des PDL verstärkt. Dies ist insbesondere bei den Untersuchungen mit 1N Belastung relevant.

1.5 Zusammenfassung

Innerhalb der Limitierungen dieser Studie können folgende klinisch relevante Schlüsse gezogen werden:

Bei der Wurzelbehandlung eines OMS zeigen sich nur geringfügige Veränderungen im Vergleich zum gesunden Zahn, sofern die endodontische Zugangskavität klein gehalten wird und keine übermäßige Wurzelkanalpräparation erfolgt.

Nach Wurzelspitzenresektion steigen die Spannungen in Dentin und Knochen, wobei das Ausmaß des Anstiegs vom Resektionsumfang abhängt. Unterschiede zwischen verschiedenen Obturationstechniken sind gering, solange die klinische Krone intakt bleibt. Es ist zu erwarten, dass diese Unterschiede größer werden, wenn koronale Rekonstruktionen in die Berechnungen einbezogen werden.

Ein abgebrochenes Wurzelwachstum führt zu einer erheblichen Erhöhung der Spannungen in Dentin und Knochen, sowie Rotation des Zahns. Dies unterstreicht die Notwendigkeit von Verfahren, die die Wurzelreifung und die Verdickung der Dentinwände unterstützen, oder von Verstärkungsstrategien, falls eine Wurzelbehandlung erforderlich ist.

Der Belastungswinkel hat einen starken Einfluss auf die gemessenen Werte und ist daher von großer Bedeutung beim Vergleich von Finite-Element-Analysen.

1.6 Literaturverzeichnis

- Aslan T, Üstün Y, Esim E. Stress distributions in internal resorption cavities restored with different materials at different root levels: A finite element analysis study. *Aust Endod J* 2019; 45: 64–71
- Ausiello P, Apicella A, Davidson CL. Effect of adhesive layer properties on stress distribution in composite restorations—a 3D finite element analysis. *Dent Mater* 2002; 18: 295–303
- Belli R, Wendler M, Ligny D de, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, Lohbauer U. Chair-side CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater* 2017; 33: 84–98
- Belli S, Eraslan O, Eskitascioglu G. Effect of Root Filling on Stress Distribution in Premolars with Endodontic-Periodontal Lesion: A Finite Elemental Analysis Study. *J endod* 2016; 42: 150–155
- Belli S, Eraslan O, Eskitascioglu G, Karbhari V. Monoblocks in root canals: a finite elemental stress analysis study. *Int Endod J* 2011; 44: 817–826
- Brito-Júnior M, Pereira RD, Veríssimo C, Soares CJ, Faria-e-Silva AL, Camilo CC, Sousa-Neto MD. Fracture resistance and stress distribution of simulated immature teeth after apexification with mineral trioxide aggregate. *Int Endod J* 2014; 47: 958–966
- Bucchi C, Marcé-Nogué J, Galler KM, Widbiller M. Biomechanical performance of an immature maxillary central incisor after revitalization: a finite element analysis. *Int Endod J* 2019; 52: 1508–1518
- Cvek M. Prognosis of luxated non-vital maxillary incisors treated with calcium hydroxide and filled with gutta-percha. A retrospective clinical study. *Endod Dent Traumatol* 1992; 8: 45–55
- Fonzar F, Forner L, Fabian-Fonzar R, Llana C. Induced post-traumatic apexification: 20 year follow-up and morphological study after new fracture. *Ann Anat* 2018; 216: 120–124

- Gomes BPFdA, Herrera DR. Etiologic role of root canal infection in apical periodontitis and its relationship with clinical symptomatology. *Braz Oral Res* 2018; 32: e69; 82-110
- Gurbuz T, Sengul F, Altun C. Finite element stress analysis of short-post core and over restorations prepared with different restorative materials. *Dent Mater J* 2008 Jul;27(4):499-507. doi: 10.4012/dmj.27.499.
- Ferraro J. W. *Fundamentals of Maxillofacial Surgery*. New York, NY: Springer New York 1997; 136
- Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M. Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand* 1977; 35: 297–303
- Inoue K, Hara Y, Kuroda N, Sato T. Development of the oxytalan fiber system in the periodontal space of rat incisors. *Ann Anat* 2013; 195: 475–483
- Jang Y, Hong H-T, Roh B-D, Chun H-J. Influence of apical root resection on the biomechanical response of a single-rooted tooth: a 3-dimensional finite element analysis. *J Endod* 2014; 40: 1489–1493
- Kahl-Nieke B. *Einführung in die Kieferorthopädie*. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag 2017, 153
- Kang M, Jung H in, Song M, Kim SY, Kim H-C, Kim E. Outcome of nonsurgical retreatment and endodontic microsurgery: a meta-analysis. *Clin Oral Investig* 2015; 19: 569–582
- Kang X, Li Y, Wang Y, Zhang Y, Yu D, Peng Y. Relationships of Stresses on Alveolar Bone and Abutment of Dental Implant from Various Bite Forces by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Biomed Res Int*. 2020 Feb 19; 2020:7539628. doi: 10.1155/2020/7539628.
- Kasahara E, Yasuda E, Yamamoto A, Anzai M. Root canal system of the maxillary central incisor. *J Endod* 1990; 16: 158–161
- Kassebaum NJ, Smith AGC, Bernabé E, Fleming TD, Reynolds AE, Vos T, Murray CJL, Marcenes W. Global, Regional, and National Prevalence, Incidence, and Disability-Adjusted Life Years for Oral Conditions for 195 Countries, 1990-2015: A Systematic

- Analysis for the Global Burden of Diseases, Injuries, and Risk Factors. *J Dent Res* 2017; 96: 380–387
- Kim S, Kratchman S. Modern endodontic surgery concepts and practice: a review. *J Endod* 2006; 32: 601–623
- Klein-Franke, E., Youssef, E., Keilig, L., Bourauel, C., & Dörsam, I. "Periapical surgery and different root obturation protocols for upper central incisor: A finite elements analysis. *Ann Anat* 256 (2024): 152325.
- Knaup TJ, Dirk C, Reimann S, Keilig L, Eschbach M, Korbmacher-Steiner H, Bourauel C. Time-dependent behavior of porcine periodontal ligament: A combined experimental, numeric in-vitro study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2018; 153: 97–107
- Lanza A, Aversa R, Rengo S, Apicella D, Apicella A. 3D FEA of cemented steel, glass and carbon posts in a maxillary incisor. *Dent Mater* 2005; 21: 709–715
- Lisiak-Myszke. Application of Finite Element Analysis in Oral and Maxillofacial Surgery-A Literature Review, *Mater (Basel)* 2020; 13; 6063; doi:10.3390/ma13143063
- Luo Y, Ma Z, Tian Z, Wang S, Chen L, Xu X. Replantation of two avulsed teeth after 1 h of storage in adverse extraoral dry conditions: A thought-provoking outcome after a 15-month follow-up. *Ann Anat* 2020; 231: 151514
- M.L. Zuolo, M.O.F. Ferreira, J.L.Gutmann. Prognosis in periradicular surgery: a clinical prospective study. *Int Endod J* 2000: 91–98
- Matschke J, Farahzadi S, Sembdner P, Holtzhausen S, Kroschwald L, Korn P, Schröder TA, Keil C, Paetzold-Byhain K, Lauer G, Franke A. A cross-sectional study of the anatomy of the jaws of a central-European caucasian population using cone beam computer tomography as a prerequisite for designing pre-formed calcium phosphate cement scaffolds. *Ann Anat* 2024; 254: 152270; 1-6
- Mizutani. Anatomical study on the root apex in the maxillary anterior teeth. *Aichi Gakuin Daigaku Shigakkai Shi* 1989; 27: 169
- Nanci A, Bosshardt DD. Structure of periodontal tissues in health and disease. *Periodontol* 2000, 2006; 40:11-28. doi: 10.1111/j.1600-0757.2005.00141.x.

- Padma S, Umesh S, Asokan S, Srinivas T. Bite force measurement based on fiber Bragg grating sensor. *J Biomed Opt* 2017; 22: 1–6
- Pegoretti A, Fambri L, Zappini G, Bianchetti M. Finite element analysis of a glass fibre reinforced composite endodontic post. *Biomaterials* 2002; 23: 2667–2682
- Pierrisnard L, Bohin F, Renault P, Barquins M. Corono-radicular reconstruction of pulpless teeth: a mechanical study using finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 442–448
- Pitts NB, Zero DT, Marsh PD, Ekstrand K, Weintraub JA, Ramos-Gomez F, Tagami J, Twetman S, Tsakos G, Ismail A. Dental caries. *Nat Rev Dis Primers* 2017; 3: 17030; 1-14
- R. A. Reinhardt, R. F. Krehci, Y. C. Pao, and J. G. Stannard. Dentin Stresses in Post-reconstructed Teeth with Diminishing Bone Support. *J Dent Res* 1983; 1002-1008
- Rädel M, Bohm S, Priess H-W, Reinacher U, Walter M.; BARMER Zahnreport 2020-Zahngesundheit bei Kindern und Jugendlichen. Berlin: Barmer 2020; 71
- Ran SJ, Yang X, Sun Z, Zhang Y, Chen JX, Wang DM, Liu B. Effect of length of apical root resection on the biomechanical response of a maxillary central incisor in various occlusal relationships. *Int Endod J* 2020; 53: 111–121
- Ruse ND. Propagation of erroneous data for the modulus of elasticity of periodontal ligament and gutta percha in FEM/FEA papers: a story of broken links. *Dent Mater* 2008; 24: 1717–1719
- Scott CEH, Simpson, A. Hamish R. W., Pankaj P. Distinguishing fact from fiction in finite element analysis. *Bone Joint J* 2020; 102-B: 1271–1273
- Solberg K, Heinemann F, Pellikaan P, Keilig L, Stark H, Bourauel C, Hasan I. Finite element analysis of different loading conditions for implant-supported overdentures supported by conventional or mini implants. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2017; 20: 770–782
- Theodorou CI, Kuijpers-Jagtman AM, Bronkhorst EM, Wagener FADTG. Optimal force

- magnitude for bodily orthodontic tooth movement with fixed appliances: A systematic review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2019; 156: 582–592
- Tibúrcio-Machado CS, Michelon C, Zanatta FB, Gomes MS, Marin JA, Bier CA. The global prevalence of apical periodontitis: a systematic review and meta-analysis. *Int Endod J* 2020
- Toparli M, Koksai NS. Hardness and yield strength of dentin from simulated nano-indentation tests. *Comput Methods Programs Biomed* 2005; 77: 253–257
- Toth A, Hasan I, Bourauel C, Mundt T, Biffar R, Heinemann F. The influence of implant body and thread design of mini dental implants on the loading of surrounding bone: a finite element analysis. *Biomed Tech (Berl)*. 2017; 62: 393–405
- Uzuner FD, Aslan BI, Dinçer M. Dentoskeletal morphology in adults with Class I, Class II Division 1, or Class II Division 2 malocclusion with increased overbite. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2019; 156: 248-256
- Versiani MA, Martins J, Ordinola-Zapata R. Anatomical complexities affecting root canal preparation: a narrative review. *Aust Dent J*. 2023;68 Suppl 1: S5-S23.
doi:10.1111/adj.12992
- Vollmer D, Haase A, Bourauel C. Halbautomatische Generierung von Finite-Element-Netzen zahnmedizinischer Präparate. *Biomed Tech (Berl.)* 2000; 45: 62–69
- Wahab, R. M. A., Shafiai, N. A. A., & Ariffin, S. H. Z. (2017). An insight into risk factors for root resorption during orthodontic treatment. *J Med Sci*, 17(1), 1-9.
- Xiang B, Lu J, Yu J. Evaluating tooth segmentation accuracy and time efficiency in CBCT images using artificial intelligence: A systematic review and Meta-analysis. *J dent* 2024; 146: 105064; DOI: 10.1016/j.jdent.2024.105064 (09.02.2025)
- Zaleckiene V, Peciuliene V, Brukiene V, Drukteinis S. Traumatic dental injuries: etiology, prevalence and possible outcomes. *Stomatologija* 2014; 16: 7–14
- Ye Z, Yu M, Ji Y, Jia S, Xu X, Yao H, Hua X, Feng Z, Shangguan G, Zhang J, Hou X, Ding X. Biomechanical characteristics of maxillary anterior incisor, conventional

immediate implantation and socket shield technique — A finite element analysis and case report. *Ann Anat* 2024; 256; doi: 10.1016/j.aanat.2024.152313.

2. Veröffentlichungen

Dieser Publikationsdissertation liegt die folgende, unabhängig begutachtete Veröffentlichung zugrunde:

Klein-Franke, E., Youssef, E., Keilig, L., Bourauel, C., & Dörsam, I. Periapical surgery and different root obturation protocols for upper central incisor: A finite elements analysis. *Ann Anat* 256 (2024): 152325. Doi: 10.1016/j.aanat.2024.152325

3. Erklärung über den Eigenanteil

Die Grundidee zur Arbeit stammt von Frau PD Dr. Dr. Istabrak Dörsam MSc und Herrn Emad Youssef. Hierzu wurden durch den Promovenden Überlegungen zu Belastungsszenarien, Winkeln, Materialeigenschaften und klinischen Implikationen beigesteuert. Die Datenerhebung und Interpretation erfolgte größtenteils durch den Promovenden, eine Einweisung in die jeweiligen Computerprogramme erfolgte durch PD Dr. Dr. Dörsam MSc und Dr. Ludger Keilig. So wurde die manuelle Segmentierung der DVT-Aufnahme, die Bearbeitung der verschiedenen Modelle und Materialparameter, sowie die Erfassung der Ergebnisse, sowie die deren Darstellung in Tabellen und Grafiken durch den Promovenden erledigt. Ebenso erfolgten die Interpretation und Diskussion allein durch den Promovenden. Die Korrektur der Publikation erfolgte erneut durch PD Dr. Dr. Dörsam und Herrn Youssef. Die Einreichung der Publikation im Journal erfolgte durch PD Dr. Dr. Dörsam.

4. Danksagung

Großer Dank gilt meiner Doktormutter, Frau PD Dr. med. dent. Dr. rer. nat. Istabrak Dörsam, MSc. B.D.S., für die Überlassung des Forschungsthemas, Ihre geduldige Unterstützung bei der Promotionsarbeit, wie auch bei der Veröffentlichung des Papers.

Weiterhin möchte ich Dr. Ludger Keilig für die schnelle Hilfe bei Fragestellungen im Bereich der IT danken.

Meiner Lebensgefährtin, meiner Familie und meinen Freunden danke ich für die Unterstützung und die regelmäßige Remotivation die Promotionsarbeit weiter zu verfolgen.