

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie  
Klinikum der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel



Untersuchung der Genauigkeit unterschiedlicher Trepanationsmöglichkeiten in  
der Endodontie: Vergleich zwischen einem dynamischen  
Echtzeitnavigationsgerät, einer statisch geführten Bohrschablone und  
konventioneller Trepanation - eine in vitro Studie

Dissertation

zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin

an der Medizinischen Fakultät der

Ludwig-Maximilians-Universität München

vorgelegt von

Lukas Borkowski

aus

Starnberg

2023

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Erster Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Karin Christine Huth, MME

Zweiter Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Anja Liebermann

Dritter Gutachter: Prof. Dr. Dr. Heinz Kniha

Ggf. weiter Gutachter:

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: PD Dr. med. dent. Marcel Reymus

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 17.10.2023

## Meinen Eltern

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>6</b>
<b>2</b>	<b>Abstract (English)</b> .....	<b>9</b>
<b>3</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>11</b>
3.1	Geschichte der Endodontologie .....	11
3.2	Anatomische Grundlagen der Endodontie .....	12
3.3	Epidemiologie und Ätiologie pulpaler Erkrankungen .....	13
3.4	Erkrankungen des Endodonts und des apikalen Parodonts .....	14
3.5	Erschließung und Aufbereitung des Wurzelkanalsystems.....	15
3.6	Anatomische Schwierigkeiten bei der Wurzelkanalbehandlung .....	17
3.6.1	Obliterierte Wurzelkanäle .....	18
3.6.2	Zweiter mesio-bukkaler Kanal in Oberkiefer Molaren .....	19
3.6.3	Zwei Kanäle in Unterkieferfrontzähnen .....	21
3.6.4	Pulpenstein.....	23
3.7	Erfolgsraten von Wurzelkanalbehandlung .....	24
3.8	Navigierte Operationssysteme .....	26
3.8.1	Geschichte der navigierten Medizin.....	26
3.8.2	Geschichte der navigierten Zahnmedizin .....	28
3.8.3	Verwendung in der Mund- Kiefer- und Gesichtschirurgie.....	28
3.8.4	Navigierte dentale Implantologie und ihre Genauigkeit .....	30
3.8.5	Navigierte Endodontie.....	31
3.9	Navigationsverfahren in der Endodontologie .....	32
3.9.1	DVT gestützte Endodontie.....	33
3.9.2	Vor- und Nachteile statischer Navigationssysteme .....	34
3.9.3	Dynamische Navigationssysteme mit Vor- und Nachteilen .....	36
3.10	In dieser Studie verwendete navigierte Systeme .....	37
3.10.1	3D gedruckte vollnavigierte statische Bohrschablone .....	37
3.10.2	Vollnavigierte dynamisches System Denacam .....	38
<b>4</b>	<b>Fragestellung und Studienziele</b> .....	<b>40</b>
<b>5</b>	<b>Methoden und Material</b> .....	<b>41</b>
5.1	Studiendesign .....	41
5.1.1	Zahnauswahl humaner Zähne .....	43
5.1.2	Digitalisierung und 3D Druck der Zähne .....	44
5.1.2.1	Herstellung des Modelles für die 3D gedruckten Zähne .....	49
5.1.2.2	Herstellung der Modelle für die echten Frontzähne .....	50
5.2	Planung.....	51

5.2.1	Vorbereiten der Modelle.....	51
5.2.2	Anfertigung des präoperativen DVT .....	52
5.2.3	Virtuelle Planung der Trepanationsöffnungen und Design der statischen Bohrschablone.....	52
5.2.4	3D Druck der Bohrschablonen.....	54
5.3	Durchführung der Trepanation .....	55
5.3.1	Vorgehen bei der konventionellen Trepanation .....	56
5.3.2	Vorgehen bei der statischen Bohrschablone.....	56
5.3.3	Vorgehen mit dem Denacam System .....	59
5.4	Auswertung der Trepanationsöffnung im Hinblick auf die Abweichung von der virtuellen Planung.....	63
5.4.1	Überlagerung der DVT Datensätze .....	63
5.4.2	Messparameter .....	67
5.4.3	Statistik.....	67
<b>6</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>69</b>
6.1	Deskriptive Analyse der Ergebnisse und statistische Auswertung .....	69
6.2	Effektgrößen und Intraklassen-Korrelation .....	72
<b>7</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>74</b>
7.1	Diskussion der Methode.....	74
7.2	Diskussion der Ergebnisse .....	77
7.3	Aussagekraft und Limitationen.....	82
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>84</b>
<b>9</b>	<b>Anhang .....</b>	<b>97</b>
9.1	Abbildungsverzeichnis .....	97
9.2	Tabellenverzeichnis .....	102
9.3	Abkürzungsverzeichnis .....	103
9.4	Verwendete Software, Geräte und Materialien .....	104
9.5	Votum Ethikkommission.....	105
<b>10</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>106</b>
<b>11</b>	<b>Affidavit.....</b>	<b>107</b>
<b>12</b>	<b>Lebenslauf .....</b>	<b>108</b>

## 1 Zusammenfassung

Wurzelkanalbehandlungen gehören in der konservierenden Zahnheilkunde zu einem Grundpfeiler des langfristigen Zahnerhaltes. Der Erhalt ist aber nur dann möglich, wenn es dem Behandler gelingt den Wurzelkanal auf seiner gesamten Länge zu erschließen und das infizierte Gewebe mit chemo-mechanischen Desinfektion rückstandslos zu entfernen. Bei Zähnen mit anatomischen Schwierigkeiten ist das Erschließen des gesamten Wurzelkanalsystems deutlich erschwert. Daher wurden navigierte Techniken, die zuerst in der dentalen Implantologie Anwendung fanden, für den Einsatz in der Endodontie modifiziert. Ziel dieser Studie war es, die Genauigkeiten zweier vollnavigierte Trepanationsmöglichkeiten mit der manuellen Vorgehensweise an Zähnen mit anatomischen Schwierigkeiten zu vergleichen. Dafür wurden nach 3D Röntgenaufnahme eine statische Bohrschablone und ein dynamisches Navigationssystem (Denacam) verwendet um die Wurzelkanalsysteme vollnavigiert zu erschließen. Dazu wurde ein DVT der Zähne angefertigt und mit einer Planungssoftware ein geradliniger Zugang zum Wurzelkanal geplant. Für die Herstellung der Bohrschablone war außerdem ein Oberflächenscan nötig, damit die Bohrschablone exakt passt. Bei dem dynamischen System ist dieser Schritt nicht notwendig, da bereits während der DVT Aufnahme der Orientierungsmarker mit einem Präzisionsabformmaterial auf den Zähnen fixiert war. Um ausreichend identische Zähne mit anatomischen Schwierigkeiten zu erhalten, wurden vier echte Zähne digitalisiert und anschließend je 36 mal mit dem 3D Drucker gedruckt. Zusätzlich wurden 30 echte Frontzähne mit in die Studie aufgenommen, um die Übertragbarkeit auf echte Zähne zu überprüfen. Um die Genauigkeiten der Trepanationen zu überprüfen, wurde der präoperative DVT Datensatz mit einem postoperativen DVT in der Planungssoftware überlagert. Nach Ausrichtung der Bohrkanäle berechnete die Software automatische die folgenden Parameter: die dreidimensionale Winkelabweichung der Bohrung, die dreidimensionale Abweichung der Bohrung am Eintrittspunkt und an der Spitze des Bohrers. Außerdem wurde die Zeit gemessen bis der Kanal gefunden wurde. Des Weiteren wurde ausgewertet wie viele Kanäle nicht gefunden wurden und wie viele Zähne perforiert wurden. Die Ergebnisse zeigten, dass sowohl das dynamische als auch das statische Vorgehen erhebliche Vorteil bei der Trepanation brachten. Beide

Methoden waren bezüglich der berechneten Abweichungen deutlich genauer als das manuelle Vorgehen. Diese erhöhte Präzision resultierte in weniger Perforationen und nicht gefundenen Kanälen.

Bei den 3D gedruckten Zähnen war die Winkelabweichung zwischen den Methoden signifikant unterschiedlich ( $p < 0,001$ ), wobei die höchsten Abweichungen bei der manuellen Methode (Mittelwert  $9,53 \pm 6,36^\circ$ ) auftraten, gefolgt von der dynamischen ( $2,82 \pm 1,8^\circ$ ) und statischen Navigation ( $1,12 \pm .85^\circ$ ). Bei Betrachtung der Effektgrößen hatte die Methode ( $\eta^2 = 0,524$ ), gefolgt von der Zahnart ( $\eta^2 = 0,364$ ) den größten Einfluss auf die Ergebnisse. Der Einfluss des Behandlers war vernachlässigbar ( $\eta^2 = 0,08$ ). Für den Eintrittspunkt und die Spitze des Bohrers konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen der manuellen und der dynamischen Navigation festgestellt werden ( $p > 0,050$ ), während die statische Navigation signifikant geringere Abweichungen aufwies ( $p < 0,001$ ; Eintrittspunkt des Bohrers: manuell  $1,85 \pm 0,89\text{mm}$ , dynamisch  $1,62 \pm 0,7\text{mm}$ , statisch  $0,77 \pm 0,37\text{mm}$ ; Spitze des Bohrers: manuell  $1,77 \pm 0,84\text{mm}$ , dynamisch  $1,65 \pm 0,79\text{mm}$ , statisch  $0,86 \pm 0,38\text{mm}$ ). Beide Parameter wurden hauptsächlich durch die Methode beeinflusst ( $\eta^2 = 0,471$  und  $0,379$ ), weniger durch den Zahntyp ( $\eta^2 = 0,157$ ) und nicht durch den Behandler. Insgesamt wurden 6/144 Kanäle nicht gefunden und es traten drei Perforationen auf. Die Ergebnisse waren statistisch nicht signifikant, dennoch wurden bei der manuellen Methode am häufigsten Kanäle nicht gefunden und es traten auch die meisten Perforationen auf gefolgt von der dynamischen Methode. Am besten hat diesbezüglich die statische Bohrschablone abgeschnitten mit einem Kanal der nicht gefunden wurde und ohne eine Perforation. Bezogen auf die durchschnittliche Behandlungsdauer bis der Kanal gefunden wurde war der manuelle Ansatz am schnellsten ( $02:17 \pm 01:07$  min), gefolgt von der statischen ( $02:22 \pm 00:58$  min) und der dynamischen Navigation ( $04:12 \pm 01:50$  min).

Bei den echten Zähnen waren die Winkelabweichungen in beiden vollnavigierten Gruppen signifikant geringer (dynamisch:  $2,27 \pm 1,25^\circ$ ; statisch:  $1,14 \pm 0,75^\circ$ ) als bei der manuellen Methode ( $4,15 \pm 1,76^\circ$ ). Bei den Abweichungen an der Basis und der Spitze des Bohrers, der benötigten Zeit und der Frage, ob der Kanal gefunden wurde ( $n=2/30$ ) oder Perforationen auftraten ( $n=3/30$ ), ähnelten die Ergebnisse nahezu denen der 3D gedruckten Zähne.

Aus dieser Studie lässt sich ableiten, dass geführte Trepanationssystemen für Zähne mit anatomischen Schwierigkeiten deutlich präziser im Darstellen der Kanäle sind im Vergleich zu einer konventionellen Trepanation. Durch die erhöhte Präzision lassen sich Behandlungsfehler minimieren und mehr Zähne langfristig erhalten. Um die Ergebnisse besser einordnen zu können und die Anwendung uneingeschränkt am Patienten zu empfehlen, müssen weitere in vivo Studien durchgeführt werden.

Die Ergebnisse dieser Arbeit wurden im *International Endodontic Journal* zur Veröffentlichung eingereicht. Title: Accuracy of guided endodontics – in vitro study comparing a dynamic real-time navigation system, static surgical guides and the conventional manual approach for access cavity preparation

## 2 Abstract (English)

**Aim:** The aim of this study was to investigate the accuracy of different systems for the trepanation of teeth with anatomical difficulties. For this purpose, a fully navigated drilling guide was compared with a fully navigated dynamic navigation system. The conventional freehand procedure served as a reference.

**Methodology:** For the experiments, four real teeth with anatomical difficulties were selected and digitized. Each of these teeth was then 3d printed 36 times to obtain a sufficient number of specimens for the experiments. In addition, 30 real anterior teeth were selected to check the transferability of the experiments to real teeth. The accuracy of trepanation was investigated by superimposing the pre- and postoperative CBTC data set. The angular deviation, the 3d deviation at the entry point and at the tip of the bur were investigated by the software. It was also determined whether canals were not found or perforations were present. In addition, the time until the canal was found was measured (Kruskal-Wallis-Test, One Way ANOVA). A multivariate analysis was performed to investigate the effect of method, tooth type and operator on the accuracy of trepanation (partial eta-squared statistic).

**Results:** For the 3d printed teeth, the angular deviation was significantly different between the three methods used ( $p < .000$ ). The smallest deviation was found with the static drilling guide (mean  $1.12 \pm .85^\circ$ ) followed by the dynamic navigation ( $2.82 \pm 1.8^\circ$ ). The largest deviation was found in the conventional approach ( $9.53 \pm 6.36^\circ$ ). The results showed that there was no statistical difference in the deviation at the entry point and the tip of the bur between the conventional and the dynamic approach. The drilling template showed statistically the smallest deviation (bur's base: manual  $1.85 \pm .89\text{mm}$ , dynamic  $1.62 \pm 0.7\text{mm}$ , static  $0.77 \pm 0.37\text{mm}$ ; bur's tip: manual  $1.77 \pm 0.84\text{mm}$ , dynamic  $1.65 \pm 0.79\text{mm}$ , static  $0.86 \pm 0.38\text{mm}$ ). The conventional trepanation was the fastest (mean  $02:17 \pm 01:07$  min) followed by the template guide ( $02:22 \pm 00:58$  min) and the dynamic navigation ( $04:12 \pm 01:50$  min).

For the real teeth, the angle deviation in both guided groups were statistically lower than the conventional approach (manual:  $4.15 \pm 1.76^\circ$ ; dynamic:  $2.27 \pm 1.25^\circ$ ; static:

1.14 ± 0.75°). The other parameters evaluated (deviation 3d entry point and tip of the bur, time, channel found, perforation) are similar to those of the 3d printed teeth.

**Conclusion:** Guided endodontic access cavity preparation shows promising results for finding root canals in teeth with anatomical difficulties.

### 3 Einleitung

#### 3.1 Geschichte der Endodontologie

Zahnschmerzen, ausgehend von einem entzündeten Zahnnerv (Pulpitis) können für den betroffenen Patienten äußerst unangenehm sein. Schon vor mehr als 4000 Jahren wurde in China versucht, Zahnschmerzen mithilfe von Arsen zu lindern. Erste Versuche einer kausalen Therapie wurden von Hippokrates (460-377 v. Chr) in seinem Werk „De affectionibus“ beschrieben. Er schrieb: „Was die Zahnschmerzen anlangt, so muss man, wenn (der Zahn) angefressen ist und wackelt, ihn ausziehen, wenn er aber nicht angefressen ist und auch nicht wackelt, jedoch schmerzt, so muss man ihn durch Brennen austrocknen“. In einem Schädelfund aus dem Jahr 200 v. Chr. findet man erstmals einen Bronzedraht, der bis in das Pulpenlumen eingebracht war. In dem Werk „De Medicina“ von Celsus (25 v. Chr.-30 n. Chr.) wird bei schmerzenden Zähnen entweder die Extraktion oder die Anwendung einer in heißes Öl getauchten Sonde empfohlen. In den folgenden Jahrhunderten etablierte sich bei Schmerzen eine Eröffnung der Pulpa mit Bohrern und die Verwendung von Kautern wurde beschrieben, um den Schmerz zu lindern. Auch wurden nekrotisierende Substanzen in den eröffneten Wurzelkanal eingebracht. In dem 1782 erschienenen Werk „Le chirurgien dentiste“ wurden Instrumente zur Trepanation und zum Kauterisieren des Wurzelkanals beschrieben. Hierfür wurden Messingdrähte mehrfach erhitzt und in das Kanallumen eingebracht und anschließend mit Blei gefüllt oder mit einer Stiftkrone versehen. Mit Beginn des 19. Jahrhunderts wurde das „cauterium actuale“ (Kauterisieren) der Zähne immer weiter von der „cauterium potentiale“ dem Devitalisieren der Zähne mit chemischen Substanzen abgelöst. Im Jahr 1824 versuchte Delmond mit feinen Instrumenten die Pulpa komplett zu entfernen. Aus diesem Jahr stammt auch die erste überlieferte Rechnung einer Wurzelkanalfüllung mit gestopfter Goldfolie. 1838 modifizierte E. Maynard eine Klaviersaite durch das Anbringen nach koronal gerichteten Einkerbungen und verwendete sie als erstes Aufbereitungsinstrument. 26 Jahre später wurde der Kofferdam durch Barnum eingeführt und drei Jahre danach wurde Guttapercha zur Füllung von Wurzelkanälen angewendet (Hülsmann, 2008).

An diesem kurzen historischen Rückblick kann man erkennen, dass schon früh die Wichtigkeit einer konservierenden Zahnversorgung erkannt wurde. Heute ist bekannt, dass der eigene Zahn dem prothetischen Ersatz durch ein Implantat in seiner Langlebigkeit überlegen ist (Setzer and Kim, 2014). Bei Zahnschmerzen ist die endodontische Lösung des Problems der Extraktion vorzuziehen und im Vergleich zu Hippokrates Aussage auch bei Schmerzen und Lockerungsgrad noch angezeigt. Die kritische Evaluation der Erhaltungswürdigkeit eines Zahnes muss dennoch erfolgen.

Neben dem steigenden ästhetischen Anspruch der Patienten steigt aufgrund des demografischen Wandels auch der Anteil an älteren Patienten in der Praxis. Wegen besserer Prävention und Prophylaxemaßnahmen haben jungen Senioren (65- bis 74-Jährige) heute durchschnittlich fünf eigene Zähne mehr als noch 1997. Dadurch gewinnt die Endodontie und der langfristige Zahnerhalt zunehmend an Bedeutung (Jordan and Micheelis, 2016).

Abschließen möchte ich die Einleitung mit einem Leitsatz von Prof. S Kim (University of Pennsylvania, USA) - „You can only treat what you can see! “

Dieser Leitspruch ist grundlegend für den Behandlungserfolg einer jeden Wurzelkanalbehandlung. Ohne einen ausreichenden Zugang und mangelnder Vergrößerung ist es nicht möglich, den Wurzelkanal vorhersehbar zu behandeln. Für besonders anspruchsvolle Fälle, in denen die alleinige Hilfe des Mikroskops nicht ausreicht, sind weitere Hilfsmittel wie voll navigierte Systeme eine wertvolle Ergänzung. So ist es uns dank neuester technischer Entwicklungen möglich, auch ohne direkte Sicht durch die Aufnahme von 3D Bildern genau über die Anatomie eines jeden Zahnes vor der Behandlung im Klaren zu sein und die Behandlung in anspruchsvollen Fällen vollnavigiert durchzuführen.

### **3.2 Anatomische Grundlagen der Endodontie**

Die Endodontie ist ein Teilbereich der Zahnmedizin, der sich mit der Anatomie, Histologie und Physiologie des Endodonts und der Ätiologie, Epidemiologie, Pathologie, Prävention, Diagnose und Behandlung von Erkrankungen des Endodonts beschäftigt. Das Endodont oder auch Pulpa-Dentin-Einheit ist eine strukturell-funktionelle Einheit und setzt sich aus der Pulpa, die aus vaskularisierten und innervierten Bindegewebe

besteht, und dem Dentin zusammen, welches die Pulpa umgibt. Die Pulpa steht über das Foramen apicale, laterale Kanäle und Pulpaperiodontalkanäle mit dem Parodontium in Verbindung (Hülsmann, 2008, Hellwig et al., 2009, Galler et al., 2021). Sie besteht aus Odontoblasten, Fibroblasten, Ersatzzellen und Abwehrzellen, die in eine gelartige Grundsubstanz eingebettet sind. Die Versorgung erfolgt über Blutgefäße und die Sensorik übernehmen Nervenfasern, die ebenfalls in der Grundsubstanz eingebettet sind. Man unterscheidet zwischen A-Fasern, die für die Dentinempfindlichkeit, ausgelöst durch Flüssigkeitsbewegungen in den Dentintubuli, verantwortlich sind und den C-Fasern, die bei thermischen, mechanischen und chemischen Reizen aktiviert werden (Hellwig et al., 2009). Das Parodontium des Zahnes ist in seiner Gesamtheit ektomesenchymaler Herkunft und besteht aus Gingiva, Alveolarknochen, Desmodont und Wurzelzement (Schroeder, 2000). Das Parodontium steht mit dem Endodont in enger Beziehung. Dies ist auf die gemeinsame Entstehung aus dem Ektomesenchym der Neuralleiste zurückzuführen. Die enge Beziehung dient der Versorgung der Pulpa über den Hauptkanal und eventuell vorhandene laterale Kanäle. Es kann über diese Verbindung auch zu Infektionen der Pulpa kommen (Klimm, 2010, Solomon et al., 1995). Das apikale Parodontium umgibt die Wurzelspitze und besteht wie das Parodontium aus Wurzelzement, Alveolarknochen und Desmodont, nur die Gingiva ist kein Bestandteil des apikalen Parodontiums. Das desmodontale Gewebe bildet den 0,1-0,2 mm breiten Parodontalspalt. Es hat eine hohe Regenerationsfähigkeit und reagiert bei Erkrankungen der Pulpa frühzeitig mit einer Entzündungsreaktion als Antwort auf die in der Pulpa freigesetzten denaturierten Proteinen und Bakterientoxine (Hellwig et al., 2009).

### **3.3 Epidemiologie und Ätiologie pulpaler Erkrankungen**

Die epidemiologische Datenlage in der Endodontie zu Prävalenzen und Inzidenzen pulpaler Erkrankungen ist sehr begrenzt und aufgrund unterschiedlicher Untersuchungsmethoden, verschiedener Bewertungskriterien und verschiedener Gesundheitssysteme sehr heterogen. Trotz eines Kariesrückganges in westlichen Ländern über die Jahre kam es nicht zu einer Abnahme der apikalen Parodontitis oder zu einem Rückgang in der Anzahl der durchgeführten Wurzelkanalbehandlungen (Hülsmann, 2008). In neueren Studien, die auch 3D Röntgenaufnahmen verwenden, um apikale Parodontitiden zu erkennen, hat sich die Anzahl der Zähne mit apikalen

Entzündungen trotz besserer Gesundheitsversorgung und Weiterentwicklungen in der endodontischen Behandlung im Vergleich zu früher kaum verändert (Persoon and Özok, 2017).

Als Ursache für die Entstehung pulpaler Erkrankungen kommen verschiedene Ursachen infrage. Solange die Pulpa-Dentin-Einheit durch intakten Schmelz und Wurzelzement geschützt ist, kann es nicht durch chemische, physikalische oder mikrobielle Noxen gereizt werden. Kommt es aber zu Beeinträchtigungen dieses Komplexes, kann dies zu einer Entzündung des Pulpagewebes führen. Ursachen hierfür können grob in infektiös-toxischer, traumatischer, iatrogener oder idiopathisch verursachter Natur unterschieden werden. Die mit Abstand häufigste Ursache, die eine Pulpitis verursacht, ist ein infektiös-toxischer Angriff des Zahnes (Karies). Weitere mikrobielle Ursachen sind Sekundärkaries, Paro-Endo Läsionen, Zahnanomalien und selten chronische Traumata bei Abrasion, Erosion und keilförmigen Defekten. Außerdem können mechanisch entstandene Frakturen und Risse in Zähnen mikrobiell besiedelt werden. Zu den traumatischen Ursachen zählt man Luxation und Avulsionverletzungen sowie Wurzel- und Kronenfrakturen. Iatrogenen Ursachen können Präparationstraumata seien, die durch auch trotz Wasserkühlung zu einem Temperaturanstieg in der Pulpa führen und so die Entstehung einer Pulpitis verursachen können. Des Weiteren kann die Konditionierung mit Phosphorsäure, die Verwendung von Dentinadhäsiven, die Kavitätentrocknung und Füllungsmaterialien Auslöser einer Pulpitis sein (Klimm, 2010, Hellwig et al., 2009).

### **3.4 Erkrankungen des Endodonts und des apikalen Parodonts**

Die Einteilung pulpaler Erkrankungen kann grob in reversible Pulpitis, irreversible Pulpitis, Pulpanekrose und apikale Parodontitis erfolgen. Auslöser dieser Entzündungsreaktion können die o.g. Ursachen sein, die durch das Vorhandensein von Mikroorganismen im Wurzelkanal charakterisiert ist (Haapasalo et al., 2008). Man unterscheidet sie weiter nach klinischer Symptomatik in reversible und irreversible Pulpitis. Die reversible Pulpitis ist durch Hypersensibilität gekennzeichnet, die durch eine immer noch vitale Pulpa mit Vorhandensein einer Entzündung ausgelöst wird. In diesem Stadium kann sich die Pulpa noch vollständig regenerieren, wenn die Noxe entfernt

wird. Bei der irreversiblen Pulpitis kommt es zu provozierten und spontanen Schmerz, der durch die starke Entzündung aber immer noch vitale Pulpa ausgelöst wird. In diesem Stadium ist es der Pulpa auch nach Entfernung des externen Stimulus, der die Entzündung hervorgerufen hat, nicht mehr möglich, sich zu regenerieren (López-Marcos, 2004). Bei anhaltender Reizung des Gewebes kann sich aus einer Pulpitis eine Pulpanekrose entwickeln, die eine Entzündung des periapikalen Gewebes nach sich ziehen kann.

Die Pulpanekrose ist das Endstadium der Pulpitis und zeichnet sich durch eine irreversible Zerstörung der Pulpa mit Zelluntergang aus, der durch Mikroorganismen verursacht ist (Mittermayer, 1993). Durch die Bakterien kommt es zur Verflüssigung des Gewebes durch Autolyse, einer sogenannten Kolliquationsnekrose. Im Gegensatz dazu kommt es durch eine traumatische Unterbrechung der Blutversorgung bei einem Zahntrauma zu einer Koagulationsnekrose. Pulpanekrosen sind in der Regel aufgrund der zerstörten Nervenfasern schmerzlos und können sowohl lokal ausgeprägt sein als auch die gesamte Pulpa betreffen (Hellwig et al., 2009).

Der Übergang der Entzündung nach einer Pulpanekrose auf das Parodontium wird als apikale Parodontitis bezeichnet. Diese stellt eine hohe Belastung für die periapikalen Gewebe dar, weil sie nicht in der Lage sind, eine ausreichende Immunreaktion gegen die fortschreitende Entzündung zu erzeugen. Dadurch entsteht eine Knochenresorption, in der sich die immunologische Reaktion abspielt, um die fortschreitende Infektion zu stoppen (Stashenko et al., 1998). Die Einteilung kann in Anbetracht der histologischen Eigenschaften in akute und chronische Parodontitis apicalis oder nach klinischen Gesichtspunkten in schmerzhafte und nicht schmerzhafte Parodontitiden erfolgen. Häufig besteht keine Übereinstimmungen zwischen histologischen und klinischen Erscheinungsbildern (Hellwig et al., 2009).

Einige Autoren fordern eine neue Einteilung pulpaler Erkrankungen insbesondere der Einteilung der Pulpitis in symptomabhängige Schweregrade wie initial, mild, moderat und schwere Pulpitis, da so mehr Raum für neue Behandlungskonzepte wie der Vitalerhaltung bleibenden Zähnen geschaffen wird (Wolters et al., 2017).

### **3.5 Erschließung und Aufbereitung des Wurzelkanalsystems**

Die Erschließung des Wurzelkanalsystems ist essenzieller Bestandteil einer jeden endodontischen Behandlung. Dabei sollten der Substanzabtrag und die Schwächung des Zahnes auf ein Minimum begrenzt werden (American Association of Endodontists, 2020). Vor der Erschließung der Wurzelkanäle sollten Röntgenbilder anfertigen werden, die auch die periapikalen Strukturen abbilden. Der Zahn sollte frei von Karies sein, insuffiziente Versorgungen sollten entfernt werden und der präendodontische Aufbau sollte bereits erfolgt sein, um das Anlegen des Kofferdams zu ermöglichen. Durch den Einsatz des Kofferdams ist ein aseptisches Arbeiten möglich. Der erste Schritt, um an die Wurzelkanäle zu gelangen, ist die Trepanation des Zahnes. Dazu wird Schmelz und Dentin mit einem Bohrer hohtourig abgetragen, bis das Pulpenlumen erreicht wird. Nach Abtrag des gesamten Pulpendaches und Entfernung der Kronenpulpa müssen die Kanäleingänge dargestellt werden. Dafür eignen sich die durch Krasner und Rankow beschriebenen Gesetze der Pulpenkammer. Diese besagen unter anderem, dass die Kanäleingänge immer zentral im Zahn auf Höhe der Schmelz-Dentin Grenze lokalisiert sind (Krasner and Rankow, 2004). Je nach Zahn muss mit einem oder mehreren Kanälen gerechnet werden. Nach der Lokalisation der Kanäleingänge folgt das Anlegen einer sekundären Zugangskavität, dazu gehört ein geradliniger Zugang zu den Wurzelkanäleingängen, eine Erweiterung des koronalen Drittels der Kanäle. Nach initialem Sondieren der Kanäle mit endodontischen Feilen wird die Länge des Wurzelkanals bestimmt. Die dazu verwendete Endometrie, auch als elektronische Längenbestimmung bezeichnet, basiert auf einer Impedanzgradientenmessung, welches aufgrund von Widerstandsänderungen zwischen Wurzelkanal und parodontalem Ligament die apikale Konstriktion lokalisieren kann. Die damit bestimmte Länge wird radiologisch verifiziert und kann als Referenzmaß bei der Aufbereitung und Reinigung des Kanals verwendet werden. Eine rein radiologische Längenbestimmung birgt das Risiko der Überinstrumentierung, da radiologischer Apex und die apikale Konstriktion aufgrund der radiologischen Projektion noch weiter voneinander entfernt liegen können. Die digital-taktile Bestimmung der Länge des Wurzelkanals, also das Abschätzen der Wurzelkanallänge anhand von Erfahrungswerten ohne anderweitige Kontrolle ist obsolet (DGZMK, 2004).

Ziel der Aufbereitung ist eine vollständige Entfernung von infiziertem Gewebe und Bakterien (Wolters et al., 2017) sowie die Kanalausformung, um die Desinfektion und das Einbringen der Wurzelfüllung zu ermöglichen. Die verwendeten Feilen bestehen entweder aus Edelstahl oder Nickel Titan Legierungen, diese haben den Vorteil, dass sie dank ihrer Materialeigenschaften deutlich flexibler und weniger bruchanfällig sind. Die alleinige Verwendung von Feilen reicht nicht aus, um den gesamten Wurzelkanal von Bakterien und infiziertem Gewebe zu befreien. Daher werden zusätzlich verschiedene Spüllösungen während der Aufbereitung in den Kanal eingebracht, die in der Lage sind, verbliebenes Gewebe aufzulösen, antibakteriell und antifugal zu wirken. Außerdem sind Spüllösungen in der Lage Kalzifikationen und die durch die Aufbereitung entstandene Schmierschicht zu beseitigen. Die Kombination wird als chemomechanische Aufbereitung bezeichnet und hat den Vorteil, dass auch kleine Seitenkanäle und nicht instrumentierte Bereiche des Wurzelkanalsystems gereinigt werden. Die am häufigsten verwendete und am besten untersuchte Spüllösung ist Natriumhypochlorid. Es ist in der Lage, Debris herauszuspülen, Gewebe aufzulösen und wirkt gegen Bakterien und Endotoxine (Estrela et al., 2002).

Nach erfolgter Aufbereitung und Desinfektion kann entweder eine medikamentöse Einlage in den Kanal eingebracht werden, die antibakteriell wirkt und bis zur Symptomlosigkeit des Zahnes im Kanal verbleibt oder gleich eine definitive Wurzelfüllung eingebracht werden. Dafür muss sich der Kanal trocknen lassen und das Gewebe muss entfernt sein. Es stehen verschiedene Materialien und Fülltechniken zur Verfügung, diese sollten aber alle grundlegende Eigenschaften erfüllen. Dafür müssen die Wurzelfüllmaterialien einen dauerhaften bakterien- und speicheldichten Verschluss des gesamten Wurzelkanalsystems ermöglichen, der eine erneute Kontamination des Kanalsystems verhindert. Dazu gehört sowohl ein definierter apikaler Stopp sowie eine dichte koronale Versorgung als auch das Abfüllen von Unregelmäßigkeiten der Kanäle. Zu den biologischen Anforderungen der eingebrachten Materialien zählen Biokompatibilität, Radioopazität, Entfernbarekeit, Dimensionsstabilität und bakteriostatisches Verhalten (European Society of Endodontology, 2006).

### **3.6 Anatomische Schwierigkeiten bei der Wurzelkanalbehandlung**

### 3.6.1 Obliterierte Wurzelkanäle

Die Obliteration von Zähnen bezeichnet die Verkleinerung des Lumens der Kronen- und Wurzelpulpa durch die Ablagerung von Tertiärdentin. Die Ursache von Obliterationen ist nicht abschließend geklärt. Ursachen für Obliterationen des Pulpenlumens können Traumata, kieferorthopädische Behandlungen, Karies, Abrasion, Abfraktion, okklusale Störkontakte und das individuelle Alter des Patienten sein (de Toubes et al., 2017, Oginni et al., 2009). Obliterationen können in der radiologischen Untersuchung nach einem Zahntrauma auftreten. Da diese Zähne häufig keine Schmerzsymptomatik aufweisen, kann es sich um einen Zufallsbefund handeln. Einige Autoren empfehlen die präventive endodontische Behandlung von jedem Zahn, der eine Obliteration aufweist, um spätere Komplikationen und eine erschwerte Wurzelkanalbehandlung zu vermeiden (Patterson and Mitchell, 1965, de Cleen, 2002). Die meisten Autoren sprechen sich allerdings für eine abwartende und beobachtende Haltung aus, da es in bis zu 75% der Fälle nicht zu einer Nekrose der Pulpa kommt (McCabe and Dummer, 2012, Buchgreitz et al., 2019b). So hat Oginni et al. in seiner Studie 276 Zähne mit Pulpaobliteration untersucht und festgestellt, dass es in 27.2% der Fälle zur Entwicklung einer Pulpanekrose gekommen war (Oginni et al., 2009). In älteren Studien entwickelten 7% - 13% der untersuchten Zähne eine Pulpanekrose (Andreasen, 1970, Jacobsen and Kerekes, 1977). Wenn es zu einer Nekrose der Pulpa kommt, ist die Wurzelkanalbehandlung von obliterierten Zähnen aufgrund der geringen Ausdehnung der Kronen- und Wurzelpulpa erschwert und zeitaufwendig. Es kann aufgrund der schlechten intrakoronalen Orientierung zu einem erhöhten Substanzabtrag kommen. Durch diesen und eventuelle falsche Ausrichtung des Bohrers besteht eine erhöhte Perforationsgefahr sowie das Risiko, Instrumente während der Behandlung abzubrechen (Buchgreitz et al., 2019b, McCabe and Dummer, 2012).



Abbildung 1. Ausschnitt aus einer sagittalen DVT Aufnahme eines rechten Oberkiefer Eckzahnes. Es ist zu erkennen, dass das Pulpenlumen fast vollständig durch Tertiärdentinablagerung ausgefüllt ist. Der Wurzelkanal beginnt erst im unteren Wurzel Drittel. Dies stellt eine große Herausforderung für eine konventionelle Wurzelkanalbehandlung dar. Dieser Zahn wurde digitalisiert und in der vorliegenden Studie als 3D gedrucktes Analogon verwendet.

### 3.6.2 Zweiter mesio-bukkaler Kanal in Oberkiefer Molaren

Jeder Zahn kann anatomische Besonderheiten aufweisen, über deren Anwesenheit sich jeder Behandler vor einer endodontischen Behandlung bewusst sein muss. Die interne Kanal Anatomie sollte sich vor Augen geführt und mit periapikalen Röntgenbildern vor der Behandlung beurteilt werden. Einige Hilfsmittel stehen dem Zahnarzt zur Verfügung, um alle Wurzelkanäle eines Zahnes zu finden. Vorallem die anatomischen Gesetzmäßigkeiten der Pulpa helfen bei der Kanalsuche. So sind die Kanaleingänge immer zentral im Zahn auf Höhe der Schmelz-Dentin Grenze gelegen. Auch ist der Pulpenboden im Vergleich zu den Wänden immer dunkler und die Kanaleingänge am Übergang vom Pulpaboden zu den Wänden gelegen (Krasner and Rankow, 2004). Außerdem wird die Anwendung von Vergrößerungshilfen (Lupenbrille oder Operationsmikroskop), minimal-invasive Bearbeitung des Dentins (z.B. Verwendung von Ultraschallspitzen) oder dem sogenannten „Champagner Bläschen Test“ mit Natriumhypochlorid empfohlen. Bei diesem Test wird Natriumhypochlorid in die Pulpenkammer eingebracht. Anschließend wird unter dem Mikroskop beobachtet, ob

kleine Blasen aufsteigen. Diese Blasen deuten auf einen weiteren Kanal hin, da Natriumhypochlorid bei Kontakt mit organischem Gewebe reagiert und Blasen entstehen die aufsteigen. Wenn ein Kanal nicht gefunden wird, kann dies die Ursache für einen Misserfolg der Behandlung darstellen (Vertucci, 2005). Der erste Oberkiefer Molar ist der am häufigsten endodontische behandelte Zahn und dennoch misslingt die Behandlung oft, da der zweite mesiobukkale (mb2) Kanal nicht gefunden und behandelt wird (Shah et al., 2014). In einer Studie von Costa et al. wurde der Zusammenhang zwischen unbehandelten Wurzelkanälen und bestehenden apikalen Entzündungen untersucht. Auf DVT Aufnahmen war der zweite mesio bukkale Kanal, der Kanal der am häufigsten nicht behandelt wurde (n = 106/114, 93%) (Costa et al., 2019). Schon 1925 wurde der zweite mesiobukkale Kanal wissenschaftlich beschrieben (Hess and Zürcher, 1925). Mittlerweile gibt es zahlreiche Studien, die sich mit der Prävalenz des mb2 befassen. Die Prävalenz unterscheidet sich je nach verwendeter Untersuchungsmethode. So wurde im Wurzelschnittverfahren bei 95,2%, in Micro-Computertomografie (CT) Daten bei 80%, in 52,2% der Daten mit digitaler Volumetomografie (DVT) und während der Behandlung ohne Mikroskop 69% und mit zusätzlichem Einsatz eines Mikroskops bei 80% der Fälle ein zweiter mesiobukkaler Kanal nachgewiesen (Kulild and Peters, 1990, Somma et al., 2009, Zheng et al., 2010, Görduysus et al., 2001). Wie die oben genannten Studien zeigen, unterscheiden sich die Prävalenzen stark je nach verwendeter Methode, die Häufigkeit liegt zwischen 9% und 90%. Die Chance, dass ein zweiter mesio-bukkaler Kanal unbehandelt bleibt, ist mit 41,3% und 46,5% angegeben und damit die höchste von allen Zähnen (Karabucak et al., 2016). Trotz verbesserter Behandlungsmöglichkeiten wie der Verwendung von Operationsmikroskopen und das Anfertigen von DVT Aufnahmen, um einen zusätzlichen mesio-bukkalen Kanal zu lokalisieren, gelingt es nicht in jedem Fall den Kanal zu lokalisieren und zu behandeln. In solchen Fällen bleibt entweder die Möglichkeit der

Extraktion, weil die Wurzelkanalbehandlung nicht erfolgreich war oder der Versuch, den mb2 mithilfe eines Navigationssystems zu lokalisieren.

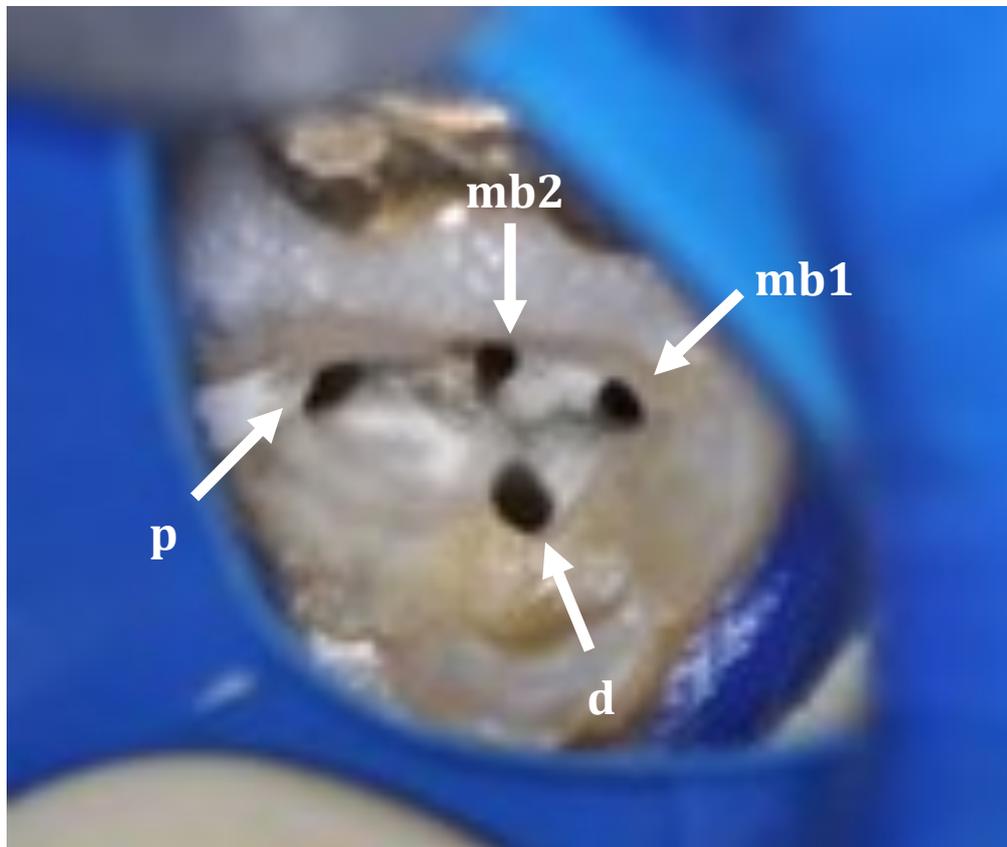


Abbildung 2. Bild eines Oberkiefermolarens unter dem Operationsmikroskop. Man erkennt über den Spiegel die dargestellten Kanäle. Auch der zweite mesio-bukkale Kanal wurde hier gefunden und dargestellt. Mit freundlicher Genehmigung von Herrn Dr. Marcel Reymus, Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München.

### 3.6.3 Zwei Kanäle in Unterkieferfrontzähnen

Eine anatomische Besonderheit, die unter anderem Unterkieferfrontzähne aufweisen können, ist ein zusätzlich lingual gelegener Kanal. Es ist bei Unterkieferfrontzähnen bekannt, dass sie mit einer Wahrscheinlichkeit von 3-32% einen solchen Kanal aufweisen (Leoni et al., 2014, Sert and Bayirli, 2004). Dass der Eckzahn zwei Kanäle aufweisen kann, gerät wegen seiner geringen Prävalenz von 2-6% oft in Vergessenheit, sodass dieser Kanal bei der Behandlung leicht übersehen werden kann (Vertucci, 2005, Calışkan et al., 1995). Die Wahrscheinlichkeit, dass ein Eckzahn zwei Wurzeln hat, ist mit 1,7% noch geringer (Pécora et al., 1993). Da bei der Trepanation eines Unterkiefer Eckzahnes häufig zu einem taktilen Feedback kommt, wenn man in das Pulpenlumen fällt, ist dies Anlass

für viele Zahnärzte, sofort mit der Aufbereitung dieses Kanales fortzufahren und nicht nach weiteren Kanälen zu suchen. Bei Unterkieferfront und -eckzähnen, bei denen der Verdacht auf einen zweiten Kanal besteht, sollten vor der Behandlung radiologisch genau untersucht werden. Dazu werden exzentrische Röntgenaufnahmen angefertigt, um die Überlagerung des bukkal und lingual liegenden Kanal zu verhindern oder ein DVT angefertigt, um den Kanalverlauf möglichst dreidimensional darzustellen (Malik et al., 2018). Unterkiefer Front- und Eckzähne gehören, wenn sie einen zweiten Kanal aufweisen, zu den Zähnen, bei denen eine endodontische Behandlung sehr schwierig ist. Die American Association of Endodontists ordnet solche Zähne in das höchste Schwierigkeitslevel ein und empfiehlt die Behandlung nur als erfahrener Zahnarzt oder als Endodontologe durchzuführen (American Association of Endodontists, 2006). Die Einteilung der Unterkieferfrontzähne mit zwei Kanälen erfolgt je nach ihrer Konfiguration der Kanäle in 2-1: Typ II, 1-2-1: Typ III und 2 Kanäle: Typ IV nach Vertucci (Vertucci, 2005). Bei der Trepanation von Unterkieferfrontzähnen wird von Zahnärzten häufig die Erhaltung der Inzisalkante angestrebt und daher ein eingeschränkter Zugang gewählt, welcher Sicht auf die linguale Anatomie oft einschränkt. In einer Untersuchung von Mauger et al. wurde bei 279 Unterkiefer Frontzähnen ein geradliniger Zugang zum Wurzelkanal geplant und untersucht, wo der ideale Eintrittspunkt des Bohrers lokalisiert ist. Bei 72,4% der Zähne ging der Zugang direkt durch die Inzisalkante bei den anderen 27,6% wäre die geplante Zugangskavität durch die vestibuläre Fläche der untersuchten Zähne gegangen (Mauger et al., 1999). Man sieht, dass der ideale Zugang meist durch die Inzisalkante verläuft und das durch eine linguale Zugangskavität kein geradliniger Bohrerlauf möglich ist. Dadurch ist das Risiko von iatrogenen Komplikationen erhöht. Die Trepanation durch die Inzisalkante oder auf der vestibulären Seite ist dank höchstesthetischer Kompositrestaurationen keine Kontraindikation mehr und sollte, um das vorhersehbare Erschließen des Wurzelkanales sicherzustellen wenn nötig durch die Inzisalkante erfolgen (Cantatore et al., 2006). Wenn keine adäquate Zugangskavität angelegt wird, steigt das Risiko, Kanäle nicht zu finden, welche unbehandelt bleiben und

das Risiko von einer postoperativ entstehenden apikalen Parodontitis erhöhen (Baruwa et al., 2020).

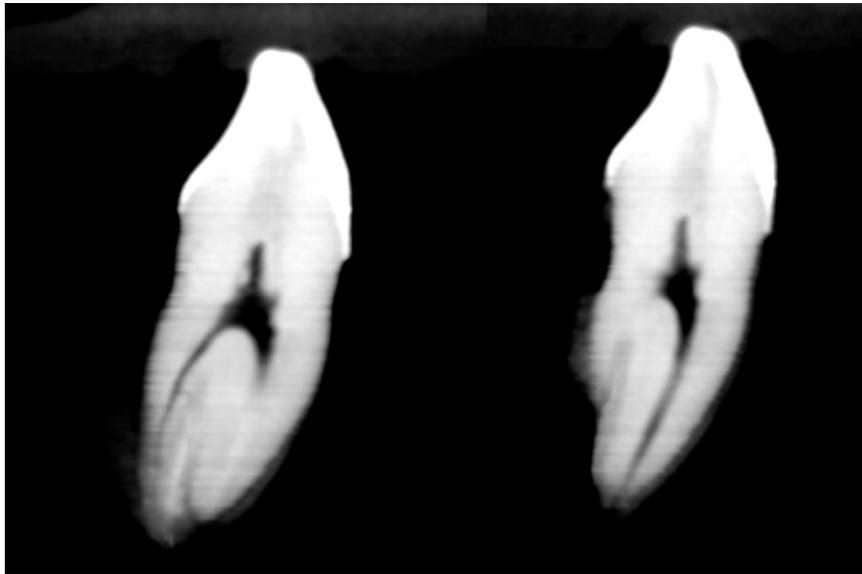


Abbildung 3. Ausschnitt aus einer sagittalen DVT Aufnahme eines rechten Unterkiefer Eckzahnes. Es ist zu erkennen, dass dieser Zahn 43 eine zweite linguale Wurzel besitzt und dementsprechend zwei Wurzelkanäle aufweist. Auf dem linken Bild ist der linguale Wurzelkanal gut zu erkennen und auf dem rechten Bild die vestibuläre Wurzel. Die Wahrscheinlichkeit dieser anatomischen Besonderheit wird mit unter 2% angegeben. Der weit lingual beginnende Wurzelkanal stellt Behandler oft vor Herausforderungen, da er selten gesucht und gefunden wird.

#### **3.6.4 Pulpenstein**

Unter Pulpensteinen versteht man eine regressive Veränderung der Pulpa, die aus einer kalzifizierte Masse besteht. Sie kommt häufig im Pulpenlumen und seltener in der Wurzelpulpa von gesunden oder infizierten Zähnen vor. Die Ätiologie von Pulpasteinen ist weitgehend ungeklärt und sie sind entweder mit dem Dentin verwachsen oder liegen frei im Pulpenlumen (Goga et al., 2008, Nanjannawar et al., 2012). Es werden aber einige Faktoren diskutiert, die mit der Entstehung von Pulpasteinen assoziiert werden. Dazu zählt Parodontitis, eine Verbindung zu Pulpairritationen wie Traumata, Abrasionen, Kieferorthopädie, Karies und der Polymerisationsschrumpfung von Kompositen (Bernick and Nedelman, 1975, Baghdady et al., 1988, Udoe and Sede, 2011, Bevelander and Johnson, 1956, Goga et al., 2008). Die Prävalenz von Pulpasteinen steigt außerdem mit zunehmendem Lebensalter und sie treten häufiger in Molaren als in Prämolaren und Frontzähnen auf (Gulsahi et al., 2009). Für die Wurzelkanalbehandlung stellen diese Zähne ein große Hürde dar, weil sie die Zugangskavität und die Kanäleigänge versperren sowie das Risiko von zu hohem Substanzverlust, Perforationen und Orientierungsverlust

während der Behandlung erhöhen (Udoe and Sede, 2011, Tang et al., 2011, Estrela et al., 2018). Die Häufigkeit von Pulpensteinen in Molaren wird in einer Studie von Ivanauskaitė et al. bei 2384 radiologisch untersuchten Molaren mit 34,9% angegeben. Mehr als die Hälfte der Probanden zeigten Pulpensteine, wobei es keinen signifikanten Unterschied in der Häufigkeit von Pulpensteinen zwischen den Geschlechtern gab. Älterer Patienten hatten im Vergleich zu jüngeren häufiger Pulpensteine (Ivanauskaitė et al., 2021). Das Fallbeurteilungsinstrument der American association of endodontists stuft Zähne mit Pulpensteinen automatisch in die Gruppe der moderaten Schwierigkeit ein. Solche Zähne sollten nur erfahrene Zahnärzte behandeln (American Association of Endodontists, 2006).

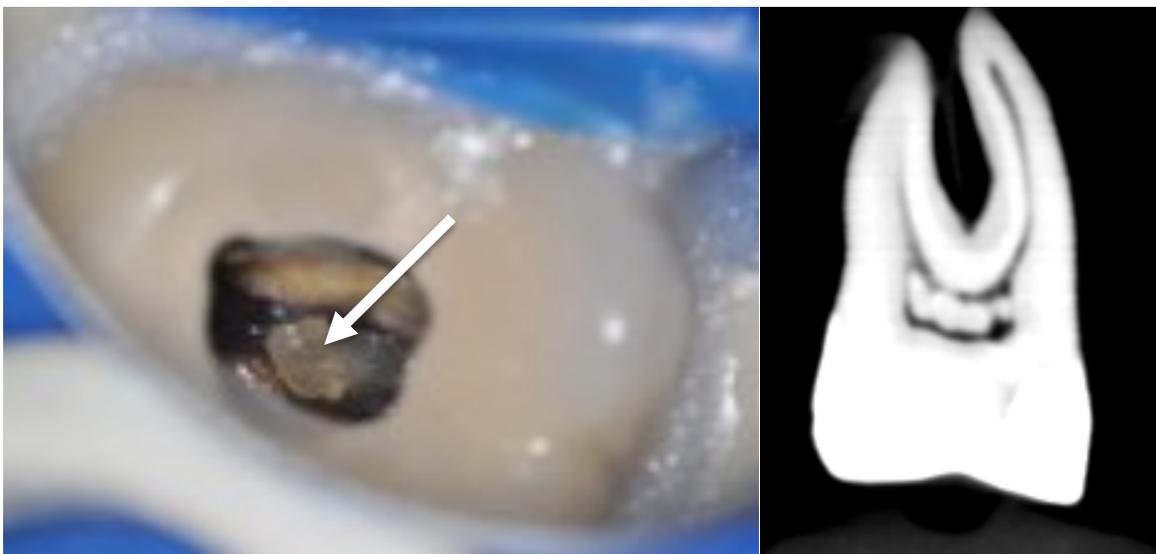


Abbildung 4. Das linke Bild zeigt Pulpensteine (mit weißem Pfeil markiert) in einem Molaren unter dem Operationsmikroskop. Rechts ist ein DVT Ausschnitt von dem in der Studie verwendeten Zahn 36 mit Pulpensteinen. Mit freundlicher Genehmigung von Herrn Dr. Marcel Reymus, Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München.

### 3.7 Erfolgsraten von Wurzelkanalbehandlung

Die Erfolgsaussichten einer jeden medizinischen Behandlung sind für den Patienten ein wichtiges Entscheidungskriterium, ob er die Behandlung durchführen lässt. Insbesondere bei Wurzelkanalbehandlungen ist die Erfolgsrate offen mit dem Patienten zu kommunizieren, da es sich bei dieser Behandlung um einen Erhaltungsversuch des Zahnes handelt und der Erfolg in keinem Fall garantiert werden kann. Zudem kommen auch für den Erhaltungsversuch Kosten auf den Patienten zu.

Wenn man die Erfolgsraten von Wurzelkanalbehandlungen betrachtet, sollten zunächst die Kriterien definiert werden, wann von einer erfolgreichen Wurzelkanalbehandlung gesprochen werden kann. Hier findet sich ein grundlegendes Problem bei der Betrachtung alter und neuer Studien. So wie sich die Behandlungsmöglichkeiten über die Jahre verbessert haben, wurden auch die Bewertungskriterien angepasst. Früher wurde klinisch überprüft, ob der Zahn schmerzfrei war und keine Schwellung, Fistel, Funktionsverlust oder Gewebedestruktion vorlag (Bender et al., 1966). Radiologisch wurde die Ausheilung oder Arretierung der apikalen Aufhellung begutachtet. Mit Verbesserung der radiologischen Diagnostik in der Zahnmedizin und Einführung des DVT kamen zu den klinischen weitere radiologische Beurteilungskriterien hinzu. Der „periapical Index“ (PAI) dient zur Beurteilung der Ausdehnung der apikalen Paradontitis und wird häufig zur Beurteilung des Heilungsverlaufes und damit als Erfolgskriterium der Wurzelkanalbehandlung herangezogen (Orstavik et al., 1986). Die Betrachtung des PAI als Erfolgskriterium ist kritisch zu hinterfragen, da sich die Dicke des kortikalen Knochens an den verschiedenen Zahnpositionen unterscheidet und so die radiologische Befundung bei 2D Aufnahmen verfälschen kann (Wu et al., 2009). Ein weiteres Problem bei der Betrachtung von Zahnfilmen ist, dass diese oft keine Anzeichen einer verbleibenden apikalen Paradontitis zeigen. Wenn derselbe Zahn in einer dreidimensionalen Bildgebung betrachtet wird, fallen häufig verbleibende oder fortschreitende apikale Entzündungen auf. Oft können nur weniger als 60% der durchgeführten Wurzelkanalbehandlungen im Recall nachbeobachtet werden (Marquis et al., 2006, Benenati and Khajotia, 2002, Hoskinson et al., 2002). Dies führt zu einer weiteren Verzerrung der Erfolgsraten von Wurzelkanalbehandlungen. Aufgrund der zunehmenden Anzahl an 3D Aufnahmen in der Endodontie wurde der CBTC-PAI eingeführt. Dieser ermöglicht eine Einteilung der apikalen Läsionen anhand ihrer tatsächlichen dreidimensionalen Ausdehnung und kann zur Erfolgsbeurteilung der Wurzelkanalbehandlung genutzt werden (Estrela et al., 2008).

Schon 1970 und untersucht eine Studie die Erfolgsrate von 1139 Wurzelkanalbehandlungen nach einem Beobachtungszeitraum von zwei Jahren (Harty et al., 1970). Die damals beobachtete Erfolgsrate lag bei 90% nach zwei Jahren. Es wurden die von Bender et al., 1966 beschriebenen Erfolgskriterien verwendet. Wenn man

die in der Studie verwendete Methodik mit dem aktuellen Stand der Forschung vergleicht, ist dieses Ergebnis beachtlich. Die Länge der Wurzelkanäle wurde damals nach der Trepanation radiologisch bestimmt und nach der händischen Aufbereitung wurden die Kanäle mit destilliertem Wasser gespült. Es folgte eine medikamentöse Einlage mit einer antibiotischen Paste, die bis der Kanal trocken und symptomlos war, im Kanal verblieb. Die abschließende Wurzelkanalfüllung erfolgte mit einem Zinkoxidsealer und Guttapercha oder Silberstiften und in Ausnahmefällen mit Amalgam. Die 23 Jahre später am selben Institut durchgeführte Studie erreichte bei einem auf fünf Jahre vergrößerten Recall Abstand eine Erfolgsrate von 84,3% (Smith et al., 1993). Es wurde sowohl die Aufbereitung als auch Wurzelkanalfüllung im Vergleich zur vorherigen Studie angepasst und die Recall Rate lag bei 54,1%. Ein weiterer wichtiger Faktor der sich auf die Erfolgswahrscheinlichkeit einer Wurzelkanalbehandlung auswirkt ist das Vorliegen einer apikalen Parodontitis zum Zeitpunkt der Wurzelkanalbehandlung. So konnte in der Toronto Studie gezeigt werden, dass bei einem Recall nach 4-6 Jahren die Erfolgsrate von Zähne die zum Zeitpunkt der Behandlung keine apikale Aufhellung zeigten mit 92% statistisch höher war wie die von Zähnen mit apikaler Aufhellung. Bei diesen Zähnen lag die Erfolgsrate bei 74% (Friedman et al., 2003). Eine weitere Untersuchung, die 642 Zähne über einen Zeitraum von fünf Jahren nachverfolgt hat, lag die Erfolgsrate nach einem Jahr bei 96,8%, nach drei Jahren bei 91,8% und nach fünf Jahren bei 83,7% (Lee et al., 2022). In einer Übersichtsarbeit aus dem Jahr 2017 wurden die Erfolgsraten von Einzelzahnversorgungen verglichen (Chércoles-Ruiz et al., 2017). Die Erfolgswahrscheinlichkeit von Wurzelkanalbehandlungen (14 Studien) betrug 42,1% bis 85,66% bei einem Nachbeobachtungszeitraum von vier bis sechs Jahren. Es zeigt sich trotz stetiger Verbesserung von Wurzelkanalbehandlungen, dass es in den letzten Jahrzehnten zu keiner nennenswerten Steigerung der Erfolgsraten gekommen ist.

### **3.8 Navigierte Operationssysteme**

#### **3.8.1 Geschichte der navigierten Medizin**

Die navigierte Chirurgie ist eine Entwicklung der letzten zwei Jahrzehnten in der Medizin, deren Bestrebung es ist sicherer, und minimalinvasiver Operationen durchzuführen und wird hauptsächlich in der Neurochirurgie und Orthopädie eingesetzt (Mezger et al.,

2013, Somogyi-Ganss et al., 2015). Vorangetrieben wurde die Entwicklung vor allem durch drei Kerngebiete. Erstens durch die Neurochirurgie, welche aufgrund fehlender anatomischer Merkmale und einem sehr sensiblen Operationsgebiet frühzeitig neue Technologien zur Risikominimierung der Operationen anwendeten. Zweitens durch Stereotaxie - ein medizinisches Verfahren, bei dem intrakranielle Strukturen zum Platzieren von Nadeln, Elektroden oder Kathetern genau lokalisiert werden müssen. Dies geschah früher anhand eines Anatomieatlasses und war aufgrund der individuellen Anatomie jedes Patienten nicht universell anwendbar. Hier kam das dritte Kerngebiet, die dreidimensionale Bildgebung ins Spiel. Mit der Entwicklung von CT und Magnetresonanztomografie (MRT) war es möglich, die patientenspezifische intrakranielle Anatomie exakt zu bestimmen und das Wissen in der Neurochirurgie sowie der Stereotaxie zu verwenden (Mezger et al., 2013). Die verwendeten dynamische Navigationssysteme bestehen aus einem Ortungsgerät, dem Instrument und den Daten der 3D Bildgebung (Cho et al., 2012, Sukegawa and Kanno, 2021). Das Ortungsgerät lokalisiert das entsprechende Werkzeug während der Operation und weiß damit die genaue Lokalisation im Operationssitus. Diese Daten können live auf einen Bildschirm übertragen werden, sodass der Operateur die geplante Operationsstelle gezielt auffinden kann (Nasser et al., 2016).

Eine Weiterentwicklung der navigierten Systeme ist die Anwendung von „Augmented Reality“ (AR). Darunter versteht man eine Echtzeitüberlagerung der Planung der Operation in das Blickfeld des Operateurs (Tanzer et al., 2022, Sukegawa and Kanno, 2021). Dazu werden spezielle Brillen verwendet, die einen eingebauten Bildschirm besitzen, gleichzeitig aber noch einen Blick auf das echte Operationsfeld erlauben. Der Operateur sieht so eine Überlagerung der Planung auf dem aktuellen Operationssitus. In der Medizin werden solche System schon angewendet, zum Beispiel bei der Operation von Gliomen, und zeigen sowohl in vitro als auch in vivo hohe Genauigkeiten (Zhou et al., 2022). Bei einer Vergleichsstudie, in der 80 Lungenbiopsien mit AR Navigation und 80 mit konventioneller Navigation entnommen wurden, haben die Autoren festgestellt, dass die AR-Methode schneller war und die postoperativen Beschwerden geringer waren (Faiella et al., 2022).

### **3.8.2 Geschichte der navigierten Zahnmedizin**

Die navigierte Chirurgie etablierte sich ebenfalls schnell in der Zahnmedizin. Der Nutzen umfasst hauptsächlich das gezielte Setzen von Zahnimplantaten, aber auch den Einsatz in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie. Ein Problem insbesondere bei einem implantologischen Eingriff war es, die hohe Strahlenbelastung eines CT für eine überschaubare Operation zu rechtfertigen. Das MRT war aufgrund seiner hohen Kosten, schlechten Verfügbarkeit und nicht sehr hohen Auflösung für das dento-alveoläre Umfeld keine relevante Alternative. Erst mit der Entwicklung der Digitalen Volumentomographie wurde die dreidimensionale Bildgebung in der Zahnmedizin flächendeckend verfügbar (Arai et al., 1999, Mozzo et al., 1998). Die DVT dient zur dreidimensionalen Darstellung der Hartgewebe. Durch Strahlenbündel, die entweder konus- oder pyramidenförmig verlaufen, werden auf dem Röntgensensor einzelne Röntgenbilder erzeugt. Der Computer errechnet mit einer speziellen Software aus mehreren Hundert Einzelaufnahmen, die das DVT pro Patient aufnimmt, ein einzelnes dreidimensionales Röntgenbild (Scarfe and Farman, 2008). Bei dreidimensionalen Aufnahmen mit einem DVT entstehen geringere Strahlenbelastungen für den Patienten im Vergleich zu Aufnahmen mit einem CT (Coppentrath et al., 2008, Nardi et al., 2017). Zusätzlich sind wichtige anatomische Strukturen wie der Canalis mandibulae, Foramen mentale, kortikaler Knochen, Pulpa, Dentin und Schmelz auf einem DVT besser zu erkennen als auf CT Aufnahmen (Saati et al., 2017). DVT Aufnahmen sind außerdem günstiger, schneller auszuwerten und vor allem dürfen Zahnärzte Aufnahmen anfertigen und diagnostizieren.

### **3.8.3 Verwendung in der Mund- Kiefer- und Gesichtschirurgie**

Das sensible Operationsgebiet der MKG verlangt genaues anatomisches Verständnis und präzises Vorgehen. Die im Gesichtsbereich gesetzten Inzisionen sind minimalinvasiv, um später große Narben zu vermeiden, erschweren so allerdings durch eingeschränkte Sichtverhältnisse die Operation. Ob eine Operation mit oder ohne dynamische Navigation durchgeführt wird, hängt unter anderem davon ab, ob der klinischen Mehrwert den Mehraufwand für eine solche Operation rechtfertigt (Ewers et al., 2005). Zu den ersten Verwendungen in der MKG zählten zwei Fälle im Jahr 2002, bei denen

unter Einsatz eines dynamischen Navigationssystems der ankylosierte Kiefergelenksknochen von der Schädelbasis entfernt wurde (Schmelzeisen et al., 2002). In der Traumatologie finden dynamische Systeme Einsatz bei Operationen von Jochbeinfrakturen. Es ist damit möglich, im Vergleich zur konventionellen Reposition genauere Ergebnisse zu erzielen und falls die gegenüberliegende Seite unverletzt ist, diese virtuell zu spiegeln, um so ein symmetrisches Ergebnis bei der dynamischen Operation zu erzielen (Anand and Panwar, 2021, Gong et al., 2017). Bei Verletzungen des naso-orbito-ethmoidalen Komplexes ist unter Einsatz der dynamischen Navigationssysteme mit weniger Risiken, geringeren Komplikationen und mit vorhersagbaren ästhetischen und funktionellen Ergebnissen zu rechnen (Yu et al., 2013, Yang and Liao, 2019). Ein weiterer Anwendungsbereich der dynamischen Navigation ist die Dysgnathiechirurgie. Hier ist im Unterkiefer bei der sagittalen Osteotomie des Ramus mandibulae auf die Lage des N. alveolaris inferior und den N. lingualis zu achten, die mithilfe von geführten Navigationssystemen auch während der Osteotomie visualisiert werden können, sodass eine Verletzung der Nervenstränge reduziert wird (Hallikainen et al., 1992, Sukegawa et al., 2018). Während der Operation besteht außerdem die Möglichkeit, die vorher am Computer geplante Osteotomie so wie die gewünschte Positionierung von Ober- und Unterkiefer auf dem Bildschirm mit dem CT Datensatz zu überlagern und dem Operateur intraoperativ die genaue Positionierung der Segmente anzuzeigen (Sukegawa et al., 2018). Bei Tumorverdacht im Kopf- und Halsbereich kann es bei tiefer Lokalisation, beispielsweise an der Schädelbasis schwierig sein, eine Probenbiopsie zu gewinnen, ohne wichtige Strukturen zu verletzen. Hier eignet sich dank genauer präoperativer Planung, die sowohl den Zugang als auch den Weg des Instruments bis zur gewünschten Stelle umfasst, eine dynamisch navigierte Probengewinnung. Diese haben außerdem den Vorteil, dass im Vergleich zur radiologisch kontrollierten Probengewinnung eine zusätzliche Strahlenbelastung verhindert wird und in bereits voroperierten Gebieten, die keine sicheren anatomischen Bezüge mehr zulassen, sicher angewendet werden können (Anand and Panwar, 2021). Die Entfernung von Fremdkörpern ist ein weiterer Anwendungsbereich von dynamisch geführten Navigationssystemen. Dank präoperativer Planung ist eine sichere Entfernung des Gegenstandes mit einem reduzierten Komplikationsrisiko möglich. Neben Fremdkörpern, die durch Unfälle in den Körper gelangt sind, können auch in den Sinus

luxierte Weisheitszähne oder abgebrochenen Nadelspitzen mit dynamischer Navigation entfernt werden (Campbell and Costello, 2010, Siessegger et al., 2001, Stein, 2015).

#### **3.8.4 Navigierte dentale Implantologie und ihre Genauigkeit**

Die geführte dento-alveoläre Implantologie beschreibt das Setzen von Implantaten unter Zuhilfenahme von statischen oder dynamischen Navigationssystemen. Sie wurde eingeführt, um Implantate unter Berücksichtigung des vorhandenen Knochenangebotes in die optimale prothetische Position zu inserieren (Di Giacomo et al., 2005). Auch mit einem immer größeren Verlangen nach ästhetischen Versorgungen wurde die exakte prothetische Positionierung immer wichtiger (Katsoulis et al., 2009, Van Assche et al., 2012). Die bereits vor der Entwicklung der voll geführten Bohrschablonen eingesetzten 2D Bohrschablonen (prothetische Bohrschablone) konzentrierten sich auf die prothetisch optimale Positionierung der Implantate, ohne genaue Vorstellungen des vorhandenen Knochenangebotes und genaue anatomische Lagebeziehungen zu haben. Dafür wurde ein Orthopantomogramm (OPT) und ein Gipsmodell angefertigt, auf welchem ein Wax-Up der Implantatkrone durchgeführt wurde. Auf dem Modell wurde eine Schablone hergestellt, die die spätere Implantatachse als Verlängerung der Kronenachse überträgt. Das OPT diente der Einschätzung des vorhandenen Knochenangebotes (Ku and Shen, 2000). Bei modernen vollnavigierten Systemen ist es aufgrund der 3D Bildgebung möglich, das Knochenangebot präoperativ genau zu bestimmen und anatomische Strukturen wie den N. alveolaris inferior, das Foramen mentale und den Sinus maxillaris bei der Implantation zu berücksichtigen (Ramasamy et al., 2013).

Mit Bohrschablonen ist es möglich, die geplante Implantatposition mit hoher Genauigkeit und einer geringen Winkelabweichung in die klinische Situation zu übertragen. In verschiedenen Studien lag die Winkelabweichung zwischen  $2,30 \pm 0,92^\circ$  und  $3,68 \pm 2,19^\circ$ , die Abweichung an der Schulter des Implantats betrug  $0,55 \pm 0,11$  mm bis  $1,00 \pm 0,60$  mm und an der apikalen Spitze des Implantats  $0,81 \pm 0,21$  mm bis  $1,30 \pm 0,6$  mm (Farley et al., 2013, Schneider et al., 2018, Younes et al., 2018, Smitkarn et al., 2019).

Dynamische Systeme zum Setzen von Implantaten waren eine Weiterentwicklung der in der in der MKG verwendeten Systeme. Durch die Anwendung erhoffte man sich höhere Genauigkeiten und weniger Komplikationen bei der Platzierung von dentalen Implantaten. In Patientenstudien wurden für dynamische Systeme Winkelabweichungen von  $2,97 \pm 2,09^\circ$  bis  $3,71 \pm 1,32^\circ$ , Abweichungen an der Schulter von  $0,97 \pm 0,44$  mm bis  $1,36 \pm 0,65$  mm und an der apikalen Spitze von  $1,28 \pm 0,46$  mm bis  $1,48 \pm 0,65$  mm ermittelt (Block et al., 2017, Kaewsiri et al., 2019, Wu et al., 2020, Ma et al., 2022).

Mittlerweile ist es auch möglich, Zygoma Implantate mit der Hilfe von navigierten Systemen zu setzen. Sowohl statische als auch dynamische Systeme kommen zum Einsatz und zeigen hohe Genauigkeiten bei dem chirurgisch anspruchsvollen Eingriff (Rigo et al., 2021, Wu et al., 2022).

### **3.8.5 Navigierte Endodontie**

Jeder Zahnarzt in Deutschland darf nach Erlangen seiner Approbation Wurzelkanalbehandlungen durchführen, auch solche mit anatomischen Schwierigkeiten. Dabei gelingt aber nicht jedem Zahnarzt aufgrund mangelnder Erfahrung und fehlenden Wissen über die Besonderheiten und Behandlungsmöglichkeiten die erfolgreiche Behandlung solcher Zähne. Deshalb wurden Hilfsmittel, die zunächst für die dentale Implantologie entwickelt wurden, umfunktioniert, um sie in der Endodontie zu verwenden. Dazu gehören Bohrschablonen und dynamische Navigationssysteme. Die Anwendung dieser Navigationssystemen in der Endodontie umfassen das Auffinden von schwer zu lokalisierenden Kanaleingängen und die Verwendung im Bereich der chirurgischen Endodontie (Wurzelspitzenresektion). Grundvoraussetzung ist neben einem dreidimensionalen Datensatz und der Computerplanung ein entsprechendes System, um die Planung in den Patientenmund zu übertragen. In der Endodontie werden dafür Bohrschablonen und dynamische Navigationssysteme verwendet. Die erste beschriebene Anwendung der navigierten Endodontie war 2015 ein Case Report, bei dem eine statische Bohrschablone genutzt wurde, um einen obliterierten Oberkieferfrontzahn zu trepanieren. Das Vorgehen aus diesem Fall hat sich bis heute wenig geändert, da das Verfahren aus der

Implantologie übernommen wurde und schon sehr ausgereift war. Nur der verwendete Bohrer wurde im Laufe der Zeit im Durchmesser reduziert (Durchmesser damals 1.5 mm, heute bis 0,85 mm) um weniger Zahnhartsubstanz zu verlieren (Krausl et al., 2016, Connert et al., 2018). Bei der Trepanation von obliterierten Kanälen mit einer Bohrschablone war der Substanzabtrag mit 9,8 mm<sup>3</sup> signifikant geringer im Vergleich zur konventionellen Methode, dort wurden 49,9 mm<sup>3</sup> der Zahnhartsubstanz entfernt. Außerdem verkürzte sich die durchschnittliche Behandlungszeit und die Wahrscheinlichkeit, den Kanal zu finden war mit der statischen Navigation höher (Connert et al., 2019). Ein weiterer Einsatzbereich der Navigationssysteme in der Endodontie ist die Wurzelspitzenresektion und die damit verbundene Osteotomie des Knochens. Dank 3D Bildgebung kann mit Hilfe der Software eine minimale Zugangskavität geplant werden und die zu resezierende Wurzelspitze in der exakten Länge entfernt werden. Der Einsatz von statischen Bohrschablonen ist für diesen Indikationsbereich beschrieben und im Vergleich zur konventionellen Herangehensweise genauer (Strbac et al., 2017, Giacomino et al., 2018, Lio et al., 2021).

Dynamische Systeme wurden ebenfalls zunächst für die dentale Implantologie entwickelt, hielten aber auch Einzug in die Endodontie. 2019 wurde erstmals die Möglichkeit beschrieben, ein solches dynamisches System zum Trepanieren von Zähnen und Lokalisieren der Kanäle einzusetzen. In vitro wurden bei diesem Versuch 41 von 46 Kanälen erfolgreich gefunden (Chong et al., 2019). Auch dynamische Systeme werden bei der Wurzelspitzenresektion zur gezielten Osteotomie des Knochens eingesetzt und sind genauer als das konventionelle Aufsuchen der Wurzelspitze (Martinho et al., 2022). Ebenfalls ist das erfolgreiche Auffinden der Wurzelspitze mit navigierten Systemen in Case Reports beschrieben (Lu et al., 2022). Außerdem wurde die Verwendung von Navigationssystemen bei der gezielten Entfernung von Glasfaserstiften aus dem Wurzelkanal beschrieben. Dazu wird in der Planung ein Zugang zu dem unter dem Stift beginnenden Wurzelfüllmaterial geplant und danach der Glasfaserstift am Patienten entfernt. Dieses Vorgehen erleichtert die Entfernung indem nicht mehr so viele Sichtkontrollen durchgeführt werden müssen und der Verlust der verbleibenden Zahnhartsubstanz reduziert wird (Janabi et al., 2021).

### **3.9 Navigationsverfahren in der Endodontologie**

### 3.9.1 DVT gestützte Endodontie

Mit der Einführung und der immer breiteren Verfügung von DVT Aufnahmen in zahnärztlichen Praxen kam es neben dem zunächst vorwiegend chirurgischen Einsatz immer häufiger zu einer Verwendung der Aufnahmen in der Endodontie. Unter anderem die Entwicklung von immer hochauflösenderen Geräten verstärkten den Einsatz in der Endodontie, da die Darstellung des Wurzelkanalssystems eine hohe Auflösung der Geräte erfordert. So sind mittlerweile Auflösungen von bis zu 49µm Voxelgröße möglich (Green X, orangedental GmbH, Biberach an der Riß, Deutschland). Um eine hohe Auflösung zu erreichen um die Strahlenbelastung gering zu halten, ist bei Geräten ein kleines sogenanntes *Field of View (FOV)* nötig (Scarfe et al., 2009). Dies stellt in der Endodontie kein Problem dar, weil es sich meistens nur um einen zu behandelnden Zahn handelt (Cotton et al., 2007). Um eine möglichst geringe Strahlenbelastung zu erzielen, sollten die Parameter der Aufnahme patientenspezifisch gewählt werden und nicht ohne klinische Abwägung die Voreinstellungen des Herstellers übernommen werden (Patel et al., 2019a). Lediglich auf eine exakte Positionierung des Patienten im DVT muss bei kleinen *FOV* beachtet werden. Auch die Entwicklung von DVT Geräten, die mit einer reduzierten Strahlenbelastung, einem sogenannten *Low Dose Mode*, Aufnahmen anfertigen können, ermöglichen eine breitere Indikationsstellung von 3D Röntgenaufnahmen, ohne die Bildqualität wahrnehmbar zu verschlechtern (Yeung et al., 2021). Es bestehen folgende Indikationen: (Patel et al., 2019b, Ee et al., 2014, Patel et al., 2019c, Rodríguez et al., 2017a, Rodríguez et al., 2017b)

- Detaillierte Darstellung einer periapikalen Pathologie, wenn die Symptome unspezifisch sind und der Zahnfilm keine schlüssige Diagnose zulässt
- Beurteilung komplexer Wurzelkanalanatomien vor einer Wurzelkanalbehandlung z.B. Dens invaginatus
- Revisionsbehandlungen, bei denen eventuell übersehene Kanäle vorliegen oder bei deren Behandlung bereits Komplikationen aufgetreten sind
- Bei obliterierten Kanälen, um die Lage zu bestimmen und als Ansatz für die geführte Endodontie
- Bei komplexen Fällen der chirurgischen Endodontie
- Diagnostik von Knochenveränderungen die auf eine Wurzelfraktur hindeuten

- Beurteilung und Behandlung von Resorptionen und nach Traumata, vor allem bei Wurzelfrakturen

Ee et al. zeigte in einer Untersuchung, wie sich die Behandlungsentscheidung anhand des präoperativen Röntgenbildes zwischen einem periapikalen Zahnfilm und einer DVT Aufnahme unterscheiden. Dazu wurden drei Endodontologen insgesamt 30 Zahnfilme zur Befundung und Behandlungsplanung zur Verfügung gestellt. Nach zwei Wochen erhielten die Zahnärzte eine DVT Aufnahme des entsprechenden Zahnes und mussten erneut ihre Befundung und Behandlungsplanung durchführen. Die Behandlungsplanung änderte sich bei 62% der Zähne aufgrund der zusätzlichen Informationen des DVT (Ee et al., 2014). Neben der Entscheidung, ob eine Wurzelkanalbehandlung durchgeführt werden soll, helfen DVT Aufnahmen auch bei der Einschätzung der Wurzelkanalanatomie. Aufgrund der Zweidimensionalität von Zahnfilmen wird die Komplexität des Wurzelkanalsystems häufig unterschätzt. Zum Beispiel wurde ein zweiter mesiobukkaler Kanal bei 8% der Zähne festgestellt, wenn ein Zahnfilm befundet wurde, wohingegen bei der Betrachtung des entsprechenden DVT in 56% der Fälle ein zweiter mesiobukkaler Kanal identifiziert wurde (Matherne et al., 2008). Mittlerweile gibt es speziell auf die Endodontie ausgerichtete Software (Sicat Endo, Dentsply Sirona, Charlotte, USA), die es dem Behandler ermöglicht, vor der Behandlung die Kanalanatomie zu visualisieren und die Arbeitslängen anhand einer DVT Aufnahme zu ermitteln. Dadurch wird die Komplexität des Wurzelkanalsystems seltener unterschätzt und die radiologischen Ergebnisse der Wurzelkanalfüllung wurden verbessert (Patel et al., 2019c).

### **3.9.2 Vor- und Nachteile statischer Navigationssysteme**

Unter dem Begriff der statischen Navigation versteht man die Verwendung von Bohrschablonen in der Endodontie. Die Hauptanwendung besteht insbesondere im Lokalisieren von obliterierten Wurzelkanaleingängen aber auch bei anderen anatomischen Schwierigkeiten oder der Wurzelspitzenresektion (Kraatz et al., 2016, Fonseca Tavares et al., 2018, Llaquet Pujol et al., 2021). Bei der Herstellung von Bohrschablonen wird immer ein Oberflächenscan benötigt, da es sonst zu Ungenauigkeiten bei der Passung der Schablone im Patientenmund kommen kann. Das liegt daran, dass der DVT Datensatz die Oberfläche nicht präzise genug wiedergibt und

es zu Überstrahlung durch metallische Versorgungen kommen kann. Daher wird der DVT Datensatz mit dem Oberflächenscan überlagert. Der Oberflächenscan kann sowohl direkt intraoral erstellt werden als auch nach konventioneller Abformung und Modelherstellung im Labor digitalisiert werden. Nach der Planung der Bohrschablone kann die Herstellung der Bohrschablone auf zwei Arten erfolgen. Der generierte Datensatz wird entweder additiv 3D gedruckt oder subtraktiv aus einem Rohling gefräst. In einer Studie von Krug et al. wurden die zwei unterschiedlichen Arbeitswege, um eine Bohrschablone herzustellen, bezüglich ihrer Genauigkeit und Erfolgchancen verglichen. Dafür wurde eine Bohrschablone mit CoDiagnostiX (Dental Wings INC., Montreal, Kanada) geplant und 3D gedruckt. Eine weitere wurde mit Sicat Endo (SICAT GmbH, Bonn, Deutschland) geplant und aus Kunststoff gefräst. Die Genauigkeit wurde mittels postoperativen DVT ermittelt, welches mit der Planung überlagert wurde. In der Sicat Endo Gruppe wurden 16 von 16 und in der CoDiagnostiX Gruppe 15 von 16 Kanälen gefunden. Die Abweichungen waren in der Sicat Endo Gruppe geringer (Winkel: Sicat Endo  $0.68^\circ$ ; CoDiagnostiX  $1,57^\circ$ ), die Computerplanung war bei CoDiagnostiX schneller (Krug et al., 2020).

Vorteile dieser Technik sind neben der vorhersehbaren Lokalisation der Kanäle und einem geringeren Zahnhartsubstanzverlust auch eine kürzere Behandlungsdauer (Fonseca Tavares et al., 2018). Außerdem muss anfänglich keine hohe Investition getätigt werden wie z.B. bei der Anschaffung eines dynamischen Systems. Ein Nachteil dieser Technik ist, dass der Einsatz insbesondere im Molarenbereich durch eine eingeschränkte Mundöffnung nicht immer möglich ist. Die Ursache ist die Höhe der Bohrschablone und der langen Bohrer, der in die Schablone eingeführt werden muss (Connert et al., 2018). Es gibt jedoch Modifikationen der Technik mit Bohrschablonen, die eine Anwendung auch im Molarenbereich ermöglichen (Buchgreitz et al., 2019a). Dazu wird zunächst eine 3D Bohrschablone auf der Grundlage des DVT Bildes entworfen. Anschließend wird eine Zugangskavität manuell angelegt in die lighthärtender Komposit eingebracht wird. Vor dem Aushärten wird die Bohrschablone aufgesetzt und anstatt des Endobohrers wird ein Metallpin mit dem passenden Durchmesser durch die Bohrschablone in die Kavität eingebracht. Dieser Pin verdrängt das noch flüssige Komposit. Anschließend wird der Komposit lichtgehärtet und die Schablone mit dem Pin

entfernt. Dadurch entsteht ein Bohrkanal, welcher die geplante Richtung des Wurzelkanals vorgibt. Damit ist es möglich auf das gleichzeitige Einbringen von Bohrschablone und langem Endobohrer zu verzichten. Ein weiteres Problem ist, dass die Wasserkühlung durch die Bohrschablone behindert wird (Kostunov et al., 2021). Da die Bohrschablone zunächst im Labor angefertigt werden müssen, verzögert sich die Behandlung und es entstehen zusätzliche Kosten (Fonseca Tavares et al., 2022).

### **3.9.3 Dynamische Navigationssysteme mit Vor- und Nachteilen**

Die verfügbaren dynamischen Systeme bestehen aus drei Komponenten und einem Computer: 1. Einem Marker, der am zu behandelnden Kiefer des Patienten starr verankert wird und eine möglichst genaue Passung aufweisen sollte. Dieser Marker ermöglicht dem System, die genaue Position des Kiefers zu berechnen, dafür sind die Marker mit für die Kamera gut zu erkennenden geometrischen Formen versehen. 2. Einem Winkelstück, an welchem ebenfalls Marker befestigt sind, die vom Kamerasystem erkannt werden. 3. Eine Kamera, die über dem Operationsgebiet angebracht ist und die Tracker des Handstückes und des Kiefers lokalisiert und daraus ihre aktuelle Position berechnet. Die verwendeten Bohrer müssen vor ihrem Einsatz registriert werden, damit das System ihre Länge speichert. Dadurch ist es dem System möglich, in Echtzeit die berechnete Position des Bohrers auf einem Bildschirm wiederzugeben und mit der geplanten Bohrung zu überlagern (Block et al., 2017, Chong et al., 2019, Somogyi-Ganss et al., 2015).

Vorteile dieser Technik sind, wie bei der statischen Navigation auch die vorhersehbare Lokalisation der Kanäle, einem geringeren Zahnhartsubstanzverlust und eine kürzeren Behandlungsdauer (Connert et al., 2021, Jain et al., 2020b). Ebenso vorteilhaft ist es, neben der direkten Sicht auf die Trepanationsöffnung und damit uneingeschränkte Kühlung sowie die Möglichkeit, die Zugangskavität intraoperativ anzupassen und nach Belieben abzuändern (Zubizarreta-Macho et al., 2021, Torres et al., 2021). Auch ist es mit dynamischen Systemen möglich, nach der Planung ohne Bohrschablonenherstellung direkt mit der Behandlung anzufangen. Ebenso können in einer Planung z.B. alle 4 Kanäle eines Oberkiefer Molaren geplant werden (Chong et al., 2019, Panchal et al., 2019). Ein Nachteil dynamischer Systeme ist die notwendige Einarbeitung in die Arbeitsweise. Da

das indirekte Arbeiten mit Blick auf den Bildschirm und nicht in den Patientenmund zu Beginn ungewohnt ist, muss jeder Anwender eine Lernkurve durchlaufen, um das System effektiv anwenden zu können (Block et al., 2017, Torres et al., 2021).

### **3.10 In dieser Studie verwendete navigierte Systeme**

#### **3.10.1 3D gedruckte vollnavigierte statische Bohrschablone**

3D gedruckte Bohrschablone können von jedem Zahnarzt in der Praxis geplant werden, der die entsprechende Software besitzt und eine Einweisung erhalten hat. Technische Voraussetzungen, die die Praxis erfüllen muss, um den gesamten Ablauf von der Vorbereitung bis zur Behandlung durchzuführen sind: DVT, Oberflächenscanner bzw. Intraoralscanner, Planungssoftware und ein 3D Drucker. Nachdem nicht jede Praxis diese Voraussetzungen erfüllt und die Anschaffung aller Geräte äußerst kostenintensiv ist, besteht die Möglichkeit einzelne Schritte der Planung und Vorbereitung auszulagern. Es ist sowohl möglich, das DVT in einer anderen Praxis anfertigen zu lassen und sich im Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) Format Daten zukommen zu lassen, als auch eine normale Kieferabformung vorzunehmen und das Modell in ein externes Labor zu schicken, um dort einen Oberflächendatensatz generieren zu lassen. Dieser kann dann mit dem DVT in der Planungssoftware überlagert werden. Ein externes Labor kann nach erfolgter Planung auch den 3D Druck der Bohrschablone übernehmen. Die Herstellung der Bohrschablonen in dieser Studie erfolgte, da alle Geräte vorhanden waren, vollständig in der Klinik. Bei der Herstellung wurde streng auf die vom Hersteller angegebenen Parameter geachtet. Der verwendete 3D Drucker (rapidshape D20+, Rapid Shape GmbH, Heimsheim, Deutschland) und das Material (V-Print SG, VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland) zum Drucken der Bohrschablone, die in dieser Studie verwendet wurden, zeigten in einer Studie von Keßler et al. die höchste Genauigkeit bei der Winkelabweichung von mit Bohrschablonen in vitro gesetzten Implantaten (Keßler et al., 2021). In dieser Studie wurden verschiedenen Herstellungsmethoden und Druckermaterialien bezüglich ihres Einflusses auf die Abweichungen beim Inserieren von Implantaten mit einer Bohrschablone verglichen. Die Studie zeigte auch, dass gefräste Bohrschablonen im Vergleich zu 3D gedruckten Bohrschablonen eine ähnliche Genauigkeit aufweisen. Des Weiteren hatte eine anschließende Sterilisation der

Bohrschablonen keinen signifikanten Einfluss auf die Winkelabweichung der gesetzten Implantate. Die in der vorliegenden Studie verwendeten Bohrschablonen wurden nach der Herstellung nicht sterilisiert, sondern in Desinfektionslösung (96% Isopropanol für 5min) eingelegt, da es sich um eine in vitro Studie handelte. Eine Studie mit 27 sterilisierten Bohrschablonen zeigte, dass die Abweichung der Bohrhülse nach der Sterilisation keinen signifikant Einfluss auf die Genauigkeit der Bohrschablone hat (Marei et al., 2019).

### **3.10.2 Vollnavigierte dynamisches System Denacam**

Das dynamische Navigationssystem Denacam wurde 2016 ursprünglich für das Setzen von oralen Implantaten entwickelt und sollte das Problem der Größe der bis dahin auf dem Markt befindlichen Systeme überkommen. Durch den Aufbau der oben beschriebenen älteren Systeme waren sie sehr groß und unhandlich, da die Kamera weit oben über dem Operationsgebiet angebracht werden musste, um beide Marker gleichzeitig zu erkennen. Dieses Problem löst sich mit dem Denacam System, da es aus nur zwei Komponenten besteht: 1. Einem intraoral auf den Zahnreihen angebrachten Keramikmarker. Dieser Keramikmarker besitzt ein aufgelasertes Muster, welches durch die Planungssoftware und die Kamera erkannt wird. Der Marker wird auf einem zum System gehörenden Markertray durch Einklicken befestigt. Dieses Tray wird anschließend mit einem dentalen Hochpräzisionsabformmaterial auf der Zahnreihe des Patienten befestigt und während dem DVT vom Patienten getragen. Für den Front- und Seitenzahnbereich existieren verschiedene Trays, um den Marker in jeder Situation so ausrichten zu können, dass die Kamera eine gute Sicht auf den Marker hat. Außerdem besteht die Möglichkeit nachträglich, z.B. bei schon vorhanden DVT, eine Markerhalterung in der Planungssoftware zu designen und diese mit einem 3D Drucker herzustellen. Auch in diese Halterung kann der Keramikmarker eingesetzt werden. 2. Einem Handstück, auf welchem die Kamera mit 2 Leuchten befestigt ist und die sich 360° um das Handstück verstellen lässt. Durch das Verstellen der Kamera ist eine geradlinige Sicht auf den Marker in jeder Patientensituation gewährleistet. Vor der Verwendung muss der eingespannte Bohrer nach dem Arretieren der Kamera in einem Bohrerregistriertool registriert werden. Dies dauert nur wenige Sekunden und wird über den Touchscreen bestätigt, der auch die exakten Maße des verwendeten Bohrers

anzeigt. Über den im Mund befindlichen Marker ist es dem System möglich, die Position des Bohrers genau zu bestimmen, ohne einen bei älteren Systemen üblichen dritten Marker zu verwenden, da die Kamera direkt auf dem Handstück montiert wird und so die exakte Position des Handstückes schon bekannt ist. Während des Bohrvorganges wird dem Behandler in Echtzeit die aktuelle Bohrung auf dem Bildschirm dargestellt. Es lassen sich verschieden Darstellungsoptionen wählen, sodass sowohl die Planung in verschiedenen DVT Schnittebenen dargestellt wird als auch die aktuelle Position des Bohrers mit genauen Winkel und Tiefenangaben sichtbar ist (Duré et al., 2021, Liebermann et al., 2019). Der Behandler kann daher auf einen Blick alle wichtigen Informationen zu seiner aktuellen Bohrung entnehmen. Durch den Minimalismus des Systems ist der Aufbau schneller, das Behandlungsumfeld übersichtlicher und es besteht eine Fehlerquelle weniger, da die Kamera nicht die Position von Kiefer und Handstück bestimmen muss. Das Denacam System findet bereits breite Anwendung in der Implantologie. Der oben bereits beispielhaft zitierte Case Report und eine weitere Studie verwenden das Denacam System. In der Studie wurde die Genauigkeit von Implantatbohrungen zwischen dem Denacam System und einer industriell gefertigten Bohrschablone verglichen. Die Winkelabweichung der Denacam war signifikant geringer als die der Bohrschablone und vergleichbar mit anderen Studien, die die geführte Implantologie untersucht haben (Duré et al., 2021).

#### **4 Fragestellung und Studienziele**

Die vorliegende Dissertation untersuchte die Genauigkeit von digital geplanten Zugangskavitäten mit zwei voll navigierten Systemen, darunter eine 3D gedruckte Bohrschablone und ein dynamisches Navigationssystem. Beide Systeme wurden bezüglich der Abweichung zur am Computer erfolgten Planung verglichen, außerdem wurde die benötigte Zeit und ob Kanäle gefunden oder perforiert wurden beobachtet. Ziel dieser Studie war es, die Genauigkeit der beiden Systeme gegenüber der manuellen Trepanation bezüglich der oben genannten Parameter zu vergleichen. Die untersuchten Hypothesen lauten:

1. Die navigierte Endodontie ist zeigt weniger Abweichung als die konventionelle Trepanation.
2. Das dynamische System zeigt eine ähnliche oder geringere Abweichung wie die Bohrschablone.
3. Bei den geführten Systemen werden seltener Kanäle nicht gefunden und es kommt seltener zu Perforationen als bei der konventionellen Trepanation.

## **5 Methoden und Material**

Diese in vitro Studie wurde von 2020-2022 in der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München durchgeführt. Für die Verwendung der menschlichen Zähne wurde eine Unbedenklichkeitserklärung der Ethikkommission der Medizinischen Fakultät der LMU München eingeholt (Projekt Nr: 21-0820).

### **5.1 Studiendesign**

Das Studiendesign beinhaltet zwei Gruppen von Zähnen die bezüglich der dynamischen, statischen und manuellen Trepanation verglichen werden. Gruppe 1 beinhaltet insgesamt 144 3D gedruckte Zähne. Hier wurden vier verschiedene Zahntypen verwendet. Gruppe 2 umfasst 30 echte Frontzähne. Die Vorbereitung und Durchführung so wie die im Anschluss folgende Auswertung erfolgte in beiden Gruppen auf dieselbe Art und Weise.

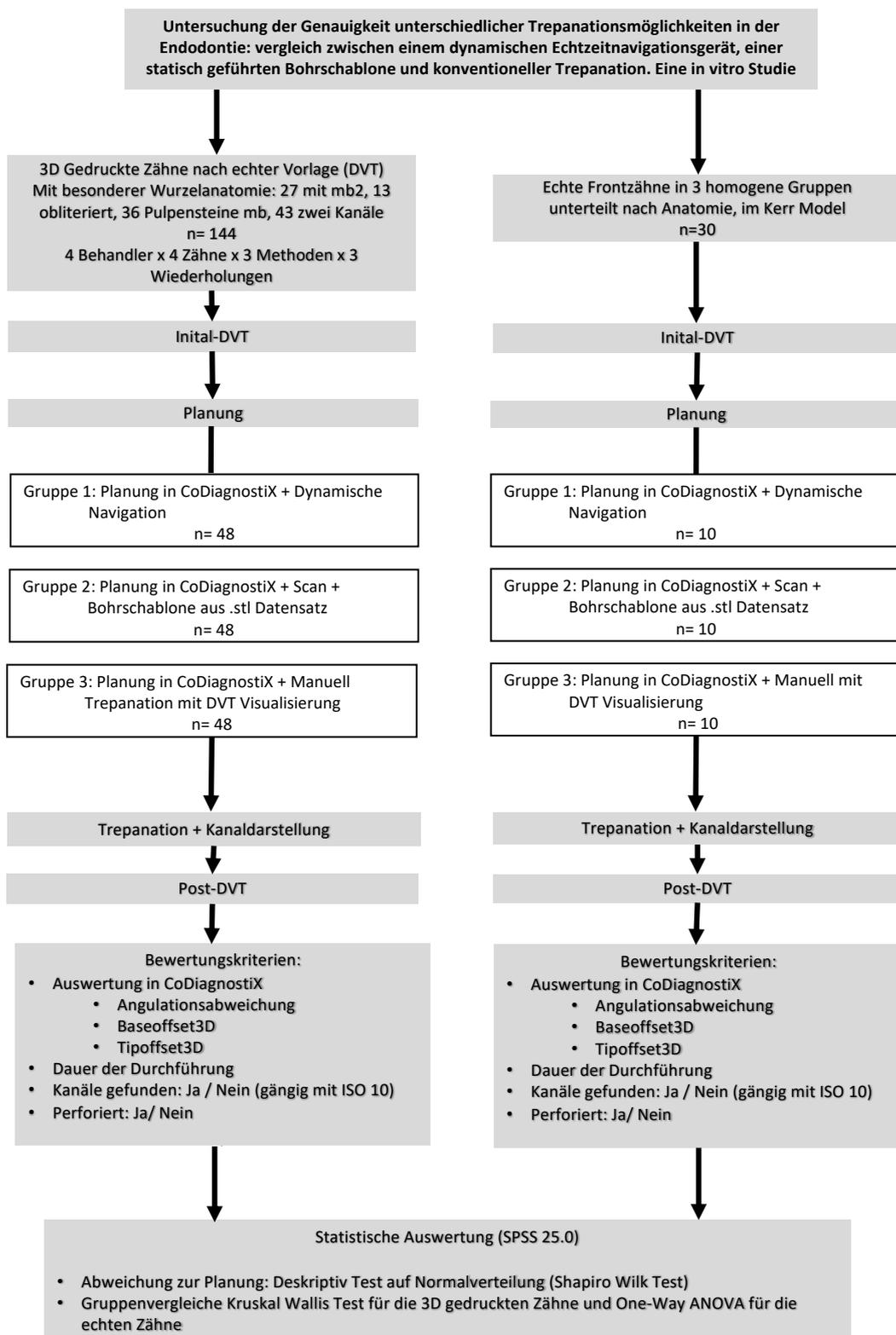


Abbildung 5. Zeigt das Studiendesign. Links Ablauf der Studie für die 3D gedruckten Zähne. Rechts der Ablauf für die echten Zähne.

### 5.1.1 Zahnauswahl humaner Zähne

Nach Genehmigung durch die Ethikkommission, wurden insgesamt 34 extrahierte menschliche Zähne ausgewählt. Davon wurden 30 Unterkiefer-Frontzähne für den zweiten Studienarm und die Durchführung der Trepanation mit drei Methoden verwendet. Bei diesen Zähnen wurde darauf geachtet, dass sie nur einen Kanal besitzen und ein möglichst kleines Pulpenlumen aufweisen. Dafür wurden zunächst 2D Röntgenaufnahmen in mesial-distaler Richtung angefertigt, um das Lumen und den Kanalverlauf zu beurteilen. Außerdem wurden vier Zähne mit besonderer Schwierigkeit in ihrer Anatomie ausgewählt, um diese Zähne im Anschluss mit Hilfe von 3D Druck zu vervielfältigen:

- Zahn 13 hatte einen Kanal, der bis in das unterer Wurzeldrittel stark obliteriert war
- Zahn 27 hatte einen zweiten mesio-bukkalen Kanal und eine besondere Wurzelanatomie
- Zahn 36 hatte ein stark reduziertes Pulpenlumen aufgrund von Pulpasteinen
- Zahn 43 hatte eine zweite linguale Wurzel mit zusätzlichem Kanal.

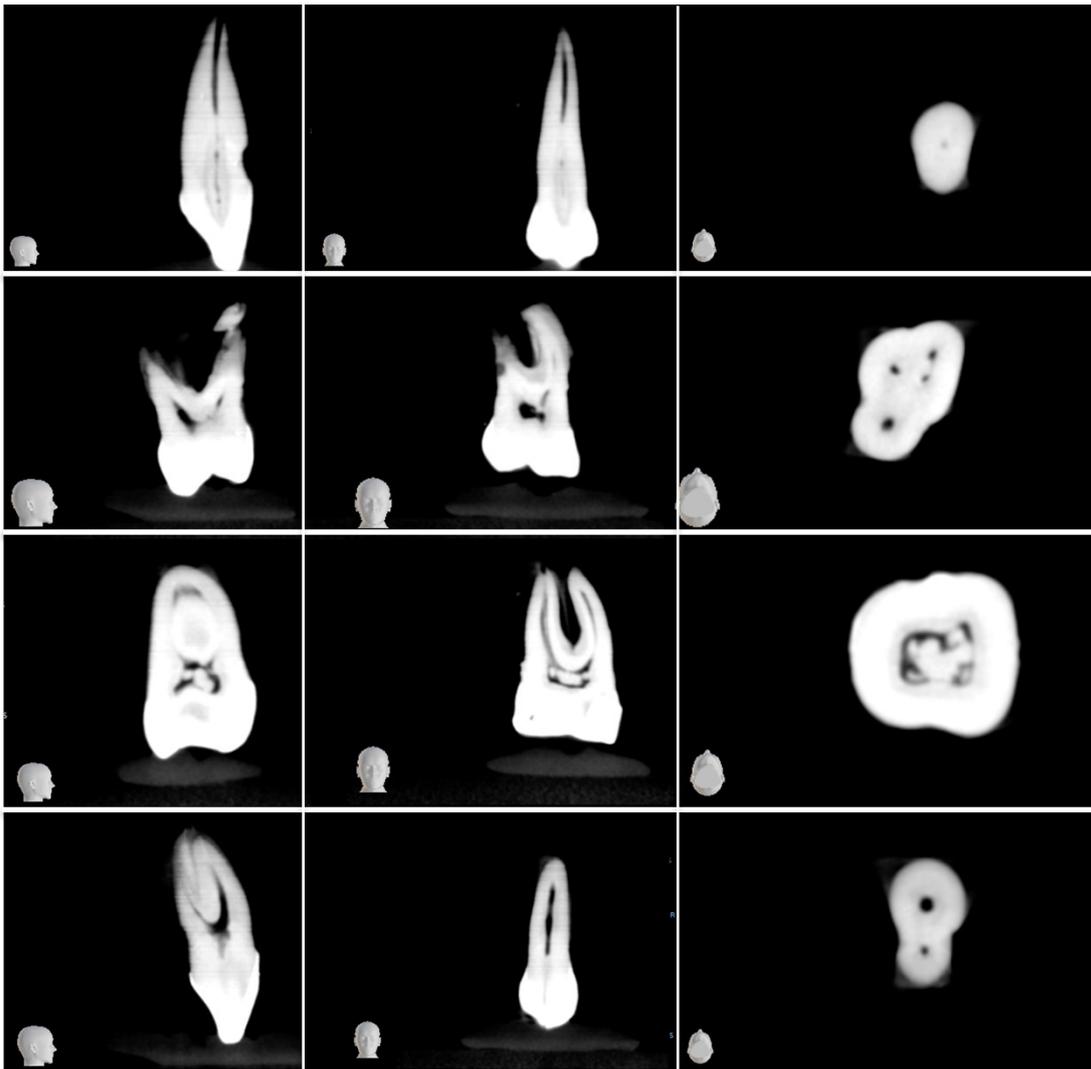


Abbildung 6. DVT Aufnahmen der Zähne 13, 27, 36, 43 (von oben nach unten). Je drei Schnittbilder sagittal (links), koronal (mittig), axial (rechts). Zahn 13 zeigt eine starker Obliteration der kompletten Kronenpulpa durch die Apposition von Tertiärdentin. Der Wurzelkanal beginnt erst im unteren Wurzel Drittel. Zahn 27 besitzt einen zweiten mesiobukkalen Kanal. Zahn 36 hat in der Kronenpulpa Pulpensteine. Zahn 43 besitzt eine zweite linguale Wurzel mit einem zusätzlichen Wurzelkanal.

### 5.1.2 Digitalisierung und 3D Druck der Zähne

Von jedem der vier oben beschriebenen Zähne wurde ein DVT angefertigt (Carestream 9300 3D CBCT, Carestream Dental LLC, Atlanta, USA). Es wurden folgende Einstellung gewählt: Field of View: 5x5 cm, 80 kV, 8.0 mA, 20 s, 839 mGy, Voxel Size: 90  $\mu\text{m}$ . Nach dem Akquirieren der 3D Bilddatensätze wurden diese im DICOM Format in die 3D-Slicer Software ([www.slicer.org](http://www.slicer.org)) (Fedorov et al., 2012) importiert. Mit der Software können aufgrund der unterschiedlichen Dichte von Schmelz, Dentin und Pulpa Wertebereiche definiert werden, sodass nur ein 3D Modell von Schmelz und Dentin entsteht. Das Pulpenlumen und die Wurzelkanäle bleiben frei und können so als Hohlräume gedruckt

werden. Danach wurde von der Software eine .stl Datei des Zahnes erstellt (Abbildung 3).

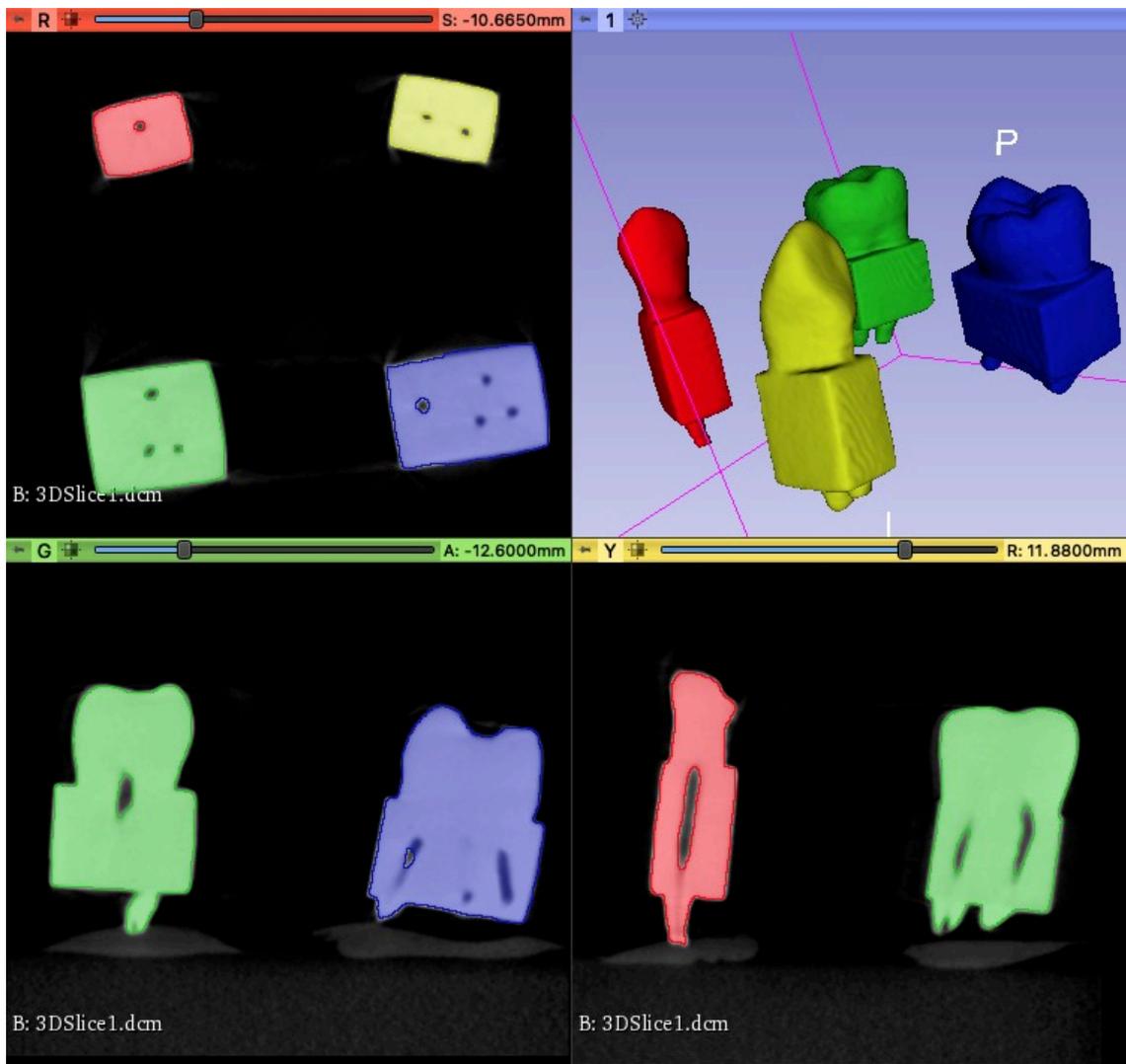


Abbildung 7. Zähne im 3D-Slicer nach Segmentation. Rechts oben Vorschau des entstandenen .stl Datensatz der Zähne. Die anderen drei Ansichten zeigen die Schnittbilder in axialer, sagittaler und koronaler Richtung. Blau Zahn 27, Gelb Zahn 43, Grün Zahn 36, Rot Zahn 43.

Um den 3D Druck zu ermöglichen, wurden die .stl-Datei (Standard Tessellation Language) der Zähne in ExoCad (Denseo GmbH, Aschaffenburg, Deutschland) nachbearbeitet (Abbildung 4). Dabei wurde insbesondere die apikale Konstriktion der Wurzelkanäle erweitert, um nach dem 3D Druck das im Kanal verbleibende Druckresin entfernen zu können. Außerdem wurde in Zahn 27 und 36 das komplette koronale Pulpenlumen entfernt, sodass nur noch die Kanäle beginnend an der Schmelz Zement Grenze übrigblieben. Zahn 43 wurde derselben Prozedur unterzogen.

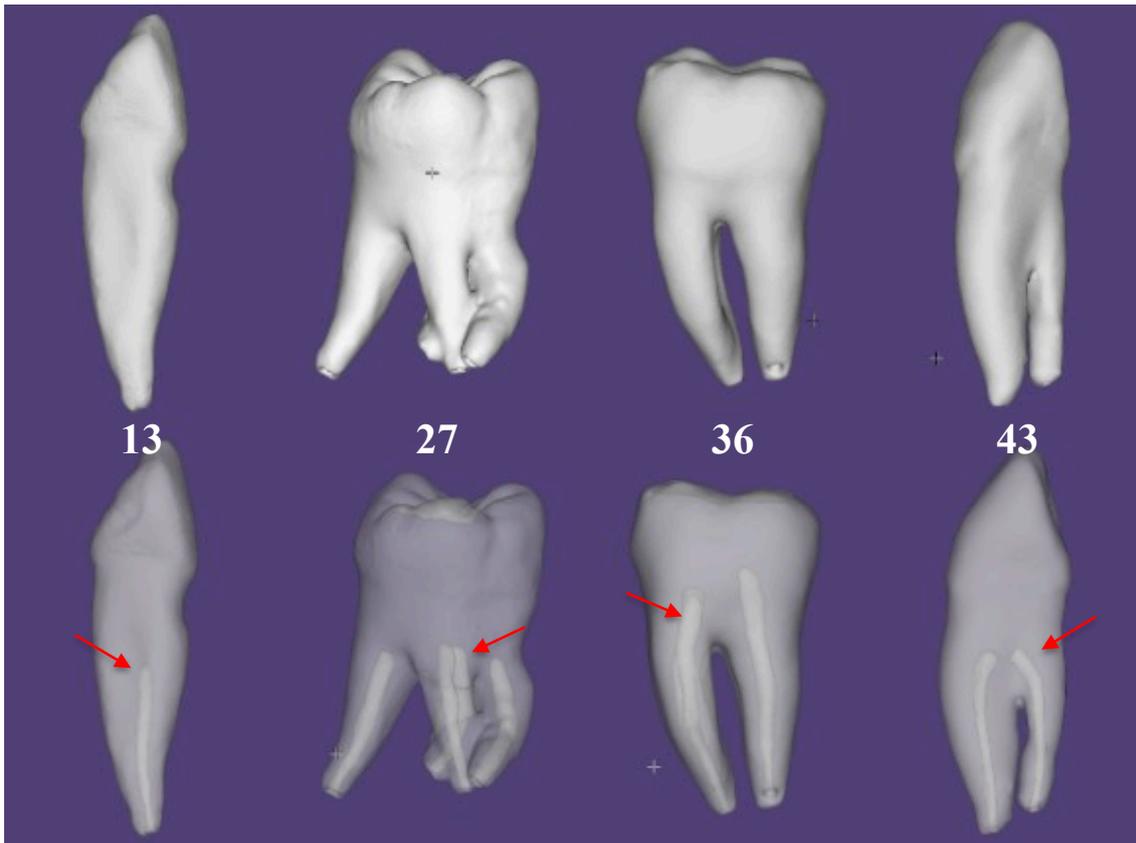


Abbildung 8. Digitalisierte Zähne in der ExoCad Software. Zähne von links nach rechts: 13, 27, 36, 43. In der unteren Reihe wurde die Transparenz reduziert, um den Verlauf der Wurzelkanäle und die anatomischen Schwierigkeiten zu visualisieren. Bei Zahn 13 beginnt der Wurzelkanal erst im unteren Wurzel Drittel aufgrund der starken Obliteration. Zahn 27 zeigt einen mb2 Kanal der erst unter der Schmelzzementgrenze beginnt. Das koronale Pulpenlumen ist komplett obliteriert. Bei Zahn 36 beginnt der mb Kanal auf Höhe der Schmelzzementgrenze und die koronale Pulpe ist mit Pulpensteinen obliteriert. Bei Zahn 43 sieht man den weit lingual beginnenden zweiten Wurzelkanal, der aufgrund des obliterierten koronalen Pulpenlumens bei konventioneller Trepanationsöffnung schwer zu lokalisieren ist.

Um die Zähne später im Modell leicht austauschen zu können, wurde nachträglich noch ein Würfel um die Wurzeln designt (Autodesk Meshmixer, Autodesk GmbH, München, Deutschland). Die vier .stl Dateien der digitalisierten Zähne wurden anschließend in der

Autodesk Netfabb Premium Software (Autodesk GmbH, München, Deutschland) zum 3D Druck vorbereitet, indem Supportstrukturen hinzugefügt wurden.

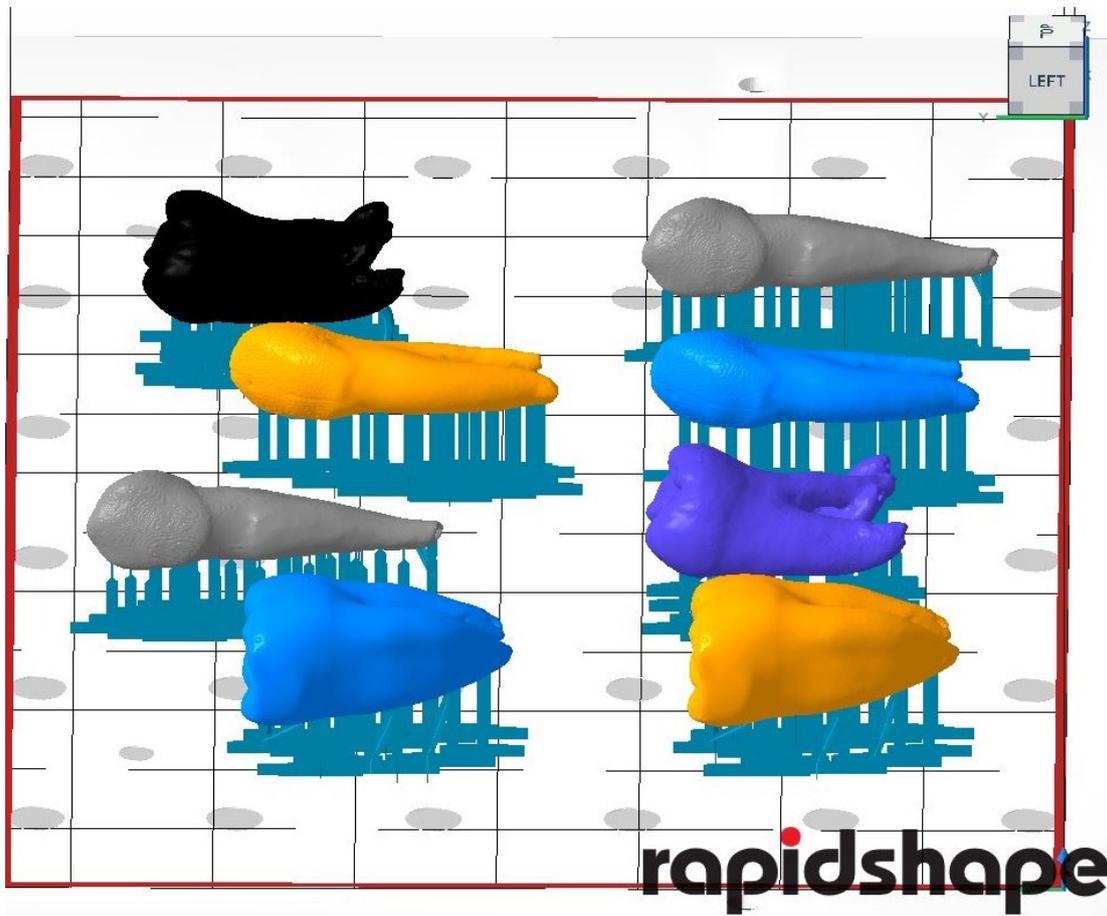


Abbildung 9. Auf dem Bild sind die digitalisierten Zähne zu sehen, wie sie in der Software zum Drucken vorbereitet sind. Die blauen Linien zeigen die Supportstrukturen. Diese sind notwendig um die Zähne gleichmäßig zu drucken und werden nach dem 3D Druck wieder entfernt.

Für den 3D Druck der Zähne wurde ein speziell für die Endodontie entwickeltes Kunststoffresin (V-Print ee, VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland) verwendet. Insgesamt wurden 144 Zähne (insgesamt 36 pro Zahntyp) mit dem 3D Drucker (rapidshape D20) gedruckt.

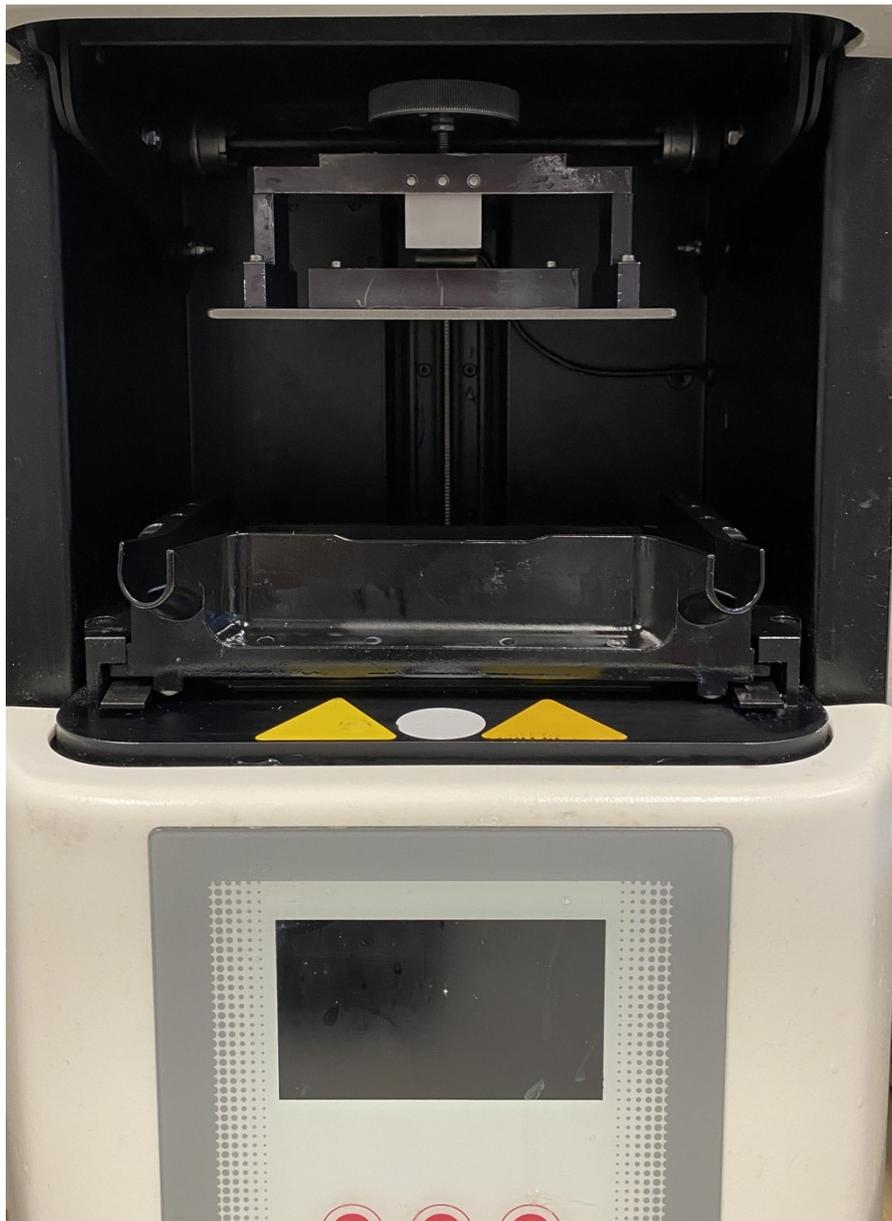


Abbildung 10. Rapidshape 3D Drucker im geöffneten Zustand. Vor dem 3D Druck muss die passende Datei am Bildschirm ausgewählt werden, die schwarze Wanne mit Lichthärtendem Resin befüllt werden und die Druckerplattform oben befestigt werden.

Nach dem Drucken wurden die Support Strukturen entfernt, diese dienen während des 3D Druckes als Unterstützung, damit die gedruckten Objekte ihre Form behalten. Danach wurden die Zähne in einem Ultraschallbad mit 96% Isopropanol für 3 min gereinigt und anschließend getrocknet. Danach wurden sie für 5 min bei 3500 rpm zentrifugiert (Allegra X-15R, Beckman Coulter, Brea, USA), damit überschüssiges Resin

aus den Kanälen entfernt wurde. Danach wurden die Zähne für 10 min in einer Lichtbox (LC-3DPrint Box, NextDent B.V., Soesterberg, Niederlande) nachgehärtet.



Abbildung 11. Die in dieser Studie verwendeten Zähne 27, 36, 43, 13 (von links nach rechts). In der obersten Reihe sieht man die echten Zähne, welche digitalisiert wurden um sie mittels 3D Druck zu vervielfältigen. In der Mitte sind die 3D gedruckten Zähne als anatomische Replika der echten Zähne. Ganz unten wurde digital ein Würfel um die Zähne designt, um sie im Modelle sicher positionieren zu können.

#### **5.1.2.1 Herstellung des Modelles für die 3D gedruckten Zähne**

Als Ausgangsmodell für die 3D gedruckten Zähne diente ein Oberkiefer Wachsmo-  
dell (Nissin Dental Products INC., Kyoto, Japan). In diesem Modell wurden die  
Kunststoffzähne 16, 13, 43 und 27 entfernt und gegen die 3D gedruckten Zähne mit  
Würfel 36, 13, 43 und 27 ersetzt. Hinter dem Zahn 27 wurde ein weiterer Zahn auf  
Position des Zahnes 28 angebracht, um später eine beidseitige Abstützung der

Bohrschablone zu gewährleisten. Anschließend wurde der Gingivaverlauf in Wachs nach modelliert. Die 3D gedruckten Zähne wurden darauf aus dem Modell entfernt und das Wachsmodell mit dünnfließendem Silikon dupliziert. Die hergestellte Duplikationsform wurde mit Picopoly (picodent, Wipperfürth, Deutschland), einem hochpräzisen Modellstumpfmateriale auf Polyurethanbasis, ausgegossen und im Drucktopf für eine Stunde ausgehärtet. Danach wurde die Passung der reponierbaren 3D gedruckten Zähne überprüft. Dazu wurde exemplarisch 15 verschiedene Zahngarnituren im Modell befestigt und anschließend je ein Oberflächenscan im oben genannten Laborscanner durchgeführt. Die Oberflächenscans wurden in einer Software (CloudCompare, Version 2.11 Alpha; Anzia) überlagert, welche die Abweichungen der verschiedenen Modelle berechnet. Dieser war für alle Oberflächenscans nicht signifikant.



Abbildung 12. Links das Wachsmodell vor der Duplikation. Rechts das finale Modell aus Modellstumpfmateriale mit integrierter Schraube an der Basis zur Befestigung am Phantomkopf. Die 3D gedruckten Zähne können dank des zusätzlichen Würfels um die Wurzeln sicher in die gleiche Position auf dem Modell eingebracht werden.

### 5.1.2.2 Herstellung der Modelle für die echten Frontzähne

Alle echten Zähne wurden in insgesamt sechs Modellen der Firma Frasco mit Kerr befestigt. Je zwei Modelle pro Methode wurden hergestellt und mit fünf Frontzähnen bestückt. Vor der Befestigung in Kerr wurden alle Zähne mit zwei Kunststoffkugeln aus

Tetric Ceram Bulkfill (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland) versehen um, ein horizontales Herausziehen der einwurzeligen Zähne zu verhindern. Die Klebefläche wurde zunächst gereinigt, dann mit 37% Phosphorsäure für 15 s geätzt und mit Scotch Bond Universal (3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland) vorbehandelt. Nach einer Einwirkzeit von 30s wurde das Bonding verblasen und für 30 s gehärtet. Danach wurden die Tetric Ceram Bulkfill Kugeln angebracht und für 30 s gehärtet. Die Frontzähne wurden mit einer nach distal extendierten Zahnreihe aus Frasacozähnen erweitert und in einer Modellbasis (frasaco GmbH, Tettngang, Deutschland) mit Kerr befestigt. Diese ermöglichen das Anbringen der Markertrays und dienen als Abstützung für die Bohrschablonen.

## **5.2 Planung**

Bei der Planung der Trepanationsöffnungen wurde darauf geachtet, dass für die 3D gedruckten Zähne alle Trepanationen sowohl für das dynamische System, die Bohrschablone als auch die manuelle Gruppe dieselbe Planung verwendet wurde. Bei den echten Zähnen musste aufgrund der Individualität jedes Modell separat geplant werden.

### **5.2.1 Vorbereiten der Modelle**

Die Modelle der dynamischen Gruppe (Denacam System) wurden entsprechend den Herstellerangaben mit einem Keramikmarker versehen, der auf der zugehörigen Markerhalterung (Denatray, mininavident AG, Liestal, Schweiz) angebracht wurde. Diese Tray wurde mit einem Polyether (Impregum, 3M Deutschland GmbH) am Ende der Zahnreihen befestigt, sodass die zu behandelnden Zähne nicht überdeckt waren. Beim Anbringen ist darauf zu achten, dass in der späteren Behandlung direkter Sichtkontakt zwischen der Kamera und dem Keramikmarker (Denamark, mininavident AG) besteht und die Distanz möglichst gering ist. Für jedes Modell wurde ein neuer Keramikmarker und eine neue Markerhalterung verwendet. Für die Bohrschablone wurde von dem Modell der 3D gedruckten Zähne und die zwei Modelle der echten Zähne ein Oberflächenscan angefertigt. Dafür wurde ein Laborscanner (Activity 885 Mark 2, Smartoptics, Offenbach, Deutschland) verwendet. Der generierte .stl Datensatz wurde später in der Planung verwendet.

## **5.2.2 Anfertigung des präoperativen DVT**

Nach der Vorbereitung wurde von jedem Modell ein dreidimensionale Aufnahme mit demselben DVT und folgenden Parametern angefertigt:

- Field of View: 10x10 cm
- 88 kV
- 3.2 mA
- 8 s
- 517 mGy
- Voxel Size: 180  $\mu$ m

Nach der Aufnahme wurden die DVT auf Vollständigkeit überprüft, insbesondere die der dynamischen Gruppe. Hier ist darauf zu achten, dass der Marker komplett im DVT abgebildet ist.

## **5.2.3 Virtuelle Planung der Trepanationsöffnungen und Design der statischen Bohrschablone**

Die Planung wurde mit der coDiagnostiX Software durchgeführt. Die Software wurde ursprünglich für die Planung von Implantaten und das Erstellen von Bohrschablonen entwickelt. Die Software besitzt eine große Auswahl von Implantatsystemen die in der Planung verwendet werden können. Die in dieser Studie verwendeten Bohrer (1 mm Durchmesser, 35 mm Länge) und Bohrhülsen (Steco-system-technik GmbH & Co. KG, Hamburg, Deutschland) konnten, da es sich um eine offene Datenbank handelt, hinzugefügt werden. Jedes Modell wurde separat hochgeladen. Der entsprechende Oberflächenscan wurde bei Modellen, die später mit Bohrschablone trepaniert wurden, hinzugefügt. Um eine Überlagerung des .stl-Datensatzes und des DVT zu erleichtern, wurden insgesamt sechs identische Punkte auf beiden Datensätzen ausgewählt. Die Software überlagert den Oberflächenscan mit dem DVT automatisch und anschließend konnte visuell überprüft werden, ob die Überlagerung korrekt war. Danach wurde die Planung durchgeführt. Bei der Planung wurde darauf geachtet, dass der Bohrung bis kurz nach den Kanaleingang reicht. Damit wurde sichergestellt, dass die Bohrung längenbegrenzt ist und trotzdem den Kanaleingang darstellt. Bei den 3D gedruckten Zähnen wurde bei Zahn 27 die Zugangskavität zum zweiten mesio bukkalen Kanal, bei

Zahn 36 der Zugang zum mesio bukkalen Kanal und bei Zahn 43 der Zugang zum lingualen Kanal geplant.

Nach der Planung wurde für die Modelle der statisch geführten Navigation eine Bohrschablone entworfen. Dafür wurde das *Surgical-Guide-Tool* der Software verwendet. Nach festlegen der Einschubrichtung der Bohrschablone wurde die verwendete Bohrhülse, die als Führung des Bohrers dient, digital und vollautomatisch hinzugefügt. Danach wurde die Ausdehnung der Bohrschablone festgelegt und zwei Inspektionsfenster, um später den korrekten Sitz der Bohrschablone auf dem Modell zu kontrollieren, hinzugefügt. Der .stl-Datensatz der Bohrschablone wurde darauf exportiert.

Die Planung der dynamisch navigierten Gruppe wurde als GENXA Datei exportiert und auf das Denacam System mit einem externen Datenträger übertragen.

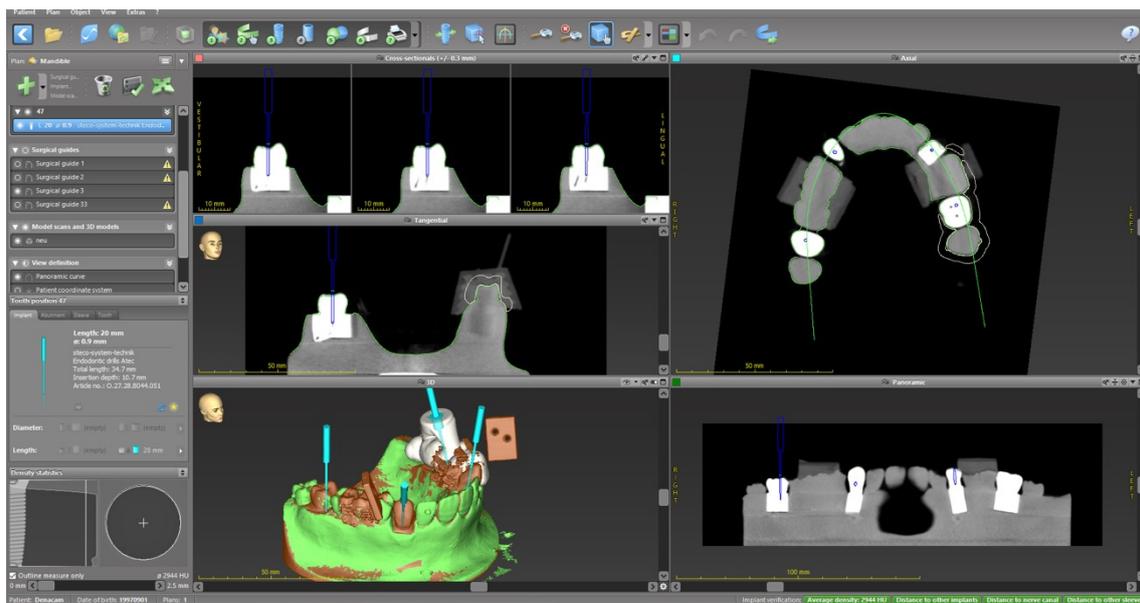


Abbildung 13. Benutzeroberfläche der coDiagnostiX Software. Links ist die Navigationsleiste. Die geplanten Bohrungen und Schablonen und der verwendete Bohrer sind zu sehen. Rechts sind verschiedene Schichten des DVT zu sehen. Unten links ist das DVT mit überlagertem Oberflächscan und die geplanten Bohrungen (blau) zu sehen. Unten rechts sieht man das von der Software konstruierte Orthopantomogramm.

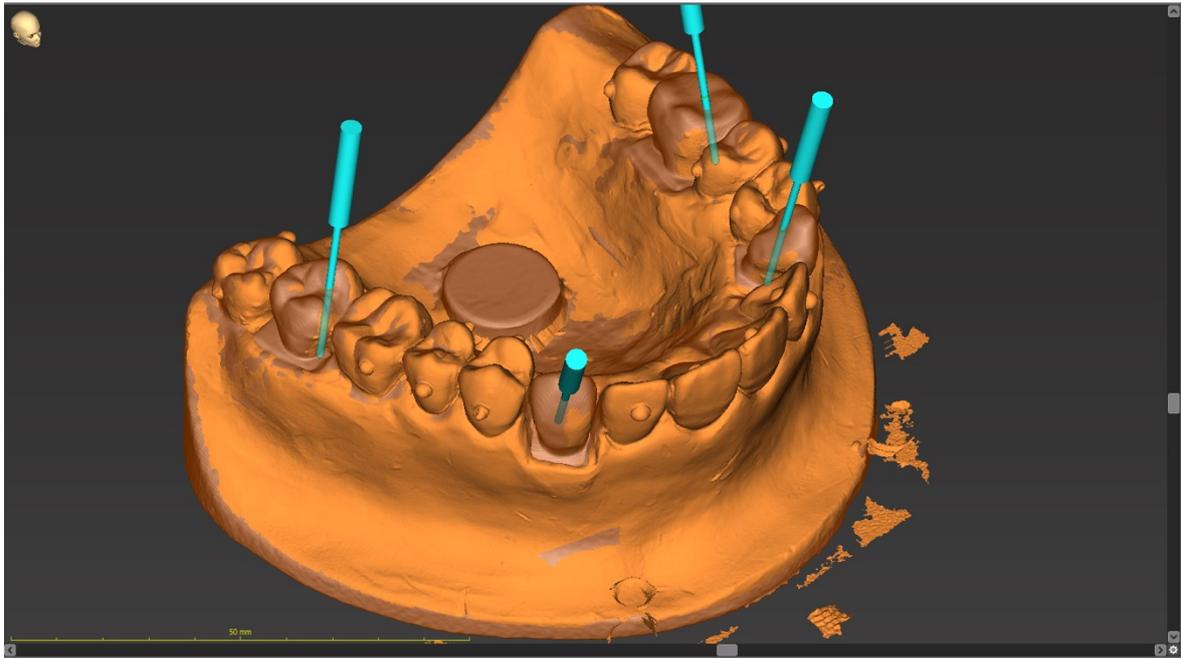


Abbildung 14. Zeigt die 3D Rekonstruktion des DVT Datensatzes mit überlagertem Oberflächenscan in coDiagnostiX. Blau sind die geplanten Bohrungen der vier 3D gedruckten Zähne 13, 27, 37, 43.

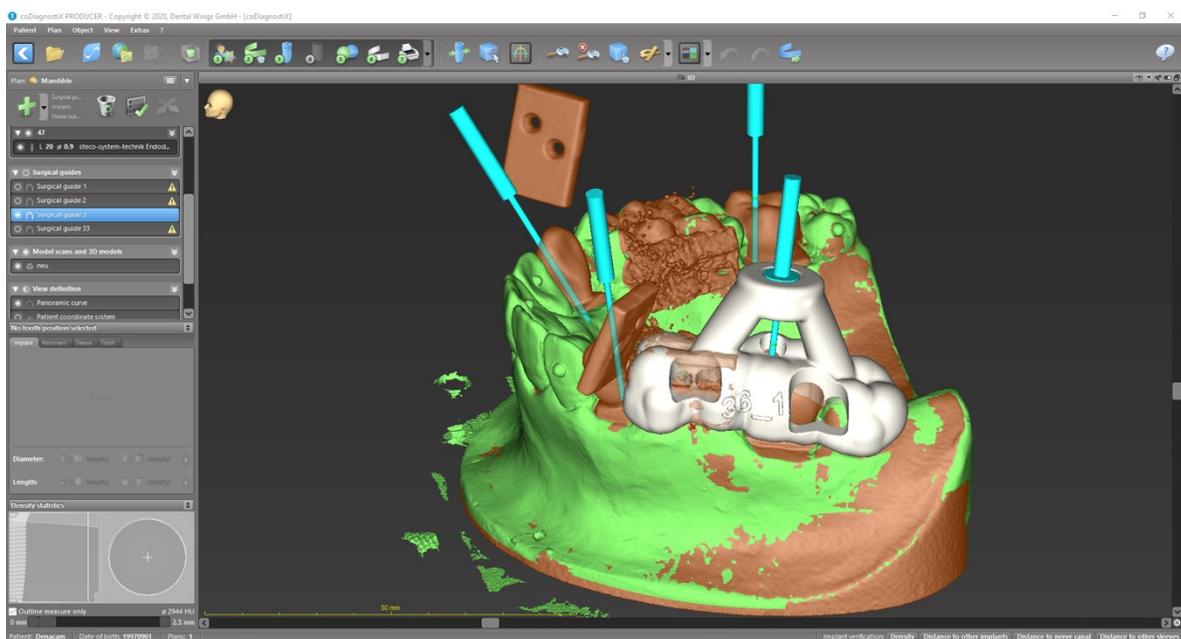


Abbildung 15. Zeigt die geplanten Bohrungen (blau) und die entworfenen Bohrschablone mit Hülse für Zahn 36.

## 5.2.4 3D Druck der Bohrschablonen

Vor dem 3D Druck wurden die Bohrschablonen in Autodesk Netfabb ausgerichtet und Supportstrukturen hinzugefügt. Die Bohrschablonen wurden im selben Drucker wie die

3D gedruckten Zähne gedruckt. Es wurde ein spezielles Resin (V-Print SG) für Bohrschablonen verwendet. Nach dem 3D Druck wurden die Bohrschablonen 3 min in einem Ultraschallbad mit 96% Isopropanol gereinigt, getrocknet und für 10 min in einer Lichtbox nachgehärtet. Danach wurde die Bohrhülse in der Schablone befestigt.

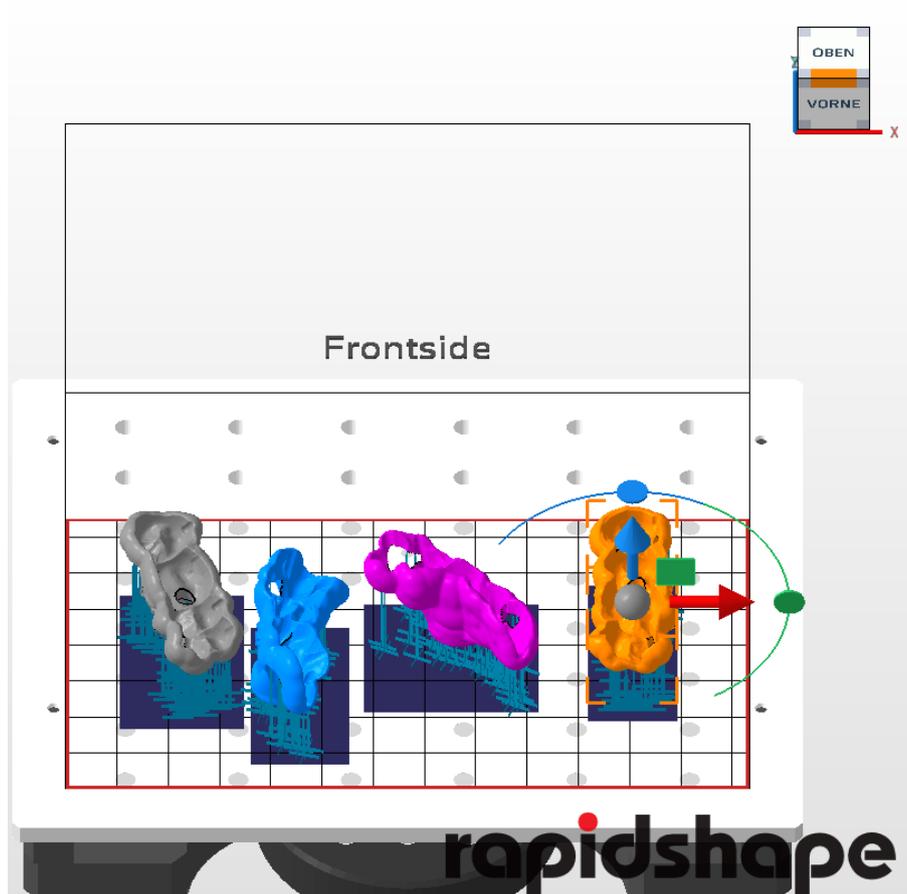


Abbildung 16. Zeigt die vier geplanten Bohrschablonen für die 3D gedruckten Zähne 13, 27, 36 und 43 in der Autodesk Netfabb Software. Dunkelblau sind die hinzugefügten Support Strukturen. Bohrschablone 13 (blau), 27 (grau), 36 (orange) und 43 (rosa).

### 5.3 Durchführung der Trepanation

Vor der Durchführung erhielten alle Behandler eine Einweisung in die verwendeten Systeme. Bei der Demonstration des dynamischen Systems wurde auf eine korrekte Markerplatzierung und die Bohrerregistrierung nach den Herstellerangaben geachtet. Außerdem wurde bei der Bohrschablone gezeigt, wie der korrekte Sitz überprüft wird. Nach der Einweisung trepanierte jeder Behandler fünf Zähne mit dem dynamischen und dem statischen System zu Übungszwecken. Die Zähne waren ähnlich zu denen in der

Studie verwendeten. Da alle Behandler mit der manuellen Trepanation vertraut waren, wurde auf einen Übungsdurchgang verzichtet.

### **5.3.1 Vorgehen bei der konventionellen Trepanation**

Bei der konventionellen Trepanation, ohne geführte Hilfsmittel, erhielten die Behandler vor der Durchführung Bildausschnitte aus dem präoperativ angefertigten DVT samt Planung. Diese Bilder sollten der Veranschaulichung dienen und Anhaltspunkte bieten, um die Kanäle aufzufinden. Nach Befestigung der 3D gedruckten Zähne im Modell wurde das Modell an einem Phantomkopf befestigt. Jeder Behandler durfte unter Verwendung seiner Lupenbrille (dreifache Vergrößerung) und einem voll ausgestatteten Bohrerset die Zugangskavität anlegen, bis der Kanal mit einer 10-C-Feile (VDW, München, Deutschland) sondiert werden konnte.

### **5.3.2 Vorgehen bei der statischen Bohrschablone**

Nach Befestigung der Zähne im Modell und der Platzierung im Phantomkopf wurde zunächst die Passung der Bohrschablone überprüft (Abbildung 11).



Abbildung 17. Passung der Bohrschablone für die 3D gedruckten Zähne auf dem Modell aus Stumpfmateriale.

Danach wurde der in der Planung hinterlegte Spiralbohrer in ein grünes Winkelstück eingespannt. Dieser Bohrer wurde an der Spitze mit Caries Detector (Kuraray Europe GmbH, Hattersheim am Main, Deutschland) benetzt. Danach wurde dieser Bohrer durch die Bohrschablone geführt und in Kontakt mit der Zahnoberfläche gebracht. Danach wurde der Bohrer und die Bohrschablone entfernt. Am Eintrittspunkt des Bohrers auf dem Zahn war durch Übertragung des Caries Detectors eine farbliche Markierung zu sehen. Dieser Bereich wurde im Sinne einer Schmelzreduktion mit einem Diamanten hohtourig entfernt. Damit sollte die klinische Situation simuliert werden, da der Spiralbohrer nicht in der Lage ist, durch Schmelz zu bohren. Nach der Schmelzreduktion wurde die Bohrschablone erneut auf dem Modell platziert. Der Spiralbohrer wurde mit einer Drehzahl von 5000 rpm und unter ständiger Wasserkühlung bis an den von der Bohrschablone vorgegebenen Anschlag versenkt. Danach wurde die Bohrschablone entfernt und mit einer 10-C-Feile überprüft, ob der Kanal getroffen wurde. Falls nicht, konnten die Behandler mit ihrem Bohrerset weiter nach dem Kanal suchen.



Abbildung 18. Durchführung der Trepanation mit Bohrerschablone. Spitze des Bohrers ist mit Caries Detector benetzt, um den Eintrittspunkt des Bohrers zu markieren und an dieser Stelle die Schmelzreduktion durchzuführen.



Abbildung 19. Nach der Schmelzreduktion wurde die Bohrerschablone wieder aufgesetzt und ihr korrekter Sitz überprüft. Danach wurde der Spiralbohrer unter ständiger Wasserkühlung bis zum Anschlag versenkt.



Abbildung 20. Nachdem der Spiralbohrer bis zum durch die Bohrschablone vorgegeben Stopp eingeführt wurde, wurde die Bohrschablone entfernt und mit einer 10K-Feile überprüft, oder Kanal gefunden wurde.

### **5.3.3 Vorgehen mit dem Denacam System**

Nach Aufbau des Systems, bestehend aus Monitor, Desktop und chirurgischem Winkelstück samt Motor (Abbildung 11) wurden die angefertigten Modelle in einem

Phantomkopf angebracht. Die dem Modell entsprechende Planung wurde mit einem USB-Stick in das System importiert.

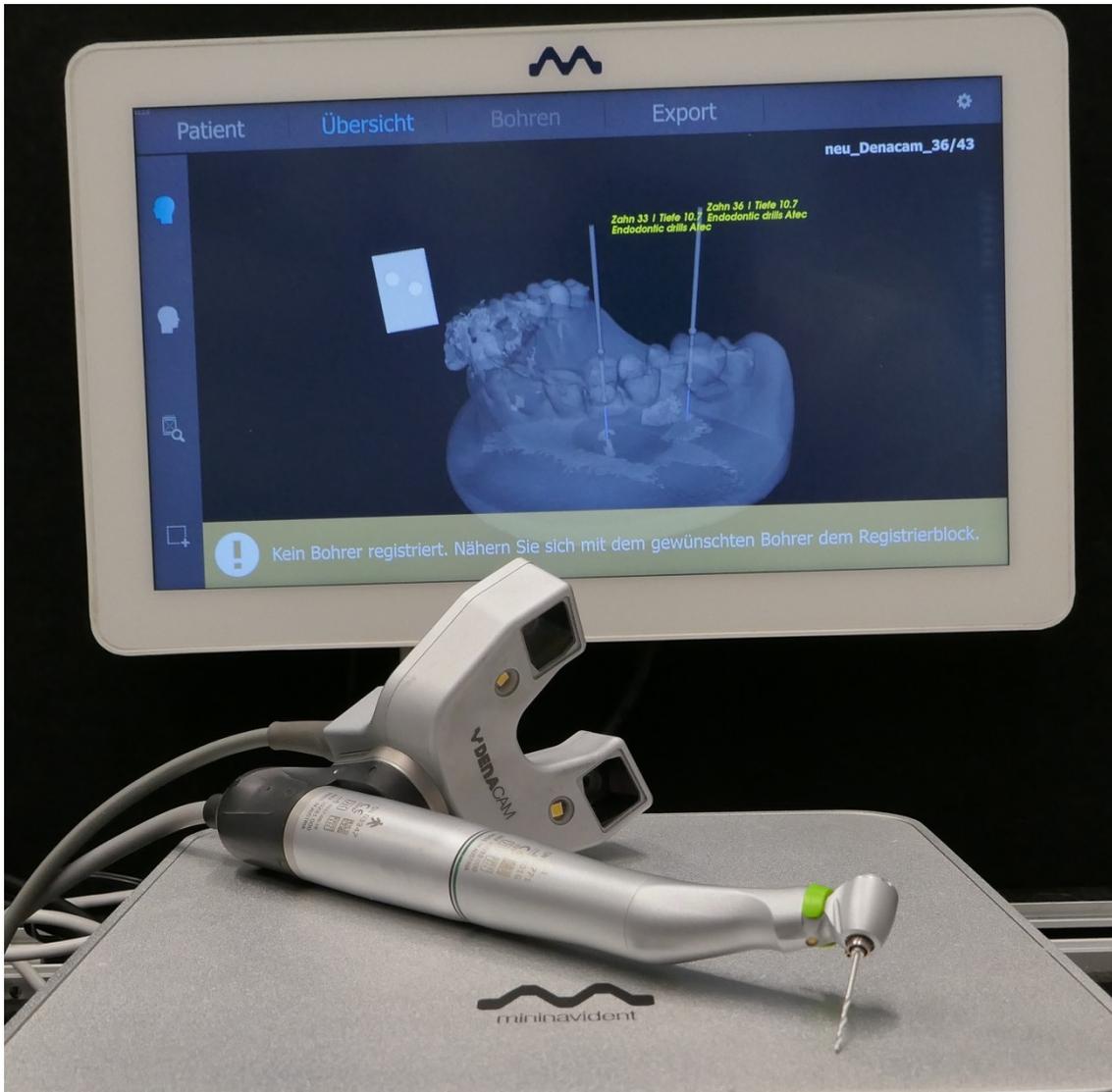


Abbildung 21. Bildschirm der die Planung und die aktuelle Position des Bohrers anzeigt. Aktuell wurde der Patientenfall geladen und die Software befindet sich im Übersichtsmodus des geplanten Falles. Sobald der Bohrer registriert ist und sich dem OP Gebiet nähert wechselt die Software in die Bohransicht. Darunter ist der Desktop und das Winkelstück mit montierter Kamera.



Abbildung 22. Der verwendete chirurgische Motor mit entsprechendem Handstück, welches mit dem Denacam System verbunden wird.

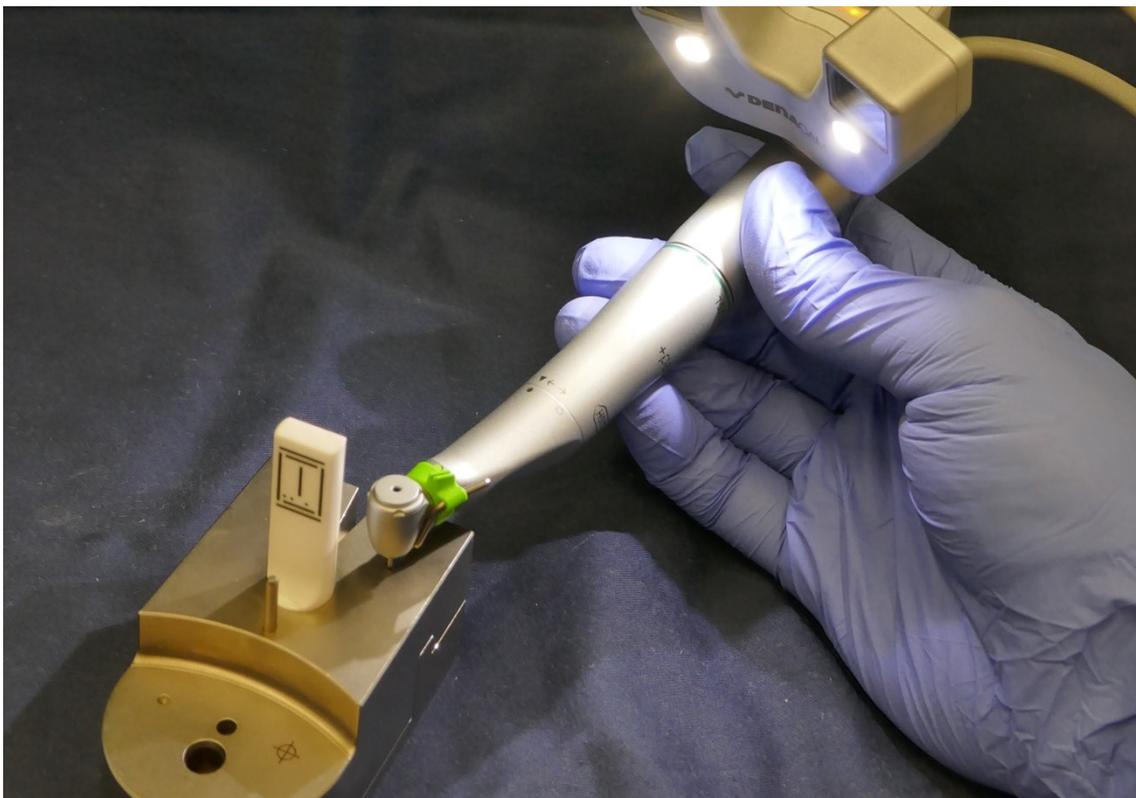


Abbildung 23. Bohrerregistrierung: Dazu wird der benötigte Bohrer in das Handstück eingebracht und die Kamera entsprechend der Platzierung des Markers ausgerichtet und verriegelt. Danach wird der Bohrer in das Registriertool eingebracht. Die Kamera erkennt den Keramikmarker und übermittelt dem System die Bohrerlänge und den Durchmesser. Die berechnete Länge und der Durchmesser muss darauf am Bildschirm bestätigt werden.

Die Marker wurden in korrekter Position am Modell angebracht. Vor der Bohrung wurde die Kamera am Winkelstück ausgerichtet und arretiert, um ein direktes Sichtfeld auf den Marker zu haben. Danach wurde der Spiralbohrer am Winkelstück (W&H Dentalwerk Bürmoos GmbH, Bürmoos, Österreich) befestigt, im Registrierblock registriert und die Bohrerauswahl am Monitor bestätigt. Vor der Bohrung wurde mit dem Spiralbohrer der Eintrittspunkt der Bohrung markiert. An dieser Stelle wurde mit einem Diamanten der Schmelz reduziert. Während der Bohrung war auf eine korrekte Positionierung des Bohrers zu achten. Dabei zeigte das Denacam System in Echtzeit die aktuelle Bohrerposition im Vergleich zur Planung an. Das Fadenkreuz musste zentriert werden, bis es grün erschien und zeigte den Eintrittspunkt der Bohrung an. Der Kreis zeigte den Winkel der Bohrung an und musste so ausgerichtet werden, dass dieser grün wird. Während der Bohrung wurde auf der rechten Seite die Tiefe der Bohrung visualisiert (Abbildung 12).

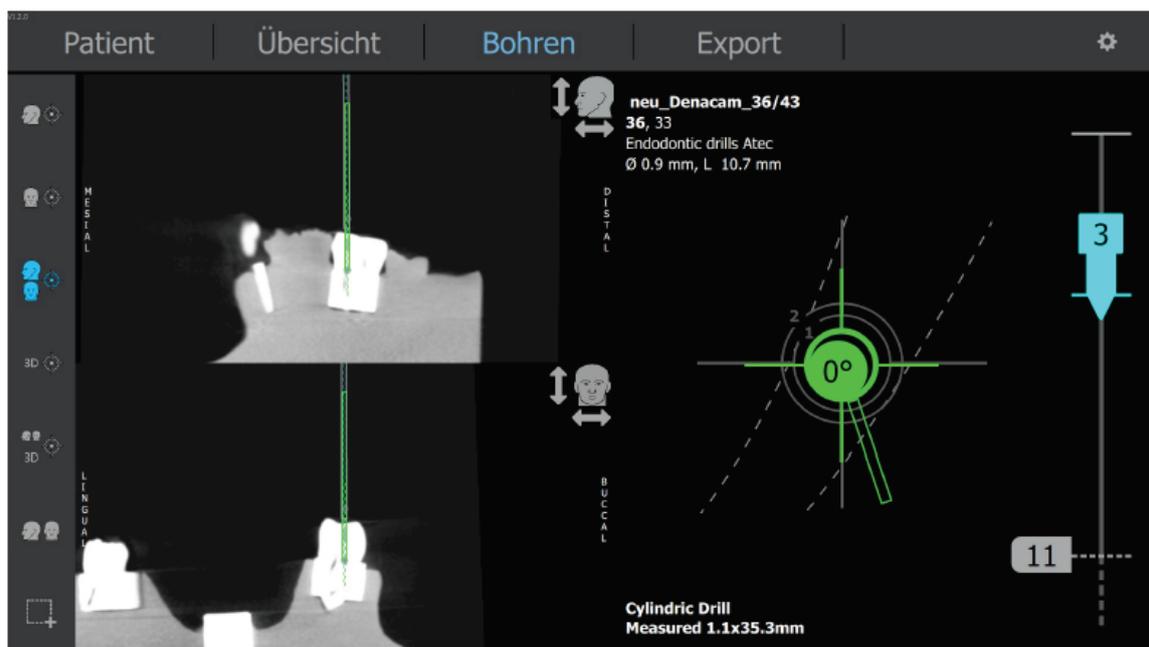


Abbildung 24. Interface des Denacam Systems während der Behandlung. Das System überträgt die genaue Bohrerposition in Echtzeit auf den Bildschirm. Rechts: Anzeige der genauen Position (Fadenkreuz), Winkelabweichung (Kreis) und die aktuelle (blaue 3) und geplante (graue 11) Tiefe der Bohrung. Links: Darstellung der Planung und aktuellen Bohrung im DVT Schnittbild.



Abbildung 25. Durchführung der Trepanation am Phantomkopf mit dem Denacam-System. Abgebildet ist das Modell für die 3D gedruckten Zähne mit angebrachten Keramikmarker, der mit Polyether auf dem Modell fixiert ist. Außerdem ist das Winkelstück mit eingespanntem Bohrer und der montierten Kamera zu sehen.

Die DVT Daten zeigten auf der linken Bildschirmhälfte während der Bohrung die aktuelle Position des Bohrers und die Planung an. Nach der Bohrung wird mithilfe einer 10-C-Feile sondiert und überprüft, ob der Kanal getroffen wurde. Wenn nötig wurde die Öffnung erweitert und mit Gates-Bohrern der Kanal gesucht.

#### **5.4 Auswertung der Trepanationsöffnung im Hinblick auf die Abweichung von der virtuellen Planung**

Um die Genauigkeit der Bohrung im Vergleich zur virtuellen Planung bestimmen zu können, musste ein postoperatives DVT von jedem Modell angefertigt werden. Insgesamt wurden 42 postoperative DVT mit denselben Einstellungen wie bei dem präoperativ angefertigten DVT aufgenommen.

##### **5.4.1 Überlagerung der DVT Datensätze**

Um die Abweichung ermitteln zu können, bietet die Planungssoftware coDiagnostiX das sogenannte *Treatment-Evaluation-Tool* an. Hier ist es möglich die durchgeführte Bohrung mit der geplanten zu vergleichen und die Abweichung berechnen zu lassen.

Dafür stehen zwei Methoden zur Auswahl: 1. Postoperativer Intraoralscan mit Scanbody und Überlagerung mit der Planung oder 2. Postoperative DVT-Aufnahme und Überlagerung mit der Planung. Option 1 bietet im klinischen Alltag den Vorteil, dass der Patient keiner zusätzlichen Strahlenbelastung ausgesetzt ist, war in diesem Fall aber nicht möglich, da es keine Scanbodys für die Endodontie gibt. Bei Option 2 wird das postoperative DVT in der Planungssoftware mit dem DVT der Planung überlagert. Dafür werden mindestens drei in unserem Fall sechs identische Bezugspunkte auf beiden Datensätzen gewählt (Abbildung 11). Die Überlagerung wurde visuell überprüft (Abbildung 12). Danach konnte die tatsächliche Bohrung mit der geplanten Bohrung verglichen werden. Dafür wurde der hinterlegte Bohrer entsprechend der tatsächlichen Bohrung ausgerichtet (Abbildung 13) und anschließend von der Software berechnet, wie groß die Abweichungen waren (Abbildung 14).

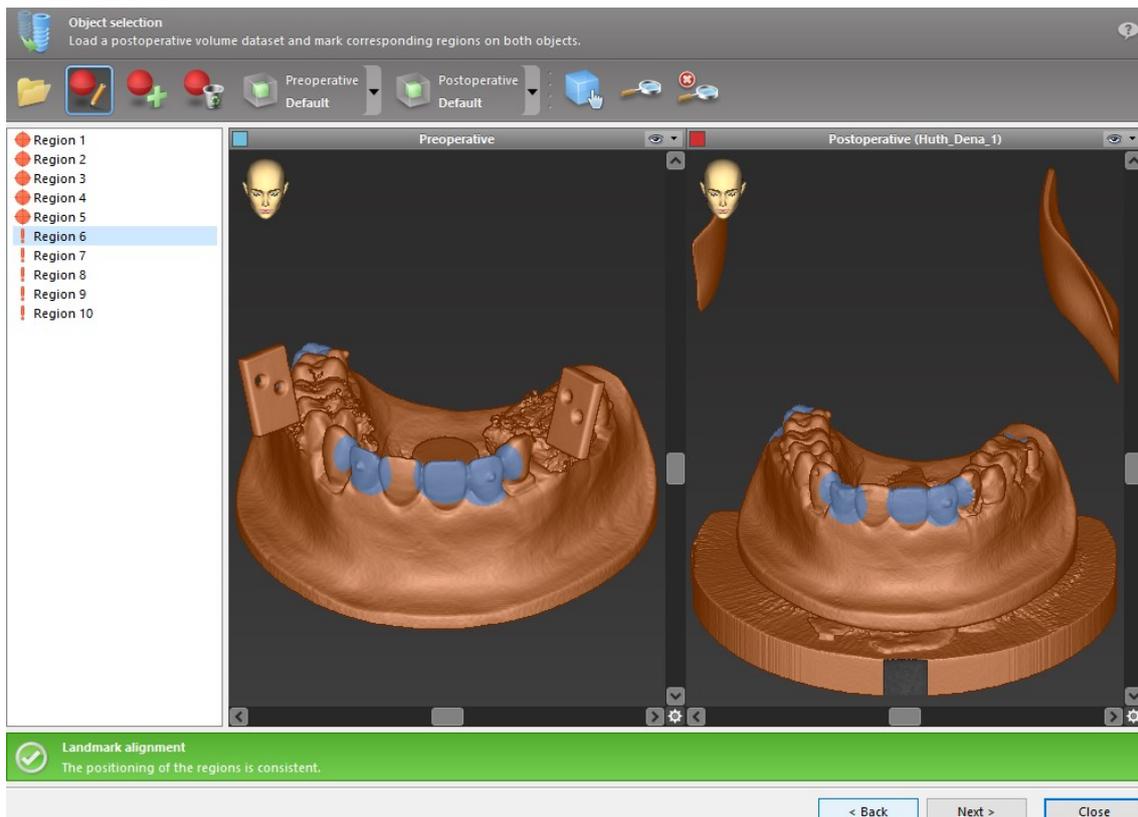


Abbildung 26. Überlagerung des präoperativen (links) und postoperativen (rechts) Datensatzes in der coDiagnostiX Software. Insgesamt wurden sechs identische Punkte (blau) auf beiden Modellen ausgewählt. Anhand dieser Anhaltspunkte kann die Software der gleichgebliebenen Oberflächen exakt überlagern.

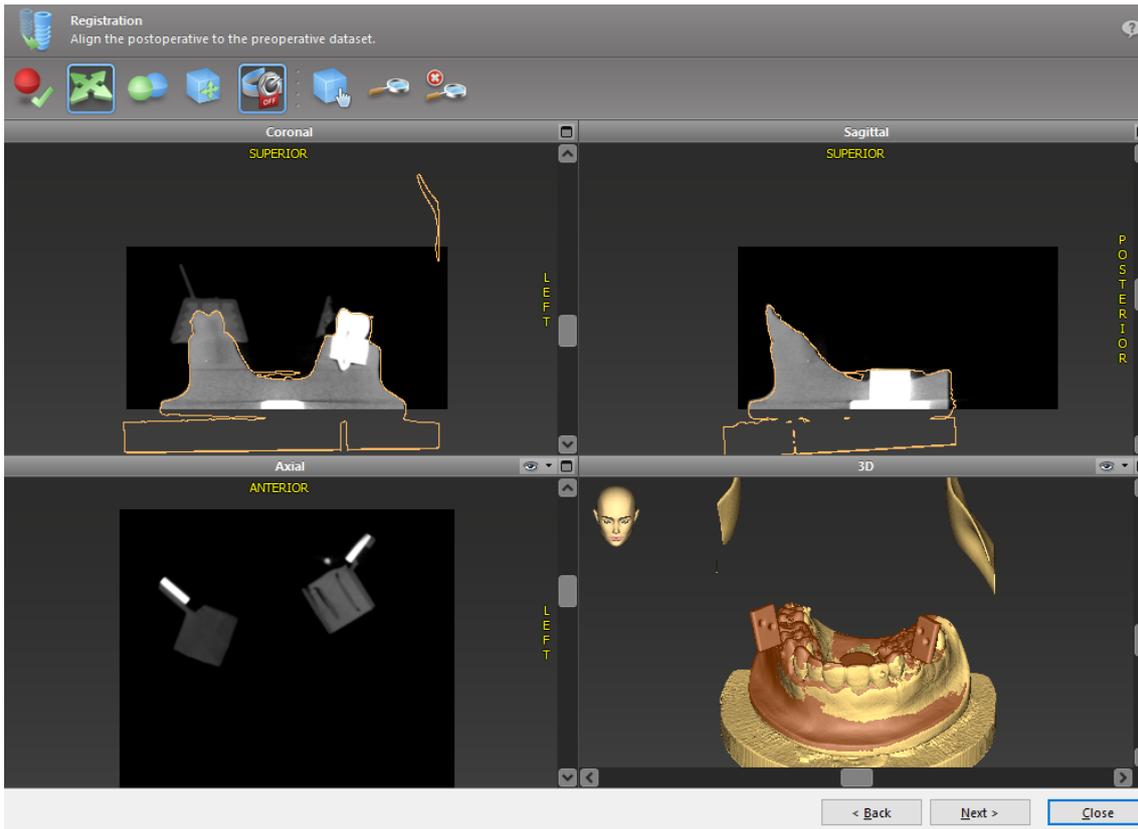


Abbildung 27. Nach der Überlagerung der beiden Datensätze kann in der Ebenen (koronal/sagittal/axial) sowie am 3D Modell überprüft werden, ob die Überlagerung erfolgreich war. Dazu ist der präoperative Datensatz farblich grau dargestellt wohingegen die Oberflächen des postoperativen DVTs orange dargestellt werden.

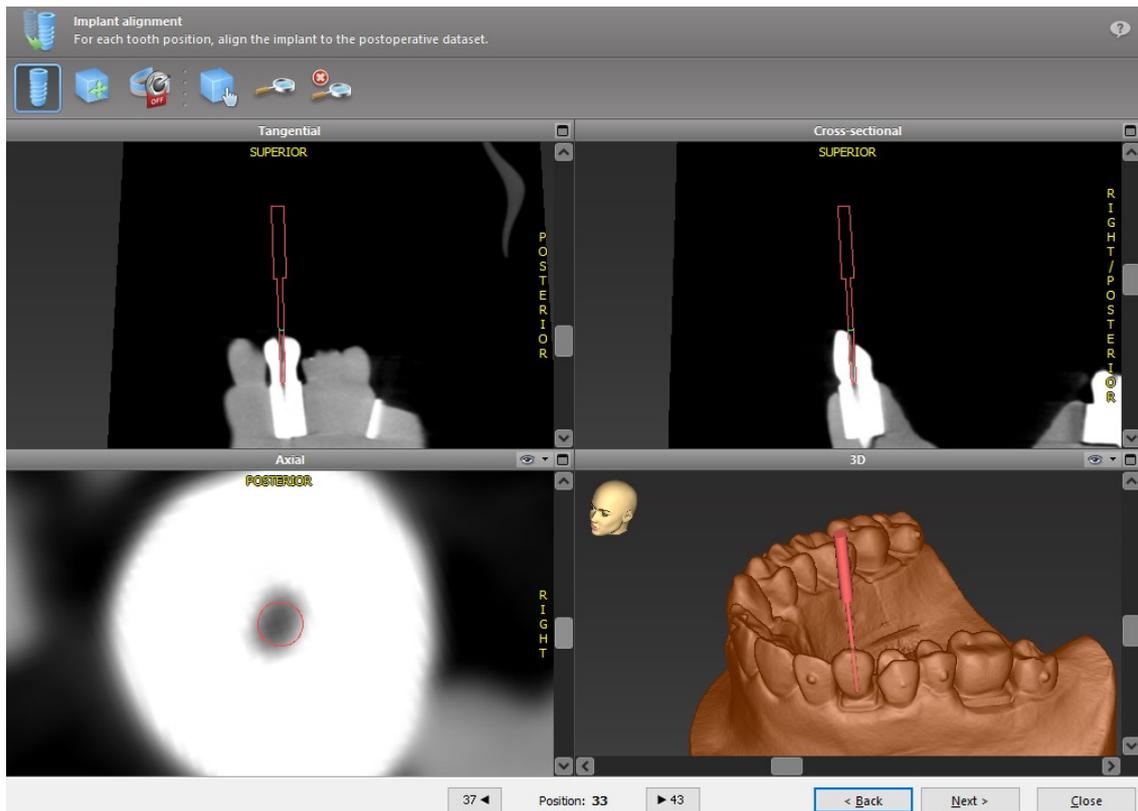


Abbildung 28. Treatment Evaluation Tool der CoDiagnostiX Software. Zunächst wird ein Bohreranalogon des verwendeten Bohrers (rot) in der präparierten Kavität entsprechend des angelegten Bohrkanals ausgerichtet. Hier wird die Durchgeführte Bohrung für jeden Zahn separat ausgerichtet und in der sagittal, koronal und axialen Ebene überprüft.

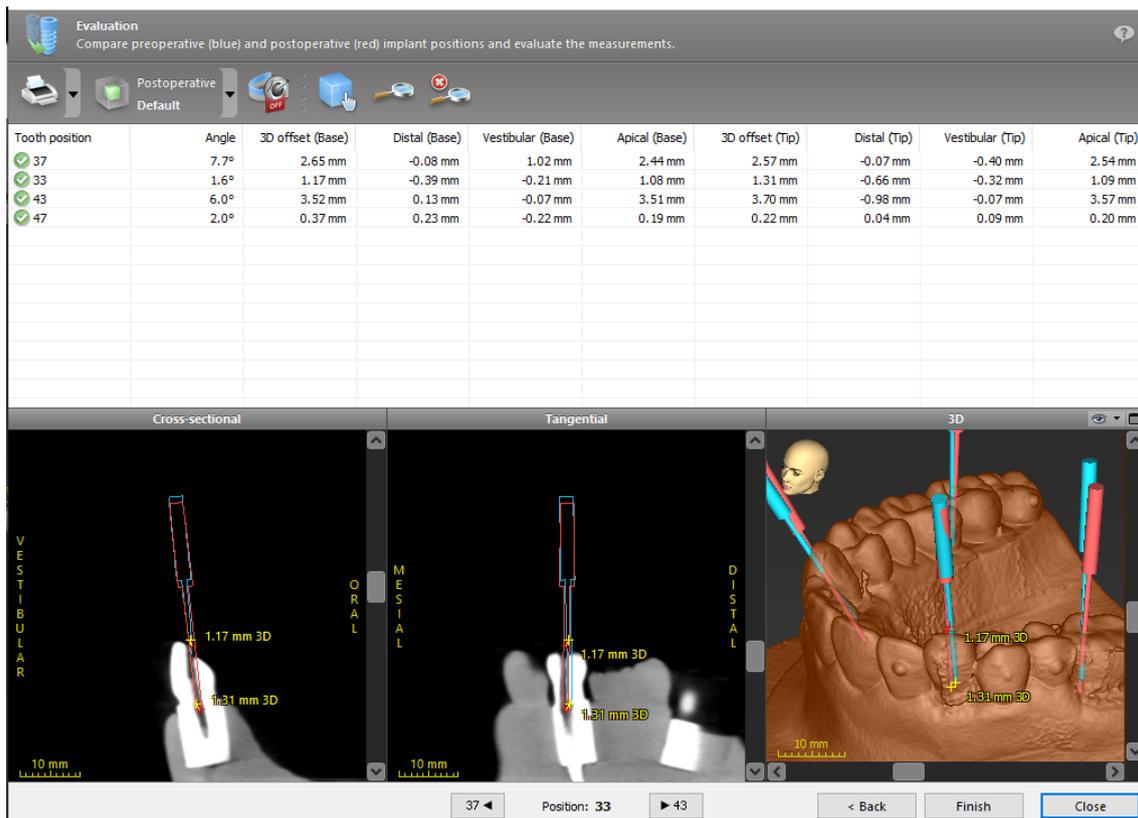


Abbildung 29. Ergebnisse der Abweichung zwischen geplanter (blau) und durchgeführter (rot) Bohrung. Oben stehen die entsprechenden Abweichungen für jeden Zahn im Modell. Die Software berechnet die Winkelabweichung, 3D OffsetTip/Base sowie distale, vestibuläre und apikale Abweichung an der Spitze und dem Eintrittspunkt automatisch. Unten sind die Abweichungen mit den Bohrern an zwei DVT Schnittbildern und dem 3D Model visualisiert.

## 5.4.2 Messparameter

Die Abweichung jeder Trepanation zur Planung wurde mit der coDiagnostiX Software berechnet und beinhaltet den Winkel in Grad, der zwischen geplanter und durchgeführter Bohrung gemessen wird. Außerdem wurde die dreidimensionale Abweichung in mm am Eintrittspunkt (Baseoffset3D) und an der Spitze (Tipoffset3D) des Bohrers bestimmt. Desweiteren wurde die Zeit in Minuten gemessen, von Beginn der Trepanation bis zum Auffinden des Kanals. Außerdem wurde überprüft, ob der Kanal gefunden wurde und ob ein Zahn perforiert wurde.

## 5.4.3 Statistik

Mithilfe des Statistikprogrammes SPSS 26.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) wurden die Abweichungen zwischen den geplanten und den präparierten Zugangskavitäten für jede

Methode deskriptiv angegeben (Mittelwert, Standardabweichung, Minimal-, Maximal- und Medianwerte). Die Auswertung der echten und 3D gedruckten Zähne erfolgte separat. Nach Prüfung der Daten auf Normalverteilung (Shapiro-Wilk-Test) wurden die drei Techniken hinsichtlich der berechneten Abweichungen von der Planung verglichen (nichtparametrischer Kruskal-Wallis-Test + Dunn-Bonferroni-Test für 3D gedruckte Zähne und One-Way-ANOVA + Tukey-Test für die echten Zähne). Die sekundären Ergebnisparameter der drei Gruppen (Kanal gefunden ja/nein und Perforation ja/nein) wurden mit dem Chi-Quadrat-Test verglichen. Das Alpha-Signifikanzlevel wurde auf 0,05 festgelegt. Eine multivariate Analyse (allgemeines lineares Modell) bewertete die Effektgrößen des Behandlers, der Methode, des Zahntyps sowie deren Interaktionsterme auf die analysierten Parameter (partielle Eta-Quadrat-Statistik,  $\eta^2$ ). Größere Werte weisen auf einen größeren Einfluss hin, der durch das Berechnungsmodell berücksichtigt wird. Die Reliabilität zwischen den Behandlern wurde mit der Intraklassen-Korrelation mit 95%igem Konfidenzintervall für alle primären Ergebnisparameter berechnet.

## 6 Ergebnisse

### 6.1 Deskriptive Analyse der Ergebnisse und statistische Auswertung

Die Abweichungen zwischen den geplanten und tatsächlichen Pilotbohrpositionen hinsichtlich der getesteten Parameter und der gemessenen Zeit zum Auffinden des Kanals sind in Tabelle 1 für die 3D gedruckten Zähne und Tabelle 2 für die echten Frontzähne zusammengefasst sowie in Abbildung 20 grafisch dargestellt. Tabelle 3 zeigt die Anzahl der gefundenen Kanäle und der Perforationen nach Trepanation für die 3D gedruckten und die echten Zähne.

#### 3D gedruckte Zähne

Wenn man die Daten aller vier Operateure zusammenfasst, waren die gemessenen Winkelabweichungen zwischen allen drei Gruppen signifikant unterschiedlich ( $p < 0,001$ ) (Tabelle 1). Die höchste Abweichung wurde in der manuellen Gruppe (MAC) mit  $9,53 \pm 6,36^\circ$  festgestellt, während die dynamische Gruppe (DAC) eine mittlere Abweichung von  $2,82 \pm 1,8^\circ$  aufwies. Die geringste Abweichung von  $1,12 \pm 0,85^\circ$  war in der statischen Navigationsgruppe (SAC) zu beobachten. Für die Abweichung am Eintrittspunkt (Baseoffset3D) und an der Spitze des Bohrers (Tipoffset3D) konnte kein signifikanter Unterschied zwischen der manuellen und der dynamischen Gruppe festgestellt werden ( $p > 0,05$ ), während die statische Navigation im Vergleich zu den anderen signifikant geringeren Abweichungen aufwies ( $p < 0,001$ ; Baseoffset3D: MAC  $1,85 \pm 0,89$  mm, DAC  $1,62 \pm 0,7$  mm, SAC  $0,77 \pm 0,37$  mm; Tipoffset3D: MAC  $1,77 \pm 0,84$  mm, DAC  $1,65 \pm 0,79$  mm, SAC  $0,86 \pm 0,38$  mm). Die für das Auffinden des Kanals benötigte Zeit war bei der manuellen Technik signifikant kürzer (Mittelwert  $\pm$  SD, 02:17  $\pm$  01:07 min) als bei der dynamischen Methode 04:12  $\pm$  01:50 min ( $p < 0,001$ ). Die Trepanation mit Bohrschablone (2:22  $\pm$  0:58 min) war signifikant schneller als der dynamische Ansatz ( $p < 0,001$ ), während es keinen Unterschied zwischen der manuellen und statischen Methode gab ( $p = 0,489$ ). Insgesamt wurde 6 Kanäle nicht gefunden und 3 Perforationen traten auf. Es gab keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen ( $p < 0,050$ ) (Tabelle 3).

Messparameter	Gruppe	MW ± SD	Min	Max	Median	Gruppenvergleich	P Wert
Winkel (°)	Manuell	9,53 ± 6,36	2,00	27,00	7,85	Manuell-Denacam*	<0,001
	Denacam	2,82 ± 1,8	0,00	6,60	2,65	Denacam-Bohrschablone*	<0,001
	Bohrschablone	1,12 ± 0,85	0,00	3,50	0,85	Bohrschablone-Manuell*	<0,001
BaseOffset3D (mm)	Manuell	1,85 ± 0,89	0,33	4,15	1,69	Manuell-Denacam	0,476
	Denacam	1,62 ± 0,7	0,22	2,95	1,70	Denacam-Bohrschablone *	<0,001
	Bohrschablone	0,77 ± 0,37	0,21	1,73	0,68	Bohrschablone-Manuell*	<0,001
TipOffset3D (mm)	Manuell	1,77 ± 0,84	0,46	3,74	1,57	Manuell-Denacam	0,550
	Denacam	1,65 ± 0,79	0,27	3,45	1,59	Denacam-Bohrschablone*	<0,001
	Bohrschablone	0,86 ± 0,38	0,19	1,68	0,78	Bohrschablone-Manuell*	<0,001
Zeit (min:sek)	Manuell	02:17 ± 01:07	00:38	05:10	01:59	Manuell-Denacam *	<0,001
	Denacam	04:12 ± 01:50	01:47	07:19	03:43	Denacam-Bohrschablone *	<0,001
	Bohrschablone	02:22 ± 00:58	00:51	04:08	02:08	Bohrschablone-Manuell	0,489

Tabelle 1. Die Tabelle zeigt die berechneten Abweichungen zwischen geplanter und tatsächlicher Bohrung, den Mittelwert (MW) und die Standardabweichung (SD), das Minimum (Min), das Maximum (Max), den Median und den P-Wert des Vergleichs zwischen den drei Gruppen unter Verwendung der 3D gedruckten Zähne (Kruskal-Wallis-Test und Dunn-Bonferroni-Test Alpha-Level  $P < 0,05$ ; \*) kennzeichnet die Gruppe mit signifikant geringerer Abweichung).

### Echte Zähne

Hinsichtlich des Winkels war die Abweichung zwischen Planung und der tatsächlichen Bohrung bei der dynamischen Navigation ( $2,27 \pm 1,25^\circ$ ) und der statischen Navigation ( $1,14 \pm 0,75^\circ$ ) signifikant geringer als bei der manuellen Gruppe ( $4,15 \pm 1,76^\circ$ ) ( $p < 0,05$ ) (Tabelle 2). Zwischen der Gruppe mit dynamischer und statischer Navigation wurde kein signifikanter Unterschied in Bezug auf die Winkelabweichung festgestellt ( $p = 0,155$ ). Hinsichtlich der 3D Abweichung am Eintrittspunkt und an der Spitze (Baseoffset3D, Tipoffset3D) konnte kein signifikanter Unterschied zwischen dem manuellen und dem dynamischen Ansatz festgestellt werden ( $p = 0,996$ ,  $p = 0,969$ ), während die Verwendung von Bohrshablonen zu signifikant geringeren Abweichungen führte als die anderen ( $p \leq 0,018$ ; Baseoffset3D: MAC  $1,55 \pm 0,90$  mm, DAC  $1,52 \pm 0,98$  mm, SAC  $0,44 \pm 0,27$  mm; Tipoffset3D: MAC  $1,57 \pm 0,84$  mm, DAC  $1,49 \pm 1,05$  mm, SAC  $0,46 \pm 0,21$  mm). Die für das Auffinden des Kanals benötigte Zeit war bei der manuellen ( $03:30 \pm 01:39$  min) und statischen Navigation ( $04:05 \pm 02:18$  min) signifikant kürzer als bei der dynamischen Navigation ( $08:09 \pm 03:18$  min) ( $p < 0,05$ ), während bei der manuellen und statischen Navigation kein signifikanter Unterschied bestand ( $p = 0,858$ ).

Es gab keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen, ob der Kanal gefunden wurde (Kanal nicht gefunden, n = 2) oder ob eine Perforation (n = 3) vorlag ( $p > 0,050$ ) (Tabelle 3).

Messparameter	Gruppe	MW $\pm$ SD	Min	Max	Median	Gruppenvergleich	P Wert
Winkel (°)	Manuell	4,15 $\pm$ 1,76	2,10	7,70	3,7	Manuell-Denacam*	0,010
	Denacam	2,27 $\pm$ 1,25	0,80	5,10	1,85	Denacam-Bohrschablone	0,155
	Bohrschablone	1,14 $\pm$ 0,75	0,10	2,20	1,25	Bohrschablone-Manuell*	<0,001
BaseOffset3D (mm)	Manuell	1,55 $\pm$ 0,90	0,48	3,22	1,36	Manuell-Denacam	0,996
	Denacam	1,52 $\pm$ 0,98	0,3	3,2	1,34	Denacam-Bohrschablone *	0,013
	Bohrschablone	0,44 $\pm$ 0,27	0,09	0,96	0,35	Bohrschablone-Manuell*	0,010
TipOffset3D (mm)	Manuell	1,57 $\pm$ 0,84	0,29	3,29	1,5	Manuell-Denacam	0,969
	Denacam	1,49 $\pm$ 1,05	0,22	3,37	1,31	Denacam-Bohrschablone*	0,018
	Bohrschablone	0,46 $\pm$ 0,21	0,1	0,88	0,45	Bohrschablone-Manuell*	0,010
Zeit (min:sek)	Manuell	03:30 $\pm$ 01:39	01:35	06:51	03:14	Manuell-Denacam *	0,001
	Denacam	08:09 $\pm$ 03:18	02:48	13:15	08:59	Denacam-Bohrschablone *	0,003
	Bohrschablone	04:05 $\pm$ 02:18	01:40	08:50	03:15	Bohrschablone-Manuell	0,858

Tabelle 2. Die Tabelle zeigt die berechneten Abweichungen zwischen geplanter und tatsächlicher Bohrung, den Mittelwert (MW) und die Standardabweichung (SD), das Minimum (Min), das Maximum (Max), den Median und den P-Wert des Vergleichs zwischen den drei Gruppen unter Verwendung der echten Zähne (Kruskal-Wallis-Test und Dunn-Bonferroni-Test Alpha-Level  $P < 0,05$ ; (\*) kennzeichnet die Gruppe mit signifikant geringerer Abweichung).

		3D gedruckte Zähne				P Wert	Echte Zähne				P Wert		
		Ja	Nein	% Ja	% Nein		Ja	Nein	% Ja	%Nein			
Kanal gefunden	Manuell	45	3	93,8	6,3	MAC-DAC	0,695	9	1	90	10	MAC-DAC	1,000
	Denacam	46	2	95,8	4,2	DAC-SAC	0,168	9	1	90	10	DAC-SAC	0,305
	Bohrschablone	47	1	97,9	2,1	SAC-MAC	0,307	10	0	100	0	SAC-MAC	0,305
Perforation	Manual	2	46	4,2	95,8	MAC-DAC	0,557	1	9	10	90	MAC-DAC	1,000
	Denacam	1	47	2,1	97,9	DAC-SAC	0,315	1	9	10	90	DAC-SAC	1,000
	Bohrschablone	0	48	0	100	SAC-MAC	0,153	1	9	10	90	SAC-MAC	1,000

Tabelle 3. Die Tabelle zeigt die nominalen Daten für die 3D gedruckten Zähne und die echten Zähne. Beide Parameter, ob der Kanal gefunden wurde und ob der Zahn perforiert war, werden für jede Gruppe analysiert (Chi-Quadrat-Test, Alpha-Niveau  $P < 0,05$ ). Beide Parameter werden auch in % angegeben, ebenso wie der P-Wert, um die Signifikanz zwischen den Gruppen zu vergleichen.

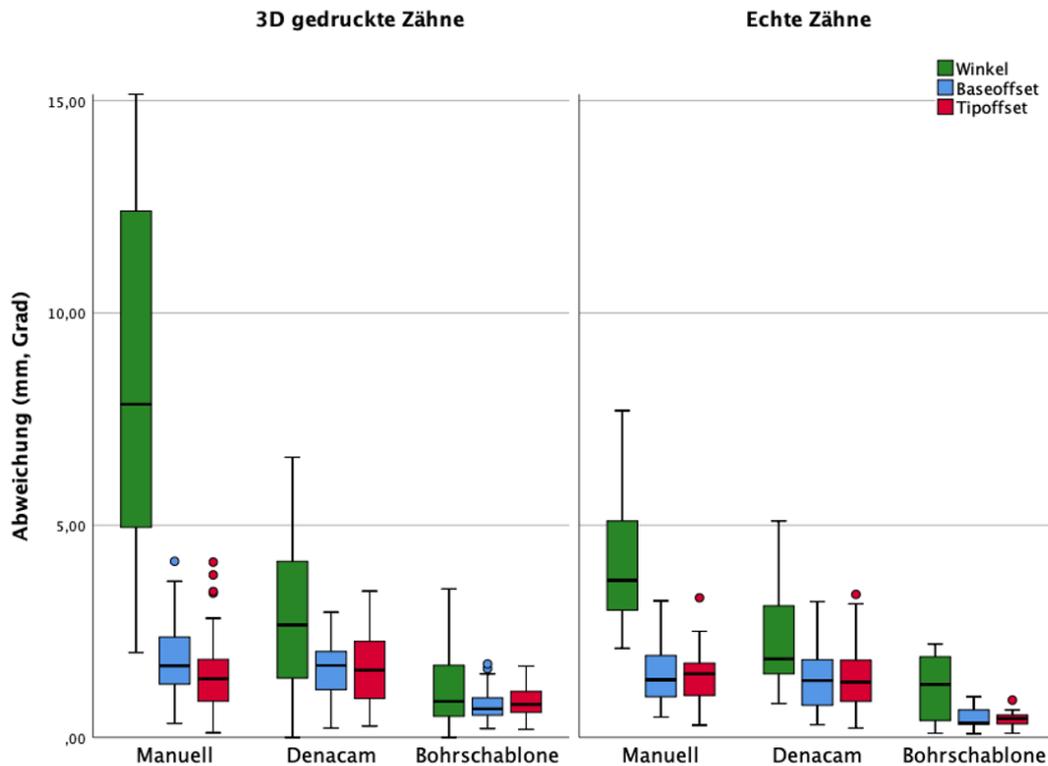


Abbildung 30. Boxplots der gemessenen Abweichungen zwischen geplanter und tatsächlicher Bohrung für die primären Ergebnisparameter (Winkel, Baseoffset3D, Tipoffset3D) für alle drei Methoden (manuell, dynamische Navigation, Bohrschablone) unter Verwendung entweder der 3D gedruckten Zähne (linke Seite) oder der echten Frontzähne (rechte Seite). Die Kästchen stellen den Interquartilsbereich dar (der Median ist fett gedruckt, die Whisker geben das Minimum und Maximum an). Um die Übersichtlichkeit zu verbessern, wurde der obere Whisker des Boxplots, der die Winkelabweichung der 3D gedruckten Zähne (links) beschreibt, auf 15 und nicht auf 23 begrenzt (zwei Ausreißer bei 24 und 27 sind nicht dargestellt).

## 6.2 Effektgrößen und Intraklassen-Korrelation

Hinsichtlich der Effektgrößen ergab sich der größte Einfluss auf die Winkelabweichungen zwischen Planung und tatsächlichen Bohrung aus der angewandten Methode ( $\eta^2=0,524$ ), gefolgt von der Zahnart (0,364) und mit dem geringsten Einfluss vom Behandler (0,08). Den größten Einfluss auf die Abweichung am Eintrittspunkt (Baseoffset3D) hatte wiederum die Methode ( $\eta^2=0,471$ ) und der Zahntyp (0,157), während der Behandler keinen signifikanten Einfluss zeigte. Die größte Effektgröße auf die Abweichung am Apex (Tipoffset3D) hatte ebenfalls die verwendete Methode ( $\eta^2=0,379$ ) und die Zahnart (0,21). Die benötigte Zeit zum Auffinden des Kanals wurde hauptsächlich von der angewandten Methode beeinflusst ( $\eta^2=0,524$ ), gefolgt von der Zahnart (0,363) und dem Behandler (0,203). Die Interaktionsterme (Methode\*Zahnart, Methode\*Behandler und

Behandler\*Zahnart) zeigten entsprechende Einflüsse auf die primären Ergebnisparameter.

Die Reliabilität zwischen allen vier Behandlern bezüglich der 3D gedruckten Zähne war gut mit einem ICC (Intra-class correlation) von 0,878 (CI: 0,798 - 0,932) für die Winkelabweichung, 0,775 (CI: 0,625 - 0,875) für die 3D Abweichung am Eintrittspunkt, 0,796 (CI: 0,663 - 0,886) für die 3D Abweichung am Apex und 0,798 (CI: 0,657 - 0,889) für die benötigte Zeit.

Für die Berechnung der Effektgrößen der echten Zähne wurden alle Datensätze des Behandlers LB zusammengefasst. Dieser Datensatz bestand aus den 30 echten Frontzähnen und den 36 3D gedruckten Zähnen, die von Behandler LB trepaniert wurden. Den größten Einfluss auf die Winkelabweichungen hatte die Methode ( $\eta^2 = 0,694$ ), gefolgt vom Zahntyp (0,421). Die Abweichungen am Eintrittspunkt und an der Spitze des Bohrers entstanden durch die Methode mit geringen Effektgrößen von 0,173 und 0,152. Die benötigte Zeit, um den Kanal zu finden, wurde hauptsächlich von der Zahnart beeinflusst (0,400), gefolgt von der Methode (0,293). Der Interaktionsterm Methode\*Zahnart zeigte einen signifikanten Einfluss auf die Winkelabweichung (0,487).

## 7 Diskussion

### 7.1 Diskussion der Methode

Mit einer zunehmenden Anzahl an durchzuführenden Wurzelkanalbehandlung und steigendem Patientenalter müssen immer mehr komplexe endodontische Fälle gelöst werden. Ziel dieser Studie war es eine statische Bohrschablone und ein dynamisches Navigationssystem bezüglich ihrer Genauigkeit im Vergleich zur konventionellen Trepanation zu untersuchen. Dazu wurden alle Trepanationen digital geplant und nach Durchführung ein neuer DVT-Datensatz aufgenommen. Dieser wurde mit dem Ursprünglichen überlagert, um die Abweichungen bestimmen zu können. Des Weiteren wurde die Zeit bis Auffindung des Kanals gemessen. Außerdem wurde notiert, ob die gesuchten Kanäle gefunden wurden. Die Zähne wurden auf eventuelle Perforationen untersucht. Die Studie erfolgte unter Verwendung von 3D gedruckten Zähnen zur Schaffung gleicher Bedingungen in allen Gruppen. Mit den 3D gedruckten Zähnen war es möglich, seltene anatomische Schwierigkeiten in hoher Stückzahl zu reproduzieren. Zudem wurden echte Frontzähne herangezogen, die bezüglich Farbe, Form und Beschaffenheit der klinischen Situation am Patienten ähnlicher sind.

Zu Beginn dieser Studie wurden 34 echte Zähne ausgewählt, davon wurden 4 mit besonders komplexen anatomischen Strukturen ausgewählt und digitalisiert, sowie mittels 3D Druck repliziert. Dadurch war es einerseits möglich, eine der Klinik identische Anatomie der Zähne zu erzielen, andererseits gleiche Grundvoraussetzungen für die verschiedenen Trepanation zu ermöglichen. Dies ist ein Vorteil gegenüber auf dem Markt erhältlicher endodontischer Übungszähne, da hier die Auswahl limitiert ist und anatomische Besonderheiten nur begrenzt dargestellt werden. Außerdem handelt es sich bei 3D gedruckten Zähnen um eine kostengünstigere Variante, die sowohl bezüglich Materialeigenschaften als auch Genauigkeit vergleichbar mit kommerziell erhältlichen Produkten sind (Reymus et al., 2019). Diese Voraussetzungen ermöglichten gemäß einer in vitro Studie alle drei Vorgehensweisen an identischen Zähnen in großer Quantität mit denselben Schwierigkeiten zu vergleichen. Das zum 3D Druck verwendete *Resin* erlaubt es mit auf dem Markt erhältlichen Druckern die Radioopazität der gedruckten Zähne für Röntgenaufnahmen zu imitieren. Eine Nachahmung der Härte von Dentin, sowie

realitätsnaher Mikrostrukturen von Schmelz und Dentin kann jedoch nicht gewährleistet werden (Reymus et al., 2020). Dieser Nachteil gilt auch für den in der Studie verwendeten *Resin*, obwohl es sich um einen speziell für endodontische Übungszähne entwickelten Kunststoff handelte. Eine einfarbige Imitation eines Zahnes ohne farbliche und anatomische Orientierungspunkte stellt vor allem für die konventionelle Methode Nachteile dar. Insbesondere bei der Arbeit ohne navigiertes System mit alleiniger visueller Einschätzung der Gegebenheit können hier Limitationen auftreten (Connert et al., 2019). Um diesen Limitationen gerecht zu werden, wurde zusätzlich zu den 144 gedruckten Zähnen 30 echte Frontzähne in die Studie inkludiert. Je zehn Zähne pro Gruppe mit einem Wurzelkanal und (möglichst fortgeschrittenen) Obliterationen wurden ausgewählt. Dadurch war es möglich, die oben beschriebenen Nachteile insbesondere bezüglich der konventionellen Methode zu relativieren und die Vorgehensweisen an echten Zähnen zu simulieren, welche bessere visuelle und anatomische Anhaltspunkte verglichen zu 3D gedruckten Zähnen bieten (Kolling et al., 2021). Im Vergleich zu weiteren in Vitro Studien mit Untersuchungen navigierter Zugangskavitäten beinhaltet unser (bis dato einzigartiges) Studiendesign die Analyse von drei Methoden (konventionelle, dynamische und statische Trepanation) an 3D gedruckten Zähnen und echten Zähnen. In anderen Studien wird entweder nur eine Methode untersucht (Torres et al., 2021), oder ein Vergleich von zwei Methoden konventionell vs. Bohrschablone (Connert et al., 2019) bzw. konventionell vs. dynamisch (Connert et al., 2021) durchgeführt. Zubizarreta-Macho et al. analysierte konventionelle, dynamische und statische Herangehensweisen, diese jedoch nur unter Verwendung 3D gedruckter Zähne (Zubizarreta-Macho et al., 2020). Auch befassen sich diese Studien meist nur mit dem Erschließen von obliterierten Frontzähnen und nicht mit anderen komplexen Zahnanatomien. In der vorliegenden Untersuchung wurden neben der sehr gut untersuchten und beschriebenen Anwendung bei obliterierten Frontzähnen auch die Verwendung bei Molaren mit Pulpensteinen und zweitem mesio-bukkalem Kanal beschrieben sowie die Verwendung bei einem Eckzahn mit einer lingualen Wurzel untersucht. Die geplanten Zugangskavitäten der 3D gedruckten Zähne wurden von insgesamt vier verschiedenen Behandlern angelegt, um einen individuellen vom Behandler abhängigen Einfluss auszuschließen. Die berechnete Effektstärke (partielles  $\eta^2$ ) für die Winkelabweichung und die Abweichung am Apex und am Eintrittspunkt

hatten im Vergleich zur Methode und dem verwendeten Zahntyp den geringsten Einfluss. Außerdem wurde zur Vermeidung eines Lerneffekts ein Abstand von mindestens zwei Wochen zwischen den Versuchen eingehalten.

Bei der Herstellung des Modelles für die 3D gedruckten Zähne wurde darauf geachtet, dass die Zähne möglichst genau reponierbar waren, indem ein Würfel um die Wurzel geplant wurde. Da es bei allen Anwendungen von 3D Druck trotz Beachtung aller Hersteller- und Verarbeitungsangaben zu minimalen Abweichung kommen kann, wurde nach Herstellung die Passung der auswechselbaren Zähne an 15 Modellen beispielhaft kontrolliert (Marcel et al., 2020). Dazu wurden Oberflächenscans angefertigt und überlagert. Die Software berechnete die Abweichung, welche nicht signifikant war. Es gilt zu erwähnen, dass nicht alle Zähne kontrolliert wurden. Außerdem wurden die Modelle nur mit dem Ausgangsmodell verglichen. Ein Vergleich der Modelle untereinander erfolgte nicht, minimalen Abweichungen sind deshalb nicht auszuschließen. Bei der Herstellung der Bohrschablone ist es nötig, neben dem DVT einen Oberflächenscan anzufertigen, um eine exakte Passung der späteren Bohrschablone zu gewährleisten. Der erzeugte Datensatz, der entweder direkt mittels Scan angefertigt wird oder über eine konventionelle Abformung und Digitalisierung im Laborscanner läuft, muss mit dem DVT Datensatz überlagert werden. In unserem Fall wurde mit einem Laborscanner gearbeitet, da diese im Vergleich zu Intraoralscannern eine höhere Genauigkeit aufweisen (Nulty, 2021). Bei der Überlagerung kann es zu geringen Abweichungen zwischen den Datensätzen kommen (Li-Rodríguez et al., 2022). Um diese Abweichungen möglichst gering zu halten, wurden immer sechs Punkte auf beiden Datensätzen ausgewählt. Die Software kann bereits Datensätze mit drei Punkten verwerten. Außerdem wurden auf dem Modell für die 3D gedruckten Zähne auf den vestibulären und oralen Zahnflächen kleine Kugeln angebracht, welche eine genauere Überlagerung und Punktauswahl auf den Datensätzen ermöglichten. Neben der geringen Abweichung beim 3D Druck der Bohrschablone kommt es auch durch das Befestigen der Bohrhülse zu Abweichungen (Van Assche and Quirynen, 2010). Bei Verwendung der dynamischen Systeme kommt es aufgrund der Markerbefestigung mit einem Polyether durch die Materialeigenschaften zu Abweichungen (Rajendran et al.,

2021). Die präzise Lokalisation des Markers kann bei Positionierung nicht überprüft werden.

Alle Behandler erhielten vor der Durchführung der Versuche eine Einweisung in die verwendeten Systeme. Im Rahmen der Vorbereitung wurden fünf Zähne mit dem dynamischen System und der Bohrschablone von den Behandlern trepaniert. Dazu wurden 3D gedruckte Zähne verwendet, die keine Übereinstimmung mit den in der Studie verwendeten Zähnen zeigten. Dadurch sollte ein Trainingseffekt verhindert werden. Relevant ist eine vorangehende Einweisung speziell für die Anwendung des dynamischen Systems, um eine Routine im Umgang mit dem Gerät zu erlangen, sowie die oben erwähnte Lernkurve zu durchlaufen (Block et al., 2017, Torres et al., 2021). Die konventionelle Methode wurde von keinem Behandler geprobt, da alle aus dem klinischen Alltag mit dieser Situation vertraut waren. Die in der vorliegenden Studie untersuchten Messparameter setzen sich aus den durch die verwendete Software berechneten Winkel und Abweichungsdaten zusammen. Des Weiteren wurde die zur Untersuchung benötigte Zeit, sowie Auffinden des Kanals und potenzielle Perforationen aufgenommen. Ein einheitlicher Vergleich ist nicht mit allen Studien möglich, da es keine standardisierten Auswertungskriterien gibt und die verwendeten Messmethoden nicht immer nachzuvollziehen sind. Deshalb wurde in dieser Studie eine Software zum Planen und Auswerten gewählt, welche auch in anderen Studien Verwendung findet (Connert et al., 2017, Zehnder et al., 2016, Connert et al., 2021). Bei den anderen auf dem Markt erhältlichen dynamischen Systemen bietet der Hersteller meist eine entsprechende Planungssoftware an. Daher wird in diesen Studien mit einer anderen Software gearbeitet, welche aber die gleichen Parameter wie in dieser Studie berechnete (Zubizarreta-Macho et al., 2020, Torres et al., 2021).

## **7.2 Diskussion der Ergebnisse**

Bohrschablonen wurden in der Zahnmedizin ursprünglich für das präzise Inserieren von Implantaten entwickelt. Mit der Entwicklung von dünneren Bohrern wurden sie auch für das Erschließen von obliterierten Wurzelkanälen angewendet. In einer *in vitro* Studie, in der die Genauigkeit von Bohrschablonen untersucht wurde, wurde eine Erfolgsquote von 100% beim Auffinden von Wurzelkanälen in einwurzeligen humanen Frontzähnen

(60 von 60) berichtet (Zehnder et al., 2016). Im Vergleich dazu wurden in unserer Studie 10 von 10 Kanäle der humanen Zähne und 47 von 48 Kanäle der 3D gedruckten Zähne mithilfe einer Bohrschablone gefunden. Beide Studien zeigen eine sehr ähnliche Genauigkeit, obwohl in der Studie ein dickerer und stabilerer Bohrer mit einem Durchmesser von 1,5 mm verwendet wurde. In der vorliegenden Untersuchung wurde ein Bohrer mit 1 mm Durchmesser benutzt. Die mittlere Winkelabweichung wurde mit  $1,81^\circ$  angegeben und der Median betrug  $1,4^\circ$ . Damit sind die Werte etwas höher als die in unserer Studie gemessenen Werte. Nachteilig bei dieser Studie ist vor allem der größere Bohrerdurchmesser, da es dadurch zu einem erhöhten Substanzverlust kommt und die Zahnstabilität durch den erhöhten Substanzabtrag stärker negativ beeinflusst wird. Der dünnere Bohrerdurchmesser ist zwar für einen geringen Substanzverlust von Vorteil, er wirkt sich aber nachteilig auf die Stabilität des Bohrers aus. Dünnere Bohrer weisen eine höhere Flexibilität auf. Der nur minimale Unterschied bei den Winkelabweichungen unser Ergebnis lässt die Annahme zu, dass auch mit einem geringeren Bohrerdurchmesser eine sehr hohe Präzision mit der Bohrschablone möglich ist.

In einer weiteren *in vitro* Studie, die an 60 extrahierten Frontzähnen die Genauigkeit von Trepanationsöffnungen unter der Verwendung einer Bohrschablone untersuchte, wurden vergleichbare Winkelabweichungen von  $1,59 \pm 1,22^\circ$  gemessen (Connert et al., 2017). In dieser Studie wurden 100% der Kanäle gefunden. In beiden Studien wurde die gleiche Software wie in der aktuellen Studie verwendet, um die Planung durchzuführen und die Abweichungen zu bestimmen. Im Vergleich zeigte die aktuelle Studie eine ähnliche Erfolgsrate von 98,3% beim Auffinden des Kanals und eine noch geringere Winkelabweichung von  $1,12 \pm 0,85^\circ$  für die 3D gedruckten Zähne und  $1,14 \pm 0,75^\circ$  für die echten Zähne.

In einer weiteren *ex vivo* Studie wurde an 84 echten Zähnen, darunter Frontzähne, Prämolaren und Molaren, die Genauigkeit von Bohrschablonen untersucht (Su et al., 2021). In dieser Studie wurde kein Spiralbohrer, der auf der gesamten Arbeitslänge den gleichen Durchmesser aufweist, sondern ein spezieller Rosenbohrer, mit einem Durchmesser von 0,5 mm an der Spitze und einem Durchmesser von 1 mm am Schaft, verwendet. Die Zähne wurden in anatomisch korrekter Position in einem Model

befestigt. Nach einer DVT Aufnahme und Oberflächenscan wurden die Zugangskavitäten geplant. In Zähnen mit mehreren Kanälen wurden alle Kanäle geplant. Ausnahmen wurden bei Zähnen mit schwierigen Kanal anatomien wie beispielsweise einem zweiten mesiobukkalen Kanal oder C-förmige Wurzelkanäle gemacht. Das steht im Gegensatz zu unserer Studie, in der explizit auch diese schwierigen Kanäle trepaniert wurden. Wie in unserer Studie wurde nach der Trepanation mit der Bohrschablone die Abweichung zur Planung mit einer Software berechnet. Die Abweichungen betragen für den Winkel  $1,73 \pm 1,97^\circ$  und sind damit höher als die in unserer Studie für die Bohrschablone ermittelten Werte. Ursache könnte unter anderem der verwendete Bohrer sein oder auch die Planungs- und Auswertungssoftware, welche nicht näher beschrieben wurden. Da der verwendete Bohrer einen dünneren Schaft hatte, wie der in dieser Studie verwendete Bohrer weist dieser eine erhöhte Flexibilität auf. Dadurch kann es bei der Trepanation zu höheren Abweichungen gekommen sein.

Neben der Anwendung in der Implantologie wurde das in unserer Studie verwendete dynamische System (Denacam) in einer weiteren Studie in Bezug auf die Verwendung im endodontischen Einsatzbereich untersucht (Connert et al., 2021). In der vorliegenden Untersuchung wurden insgesamt 72 Frontzähne trepaniert, welche zuvor digitalisiert und anschließend 3D gedruckt wurden. Die Pulpalumen der Zähne wurden nachträglich am Computer verkleinert, um eine Obliteration nachzuahmen. Im Vergleich zur vorliegenden Studie wurde der Substanzverlust der dynamischen Trepanation ( $10,5 \text{ mm}^2$ ) im Vergleich zur konventionellen Trepanation ( $29,7 \text{ mm}^2$ ) untersucht, nicht aber die Genauigkeit der Trepanation. Außerdem wurde analog zu unserer Studie das Auffinden des Kanals, das Vorliegen einer Perforation und die durch den Behandler benötigte Zeit ermittelt. Insgesamt wurden 2,8% der Kanäle sowohl in der manuellen Gruppe als auch in der dynamischen Gruppe nicht gefunden (35 gefundene vs. 1 nicht gefundener Kanal). Der Kanal, der in beiden Gruppen nicht gefunden wurde, führte zu einer Perforation des Zahns. Bei den 3D gedruckten Zähnen in unserer Studie wurden 4,2% der Kanäle dynamisch und 6,2% mit konventioneller Trepanation nicht gefunden. Bei der dynamischen Navigation wurden 2,1% der Zähne perforiert und 4,2% in der manuellen Gruppe. Die durchschnittliche benötigte Zeit betrug in der dynamischen Gruppe 195 s und der konventionellen Gruppe 193 s. Im Vergleich zu 137 s in der

manuellen Gruppe und 252 s in der dynamischen Gruppe in unserer Studie. Die benötigte Zeit der dynamischen Gruppe war in unserer Studie etwas höher. Dies ist möglicherweise darin begründet, dass nicht nur obliterierte Frontzähne, sondern auch komplexere Zahnanatomien trepaniert wurden. Ursache für die kürzere Behandlungszeit in der manuellen Gruppe könnte die in unserer Studie zur Verfügung gestellten DVT Aufnahmen der Planung sein. Dadurch war es den Behandlern vor der Durchführung möglich, die Zahnanatomie zu visualisieren und diese als Hilfestellungen zu verwenden. Die komplexeren Zahnanatomien könnten auch der Grund für die höheren Perforationsraten seien.

In anderen Studien wird häufig ein vergleichbares dynamisches System (Navident, ClaroNav, Toronto, Kanada) verwendet, welches aus drei Komponenten besteht. In einer Studie von Gambarini et al. wurde das dynamische System mit der konventionellen Trepanation an 20 kommerziell erhältlichen Zähnen aus Kunststoff getestet. Nachteilig ist daran zunächst einmal die geringe Fallzahl, sowie die Verwendung kommerziell erhältlicher Zähne. Diese wiesen keinen anatomischen Schwierigkeit auf und rechtfertigen deshalb kaum den Einsatz eines dynamischen Systems und des dazugehörigen DVT rechtfertigen. Die gemessene Zeit, durchschnittlich  $11,5 \pm 2,4$ s für die dynamische Trepanation und  $12,2 \pm 3,2$ s für die manuelle, spiegelt den geringen Schwierigkeitsgrad der Trepanation wider. Die gemessenen Winkel von  $4,8 \pm 1,8^\circ$  dynamisch und  $19,2 \pm 8,6^\circ$  manuell sind deutlich höher als die Winkel in unserer Studie. Die Ursache könnte an der geringen Fallzahl liegen, oder an der Methodik wie die Auswertung erfolgte. In der Studie finden sich keine genauen Angaben wie die Abweichungen mit der postoperativem DVT Aufnahmen und Planung berechnet wurden (Gambarini et al., 2020).

In einer weiteren *in vitro* Studie wurden analog zu dieser Studie drei verschiedenen System zum Trepanieren der Zähne verglichen (Zubizarreta-Macho et al., 2020). Ein dynamisches System (Navident), eine statische Bohrschablone und die manuelle Trepanation wurden an zehn extrahierten Zähnen pro Gruppe verglichen. Die Bohrschablone wurde digital geplant, anschließend 3D gedruckt und mit einer Metallhülse versehen. Betrachtet wurde unter anderem die Häufigkeit von Perforationen und nicht gefundenen Kanälen. In dieser Studie wurden in der manuellen

Gruppe insgesamt zwei Kanäle nicht gefunden und einer perforiert. Im Vergleich zu den 30 echten Zähnen in unserer Studie wurde in jeder Gruppe ein Zahn perforiert, sowie zwei Kanäle nicht gefunden. Außerdem wurden die Winkelabweichung, die Abweichung am Eintrittspunkt und der Spitze der Bohrung verglichen. Bei Betrachtung der Abweichung zwischen Planung und tatsächlicher Bohrung zeigten sich in der Studie von Zubizarreta-Macho deutlich höhere Abweichungen. Die Winkelabweichung lag in der manuellen Gruppe bei  $14,95 \pm 11,15^\circ$ , in der statischen Gruppe bei  $10,04 \pm 5,20^\circ$  und in der dynamischen Gruppe bei  $5,58 \pm 3,23^\circ$ . In unserer Studie betragen die Winkelabweichungen bei den echten Frontzähnen und den 3D gedruckten Zähnen  $1,14 \pm 0,75^\circ$  und  $1,12 \pm 0,85^\circ$  mit der Bohrschablone, gefolgt von der dynamischen Gruppe mit  $2,27 \pm 1,25^\circ$  und  $2,82 \pm 1,8^\circ$  und der manuellen Gruppe mit  $4,15 \pm 1,76^\circ$  und  $9,53 \pm 6,36^\circ$  Abweichung von der Planung. Auffallend schlecht abgeschnitten hat im Vergleich zur vorliegenden Arbeit die dort verwendete Bohrschablone. Gründe hierfür könnten eine schlechte Passung der Schablone auf dem Modell gewesen sein oder auch eine fehlerhafte Herstellung. Auf mögliche Ursachen dieser im Vergleich zu anderen Studien hohen Abweichungen gehen die Autoren nicht näher ein.

In einer weiteren Studie wurde die Genauigkeit eines dynamischen Systems (Navident) an 84 3D gedruckten Zähnen mit Obliterationen untersucht (Jain et al., 2020a). Es wurden Frontzähne, Prämolaren und Molaren mit insgesamt 138 Kanälen verwendet, die dargestellt werden mussten. An dieser Studie wird ein Vorteil des dynamischen Systems deutlich, da mit einem DVT und derselben Planung mehrere Kanäle pro Zahn vollnavigiert trepaniert werden können. Bei einer Bohrschablone ist es dagegen meist nötig, mehrere Bohrschablonen zu drucken, da die eingesetzten Metallhülsen einen Mindestabstand benötigen. Aufgrund des geringen Abstands der Kanäleingänge und der Größe der Bohrhülsen kann eine Trepanation nicht mit einer einzigen Bohrschablone umgesetzt werden. Die in dieser Studie durchschnittlich benötigte Zeit, bis der Kanal gefunden wurde betrug 57,8s. Diese war deutlich geringer als die in unserer Studie ermittelte Zeit und ist wahrscheinlich durch das Studiendesign zu erklären. Ein einziger Zahnarzt war hier für das Trepanieren von 138 Kanälen zuständig. Dadurch hatte dieser Behandler viel Erfahrung mit dem Umgang des dynamischen Navigationssystems. Die gemessenen Abweichungen des dynamischen Systems betragen  $1,7^\circ$

Winkelabweichung und 1,3 mm 3D Abweichung an der Spitze. Die Winkelabweichung war in unserer Studie minimal höher, die 3D Abweichung dafür etwas geringer. Die Abweichung am Eintrittspunkt wurde in dieser Studie nur zweidimensional angegeben und lässt sich daher nicht exakt mit den Werten aus unserer Studie vergleichen.

Eine weitere Studie hat die Genauigkeit des dynamischen Systems Navident an 168 angelegten Zugangskavitäten getestet (Torres et al., 2021). Insgesamt konnten 93% der Kanäle erfolgreich lokalisiert werden. Die von uns ermittelte Erfolgsrate war mit 95,8% des dynamischen Systems bei den 3D gedruckten Zähnen etwas besser. Auch die hier ermittelte Winkelabweichung von  $2,81 \pm 1,53^\circ$  und 3D Abweichung an der Spitze der Bohrung  $1,60 \pm 0,95\text{mm}$  sind mit unseren Studienergebnissen nahezu deckungsgleich. Die Erfolgsquote beim Auffinden des Kanals lag bei 93% (156 gefundene Kanäle vs. 12 nicht gefundene) für das dynamische System. Dieses Ergebnis gleicht annähernd den Resultaten unserer Studie. Hier wurden 94,8% der Kanäle mit der dynamischen Navigation gefunden.

In einer weiteren *in vitro* Studie wurde die Genauigkeit eines dynamischen Systems (X-Guide System, X-Nav Technologies, Landsdale, USA) mit der konventionellen Trepanation an 60 einwurzeligen extrahierten Frontzähnen untersucht (Dianat et al., 2020). Die in dieser Studie berechneten Winkelabweichungen waren in der dynamischen Gruppe mit  $2,39 \pm 0,85^\circ$  signifikant geringer verglichen mit der konventionellen Trepanation mit  $7,25 \pm 4,2^\circ$ . Diese Ergebnisse ähneln den Werten, die in unserer Studie für die echten Zähne ermittelt wurden:  $2,27 \pm 1,25^\circ$  in der dynamischen Gruppe und  $4,15 \pm 1,76^\circ$  mit der konventionellen Trepanation. In der dynamischen Gruppe wurden insgesamt 96,6% (29 von 30) der Kanäle gefunden, verglichen mit 83,3% (25 von 30) in der manuellen Gruppe. Dies entspricht den Werten der aktuellen Studie (94,5% dynamisch und 92,6% manuell). Außerdem wurde die Zeit gemessen, welche zum Auffinden der Kanäle benötigt wurde: dynamisch  $227 \pm 97\text{ s}$  und manuell  $405 \pm 246\text{ s}$ . Bei diesen Werten ist zu beachten, dass die Messung im Vergleich zu unserer Studie erst nach der Schmelzreduktion begonnen wurde und nicht mit Start der Trepanation.

### **7.3 Aussagekraft und Limitationen**

Diese Arbeit liefert unter der oben beschriebenen Vorgehensweise einen guten Vergleich der verschiedenen Trepanationsmöglichkeiten in Bezug auf ihre Genauigkeiten an Zähnen mit anatomischen Schwierigkeiten. Sowohl das dynamische System als auch die statische Bohrschablone zeigten genauere Zugangskavitäten und ein deutlich vorhersehbareres Ergebnis im Vergleich zur konventionellen Methode. Das dynamische System war im begrenzten Umfang dieser Studie der Bohrschablone unterlegen. Die Hypothese, dass mithilfe der navigierten Systeme weniger Kanäle nicht gefunden werden und es seltener zu Perforationen kommt, wurde bestätigt. Da nicht nur die Zugangskavität und das Auffinden des Kanales für den Erfolg der Wurzelkanalbehandlung ausschlaggebend sind, ist die eingangs erwähnte Literatur zu beachten. Um einen langfristigen Erfolg der Behandlung zu gewährleisten, spielen weitere Faktoren wie eine adäquate Aufbereitung des Wurzelkanalssystems und ein Spülprotokoll, welches nach Möglichkeit die meisten Mikroorganismen aus dem Wurzelkanalsystem entfernt eine Rolle. Nach der Aufbereitung sollte der Wurzelkanal mit einer biokompatiblen und randständigen Wurzelkanalfüllung versorgt werden und mit einem dichten koronalen Verschluss versorgt werden, um eine Leckage und damit einer erneuten Kontamination des Wurzelkanales zu verhindern.

Im Rahmen dieser *in vitro* Studie ist es trotz eines kliniknahen Aufbaus nicht möglich, die klinische Situation genau nachzustellen. So sind patientenbezogene Faktoren wie Mundöffnung, Speichel, Blut, Patientenbewegungen und vieles mehr nicht zu imitieren. Daher sind in Zukunft neben den zahlreichen beschriebenen Fallberichten vor allem hochwertige *in-vivo* Studien der beschriebenen Systeme notwendig, um diese für die klinische Anwendung zu verifizieren. Außerdem wäre es wünschenswert, dass Scankörper für den endodontologischen Einsatz entwickelt werden. Damit erleichtert sich die postoperative Positionsbestimmung der Bohrung und auf ein zusätzliches postoperatives DVT kann verzichtet werden.

## 8 Literaturverzeichnis

1. AMERICAN ASSOCIATION OF ENDODONTISTS 2006. AAE Endodontic Case Difficulty Assessment Form and Guidelines.
2. AMERICAN ASSOCIATION OF ENDODONTISTS 2020. AAE Treatment Standards.
3. ANAND, M. & PANWAR, S. 2021. Role of Navigation in Oral and Maxillofacial Surgery: A Surgeon's Perspectives. *Clin Cosmet Investig Dent*, 13, 127-139.
4. ANDREASEN, J. O. 1970. Luxation of permanent teeth due to trauma. A clinical and radiographic follow-up study of 189 injured teeth. *Scand J Dent Res*, 78, 273-86.
5. ARAI, Y., TAMMISALO, E., IWAI, K., HASHIMOTO, K. & SHINODA, K. 1999. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol*, 28, 245-8.
6. BAGHDADY, V. S., GHOSE, L. J. & NAHOOM, H. Y. 1988. Prevalence of pulp stones in a teenage Iraqi group. *J Endod*, 14, 309-11.
7. BARUWA, A. O., MARTINS, J. N. R., MEIRINHOS, J., PEREIRA, B., GOUVEIA, J., QUARESMA, S. A., MONROE, A. & GINJEIRA, A. 2020. The Influence of Missed Canals on the Prevalence of Periapical Lesions in Endodontically Treated Teeth: A Cross-sectional Study. *J Endod*, 46, 34-39.e1.
8. BENDER, I. B., SELTZER, S. & SOLTANOFF, W. 1966. Endodontic success-- a reappraisal of criteria. II. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 22, 790-802.
9. BENENATI, F. W. & KHAJOTIA, S. S. 2002. A radiographic recall evaluation of 894 endodontic cases treated in a dental school setting. *J Endod*, 28, 391-5.
10. BERNICK, S. & NEDELMAN, C. 1975. Effect of aging on the human pulp. *J Endod*, 1, 88-94.
11. BEVELANDER, G. & JOHNSON, P. L. 1956. Histogenesis and histochemistry of pulpal calcification. *J Dent Res*, 35, 714-22.
12. BLOCK, M. S., EMERY, R. W., CULLUM, D. R. & SHEIKH, A. 2017. Implant Placement Is More Accurate Using Dynamic Navigation. *J Oral Maxillofac Surg*, 75, 1377-1386.
13. BUCHGREITZ, J., BUCHGREITZ, M. & BJØRNDAL, L. 2019a. Guided Endodontics Modified for Treating Molars by Using an Intracoronal Guide Technique. *J Endod*, 45, 818-823.
14. BUCHGREITZ, J., BUCHGREITZ, M. & BJØRNDAL, L. 2019b. Guided root canal preparation using cone beam computed tomography and optical surface scans - an observational study of pulp space obliteration and drill path depth in 50 patients. *Int Endod J*, 52, 559-568.

15. CALIŞKAN, M. K., PEHLIVAN, Y., SEPETÇIOĞLU, F., TÜRKÜN, M. & TUNCER, S. S. 1995. Root canal morphology of human permanent teeth in a Turkish population. *J Endod*, 21, 200-4.
16. CAMPBELL, A. & COSTELLO, B. J. 2010. Retrieval of a displaced third molar using navigation and active image guidance. *J Oral Maxillofac Surg*, 68, 480-5.
17. CANTATORE, G., BERUTTI, E. & CASTELLUCCI, A. 2006. Missed anatomy: frequency and clinical impact. *Endodontic Topics*, 15, 3-31.
18. CHÉRCOLES-RUIZ, A., SÁNCHEZ-TORRES, A. & GAY-ESCODA, C. 2017. Endodontics, Endodontic Retreatment, and Apical Surgery Versus Tooth Extraction and Implant Placement: A Systematic Review. *J Endod*, 43, 679-686.
19. CHO, J. Y., CHAN, C. K., LEE, S. H. & LEE, H. Y. 2012. The accuracy of 3D image navigation with a cutaneously fixed dynamic reference frame in minimally invasive transforaminal lumbar interbody fusion. *Comput Aided Surg*, 17, 300-9.
20. CHONG, B. S., DHESI, M. & MAKDISSI, J. 2019. Computer-aided dynamic navigation: a novel method for guided endodontics. *Quintessence Int*, 50, 196-202.
21. CONNERT, T., KRUG, R., EGGMANN, F., EMSERMANN, I., ELAYOUTI, A., WEIGER, R., KÜHL, S. & KRASTL, G. 2019. Guided Endodontics versus Conventional Access Cavity Preparation: A Comparative Study on Substance Loss Using 3-dimensional-printed Teeth. *J Endod*, 45, 327-331.
22. CONNERT, T., LEONTIEV, W., DAGASSAN-BERNDT, D., KÜHL, S., ELAYOUTI, A., KRUG, R., KRASTL, G. & WEIGER, R. 2021. Real-time guided endodontics with a miniaturized dynamic navigation system versus conventional freehand endodontic access cavity preparation: substance loss and procedure time. *J Endod*.
23. CONNERT, T., ZEHNDER, M. S., AMATO, M., WEIGER, R., KÜHL, S. & KRASTL, G. 2018. Microguided Endodontics: a method to achieve minimally invasive access cavity preparation and root canal location in mandibular incisors using a novel computer-guided technique. *Int Endod J*, 51, 247-255.
24. CONNERT, T., ZEHNDER, M. S., WEIGER, R., KÜHL, S. & KRASTL, G. 2017. Microguided Endodontics: Accuracy of a Miniaturized Technique for Apically Extended Access Cavity Preparation in Anterior Teeth. *J Endod*, 43, 787-790.
25. COPPENRATH, E., DRAENERT, F., LECHER, U., VEIT, R., MEINDL, T., REISER, M. & MUELLER-LISSE, U. 2008. [Cross-sectional imaging in dentomaxillofacial diagnostics: dose comparison of dental MSCT and NewTom 9000 DVT]. *Rofö*, 180, 396-401.
26. COSTA, F., PACHECO-YANES, J., SIQUEIRA, J. F., JR., OLIVEIRA, A. C. S., GAZZANEO, I., AMORIM, C. A., SANTOS, P. H. B. & ALVES, F. R. F.

2019. Association between missed canals and apical periodontitis. *Int Endod J*, 52, 400-406.
27. COTTON, T. P., GEISLER, T. M., HOLDEN, D. T., SCHWARTZ, S. A. & SCHINDLER, W. G. 2007. Endodontic applications of cone-beam volumetric tomography. *J Endod*, 33, 1121-32.
  28. DE CLEEN, M. 2002. Obliteration of pulp canal space after concussion and subluxation: endodontic considerations. *Quintessence Int*, 33, 661-9.
  29. DE TOUBES, K. M. S., DE OLIVEIRA, P. A. D., MACHADO, S. N., PELOSI, V., NUNES, E. & SILVEIRA, F. F. 2017. Clinical Approach to Pulp Canal Obliteration: A Case Series. *Iran Endod J*, 12, 527-533.
  30. DGZMK, S. 2004. Die Bestimmung der endodontischen Arbeitslänge. *Dtsch Zahnärztl*, 605.
  31. DI GIACOMO, G. A., CURY, P. R., DE ARAUJO, N. S., SENDYK, W. R. & SENDYK, C. L. 2005. Clinical application of stereolithographic surgical guides for implant placement: preliminary results. *J Periodontol*, 76, 503-7.
  32. DIANAT, O., NOSRAT, A., TORDIK, P. A., ALDAHMAH, S. A., ROMBERG, E., PRICE, J. B. & MOSTOUFI, B. 2020. Accuracy and Efficiency of a Dynamic Navigation System for Locating Calcified Canals. *J Endod*, 46, 1719-1725.
  33. DURÉ, M., BERLINGHOFF, F., KOLLMUSS, M., HICKEL, R. & HUTH, K. C. 2021. First comparison of a new dynamic navigation system and surgical guides for implantology: an in vitro study. *Int J Comput Dent*, 24, 9-17.
  34. EE, J., FAYAD, M. I. & JOHNSON, B. R. 2014. Comparison of endodontic diagnosis and treatment planning decisions using cone-beam volumetric tomography versus periapical radiography. *J Endod*, 40, 910-6.
  35. ESTRELA, C., BUENO, M. R., AZEVEDO, B. C., AZEVEDO, J. R. & PÉCOR, J. D. 2008. A new periapical index based on cone beam computed tomography. *J Endod*, 34, 1325-1331.
  36. ESTRELA, C., DECURCIO, D. A., ROSSI-FEDELE, G., SILVA, J. A., GUEDES, O. A. & BORGES Á, H. 2018. Root perforations: a review of diagnosis, prognosis and materials. *Braz Oral Res*, 32, e73.
  37. ESTRELA, C., ESTRELA, C. R., BARBIN, E. L., SPANÓ, J. C. E., MARCHESAN, M. A. & PÉCOR, J. D. 2002. Mechanism of action of sodium hypochlorite. *Brazilian dental journal*, 13, 113-117.
  38. EUROPEAN SOCIETY OF ENDODONTOLOGY 2006. Quality guidelines for endodontic treatment: consensus report of the European Society of Endodontology. *Int Endod J*, 39, 921-30.
  39. EWERS, R., SCHICHO, K., UNDT, G., WANSCHITZ, F., TRUPPE, M., SEEMANN, R. & WAGNER, A. 2005. Basic research and 12 years of clinical

- experience in computer-assisted navigation technology: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 34, 1-8.
40. FAIELLA, E., MESSINA, L., CASTIELLO, G., BERNETTI, C., PACELLA, G., ALTOMARE, C., ANDRESCIANI, F., SARLI, M., LONGO, F., CRUCITTI, P., BEOMONTE ZOBEL, B. & GRASSO, R. F. 2022. Augmented reality 3D navigation system for percutaneous CT-guided pulmonary ground-glass opacity biopsies: a comparison with the standard CT-guided technique. *J Thorac Dis*, 14, 247-256.
  41. FARLEY, N. E., KENNEDY, K., MCGLUMPHY, E. A. & CLELLAND, N. L. 2013. Split-mouth comparison of the accuracy of computer-generated and conventional surgical guides. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 28, 563-72.
  42. FEDOROV, A., BEICHEL, R., KALPATHY-CRAMER, J., FINET, J., FILLION-ROBIN, J. C., PUJOL, S., BAUER, C., JENNINGS, D., FENNESSY, F., SONKA, M., BUATTI, J., AYLWARD, S., MILLER, J. V., PIEPER, S. & KIKINIS, R. 2012. 3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network. *Magn Reson Imaging*, 30, 1323-41.
  43. FONSECA TAVARES, W. L., DE OLIVEIRA MURTA PEDROSA, N., MOREIRA, R. A., BRAGA, T., DE CARVALHO MACHADO, V., RIBEIRO SOBRINHO, A. P. & AMARAL, R. R. 2022. Limitations and Management of Static-guided Endodontics Failure. *J Endod*, 48, 273-279.
  44. FONSECA TAVARES, W. L., DINIZ VIANA, A. C., DE CARVALHO MACHADO, V., FEITOSA HENRIQUES, L. C. & RIBEIRO SOBRINHO, A. P. 2018. Guided Endodontic Access of Calcified Anterior Teeth. *J Endod*, 44, 1195-1199.
  45. FRIEDMAN, S., ABITBOL, S. & LAWRENCE, H. P. 2003. Treatment outcome in endodontics: the Toronto Study. Phase 1: initial treatment. *J Endod*, 29, 787-93.
  46. GALLER, K. M., WEBER, M., KORKMAZ, Y., WIDBILLER, M. & FEUERER, M. 2021. Inflammatory Response Mechanisms of the Dentine-Pulp Complex and the Periapical Tissues. *Int J Mol Sci*, 22.
  47. GAMBARINI, G., GALLI, M., MORESE, A., STEFANELLI, L. V., ABDULJABBAR, F., GIOVARRUSCIO, M., DI NARDO, D., SERACCHIANI, M. & TESTARELLI, L. 2020. Precision of Dynamic Navigation to Perform Endodontic Ultraconservative Access Cavities: A Preliminary In Vitro Analysis. *J Endod*, 46, 1286-1290.
  48. GIACOMINO, C. M., RAY, J. J. & WEALLEANS, J. A. 2018. Targeted Endodontic Microsurgery: A Novel Approach to Anatomically Challenging Scenarios Using 3-dimensional-printed Guides and Trephine Burs-A Report of 3 Cases. *J Endod*, 44, 671-677.
  49. GOGA, R., CHANDLER, N. P. & OGinni, A. O. 2008. Pulp stones: a review. *Int Endod J*, 41, 457-68.

50. GONG, X., HE, Y., AN, J., YANG, Y., HUANG, X., LIU, M., ZHAO, Y. & ZHANG, Y. 2017. Application of a Computer-Assisted Navigation System (CANS) in the Delayed Treatment of Zygomatic Fractures: A Randomized Controlled Trial. *J Oral Maxillofac Surg*, 75, 1450-1463.
51. GÖRDUYSUS, M. O., GÖRDUYSUS, M. & FRIEDMAN, S. 2001. Operating microscope improves negotiation of second mesiobuccal canals in maxillary molars. *J Endod*, 27, 683-6.
52. GULSAHI, A., CEBECI, A. I. & OZDEN, S. 2009. A radiographic assessment of the prevalence of pulp stones in a group of Turkish dental patients. *Int Endod J*, 42, 735-9.
53. HAAPASALO, M., SHEN, Y. & RICUCCI, D. 2008. Reasons for persistent and emerging post-treatment endodontic disease. *Endodontic Topics*, 18, 31-50.
54. HALLIKAINEN, D., IIZUKA, T. & LINDQVIST, C. 1992. Cross-sectional tomography in evaluation of patients undergoing sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*, 50, 1269-73.
55. HARTY, F. J., PARKINS, B. J. & WENGRAF, A. M. 1970. Success rate in root canal therapy. A retrospective study of conventional cases. *Br Dent J*, 128, 65-70.
56. HELLWIG, E., KLIMEK, J. & ATTIN, T. 2009. *Einführung in die Zahnerhaltung. Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie*, Deutscher Ärzteverlag,
57. HESS, W. & ZÜRCHER, E. 1925. *The anatomy of the root-canals of the teeth of the permanent dentition*, J. Bale, sons & Danielsson, Limited,
58. HOSKINSON, S. E., NG, Y. L., HOSKINSON, A. E., MOLES, D. R. & GULABIVALA, K. 2002. A retrospective comparison of outcome of root canal treatment using two different protocols. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 93, 705-15.
59. HÜLSMANN, M. 2008. *Endodontie*, Georg Thieme Verlag,
60. IVANAUSKAITĖ, D., KUBILIŪTĖ, D., JANAVIČIENĖ, D. & BRUKIENĖ, V. 2021. Prevalence of pulp stones in molars based on bitewing and periapical radiographs. *Stomatologija*, 23, 9-15.
61. JACOBSEN, I. & KERKES, K. 1977. Long-term prognosis of traumatized permanent anterior teeth showing calcifying processes in the pulp cavity. *Scand J Dent Res*, 85, 588-98.
62. JAIN, S. D., CARRICO, C. K. & BERMANIS, I. 2020a. 3-Dimensional Accuracy of Dynamic Navigation Technology in Locating Calcified Canals. *J Endod*, 46, 839-845.
63. JAIN, S. D., SAUNDERS, M. W., CARRICO, C. K., JADHAV, A., DEEB, J. G. & MYERS, G. L. 2020b. Dynamically Navigated versus Freehand Access

- Cavity Preparation: A Comparative Study on Substance Loss Using Simulated Calcified Canals. *J Endod*, 46, 1745-1751.
64. JANABI, A., TORDIK, P. A., GRIFFIN, I. L., MOSTOUFI, B., PRICE, J. B., CHAND, P. & MARTINHO, F. C. 2021. Accuracy and Efficiency of 3-dimensional Dynamic Navigation System for Removal of Fiber Post from Root Canal-Treated Teeth. *J Endod*.
  65. JORDAN, A. R. & MICHEELIS, W. 2016. *Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie-(DMS IV)*, Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV Köln,
  66. KAEWSIRI, D., PANMEKIATE, S., SUBBALEKHA, K., MATTHEOS, N. & PIMKHAOKHAM, A. 2019. The accuracy of static vs. dynamic computer-assisted implant surgery in single tooth space: A randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res*, 30, 505-514.
  67. KARABUCAK, B., BUNES, A., CHEHOUD, C., KOHLI, M. R. & SETZER, F. 2016. Prevalence of Apical Periodontitis in Endodontically Treated Premolars and Molars with Untreated Canal: A Cone-beam Computed Tomography Study. *J Endod*, 42, 538-41.
  68. KATSOULIS, J., PAZERA, P. & MERICSKE-STERN, R. 2009. Prosthetically driven, computer-guided implant planning for the edentulous maxilla: a model study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 11, 238-45.
  69. KESSELE, A., DOSCH, M., REYMUS, M. & FOLWACZNY, M. 2021. Influence of 3D- printing method, resin material, and sterilization on the accuracy of virtually designed surgical implant guides. *J Prosthet Dent*.
  70. KLIMM, W. 2010. *Endodontologie: Lehrbuch für Studium und Beruf*, Deutscher Zahnärzterverlag Köln,
  71. KOLLING, M., BACKHAUS, J., HOFMANN, N., KES, S., KRASTL, G., SOLIMAN, S. & KÖNIG, S. 2021. Students' perception of three-dimensionally printed teeth in endodontic training. *Eur J Dent Educ*.
  72. KOSTUNOV, J., RAMMELSBERG, P., KLOTZ, A. L., ZENTHÖFER, A. & SCHWINDLING, F. S. 2021. Minimization of Tooth Substance Removal in Normally Calcified Teeth Using Guided Endodontics: An In Vitro Pilot Study. *J Endod*, 47, 286-290.
  73. KRASNER, P. & RANKOW, H. J. 2004. Anatomy of the pulp-chamber floor. *J Endod*, 30, 5-16.
  74. KRASTL, G., ZEHNDER, M. S., CONNERT, T., WEIGER, R. & KÜHL, S. 2016. Guided Endodontics: a novel treatment approach for teeth with pulp canal calcification and apical pathology. *Dent Traumatol*, 32, 240-246.
  75. KRUG, R., REICH, S., CONNERT, T., KESS, S., SOLIMAN, S., REYMUS, M. & KRASTL, G. 2020. Guided endodontics: a comparative in vitro study on the accuracy and effort of two different planning workflows. *Int J Comput Dent*, 23, 119-128.

76. KU, Y. C. & SHEN, Y. F. 2000. Fabrication of a radiographic and surgical stent for implants with a vacuum former. *J Prosthet Dent*, 83, 252-3.
77. KULILD, J. C. & PETERS, D. D. 1990. Incidence and configuration of canal systems in the mesiobuccal root of maxillary first and second molars. *J Endod*, 16, 311-7.
78. LEE, C. T., PRESTON, A., TRAN, D., JAMES, J., MAKINS, S. R., GAJJAR, D. & WELTMAN, R. 2022. A long-term retrospective analysis of single tooth implants and endodontic therapies in a university setting. *J Periodontol*.
79. LEONI, G. B., VERSIANI, M. A., PÉCORÀ, J. D. & DAMIÃO DE SOUSA-NETO, M. 2014. Micro-computed tomographic analysis of the root canal morphology of mandibular incisors. *J Endod*, 40, 710-6.
80. LI-RODRÍGUEZ, J. K., DÍAZ-DURANY, M., ROMEO-RUBIO, M., PAZ SALIDO, M. & PRADÍES, G. 2022. Accuracy of a guided implant system with milled surgical templates. *J Oral Sci*, 64, 145-150.
81. LIEBERMANN, A., PACHE, C., SCHWEIGER, J., STAWARCZYK, B. & HUTH, K. C. 2019. 3-D-Echtzeitnavigationssystem im digitalen Workflow zur Implantation und prothetischen Versorgung eines Einzelzahnimplantats. *Implantologie*, 27, 221-231.
82. LIO, F., MAMPIERI, G., MAZZETTI, V., LEGGERI, A. & ARCURI, L. 2021. Guided endodontic microsurgery in apicoectomy: a review. *J Biol Regul Homeost Agents*, 35, 47-55.
83. LLAQUET PUJOL, M., VIDAL, C., MERCADÉ, M., MUÑOZ, M. & ORTOLANI-SELTENERICH, S. 2021. Guided Endodontics for Managing Severely Calcified Canals. *J Endod*, 47, 315-321.
84. LÓPEZ-MARCOS, J. F. 2004. Aetiology, classification and pathogenesis of pulp and periapical disease. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, 9 Suppl, 58-62; 52-7.
85. LU, Y. J., CHIU, L. H., TSAI, L. Y. & FANG, C. Y. 2022. Dynamic navigation optimizes endodontic microsurgery in an anatomically challenging area. *J Dent Sci*, 17, 580-582.
86. MA, F., SUN, F., WEI, T. & MA, Y. 2022. Comparison of the accuracy of two different dynamic navigation system registration methods for dental implant placement: A retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res*, 24, 352-360.
87. MALIK, A., BANSAL, P., NIKHIL, V. & SINGH, D. 2018. Biradicular mandibular canine: A review and report of two cases. *Endodontology*, 30, 159-162.
88. MARCEL, R., REINHARD, H. & ANDREAS, K. 2020. Accuracy of CAD/CAM-fabricated bite splints: milling vs 3D printing. *Clin Oral Investig*, 24, 4607-4615.

89. MAREI, H. F., ALSHAIA, A., ALARIFI, S., ALMASOUD, N. & ABDELHADY, A. 2019. Effect of Steam Heat Sterilization on the Accuracy of 3D Printed Surgical Guides. *Implant Dent*, 28, 372-377.
90. MARQUIS, V. L., DAO, T., FARZANEH, M., ABITBOL, S. & FRIEDMAN, S. 2006. Treatment outcome in endodontics: the Toronto Study. Phase III: initial treatment. *J Endod*, 32, 299-306.
91. MARTINHO, F. C., ALDAHMAH, S. A., CAHILL, T. Y., GUPTA, S., DIANAT, O., BEHZAD, M., PRICE, J. B., GRIFFIN, I. & TORDIK, P. A. 2022. Comparison of the accuracy and efficiency of a 3D dynamic navigation system for osteotomy root-end resection performed by novice and experienced endodontists. *J Endod*.
92. MATHERNE, R. P., ANGELOPOULOS, C., KULILD, J. C. & TIRA, D. 2008. Use of cone-beam computed tomography to identify root canal systems in vitro. *J Endod*, 34, 87-9.
93. MAUGER, M. J., WAITE, R. M., ALEXANDER, J. B. & SCHINDLER, W. G. 1999. Ideal endodontic access in mandibular incisors. *J Endod*, 25, 206-7.
94. MCCABE, P. S. & DUMMER, P. M. 2012. Pulp canal obliteration: an endodontic diagnosis and treatment challenge. *Int Endod J*, 45, 177-97.
95. MEZGER, U., JENDREWSKI, C. & BARTELS, M. 2013. Navigation in surgery. *Langenbecks Arch Surg*, 398, 501-14.
96. MITTERMAYER, C. 1993. *Oralpathologie: Erkrankungen der Mundregion ; Lehrbuch für Zahnmedizin, Mund- und Kieferheilkunde ; mit 30 Tabellen*, Schattauer,
97. MOZZO, P., PROCACCI, C., TACCONI, A., MARTINI, P. T. & ANDREIS, I. A. 1998. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*, 8, 1558-64.
98. NANJANNAWAR, G. S., VAGARALI, H., NANJANNAWAR, L. G., PRATHASARATHY, B., PATIL, A. & BHANDI, S. 2012. Pulp stone--an endodontic challenge: successful retrieval of exceptionally long pulp stones measuring 14 and 9.5 mm from the palatal roots of maxillary molars. *J Contemp Dent Pract*, 13, 719-22.
99. NARDI, C., TALAMONTI, C., PALLOTTA, S., SALETTI, P., CALISTRI, L., CORDOPATRI, C. & COLAGRANDE, S. 2017. Head and neck effective dose and quantitative assessment of image quality: a study to compare cone beam CT and multislice spiral CT. *Dentomaxillofac Radiol*, 46, 20170030.
100. NASSER, R., DRAZIN, D., NAKHLA, J., AL-KHOUSA, L., BRIEN, E., BARON, E. M., KIM, T. T., PATRICK JOHNSON, J. & YASSARI, R. 2016. Resection of spinal column tumors utilizing image-guided navigation: a multicenter analysis. *Neurosurg Focus*, 41, E15.

101. NULTY, A. B. 2021. A Comparison of Full Arch Trueness and Precision of Nine Intra-Oral Digital Scanners and Four Lab Digital Scanners. *Dent J (Basel)*, 9.
102. OGinni, A. O., ADEKOYA-SOFOWORA, C. A. & KOLAWOLE, K. A. 2009. Evaluation of radiographs, clinical signs and symptoms associated with pulp canal obliteration: an aid to treatment decision. *Dent Traumatol*, 25, 620-625.
103. ORSTAVIK, D., KEREKES, K. & ERIKSEN, H. M. 1986. The periapical index: a scoring system for radiographic assessment of apical periodontitis. *Endod Dent Traumatol*, 2, 20-34.
104. PANCHAL, N., MAHMOOD, L., RETANA, A. & EMERY, R., 3RD 2019. Dynamic Navigation for Dental Implant Surgery. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 31, 539-547.
105. PATEL, S., BROWN, J., PIMENTEL, T., KELLY, R. D., ABELLA, F. & DURACK, C. 2019a. Cone beam computed tomography in Endodontics – a review of the literature. *International Endodontic Journal*, 52, 1138-1152.
106. PATEL, S., BROWN, J., SEMPER, M., ABELLA, F. & MANNOCCHI, F. 2019b. European Society of Endodontology position statement: Use of cone beam computed tomography in Endodontics: European Society of Endodontology (ESE) developed by. *Int Endod J*, 52, 1675-1678.
107. PATEL, S., PATEL, R., FOSCHI, F. & MANNOCCHI, F. 2019c. The Impact of Different Diagnostic Imaging Modalities on the Evaluation of Root Canal Anatomy and Endodontic Residents' Stress Levels: A Clinical Study. *J Endod*, 45, 406-413.
108. PATTERSON, S. S. & MITCHELL, D. F. 1965. Calcific metamorphosis of the dental pulp. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 20, 94-101.
109. PÉCORÁ, J. D., SOUSA NETO, M. D. & SAQUY, P. C. 1993. Internal anatomy, direction and number of roots and size of human mandibular canines. *Braz Dent J*, 4, 53-7.
110. PERSON, I. F. & ÖZOK, A. R. 2017. Definitions and Epidemiology of Endodontic Infections. *Curr Oral Health Rep*, 4, 278-285.
111. RAJENDRAN, R., CHANDER, N. G., ANITHA, K. V. & MUTHUKUMAR, B. 2021. Dimensional accuracy of vinyl polyether and polyvinyl siloxane impression materials in direct implant impression technique for multiple dental implants. *Eur Oral Res*, 55, 54-59.
112. RAMASAMY, M., GIRI, RAJA, R., SUBRAMONIAN, KARTHIK & NARENDRAKUMAR, R. 2013. Implant surgical guides: From the past to the present. *J Pharm Bioallied Sci*, 5, S98-s102.
113. REYMUS, M., FOTIADOU, C., KESSLER, A., HECK, K., HICKEL, R. & DIEGRITZ, C. 2019. 3D printed replicas for endodontic education. *Int Endod J*, 52, 123-130.

114. REYMUS, M., STAWARCZYK, B., WINKLER, A., LUDWIG, J., KESS, S., KRASTL, G. & KRUG, R. 2020. A critical evaluation of the material properties and clinical suitability of in-house printed and commercial tooth replicas for endodontic training. *Int Endod J*, 53, 1446-1454.
115. RIGO, L., TOLLARDO, J., GIAMMARINARO, E., COVANI, U. & CASO, G. 2021. Fully Guided Zygomatic Implant Surgery. *J Craniofac Surg*, 32, 2867-2872.
116. RODRÍGUEZ, G., ABELLA, F., DURÁN-SINDREU, F., PATEL, S. & ROIG, M. 2017a. Influence of Cone-beam Computed Tomography in Clinical Decision Making among Specialists. *J Endod*, 43, 194-199.
117. RODRÍGUEZ, G., PATEL, S., DURÁN-SINDREU, F., ROIG, M. & ABELLA, F. 2017b. Influence of Cone-beam Computed Tomography on Endodontic Retreatment Strategies among General Dental Practitioners and Endodontists. *J Endod*, 43, 1433-1437.
118. SAATI, S., KAVEH, F. & YARMOHAMMADI, S. 2017. Comparison of Cone Beam Computed Tomography and Multi Slice Computed Tomography Image Quality of Human Dried Mandible using 10 Anatomical Landmarks. *J Clin Diagn Res*, 11, Zc13-zc16.
119. SCARFE, W. C. & FARMAN, A. G. 2008. What is cone-beam CT and how does it work? *Dent Clin North Am*, 52, 707-30, v.
120. SCARFE, W. C., LEVIN, M. D., GANE, D. & FARMAN, A. G. 2009. Use of cone beam computed tomography in endodontics. *Int J Dent*, 2009, 634567.
121. SCHMELZEISEN, R., GELLRICH, N. C., SCHRAMM, A., SCHÖN, R. & OTTEN, J. E. 2002. Navigation-guided resection of temporomandibular joint ankylosis promotes safety in skull base surgery. *J Oral Maxillofac Surg*, 60, 1275-83.
122. SCHNEIDER, D., SANCHO-PUCHADES, M., BENIC, G. I., HÄMMERLE, C. H. & JUNG, R. E. 2018. A Randomized Controlled Clinical Trial Comparing Conventional and Computer-Assisted Implant Planning and Placement in Partially Edentulous Patients. Part 1: Clinician-Related Outcome Measures. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 38, s49-s57.
123. SCHROEDER, H. E. 2000. *Orale Strukturbiologie*, Thieme, Stuttgart,
124. SERT, S. & BAYIRLI, G. S. 2004. Evaluation of the root canal configurations of the mandibular and maxillary permanent teeth by gender in the Turkish population. *J Endod*, 30, 391-8.
125. SETZER, F. C. & KIM, S. 2014. Comparison of long-term survival of implants and endodontically treated teeth. *J Dent Res*, 93, 19-26.
126. SHAH, M., PATEL, P., DESAI, P. & PATEL, J. R. 2014. Anatomical aberrations in root canals of maxillary first and second molar teeth: an endodontic challenge. *BMJ Case Rep*, 2014.

127. SIESSEGGER, M., MISCHKOWSKI, R. A., SCHNEIDER, B. T., KRUG, B., KLESPER, B. & ZÖLLER, J. E. 2001. Image guided surgical navigation for removal of foreign bodies in the head and neck. *J Craniomaxillofac Surg*, 29, 321-5.
128. SMITH, C. S., SETCHELL, D. J. & HARTY, F. J. 1993. Factors influencing the success of conventional root canal therapy--a five-year retrospective study. *Int Endod J*, 26, 321-33.
129. SMITKARN, P., SUBBALEKHA, K., MATTHEOS, N. & PIMKHAOKHAM, A. 2019. The accuracy of single-tooth implants placed using fully digital-guided surgery and freehand implant surgery. *J Clin Periodontol*, 46, 949-957.
130. SOLOMON, C., CHALFIN, H., KELLERT, M. & WESELEY, P. 1995. The endodontic-periodontal lesion: a rational approach to treatment. *J Am Dent Assoc*, 126, 473-9.
131. SOMMA, F., LEONI, D., PLOTINO, G., GRANDE, N. M. & PLASSCHAERT, A. 2009. Root canal morphology of the mesiobuccal root of maxillary first molars: a micro-computed tomographic analysis. *Int Endod J*, 42, 165-74.
132. SOMOGYI-GANSS, E., HOLMES, H. I. & JOKSTAD, A. 2015. Accuracy of a novel prototype dynamic computer-assisted surgery system. *Clin Oral Implants Res*, 26, 882-890.
133. STASHENKO, P., TELES, R. & D'SOUZA, R. 1998. Periapical inflammatory responses and their modulation. *Crit Rev Oral Biol Med*, 9, 498-521.
134. STEIN, K. M. 2015. Use of Intraoperative Navigation for Minimally Invasive Retrieval of a Broken Dental Needle. *J Oral Maxillofac Surg*, 73, 1911-6.
135. STRBAC, G. D., SCHNAPPAUF, A., GIANNIS, K., MORITZ, A. & ULM, C. 2017. Guided Modern Endodontic Surgery: A Novel Approach for Guided Osteotomy and Root Resection. *J Endod*, 43, 496-501.
136. SU, Y., CHEN, C., LIN, C., LEE, H., CHEN, K., LIN, Y. & CHUANG, F. 2021. Guided endodontics: accuracy of access cavity preparation and discrimination of angular and linear deviation on canal accessing ability-an ex vivo study. *BMC Oral Health*, 21, 606.
137. SUKEGAWA, S. & KANNO, T. 2021. Computer-Assisted Navigation Surgery in Oral and Maxillofacial Surgery. In: BONANTHAYA, K., PANNEERSELVAM, E., MANUEL, S., KUMAR, V. V. & RAI, A. (eds.) *Oral and Maxillofacial Surgery for the Clinician*. Singapore: Springer Singapore, 841-862.
138. SUKEGAWA, S., KANNO, T. & FURUKI, Y. 2018. Application of computer-assisted navigation systems in oral and maxillofacial surgery. *Jpn Dent Sci Rev*, 54, 139-149.

139. TANG, L., SUN, T. Q., GAO, X. J., ZHOU, X. D. & HUANG, D. M. 2011. Tooth anatomy risk factors influencing root canal working length accessibility. *Int J Oral Sci*, 3, 135-40.
140. TANZER, M., LAVERDIÈRE, C., BARIMANI, B. & HART, A. 2022. Augmented Reality in Arthroplasty: An Overview of Clinical Applications, Benefits, and Limitations. *J Am Acad Orthop Surg*.
141. TORRES, A., BOELEN, G. J., LAMBRECHTS, P., PEDANO, M. S. & JACOBS, R. 2021. Dynamic navigation: a laboratory study on the accuracy and potential use of guided root canal treatment. *Int Endod J*, 54, 1659-1667.
142. UDOYE, C. & SEDE, M. 2011. Prevalence and analysis of factors related to occurrence of pulp stone in adult restorative patients. *Ann Med Health Sci Res*, 1, 9-14.
143. VAN ASSCHE, N. & QUIRYNEN, M. 2010. Tolerance within a surgical guide. *Clin Oral Implants Res*, 21, 455-8.
144. VAN ASSCHE, N., VERCRUYSSSEN, M., COUCKE, W., TEUGHEL, W., JACOBS, R. & QUIRYNEN, M. 2012. Accuracy of computer-aided implant placement. *Clin Oral Implants Res*, 23 Suppl 6, 112-23.
145. VERTUCCI, F. J. 2005. Root canal morphology and its relationship to endodontic procedures. *Endodontic Topics*, 10, 3-29.
146. WOLTERS, W. J., DUNCAN, H. F., TOMSON, P. L., KARIM, I. E., MCKENNA, G., DORRI, M., STANGVALTAITE, L. & VAN DER SLUIS, L. W. M. 2017. Minimally invasive endodontics: a new diagnostic system for assessing pulpitis and subsequent treatment needs. *Int Endod J*, 50, 825-829.
147. WU, D., ZHOU, L., YANG, J., ZHANG, B., LIN, Y., CHEN, J., HUANG, W. & CHEN, Y. 2020. Accuracy of dynamic navigation compared to static surgical guide for dental implant placement. *Int J Implant Dent*, 6, 78.
148. WU, M. K., SHEMESH, H. & WESSELINK, P. R. 2009. Limitations of previously published systematic reviews evaluating the outcome of endodontic treatment. *Int Endod J*, 42, 656-66.
149. WU, Y., TAO, B., LAN, K., SHEN, Y., HUANG, W. & WANG, F. 2022. Reliability and accuracy of dynamic navigation for zygomatic implant placement. *Clin Oral Implants Res*, 33, 362-376.
150. YANG, J. R. & LIAO, H. T. 2019. Functional and Aesthetic Outcome of Extensive Orbital Floor and Medial Wall Fracture via Navigation and Endoscope-assisted Reconstruction. *Ann Plast Surg*, 82, S77-s85.
151. YEUNG, A. W. K., HARPER, B., ZHANG, C., NEELAKANTAN, P. & BORNSTEIN, M. M. 2021. Do different cone beam computed tomography exposure protocols influence subjective image quality prior to and after root canal treatment? *Clin Oral Investig*, 25, 2119-2127.

152. YOUNES, F., COSYN, J., DE BRUYCKERE, T., CLEYMAET, R., BOUCKAERT, E. & EGHBALI, A. 2018. A randomized controlled study on the accuracy of free-handed, pilot-drill guided and fully guided implant surgery in partially edentulous patients. *J Clin Periodontol*, 45, 721-732.
153. YU, H., SHEN, S. G., WANG, X., ZHANG, L. & ZHANG, S. 2013. The indication and application of computer-assisted navigation in oral and maxillofacial surgery-Shanghai's experience based on 104 cases. *J Craniomaxillofac Surg*, 41, 770-4.
154. ZEHNDER, M. S., CONNERT, T., WEIGER, R., KRSTL, G. & KÜHL, S. 2016. Guided endodontics: accuracy of a novel method for guided access cavity preparation and root canal location. *Int Endod J*, 49, 966-72.
155. ZHENG, Q. H., WANG, Y., ZHOU, X. D., WANG, Q., ZHENG, G. N. & HUANG, D. M. 2010. A cone-beam computed tomography study of maxillary first permanent molar root and canal morphology in a Chinese population. *J Endod*, 36, 1480-4.
156. ZHOU, Z., YANG, Z., JIANG, S., ZHUO, J., ZHU, T. & MA, S. 2022. Augmented reality surgical navigation system based on the spatial drift compensation method for glioma resection surgery. *Med Phys*.
157. ZUBIZARRETA-MACHO, A., MUNOZ, A. P., DEGLOW, E. R., AGUSTIN-PANADERO, R. & ALVAREZ, J. M. 2020. Accuracy of Computer-Aided Dynamic Navigation Compared to Computer-Aided Static Procedure for Endodontic Access Cavities: An in Vitro Study. *J Clin Med*, 9.
158. ZUBIZARRETA-MACHO, Á., VALLE CASTAÑO, S., MONTIEL-COMPANY, J. M. & MENA-ÁLVAREZ, J. 2021. Effect of Computer-Aided Navigation Techniques on the Accuracy of Endodontic Access Cavities: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Biology (Basel)*, 10.

## 9 Anhang

### 9.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1. Ausschnitt aus einer sagittalen DVT Aufnahme eines rechten Oberkiefer Eckzahnes. Es ist zu erkennen, dass das Pulpenlumen fast vollständig durch Tertiärdentinablagerung ausgefüllt ist. Der Wurzelkanal beginnt erst im unteren Wurzeldrittel. Dies stellt eine große Herausforderung für eine konventionelle Wurzelkanalbehandlung dar. Dieser Zahn wurde digitalisiert und in der vorliegenden Studie als 3D gedrucktes Analogon verwendet. ... 19

Abbildung 2. Bild eines Oberkiefermolarens unter dem Operationsmikroskop. Man erkennt über den Spiegel die dargestellten Kanäle. Auch der zweite mesio-bukkale Kanal wurde hier gefunden und dargestellt. Mit freundlicher Genehmigung von Herrn Dr. Marcel Reymus, Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München. .... 21

Abbildung 3. Ausschnitt aus einer sagittalen DVT Aufnahme eines rechten Unterkiefer Eckzahnes. Es ist zu erkennen, dass dieser Zahn 43 eine zweite linguale Wurzel besitzt und dementsprechend zwei Wurzelkanäle aufweist. Auf dem linken Bild ist der linguale Wurzelkanal gut zu erkennen und auf dem rechten Bild die vestibuläre Wurzel. Die Wahrscheinlichkeit dieser anatomischen Besonderheit wird mit unter 2% angegeben. Der weit lingual beginnende Wurzelkanal stellt Behandler oft vor Herausforderungen, da er selten gesucht und gefunden wird. .... 23

Abbildung 4. Das linke Bild zeigt Pulpensteine (mit weißem Pfeil markiert) in einem Molaren unter dem Operationsmikroskop. Rechts ist ein DVT Ausschnitt von dem in der Studie verwendeten Zahn 36 mit Pulpensteinen. Mit freundlicher Genehmigung von Herrn Dr. Marcel Reymus, Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München. .... 24

Abbildung 5. Zeigt das Studiendesign. Links Ablauf der Studie für die 3D gedruckten Zähne. Rechts der Ablauf für die echten Zähne. .... 42

Abbildung 6. DVT Aufnahmen der Zähne 13, 27, 36, 43 (von oben nach unten). Je drei Schnittbilder sagittal (links), koronal (mittig), axial (rechts). Zahn 13 zeigt eine starker Obliteration der kompletten Kronenpulpa durch die Apposition von Tertiärdentin. Der Wurzelkanal beginnt erst im unteren Wurzeldrittel. Zahn 27 besitzt einen zweiten mesiobukkalen Kanal. Zahn 36 hat in der Kronenpulpa Pulpensteine. Zahn 43 besitzt eine zweite linguale Wurzel mit einem zusätzlichen Wurzelkanal. .... 44

Abbildung 7. Zähne im 3D-Slicer nach Segmentation. Rechts oben Vorschau des entstandenen .stl Datensatz der Zähne. Die anderen drei Ansichten zeigen die Schnittbilder in axialer, sagittaler und koronaler Richtung. Blau Zahn 27, Gelb Zahn 43, Grün Zahn 36, Rot Zahn 43..... 45

Abbildung 8. Digitalisierte Zähne in der ExoCad Software. Zähne von links nach rechts: 13, 27, 36, 43. In der unteren Reihe wurde die Transparenz reduziert, um den Verlauf der Wurzelkanäle und die anatomischen Schwierigkeiten zu visualisieren. Bei Zahn 13 beginnt der Wurzelkanal erst im unteren Wurzeldrittel aufgrund der starken Obliteration. Zahn 27 zeigt einen mb2 Kanal der erst unter der Schmelzzementgrenze beginnt. Das koronale Pulpenlumen ist komplett obliteriert. Bei Zahn 36 beginnt der mb Kanal auf Höhe der Schmelzzementgrenze und die koronale Pulpe ist mit Pulpensteinen obliteriert. Bei Zahn 43 sieht man den weit lingual beginnenden zweiten Wurzelkanal, der aufgrund des obliterierten koronalen Pulpenlumens bei konventioneller Trepanationsöffnung schwer zu lokalisieren ist. .... 46

Abbildung 9. Auf dem Bild sind die digitalisierten Zähne zu sehen, wie sie in der Software zum Drucken vorbereitet sind. Die blauen Linien zeigen die Supportstrukturen. Diese sind notwendig um die Zähne gleichmäßig zu drucken und werden nach dem 3D Druck wieder entfernt. .... 47

Abbildung 10. Rapidshape 3D Drucker im geöffneten Zustand. Vor dem 3D Druck muss die passende Datei am Bildschirm ausgewählt werden, die schwarze Wanne mit Lichthärtendem Resin befüllt werden und die Druckerplattform oben befestigt werden..... 48

- Abbildung 11. Die in dieser Studie verwendeten Zähne 27, 36, 43, 13 (von links nach rechts). In der obersten Reihe sieht man die echten Zähne, welche digitalisiert wurden um sie mittels 3D Druck zu vervielfältigen. In der Mitte sind die 3D gedruckten Zähne als anatomische Replika der echten Zähne. Ganz unten wurde digital ein Würfel um die Zähne designt, um sie im Modelle sicher positionieren zu können. .... 49
- Abbildung 12. Links das Wachsmoell vor der Duplikation. Rechts das finale Modell aus Modellstumpfmateriell mit integrierter Schraube an der Basis zur Befestigung am Phantomkopf . Die 3D gedruckten Zähne können dank des zusätzlichen Würfels um die Wurzeln sicher in die gleiche Position auf dem Modell eingebracht werden. .... 50
- Abbildung 13. Benutzeroberfläche der coDiagnostiX Software. Links ist die Navigationsleiste. Die geplanten Bohrungen und Schablonen und der verwendete Bohrer sind zu sehen. Rechts sind verschiedene Schichten des DVT zu sehen. Unten links ist das DVT mit überlagertem Oberflächscan und die geplanten Bohrungen (blau) zu sehen. Unten rechts sieht man das von der Software konstruierte Orthopantomogramm. .... 53
- Abbildung 14. Zeigt die 3D Rekonstruktion des DVT Datensatzes mit überlagertem Oberflächenscan in coDiagnostiX. Blau sind die geplanten Bohrungen der vier 3D gedruckten Zähne 13, 27, 37, 43. .... 54
- Abbildung 15. Zeigt die geplanten Bohrungen (blau) und die entworfenen Bohrschablone mit Hülse für Zahn 36. .... 54
- Abbildung 16. Zeigt die vier geplanten Bohrschablonen für die 3D gedruckten Zähne 13, 27, 36 und 43 in der Autodesk Netfabb Software. Dunkelblau sind die hinzugefügten Support Strukturen. Bohrschablone 13 (blau), 27 (grau), 36 (orange) und 43 (rosa). .... 55
- Abbildung 17. Passung der Bohrschablone für die 3D gedruckten Zähne auf dem Modell aus Stumpfmateriell. .... 57

- Abbildung 18. Durchführung der Trepanation mit Bohrschablone. Spitze des Bohrers ist mit Caries Detector benetzt, um den Eintrittspunkt des Bohrers zu markieren und an dieser Stelle die Schmelzreduktion durchzuführen. .... 58
- Abbildung 19. Nach der Schmelzreduktion wurde die Bohrschablone wieder aufgesetzt und ihr korrekter Sitz überprüft. Danach wurde der Spiralbohrer unter ständiger Wasserkühlung bis zum Anschlag versenkt..... 58
- Abbildung 20. Nachdem der Spiralbohrer bis zum durch die Bohrschablone vorgegebenen Stopp eingeführt wurde, wurde die Bohrschablone entfernt und mit einer 10K-Feile überprüft, oder Kanal gefunden wurde..... 59
- Abbildung 21. Bildschirm der die Planung und die aktuelle Position des Bohrers anzeigt. Aktuell wurde der Patientenfall geladen und die Software befindet sich im Übersichtsmodus des geplanten Falles. Sobald der Bohrer registriert ist und sich dem OP Gebiet nähert wechselt die Software in die Bohransicht. Darunter ist der Desktop und das Winkelstück mit montierter Kamera. ... 60
- Abbildung 22. Der verwendete chirurgische Motor mit entsprechendem Handstück, welches mit dem Denacam System verbunden wird. .... 61
- Abbildung 23. Bohrerregistrierung: Dazu wird der benötigte Bohrer in das Handstück eingebracht und die Kamera entsprechend der Platzierung des Markers ausgerichtet und verriegelt. Danach wird der Bohrer in das Registriertool eingebracht. Die Kamera erkennt den Keramikmarker und übermittelt dem System die Bohrerlänge und den Durchmesser. Die berechnete Länge und der Durchmesser muss darauf am Bildschirm bestätigt werden. .... 61
- Abbildung 24. Interface des Denacam Systems während der Behandlung. Das System überträgt die genaue Bohrerposition in Echtzeit auf den Bildschirm. Rechts: Anzeige der genauen Position (Fadenkreuz), Winkelabweichung (Kreis) und die aktuelle (blaue 3) und geplante (graue 11) Tiefe der Bohrung. Links: Darstellung der Planung und aktuellen Bohrung im DVT Schnittbild. .... 62
- Abbildung 25. Durchführung der Trepanation am Phantomkopf mit dem Denacam-System. Abgebildet ist das Modell für die 3D gedruckten Zähne mit angebrachten Keramikmarker, der mit Polyether auf dem Modell fixiert ist.

- Außerdem ist das Winkelstück mit eingespanntem Bohrer und der montierten Kamera zu sehen. .... 63
- Abbildung 26. Überlagerung des präoperativen (links) und postoperativen (rechts) Datensatzes in der coDiagnostiX Software. Insgesamt wurden sechs identische Punkte (blau) auf beiden Modellen ausgewählt. Anhand dieser Anhaltspunkte kann die Software der gleichgebliebenen Oberflächen exakt überlagern. .... 64
- Abbildung 27. Nach der Überlagerung der beiden Datensätze kann in der Ebenen (koronal/sagittal/axial) sowie am 3D Modell überprüft werden, ob die Überlagerung erfolgreich war. Dazu ist der der präoperative Datensatz farblich grau dargestellt wohingegen die Oberflächen des postoperativen DVTs orange dargestellt werden. .... 65
- Abbildung 28. Treatment Evaluation Tool der CoDiagnostiX Software. Zunächst wird ein Bohreranalogon des verwendeten Bohrers (rot) in der präparierten Kavität entsprechend des angelegten Bohrkanals ausgerichtet. Hier wird die Durchgeführte Bohrung für jeden Zahn separat ausgerichtet und in der sagittal, koronal und axialen Ebene überprüft. .... 66
- Abbildung 29. Ergebnisse der Abweichung zwischen geplanter (blau) und durchgeführter (rot) Bohrung. Oben stehen die entsprechenden Abweichungen für jeden Zahn im Modell. Die Software berechnet die Winkelabweichung, 3D OffsetTip/Base sowie distale, vestibuläre und apikale Abweichung an der Spitze und dem Eintrittspunkt automatisch. Unten sind die Abweichungen mit den Bohrern an zwei DVT Schnittbildern und dem 3D Model visualisiert. .... 67
- Abbildung 30. Boxplots der gemessenen Abweichungen zwischen geplanter und tatsächlicher Bohrung für die primären Ergebnisparameter (Winkel, Baseoffset3D, Tipoffset3D) für alle drei Methoden (manuell, dynamische Navigation, Bohrschablone) unter Verwendung entweder der 3D gedruckten Zähne (linke Seite) oder der echten Frontzähne (rechte Seite). Die Kästchen stellen den Interquartilsbereich dar (der Median ist fett gedruckt, die Whisker geben das Minimum und Maximum an). Um die Übersichtlichkeit

zu verbessern, wurde der obere Whisker des Boxplots, der die Winkelabweichung der 3D gedruckten Zähne (links) beschreibt, auf 15 und nicht auf 23 begrenzt (zwei Ausreißer bei 24 und 27 sind nicht dargestellt).  
 ..... 72

## 9.2 Tabellenverzeichnis

- Tabelle 1. Die Tabelle zeigt die berechneten Abweichungen zwischen geplanter und tatsächlicher Bohrung, den Mittelwert (MW) und die Standardabweichung (SD), das Minimum (Min), das Maximum (Max), den Median und den P-Wert des Vergleichs zwischen den drei Gruppen unter Verwendung der 3D gedruckten Zähne (Kruskal-Wallis-Test und Dunn-Bonferroni-Test Alpha-Level  $P < 0,05$ ; (\*) kennzeichnet die Gruppe mit signifikant geringerer Abweichung). ..... 70
- Tabelle 2. Die Tabelle zeigt die berechneten Abweichungen zwischen geplanter und tatsächlicher Bohrung, den Mittelwert (MW) und die Standardabweichung (SD), das Minimum (Min), das Maximum (Max), den Median und den P-Wert des Vergleichs zwischen den drei Gruppen unter Verwendung der echten Zähne (Kruskal-Wallis-Test und Dunn-Bonferroni-Test Alpha-Level  $P < 0,05$ ; (\*) kennzeichnet die Gruppe mit signifikant geringerer Abweichung). ..... 71
- Tabelle 3. Die Tabelle zeigt die nominalen Daten für die 3D gedruckten Zähne und die echten Zähne. Beide Parameter, ob der Kanal gefunden wurde und ob der Zahn perforiert war, werden für jede Gruppe analysiert (Chi-Quadrat-Test, Alpha-Niveau  $P < 0,05$ ). Beide Parameter werden auch in % angegeben, ebenso wie der P-Wert, um die Signifikanz zwischen den Gruppen zu vergleichen. .... 71

### 9.3 Abkürzungsverzeichnis

CAD:	computer aided design
CAM:	computer aided manufacturing
CT:	Computertomografie
DAC:	dynamic access cavity
DICOM:	Digital Imaging and Communications in Medicine
DVT:	digitale Volumetomografie
FOV:	Vield of View
MAC:	manual access cavity
Mb2:	zweiter mesiobukaller Kanal
MKG:	Mund- Kiefer und Gesichtschirurgie
MRT:	Magnetresonanztomographie
OPT:	Orthopantomogramm
SAC:	static access cavity
STL:	Standard Tessellation Language
3D:	dreidimensional
GENXA:	Generic Planning Objects Container
CBCT:	cone beam computed tomography
RPM:	revolutions per minute = Umdrehungen pro Minute

#### 9.4 Verwendete Software, Geräte und Materialien

- 3D Drucker rapidshape D20+ (Rapid Shape GmbH, Heimsheim, Deutschland)
- 3D Slicer ([www.slicer.org](http://www.slicer.org))
- Allegra X-15R (Beckman Coulter, Brea, USA)
- Autodesk Meshmixer (Autodesk GmbH, München, Deutschland)
- Autodesk Netfabb Premium Software (Autodesk GmbH, München, Deutschland)
- Bohrer Set Komet LMU München (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland)
- Bohrhülse Endo (Steco-system-technik GmbH & Co. KG, Hamburg, Deutschland)
- C-Pilot Feile Iso 10 (VDW, München, Deutschland)
- Carestream CS9300 (Carestream Dental LLC, Atlanta, USA)
- Caries Detecor (Kuraray Europe GmbH, Hattersheim am Main, Deutschland)
- Chirurgisches Winkelstück (W&H Dentalwerk Bürmoos GmbH, Bürmoos, Österreich)
- coDiagnostiX™ (Dental Wings INC., Montreal, Kanada)
- Denacam (mininavident AG, Liestal, Schweiz)
- Denamark (mininavident AG, Liestal, Schweiz)
- Denatray (mininavident AG, Liestal, Schweiz)
- ExoCad (Denseo GmbH, Aschaffenburg, Deutschland)
- Frasaco Zähne (frasaco GmbH, Tettang, Deutschland)
- Impregum (3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland)
- Impression Compound Stangen (Kerr, Scafati, Italien)
- Laborscanner Activity 885 Mark 2 (Pluradent GmbH. & Co. KG, Offenbach, Deutschland)
- LC-3DPrint Box (NextDent B.V., Soesterberg, Niederlande)
- Modelbasis (frasaco GmbH, Tettang, Deutschland)
- Picopoly Stumpfmateriale (picodent, Wipperfurth, Deutschland)
- Scotchbond Universal (3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland)
- Spiralbohrer Endo (Steco-system-technik GmbH & Co. KG, Hamburg, Deutschland)
- Tetric Ceram Bulkfill (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland)
- Total Etch Ätzel 37% Phosphorsäure (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland)
- V-Print ee (VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland)
- V-Print SG (VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland)
- Zahnmodell (Nissin Dental Products INC., Kyoto, Japan)

## 9.5 Votum Ethikkommission



Ethikkommission · Pettenkoferstr. 8 · 80336 München

Prof. Dr. med. dent. Karin Huth  
Klinikum der Universität München  
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
Goethestr.70  
80336 München

Vorsitzender:  
Prof. Dr. W. Eisenmenger  
Telefon+49 (0)89 440055191  
Telefax+49 (0)89 440055192  
Ethikkommission@  
med.uni-muenchen.de  
[www.ethikkommission.med.uni-muenchen.de](http://www.ethikkommission.med.uni-muenchen.de)

Anschrift:  
Pettenkoferstr. 8a  
D-80336 München

Ansprechpartner:  
Dr. Monika Balzer-Geldsetzer

Telefon: 089-4400 55190  
E-Mail:  
monika.balzergeldsetzer@  
med.uni-muenchen.de

25.08.2021/AS/mbg

Projekt Nr: **21-0820** (bitte bei Schriftwechsel angeben)

### Beratung nach Fakultätsrecht

Studientitel: Untersuchung der Genauigkeit verschiedener Navigationssysteme in der Endodontie - eine in vitro Studie  
Antragsteller: Prof. Dr. med. dent. Karin Huth, Klinikum der Universität München, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Goethestr.70, 80336 München  
Untersucher: Prof. Dr. med. dent. Karin Huth, Klinikum der Universität München, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Goethestr.70, 80336 München

Sehr geehrte Frau Prof. Huth,

besten Dank für Ihr Schreiben vom 23.08.2021 mit der Beantwortung unserer Fragen bzw. Erfüllung der Auflagen und den noch ausstehenden bzw. überarbeiteten Unterlagen.

Die Ethikkommission (EK) kann Ihrer Studie nun die ethisch-rechtliche Unbedenklichkeit zuerkennen.

Vorsorglich möchte ich darauf hinweisen, dass auch bei einer positiven Beurteilung des Vorhabens durch die EK die ärztliche und juristische Verantwortung für die Durchführung des Projektes uneingeschränkt bei Ihnen und Ihren Mitarbeitern verbleibt.

### Allgemeine Hinweise:

- Änderungen im Verlauf der Studie sind der EK zur erneuten Prüfung vorzulegen.
- Schwerwiegende unerwartete studienabhängige Ereignisse sind der EK mitzuteilen (trifft nur für interventionelle Projekte zu).

#### Mitglieder der Kommission:

Prof. Dr. W. Eisenmenger (Vorsitzender), Prof. Dr. R. M. Huber (stellv. Vorsitzender), Prof. Dr. C. Wendtner (stellv. Vorsitzender), Prof. Dr. H. Angelwurm, Dr. G. Alzani, Prof. Dr. S. Bäck, J. Eckert, Prof. Dr. B. Emmerich, Prof. Dr. S. Endres, Prof. Dr. R. Fischer, Prof. Dr. R. Gärtner, Prof. Dr. O. Genzel-Boroviczány, Prof. Dr. K. Hahn, Prof. Dr. N. Harbeck, Dr. B. Henrikus, Prof. Dr. C. Heumann, Prof. Dr. R. Hofffeld, Prof. Dr. A. Holsteg, Prof. Dr. V. Klaus, Dr. F. Köhlmayer, Dr. K. Köhlmayer, Prof. Dr. J. Lindner, Prof. Dr. S. Lorenz, Prof. Dr. U. Mansmann, Prof. Dr. G. Mackmann, Dr. V. Münch, Prof. Dr. H. Mudra, Prof. Dr. R. Peening, Prof. Dr. J. Peters, Prof. Dr. K. Pfeifer, Dr. R. Rätzl, Prof. Dr. H. Schardey, Prof. Dr. M. Schmauss, Prof. Dr. U. Schroth, Prof. Dr. O. Steinlein, PD Dr. G. Stüben, Dr. B. Vogl, Prof. Dr. H. Waldner, PD Dr. U. Wandl, Prof. Dr. M. Wörml, Dr. A. Yassouridis, Dr. C. Zach

## **10 Danksagung**

Mein Dank gilt zuallererst Frau Prof. Dr. Karin Christine Huth für die engagierte Betreuung und die Überlassung dieses anspruchsvollen und interessanten Themas dieser Arbeit. Sie hatte immer Zeit für Fragen und half bei jedem noch so kleinen Problem. Außerdem möchte ich ihr für die Organisation der verwendeten Software und Materialien sowie ihrer Mithilfe bei den zahlreichen Versuchen bedanken.

Von Herzen danke ich Herrn PD Dr. Marcel Reymus für die allumfassende fachliche und zwischenmenschliche Betreuung, seine Zeit bei Fragen und Versuchen, sowie den Einblick in die digitale Zukunft der Zahnmedizin.

Ebenso möchte ich mich bei Prof. Dr. Anja Liebermann für ihre Mithilfe und Zeit bei der Durchführung der Versuche bedanken und die Möglichkeit die Räumlichkeiten der Prothetik Abteilung zu nutzen.

Ich danke Herrn Prof. Dr. Reinhard Hickel, Direktor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwigs-Maximilians-Universität München, dass ich in seinem Hause meine Dissertation durchführen durfte.

Zuletzt gilt mein besonderer Dank meinen Eltern, meinem Bruder und meinen Freunden für ihre Unterstützung.

## 11 Affidavit



### Eidesstattliche Versicherung

**Borkowski Lukas**

\_\_\_\_\_  
Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

\_\_\_\_\_  
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel  
**Untersuchung der Genauigkeit unterschiedlicher Trepanationsmöglichkeiten in der Endodontie:  
Vergleich zwischen einem dynamischen Echtzeitnavigationsgerät, einer statisch geführten  
Bohrschablone und konventioneller Trepanation - eine in vitro Studie**

\_\_\_\_\_  
selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle  
Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich  
gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher  
Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 23.10.2023  
\_\_\_\_\_  
Ort, Datum

Lukas Borkowski  
\_\_\_\_\_  
Unterschrift Doktorandin bzw. Doktorand