

**Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kiefergesundheit
der Universität Würzburg**

Direktor: Professor Dr. med. dent. Gabriel Krastl

**Computergestütztes Auffinden obliterierter Wurzelkanäle mit Hilfe der
Planungssoftware SicatEndo und CDX – eine In-vitro-Vergleichsstudie**

Inauguraldissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von

Sebastian Reich

aus München

Würzburg, Januar 2020

Referent: Prof. Dr. med. dent. Gabriel Krastl

Korreferent: Prof. Dr. med. dent. Marc Schmitter

Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 17.06.2020

Der Promovend ist Zahnarzt

Widmung

Diese Arbeit ist meiner Frau Judith und meinem Sohn Julius gewidmet

Inhaltsverzeichnis	
Verwendete Abkürzungen	IV
1 Einleitung	1
1.1 Grundlagen der Endodontie	1
1.1.1 Behandlung von Zähnen mit einer irreversiblen Pulpitis	2
1.1.2 Behandlung von Zähnen mit einer apikalen Parodontitis	2
1.2 Dentinapposition in Folge eines Frontzahntraumas	3
1.3 Dentinapposition in Folge indirekter Restaurationen oder großflächiger Füllungen.....	5
1.4 Behandlung von Zähnen mit fortschreitender Dentinapposition.....	6
1.5 Konventionelle Wurzelkanalsuche obliterierter endodontischer Systeme	7
1.6 Schablonengeführte Wurzelkanalsuche obliterierter endodontischer Systeme	7
2 Material und Methoden	10
2.1 Behandlertraining und Machbarkeitsanalyse	10
2.2 Vorversuch: Messung der Bohrkanalabweichung in Relation zur Neigung der Bohrkanaleintrittsfläche	11
2.3 3D-gedruckte Zähne und Modellherstellung	14
2.4 Prä- und postoperative Bildgebung	16
2.5 Erstellen des STL-Datensatzes.....	16
2.6 3D-Planungssoftware	17

Inhaltsverzeichnis

2.6.1	SicatEndo(Densply Sirona)	20
2.6.2	coDiagnostiX (Dental Wings GmbH)	26
2.7	Messtool ClickCount 1.1	32
2.8	Arbeitsflußdiagramm zur Veranschaulichung des Studienablaufs.....	33
2.9	Studienablauf	34
2.10	Auswertung	38
2.10.1	Auswertung Vorversuch	38
2.10.2	Auswertung CDX/ Implantec	40
2.10.3	Auswertung SicatEndo.....	43
2.11	Statistische Auswertung	46
3	Ergebnisse	47
3.1	Ergebnisse zur Messung der Bohrkanalabweichung in Relation zur Neigung der Bohrkanaleintrittsfläche	47
3.2	Ergebnisse zum Vergleich der Bohrkanalabweichungen zwischen SicatEndo und CDX.....	49
3.3	Ergebnisse zum Vergleich des Arbeitsaufwandes zwischen CDX und SicatEndo.....	60
3.4	Ergebnisse zum Vergleich der Bohrkanal-abweichungen zwischen Ober- und Unterkiefer.....	63
4	Diskussion.....	71
4.1	Diskussion der Studienmethodik.....	71

Inhaltsverzeichnis

4.1.1	Vorversuch: Messung der Bohrkanalabweichung in Relation zur Neigung der Bohrkanaleintrittsfläche	71
4.1.2	3D-gedruckte Zähne und Modellherstellung	71
4.1.3	Prä- und postoperative Bildgebung	72
4.1.4	Erstellung des STL-Datensatzes	73
4.1.5	3D-Planungssoftware	74
4.1.6	Studienablauf	76
4.1.7	Auswertung der Studiendaten	77
4.1.8	Statistische Auswertung	78
4.2	Diskussion der Studienergebnisse	80
4.2.1	Ergebnisse zum Vergleich der Bohrkanalabweichungen zwischen SicatEndo und CDX	80
4.2.2	Ergebnisse zum Vergleich des Arbeitsaufwandes zwischen CDX und SicatEndo	82
4.2.3	Ergebnisse zum Vergleich der Bohrkanalabweichungen zwischen Ober- und Unterkiefer	83
5	Zusammenfassung und klinische Relevanz	84
6	Literaturverzeichnis	86
7	Anhang	93
7.1	Abbildungsverzeichnis	93
7.2	Tabellenverzeichnis	99
7.3	Herstellerverzeichnis	103

Verwendete Abkürzungen

ALARA-Prinzip	as low as reasonably achievable -Prinzip
Al	Aluminum
CDX	coDiagnostiX
CI	Confidenzintervall
CO ₂ -Spray	Kohlenstoffdioxid-Spray
Df	Freiheitsgrade
DICOM	Digital Imaging and Communication file
DLP	Digital Light Processing
DVT	digitale Volumentomographie
ESd	Effektstärke nach Cohen
H1-6	Hypothese 1-6
HD-Modus	High definition-Modus
HV	Härte nach Vickers
kV	Kilovolt
l	large (d.: hoch)
m	medium(d.: mittel)
mA	Milliampere
M	Mittelwert
Md	Median
Max	Maximum

Inhaltsverzeichnis

Min	Minimum
μ CT	Mikrocomputertomographie
OK	Oberkiefer
UK	Unterkiefer
s	small (<i>d.</i> : klein)
SD	Standardabweichung
SD-Modus	Standard definition-Modus
STL	surface tessellation language

1 Einleitung

1.1 Grundlagen der Endodontie

Die mechanische Aufbereitung endodontischer Wurzelkanalsysteme hat in den letzten 20 Jahren einen enormen Wandel erfahren. Die herkömmliche Anwendung von Stahl-Hand-Instrumenten zur Wurzelkanalbehandlung konnte ergänzt werden durch die Einführung von maschinell rotierenden, flexiblen Feilensystemen aus Nickel-Titan-Legierungen mit verschiedensten Feilengeometrien. Diese werden von speziellen, teils frei programmierbaren Endo-Motoren mit Drehmomentkontrolle und Autoreversefunktion angetrieben. Damit werden auf die Instrumente definierte kontinuierlich oder alternierend rotierende Bewegungsmuster übertragen. Bei all diesen Neuerungen bleibt das Ziel einer erfolgreichen endodontischen Behandlung jedoch nach wie vor eine Elimination von Bakterien und deren Biofilme aus dem endodontischen System. Der Zahnarzt Herbert Schilder definierte bereits 1974 die heute immer noch gültigen Grundlagen einer erfolgreichen endodontischen Behandlung. Hierzu zählen eine formkongruente Erweiterung des Wurzelkanalsystems mit Erhalt des Foramen apicale, der Erhalt des ursprünglichen Wurzelkanalverlaufs, die möglichst vollständige Entfernung von nekrotischem Gewebe, Dentindebris und Bakterien durch kontinuierliches Spülen des endodontischen Systems mit Natriumhypochlorit sowie eine homogene, wandständige Obturation des chemo-mechanisch bearbeiteten Wurzelkanalsystems (Schilder 1974). Neueren Erkenntnissen zufolge sollte die Spüllösung physikalisch aktiviert werden, um deren Effektivität zu steigern (Fedorowicz et al. 2012; Galler et al. 2019; Gazzaneo et al. 2019). Gelingt die Elimination der Bakterien aus dem endodontischen System, können apikale Läsionen endodontischen Ursprungs mit einer hohen Wahrscheinlichkeit ausheilen (Bystrom et al. 1987; Farzaneh et al. 2004; Marquis et al. 2006; Ricucci et al. 2011).

1.1.1 Behandlung von Zähnen mit einer irreversiblen Pulpitis

Zähne mit einer akuten irreversiblen Pulpitis können sehr starke Schmerzen verursachen. Meist kann der Patient den betroffenen Zahn sehr genau lokalisieren. Eine Sensibilitätsprüfung mit Kältespray verursacht bei bestehenden Beschwerden meist eine Steigerung der Schmerzsensation, welche den Kältereiz überdauert. Unter Umständen können auch Wärmereize Schmerzen am betroffenen Zahn auslösen. Häufig wird auch ein Spontanschmerz und/oder Nachtschmerz beschrieben (Sigurdsson 2003). Die Einleitung einer endodontischen Therapie durch Trepanation ist in der Regel nur in Lokalanästhesie möglich. Eine ausreichende Anästhesietiefe zu erzielen, kann aber aufgrund inflammatorischer Prozesse in der Pulpa schwierig sein (Hargreaves 2002). Ist die Pulpakammer eröffnet, kann die Vitalexstirpation, die chemo-mechanische Aufbereitung und die Obturation des Kanalsystems idealerweise in einer Sitzung erfolgen (European Society of Endodontology 2006), da eine bakterielle Besiedlung periapikal bei Anwendung eines geeigneten Behandlungsprotokoll ausgeschlossen werden kann. Alternativ kann auch nur die Kronenpulpa entfernt werden und die Trepanationsöffnung bakteriendicht verschlossen werden (Eren et al. 2018; Rosenberg 2002). Anschließend wird die Wurzelkanalbehandlung in einer zweiten Sitzung abgeschlossen.

1.1.2 Behandlung von Zähnen mit einer apikalen Parodontitis

Eine apikale Parodontitis ist meistens Folge einer bereits eingetretenen infizierten Pulpanekrose. Bedeutsam ist hier die bakterielle Besiedelung des endodontischen Systems. Zähne mit einer akuten apikalen Parodontitis werden vom Patienten häufig als sehr aufbissempfindlich und als „zu hoch“ beschrieben. Diese Zähne sind fast immer klopfempfindlich und im Vergleich zu ihren Nachbarzähnen etwas gelockert (Abbott 2004). Eine apikale Parodontitis verläuft häufig klinisch symptomlos. Diese chronische Infektion um die Wurzelspitze stellt sich oft als Zufallsbefund im Röntgenbild dar. Für eine sichere Diagnostik ist eine radiologische Bildgebung daher unerlässlich. Hier scheint zur Darstellung der periapikalen Läsion die digitale Volumentomographie (DVT) dem Einzelzahnfilm

1 Einleitung

mittlerweile überlegen (Gröndahl 2004; Jorge et al. 2008; Kim and Bassir 2017; Leonardi Dutra et al. 2016). Dem ALARA-Prinzip (as low as reasonably achievable) folgend ist ein Einzelzahnfilm aufgrund seiner hohen Ortsauflösung und bei geeigneter Bildqualität meist ausreichend (Leonardi Dutra et al. 2016). Für eine erfolgreiche Wurzelkanalbehandlung ist eine möglichst vollständige Entfernung der Bakterien sowie des Biofilms mit Hilfe der chemo-mechanischen Aufbereitung notwendig und erfolgt in der Regel in zwei separaten Sitzungen. Eine medikamentöse Einlage von Kalziumhydroxid in das aufbereitete endodontische System zwischen den Sitzungen kann die Elimination der Bakterien unterstützen (Sjögren et al. 1991). In einer zweiten Sitzung erfolgt die Obturation des Wurzelkanalsystems und der bakteriedichte Verschluss der Zugangskavität (European Society of Endodontology 2006).

Obliterierte Wurzelkanalsysteme stellen bei der Therapie apikaler Infektionen endodontischen Ursprungs eine besondere Herausforderung für den Behandler dar. Die Dentinapposition an Wänden von Pulpakammer und Wurzelkanalsystem erfolgt als Abwehrreaktion einer vitalen Pulpa zum Beispiel in Folge eines Traumas, von Karies oder iatrogen in Folge von Pulpotomien oder Präparationen der Zahnkrone (Fleig et al. 2017; Mass and Zilberman 2011; Sayegh and Reed 1968).

1.2 Dentinapposition in Folge eines Frontzahntraumas

Bleibt nach einem Frontzahntrauma die Pulpa vital, kann im Laufe der Zeit bei über 20 Prozent der traumatisierten Zähne die teilweise oder vollständige Obliteration von Pulpakammer und Wurzelkanälen beobachtet werden (Andreasen 1970). Ob es zu einer Dentinapposition oder Pulpanekrose kommt, scheint vor allem abhängig von der Art des Traumas und der Größe bzw. dem Durchmesser des Foramen apicale zu sein (Andreasen 1989). Als hierzu besonders ursächliche Traumaarten gelten Dislokationsverletzungen, die gemäß ihrer Zahnauslenkung in Relation zu ihrer Alveole in Konkussion, Subluxation, laterale Dislokation, Extrusion, Intrusion und Avulsion unterteilt werden. Verletzungen der Zahnkrone wie Schmelzinfractionen, Schmelzfrakturen und

1 Einleitung

Schmelzdentinfrakturen mit oder ohne Eröffnung der Pulpakammer erhöhen die Wahrscheinlichkeit einer Pulpanekrose zusätzlich (Lauridsen et al. 2012a; 2012b; Lauridsen et al. 2012c).

Bei der Konkussion tritt sowohl bei einem weit offenen Apex (bei einem wurzelunreifen Zahn) als auch bei „geschlossenem“ Apex (bei einem Zahn mit abgeschlossenem Wurzelwachstum) posttraumatisch selten eine Pulpaobliteration auf. Noch seltener kommt es hier zu einer Pulpanekrose. Kommen jedoch Begleitverletzungen wie Schmelzdentinfrakturen hinzu steigt die Wahrscheinlichkeit einer Pulpanekrose auf bis zu 11 Prozent (Lauridsen et al. 2012a). Obliterationen und Pulpanekrosen sind ebenfalls seltene posttraumatische Folgen nach einer Subluxation (Andreasen et al. 1987) Aber auch hier beeinflussen zusätzliche Hartgewebsverletzungen der Zahnkrone das Überleben der Pulpa negativ. Bei subluxierten Frontzähnen, kombiniert mit einer Schmelzdentinfraktur, muss in bis zu 17 Prozent mit einer nekrotischen Pulpa gerechnet werden (Lauridsen et al. 2012b). Im Gegensatz dazu, muss nach einer Intrusionsverletzung an einem Zahn mit abgeschlossenem Wurzelwachstum aufgrund der Schwere der Verletzung (beträchtliche Auslenkung bzw. Kompression der Zahnwurzel in der Alveole) stets eine Pulpanekrose erwartet werden. Bei weit offenem Foramen apicale kann es hier jedoch, wenn sich nach wenigen Wochen keine infizierte Pulpanekrose manifestiert, im Verlauf von Monaten zu einer Dentinapposition kommen (Andreasen et al. 1987). Lateral dislozierte Frontzähne mit weit offenem Foramen apicale weisen in radiologischen Nachkontrollen mit über 70 Prozent besonders häufig Kalzifikationen des Endodonts auf. Hingegen wurde bei Frontzähnen mit bereits abgeschlossenem Wurzelwachstum nach lateraler Dislokation zu fast 80 Prozent eine nekrotische Pulpa gefunden (Andreasen and Kahler 2015; Andreasen et al. 1987). Begleitverletzungen wie die Schmelzdentinfraktur erhöhen hier ebenfalls die Wahrscheinlichkeit für eine nekrotische Pulpa auf bis zu 93 Prozent (Lauridsen et al. 2012c) Auch nach Extrusionsverletzungen zeigen sich bei offenem Foramen apicale mit 60 Prozent sehr häufig Obliterationen. Ist der Apex vollständig ausgebildet, im Sinne eines abgeschlossenen Wurzelwachstums, überwiegt mit 55 Prozent ebenfalls die Pulpanekrose (Andreasen et al. 1987).

Bei Vorliegen einer zusätzlichen Schmelzdentinfraktur muss auch hier in über 76 Prozent der Fälle mit einer nekrotischen Pulpa gerechnet werden (Lauridsen et al. 2012c).

1.3 Dentinapposition in Folge indirekter Restaurationen oder großflächiger Füllungen

Bei Präparationen zur Aufnahme von Kronen oder Brücken müssen meist erhebliche Anteile gesunder Zahnhartsubstanz abgetragen werden. Je nach Präparationsform für aktuelle keramische Werkstoffe beträgt der koronale Zahnhartsubstanzverlust gerade an Frontzähnen bis zu 59 Prozent (Schwindling et al. 2018). Eine typische Folge derart invasiver Behandlungen mit Temperaturerhöhungen in der Pulpa und Odontoblastenaspiration in ihre Dentintubuli ist ein mehr oder minder stark ausgeprägtes Präparationstrauma der Pulpa (Walther et al. 1984; Zach and Cohen 1965). Kariöse Läsionen und deren Exkavation bedingen ebenfalls Entzündungen der Pulpa (Ricucci et al. 2017). Im Idealfall können die damit einhergehenden lokalen Entzündungsprozesse in der Pulpa – als sogenannte *Restitutio integrum* – wieder vollständig abheilen. Als ungünstigere Verläufe gelten hingegen lokal verbleibendes Narbengewebe, nekrotische Areale, an die sich wieder physiologisches Pulpagewebe anlagern kann oder die vollständige Pulpanekrose (Kerschbaum 1979). Bleibt die Pulpa vital, zeigen sich langfristig Reaktionen des sogenannten Pulpa-Dentin-Abwehr-Komplexes. Hier ist neben der Ausfällung von Kalzium-Phosphat-Präzipitaten in den Tubuli und der Zunahme des peritubulären Dentins insbesondere eine vermehrte Hartgewebsapposition in Pulpakammer und den Eingängen der Wurzelkanäle, das sogenannte Reizdentin, zu nennen (Bjorndal 2008; Bjorndal and Darvann 1999; Fleig et al. 2017; Ricucci et al. 2014; Ricucci et al. 2017; Tjaderhane 2002).

1.4 Behandlung von Zähnen mit fortschreitender Dentinapposition

Eine über mehrere Monate vorangeschrittene Tertiärdentinbildung zeigt sich häufig klinisch als gelbliche Diskoloration der Zahnkrone (Holcomb and Gregory 1967) und kann auf dem Einzelzahnfilm gut und sicher erkannt werden. Die davon betroffenen Zähne sind bei klinischer Symptomlosigkeit und mit röntgenologisch als intakt beurteilbarem Parodontalspalt nicht behandlungsbedürftig (Oginni et al. 2009). Vielmehr ist hier von physiologischem bzw. geheiltem Pulpagewebe auszugehen. Erst mit Auftreten von Symptomen oder im Röntgenbild erkennbaren apikalen Radioluzenzen muss von einer irreversiblen Pulpitis oder einer infizierten Pulpanekrose mit gegebenenfalls apikaler Parodontitis ausgegangen werden. In den ersten ein bis vier Jahren nach einem Frontzahntrauma weisen nur zwischen ein und sieben Prozent der Zähne mit Wurzelkanalobliterationen diese Symptome auf (Andreasen et al. 1987; Andreasen 1970; Holcomb and Gregory 1967). Studien mit mittleren Nachkontrollintervallen von 16 Jahren zeigen einen deutlich höheren Anteil Pulpanekrosen zwischen 8 und 21 Prozent (Jacobsen and Kerekes 1977; Robertson et al. 1996; Stalhane and Hedegard 1975). Unterscheidet man vollständige von unvollständigen Obliterationen weisen vollständig obliterierte Zähne mit über 43 Prozent im Vergleich zu unvollständigen Obliterationen mit unter 15 Prozent deutlich häufiger ein nekrotisches Pulpagewebe auf (Oginni et al. 2009). Insgesamt scheint eine Pulpanekrose eher bei vollständig obliterierten Zähnen mit einem schon lange zurückliegenden Trauma aufzutreten. Hier sollte mit einer endodontischen Therapie der Zahnerhalt versucht werden.

1.5 Konventionelle Wurzelkanalsuche obliterated endodontischer Systeme

Die orthograde Zugangspräparation an obliterated Zähnen ist häufig selbst für endodontisch erfahrene Kollegen sehr zeitintensiv und zumeist nur mit hohem technischen Aufwand, wie dem Einsatz von OP-Mikroskop und dreidimensionaler Bildgebung realisierbar (Kiefner et al. 2017). Oftmals treten bei der konventionellen orthograden Wurzelkanalsuche Komplikationen auf. Beispielsweise konnte gezeigt werden, dass an Unterkieferinzisivi mit posttraumatisch bedingtem obliterated Wurzelkanallumen zu 71 Prozent Behandlungskomplikationen auftraten (Cvek et al. 1982). Zudem kommt es häufig zu Verlagerungen des ursprünglichen Kanalverlaufs und einem erhöhten Zahnhartsubstanzverlust (Connert et al. 2019). Dies geht mit einem gesteigerten Frakturrisiko von Zahnkrone und Wurzel einher (Krishan et al. 2014; Plotino et al. 2017; Wilcox et al. 1997).

1.6 Schablonengeführte Wurzelkanalsuche obliterated endodontischer Systeme

Mit *Guided Endodontics* wurde vor wenigen Jahren ein alternatives schablonengeführtes Verfahren zur Erschließung obliterated Wurzelkanäle eingeführt (Krastl et al. 2016). Angelehnt an das Vorgehen einer präzisen schablonengeführten Implantation (Kühl et al. 2015) wurden bereits etablierte Softwaresysteme durch ein neues Tool, das das Prozedere von *Guided Endodontics* ermöglicht, ergänzt. Die Daten für das hierzu speziell entwickelte Instrumentarium mit Schablone, Hülse und Bohrer wurden in der Software hinterlegt. Damit gelingt es, Zugangskavitäten minimalinvasiv bis in das apikale Wurzel Drittel anzulegen.

In einer ex-vivo-Untersuchung an extrahierten Zähnen, die möglichst realistisch in einem Kiefermodell angeordnet worden waren, zeigte sich, dass mit Hilfe der schablonengeführten Bohrung der Wurzelkanal sicher erschlossen werden konnte. Die Abweichungen zwischen virtuell geplantem und tatsächlichem

1 Einleitung

Bohrpfad fielen mit einer mittleren Abweichung an der Bohrerspitze von 0,29 mm (mesial_distal) und 0,47 mm (bukkal_palatal) sehr gering aus (Zehnder et al. 2016).

Für die Planung schablonengeführter Trepanationen stehen dem Behandler mittlerweile die Softwaresysteme coDiagnostiX (CDX, Dental Wings) und SicatEndo (Densply Sirona) zur Verfügung. Für CDX konnte in mehreren Studien und Fallberichten mit einer mittleren Winkelabweichung unter 2 Grad und einer mittleren Kanalabweichung an der Bohrerspitze unter 0,5 Millimetern eine gute Genauigkeit gezeigt werden (Connert et al. 2018; Connert et al. 2017; Krastl et al. 2016; Zehnder et al. 2016). Densply Sirona stellt dem Behandler mit SicatEndo eine weitere Planungssoftware zur Verfügung, welche speziell zur schablonengeführten Trepanation von Wurzelkanalsystemen entwickelt wurde. Die Arbeitsgruppe um Tomas Lang konnte bei einer experimentellen Untersuchung an humanen Zahnpräparaten zur schablonengeführten Trepanation mit einer mittleren Kanalabweichung von 0,12 mm für die Planungssoftware SicatEndo ebenfalls sehr genaue Ergebnisse erzielen (Lang et al. 2017). Die Software CDX basiert auf Konzepten der schablonengeführten Implantation. Durch Implementierung digitaler Daten von entsprechenden Bohrern und Bohrhülsen für die Planung schablonengeführter Trepanationen wurde hier das Behandlungsspektrum erweitert. Die Software SicatEndo wurde hingegen speziell für das Verfahren der schablonengeführten Trepanation zur Erschließung komplexer endodontischer Systeme entwickelt. In dieser Arbeit sollen nun die Softwaresysteme SicatEndo und CDX hinsichtlich ihrer Planungsgenauigkeit und ihres Arbeitsaufwandes verglichen werden. Folgende Arbeitshypothesen sollen in dieser Arbeit geklärt werden:

H1: Die räumliche Abweichung zwischen der Planung eines virtuellen Bohrpfades und der anschließenden geführten Bohrung ist systemunabhängig.

H2: Die räumliche Abweichung ist kieferunabhängig.

1 Einleitung

H3: Der Arbeitsaufwand gemessen in Mausklicks für die virtuelle Planung pro Kiefer ist softwareabhängig.

H4: Der Arbeitsaufwand gemessen in Planungszeit für die virtuelle Planung pro Kiefer ist softwareabhängig.

H5: Die Kanäle der 3D-gedruckten Zähne können systemunabhängig sicher erschlossen werden.

H6: Eine Perforation der Wurzel durch den Bohrer kann systemunabhängig vermieden werden.

2 Material und Methoden

2.1 Behandlertraining und Machbarkeitsanalyse

Vor Versuchsdurchführung wurde anhand von drei Zahnmodellen mit insgesamt elf Zähnen, die den verwendeten Studienzähnen entsprachen, der Arbeitsablauf (siehe 2.3 – 2.6) innerhalb beider Softwaresysteme im Sinne einer Machbarkeitsanalyse getestet und auf technische Anwendbarkeit geprüft. Die Vorversuche zeigten, dass eine Trepanation im Bereich der schräg verlaufenden oralen Zahnflächen zu einem Abgleiten des Bohrers und somit zu einer reduzierten Genauigkeit führte. Bei Planung des Bohrkanals durch die Inzisalkante, konnte ein Abgleiten des Bohrers und dadurch verursachte Abweichungen des Bohrkanals nach oral vermieden werden. Das Risiko, den apikalen Wurzelkanalanteil zu verfehlen, konnte damit im Vorfeld erheblich reduziert werden.

Für die in der Studie verwendeten Modelle wurden 3D-gedruckte Kunststoffzähne (VOCO GmbH) verwendet. Die Zähne bestanden aus einem Material mit einer Methacrylat-Harzmatrix, in die radioopake Füllstoffe eingebettet waren. Das Material war mit einer Radioopazität von 112 Prozent Al im Vergleich zu Dentin mit einer Radioopazität von 107 Prozent Al für die röntgenologische Darstellung ideal geeignet (Willems et al. 1991). Die Härte der Zähne nach Vickers wurde mit 25 HV angegeben. Zum Zeitpunkt der Studie war das verwendete Material noch nicht frei verkäuflich. In der klinischen Situation mit natürlichen Zähnen bestehend aus dem sehr harten Zahnschmelz (HV 300-400) (Craig and Peyton 1958; Warkentin et al. 2018) und Dentin (HV 20-80) (Craig and Peyton 1958; Pashley et al. 1985; Warkentin et al. 2018) muss vor der spezifischen Bohrung mittels Schablone stets der Zahnschmelz abgetragen werden. Am Kunststoffzahn sollte im Vorversuch geprüft werden, in welchem Ausmaß bei einer Bohrfad-Planung abweichend von einer Achse durch die Schneidkante auf der oralen Schrägfläche ein Abgleiten des Bohrers in oraler Richtung auftritt.

2.2 Vorversuch: Messung der Bohrkanalabweichung in Relation zur Neigung der Bohrkanaleintrittsfläche

Um die Auswirkung der Neigung der Bohrkanaleintrittsfläche auf die Bohrkanalabweichung zu bestimmen, wurde ein Probenkörper-Modell mit unterschiedlichen Neigungswinkeln der Bohreintrittsfläche von 10° bis 60° entwickelt. Hierzu wurden mit Hilfe der 3D-Freeware Blender (Version 2.79) 36 Probenzylinder (Durchmesser 8 mm, Höhe 20 mm) und ein zentral an der Basis gelegener zylinderförmiger Hohlraum (Durchmesser 1 mm, Länge 5 mm) virtuell geformt. Die Probenkörper wurden zu sechs Gruppen mit jeweils sechs gleich geformten Zylindern angeordnet. Sie unterschieden sich zwischen den Gruppen nur anhand der Neigung der Bohrkanaleintrittsfläche um jeweils 10° .

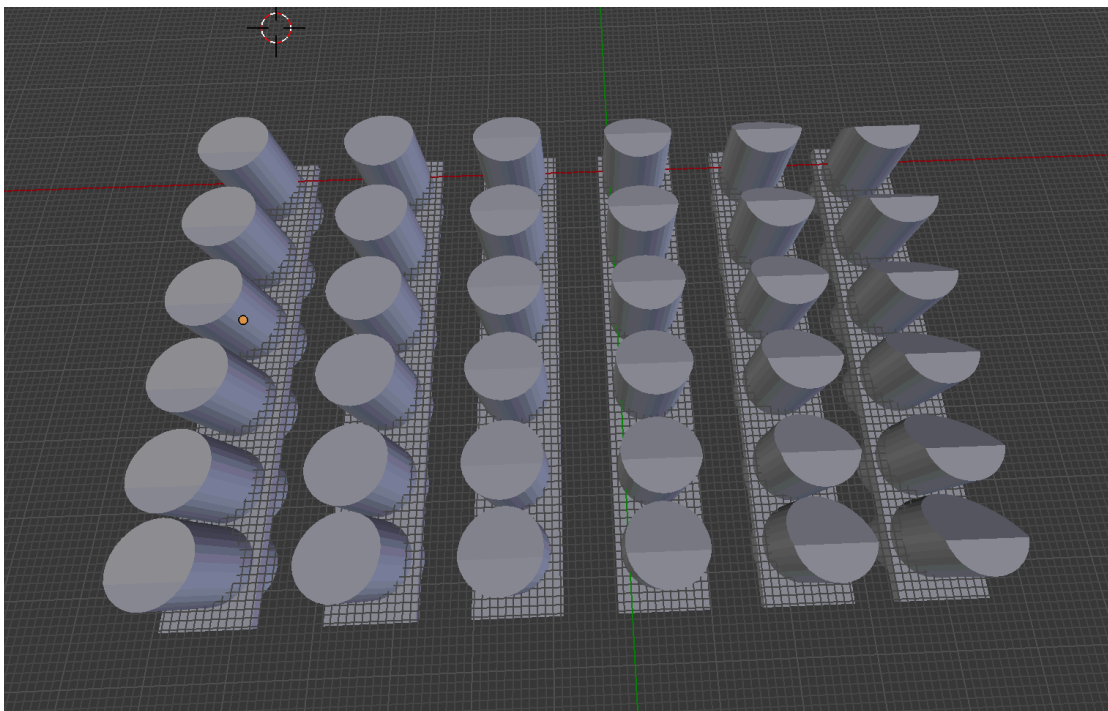


Abb. 1: Mit der 3D-Modelling Software Blender erzeugte Probenkörper zu sechs Gruppen angeordnet mit von links nach rechts ansteigenden Neigungswinkeln um 10° der Bohrfadeintrittsfläche

2 Material und Methoden

Anschließend wurden die Probenkörper mit Hilfe des 3D-Druckers Objet30 Prime (Stratasys) mit dem Material VeroWhitePlus RGD835 erzeugt, anheftendes Stützmaterial entfernt und die basalen Hohlräume vorsichtig mit K-Feilen der ISO-Größe 60 freigelegt. Alle Schrägflächen wurden mit Sof-Lex™ XT Ausarbeitungs- und Polierscheiben in absteigender Körnung (Corsare; Medium; Fine; Extrafine) nachbearbeitet.

Aufgrund der sehr geringen Radioopazität des Probekörpermaterials wurde für die Anfertigung mit dem 2D/3D-Kombinationsröntgengerät Orthophos SL für die präoperativen Röntgenaufnahmen mittels DVT die Einstellungen 8x8 cm bei 85 kV und 7 mA im StandardDefinition (SD)-Modus gewählt. Der Aufnahmefokus wurde auf das Frontzahnsegment ausgerichtet. Jeweils sechs Probenkörper wurden auf dem Schaumstoffblock eines präformierten Densply Sirona Schablonenhalters auf Höhe des Frontzahnsegmentes positioniert und anschließend geröntgt.

Alle so gewonnenen sechs präoperativen DVT-Aufnahmen wurden im Digital Imaging and Communication files (DICOM) Dateiformat exportiert und in die Planungssoftware CDX importiert. Aufgrund der geringen Abschwächung der Röntgenstrahlung durch das Probenkörpermaterial stellten sich diese sehr radiotransluzent dar. Für eine exakte Darstellung der Probenkörper in CDX musste für die nötige genaue Überlagerung von DICOM- und surface tessellation language (STL)-Datei der Segmentierungsschwellenwert angepasst werden. Dazu wurden mit Hilfe des Röntgendichte-Messtools die Hounsfield-Einheiten innerhalb und außerhalb der Probenkörper gemessen, beide Werte summiert und anschließend der Segmentierungsschwellenwert auf diesen Wert eingestellt. Folglich konnte der jetzt sichtbare Probenkörper im Zahnbogen als Unterkieferfrontzahnsegment ausgerichtet werden. Als STL-Datensätze wurden die direkt in Blender 2.79 erzeugten Oberflächendaten exportiert und in das Programm CDX importiert. Die STL-Daten und DICOM-Daten aller sechs Zylinderreihen wurden durch Auswahl von mindestens drei formkongruenten Oberflächenbereichen in den entsprechenden Datensätzen einander zugeordnet und in allen drei Raumachsen auf eine formkongruente Zuordnung überprüft.

2 Material und Methoden

Anschließend wurde für jeden Zylinder ein schablonengeführter Testbohrpfad virtuell geplant. Hierzu wurde immer der im Programm virtuell hinterlegte Bohrer der Firma Steco Endoseal lang (Durchmesser 1 mm, Länge 28 mm) ausgewählt und für eine senkrechte Positionierung zentral in den virtuell geplanten Hohlraum der Zylinderbasis mit dem Durchmesser von 1 mm positioniert und die Ausrichtung des Bohrers in allen drei Raumachsen kontrolliert. Im Anschluss wurde jeder Planung virtuell die im Programm hinterlegte Titan-Innenhülse für Endodontie (Höhe 5 mm, Innendurchmesser 1 mm, Außendurchmesser 3,5 mm) der Firma Steco hinzugefügt und eine Bohrschablone für jeweils sechs Zylinder mit einer Schichtstärke von 3 mm und einer Schablonenhöhe von 13 mm designt. Diese wurde anschließend als STL-Datensatz exportiert.

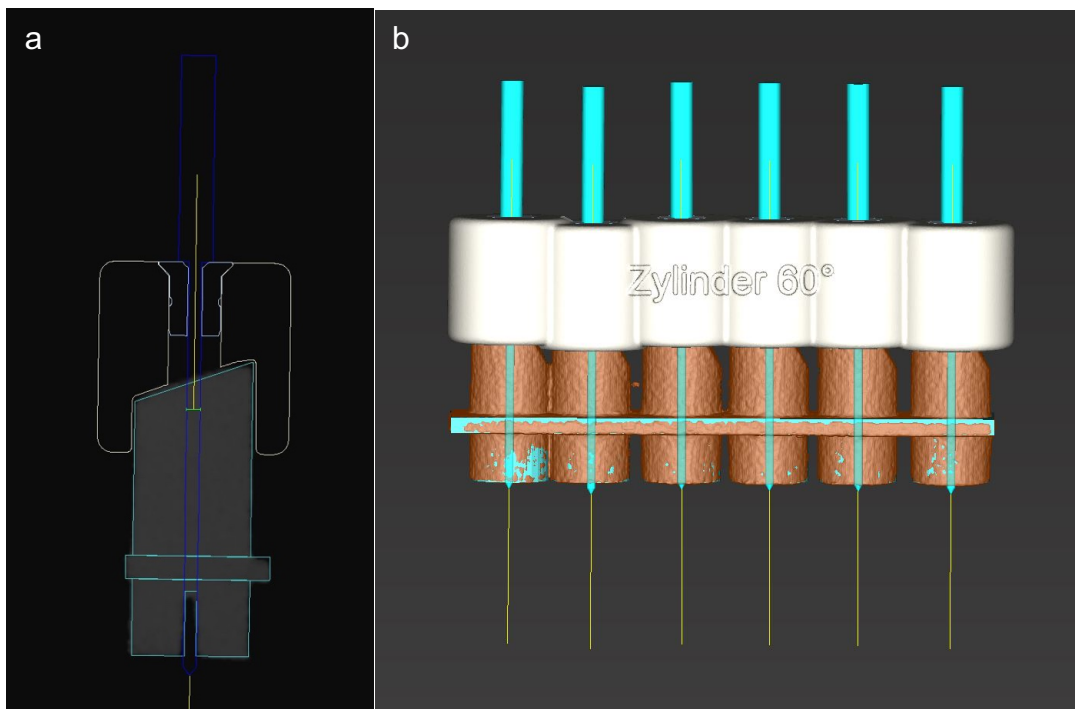


Abb. 2: Beispiel für die korrekte Ausrichtung des im Probenzylinder positionierten Bohrers mit Bohrhülse (a), endgültig erstellte Bohrschablone für sechs Probenzylinder mit einem Winkel von 60° der Bohrereintrittsfläche (b)

Anschließend wurden alle Schablonen im Polyjet-Druckverfahren mit Hilfe des 3D-Druckers Objet30 Prime von Stratasys Ltd. hergestellt. Alle Bohrungen wurden intermittierend unter Wasserkühlung bei einer Drehzahl von 10.000 Umdrehungen pro Minute durchgeführt. Bei jeder Bohrung wurde der Bohrkanal nach 2 bis 3 Hubbewegungen mit einer Eindringtiefe von etwas 3-5 mm intermittierend gespült, um anfallende Bohrspäne zu entfernen und eine ausreichende Schneidleistung des Bohrers sicherzustellen. Die Bohrtiefe wurde auf 22mm festgelegt und mit Hilfe eines Endo-Stoppers auf dem Bohrer markiert. Dieser wurde bei jeder Bohrung mit Hilfe eines Endo-Messblockes (Dentsply Sirona) eingemessen. Alle Probenkörper wurden anschließend nochmals im 2D/3D Röntgengerät Orthophos SL mit bereits genannten Einstellungen geröntgt. Die erzeugten postoperativen DVT-Aufnahmen wurden ebenfalls im DICOM-Dateiformat exportiert, um sie in CDX zu importieren und mit den präoperativen DICOM-Dateien überlagern zu können. Dies ermöglichte, die Abweichung in Richtung der Schrägfläche zu bestimmen. Es wurde die horizontale Abweichung in Richtung der Schrägfläche an Bohrerbasis und -spitze mit Hilfe des Analysetools Behandlungsauswertung gemessen und anschließend die Winkelabweichung über den Arcustangens ermittelt.

2.3 3D-gedruckte Zähne und Modellherstellung

Für die Herstellung der Kunststoffzähne dienten MicroCT-Datensätze (Inveon Multimodality Single photon emission computed tomography (CT) scanner, Siemens Preclinical Solutions, Knoxville, TN, USA) mit einer Voxelgröße von 27 µm von extrahierten humanen Zähnen mit obliterierten Wurzelkanalsystemen: einem mittleren und einem seitlichen oberen Inzisivus sowie einem mittleren unteren Inzisivus (zur Verfügung gestellt von Dr. Thomas Connert, Basel). Die so erzeugten DICOM-Datensätze wurden mit der freien Software ITK-SNAP (Version 3.6) in das STL-Format umgewandelt. Anschließend wurden diese mit Hilfe der 3D-Bearbeitungs-OpenSource Freeware Blender nachbearbeitet. Es wurde eine apikale Wurzelkanallänge von 5 mm und einem apikalen Durchmesser von 0,25mm eingestellt. Daraufhin wurden alle drei Zähne an ihrer vertikalen Achse gespiegelt, um so einen vollständigen Satz Ober- und

2 Material und Methoden

Unterkieferfrontzähne (Zähne 12-22 und 32-42) herstellen zu können. Zuletzt wurden alle STL-Datensätze mit Hilfe des Programms Autodesk Netfabb (Version 14.0.23.0; www.autodesk.de) auf ihren reproduzierbaren 3D-Druck überprüft. Anhand der derart modifizierten STL-Datensätze konnten anschließend Kunststoffzähne von der VOCO GmbH mit dem 3D-Drucker Solflex 350 im DLP-Verfahren (Digital Light Processing) aus dem ideal radioopaken (112% Al) Komposit (Watts and McCabe 1999; Willems et al. 1991) mit einer Vickershärte von 25 HV hergestellt werden. Um die apikalen Kanalanteile von nicht polymerisierten Kompositrückständen zu befreien und eine Durchgängigkeit zu sichern, wurden alle Zähne durch den Hersteller VOCO in Isopropanol 2x3 Minuten vorgereinigt (Ultraschallbad) und im Anschluss bei 6000 Umdrehungen pro Minute 10 Minuten zentrifugiert. Abschließend wurden die Kanalanteile noch einmal 2x3 Minuten in Isopropanol gereinigt (Ultraschallbad).

Es wurden vier Ober- und vier Unterkiefermodelle mit jeweils vier 3D-gedruckten Inzisivi angefertigt. Auf Basis von Silikonmodellagen für Ober- und Unterkiefer konnten identisch geformte Zahnbögen hergestellt werden. Eine vollständige Zahnreihe bestand aus den vier 3D-gedruckten Frontzähnen und für jeden Quadranten aus drei weiteren Frasaco-Zähnen der Zahntypen Eckzahn, erster und zweiter Prämolare. Dies sollte eine sichere Abstützung der Bohrschablone ermöglichen. Der Zahnbogen wurde zervikal und interradikulär durch das Einbringen von einem Prothesenkunststoff (Paladur, Kulzer) eingefasst und somit zur Reduktion von Verwindungskräften stabilisiert. Nach Verschließen des Foramen apikale der Frontzähne mit Wachs wurden die Wurzeln ebenfalls mit Paladur verblockt. Zuletzt wurden alle Modelle in ein Silikon (Fifty-Fifty 95 putty, Klasse 4 Dental GmbH, Augsburg, Germany) gesockelt und in einen Frasaco-Modellhalter (Abb. 24) gesetzt.

2.4 Prä- und postoperative Bildgebung

Mit Hilfe des 2D/3D-Kombiröntgengerätes Orthophos SL (Dentsply Sirona) wurde von jedem Studienmodell eine prä- und eine postoperative DVT angefertigt. Hierfür wurden die Parameter 85 kV/4 mA bei einem Abbildungsradius von 8 cm im HighDefinition (HD) Modus ausgewählt, um den gesamten Zahnbogen der Studienmodelle zu erfassen und die Frontzähne detailgenau wiederzugeben. Als Aufnahme-region wurde das Frontzahnsegment ausgewählt. Die Voxelgröße betrug in der gewählten Einstellung 80 µm bei einem Field of View (FOV) von 8x8 cm. Alle Modelle wurden mit Hilfe einer Positionierungsschiene aus Specta Tray (Ivoclar Vivadent) auf dem Schaumstoffblock des Densply Sirona Schablonenhalters mit Hilfe des Positionslasers ausgerichtet und fixiert. Dies stellte zudem aufgrund einer eindeutigen Reposition eine möglichst exakte Überlagerung der prä- und postoperativen 3D-Röntgenaufnahmen sicher. Anschließend wurden die angefertigten Röntgenaufnahmen als Digital Imaging and Communication files (DICOM) exportiert und in die Planungssoftware SicutEndo und CDX importiert.

2.5 Erstellen des STL-Datensatzes

Um eine exakt auf den Zahnbogen passende Bohrschablone erstellen zu können, wurden die Oberflächen der Zahnkronen möglichst exakt und vollständig mithilfe des 5-Achsen Laborscanners InLab inEOS X5 (Densply Sirona) gescannt. Mit dem optischen Verfahren der digitalen Streifenblaulichtprojektion wurden alle Zahnoberflächen der Studienmodelle mit Silikonsockel mit einer Genauigkeit von 1,3 µm (+- 0,4 µm) nach DIN EN ISO 12836:2015 erfasst und diese Daten als STL-Datei exportiert. Alle Modelle wurden in einer Parallelschraubstock-Magnetkupplung eingespannt, für einen Artefakt freien Oberflächenscan mit Helling 3D Entspiegelungsspray (HELLING GmbH) besprüht und auf dem Gelenkarm des InLab-Scanners fixiert. Anschließend wurden die Modelle zuerst über die Einstellung *Vollständige Rekonstruktion Aufnahme reduziert* als Zahnbogen aufgenommen und durch Anwählen von Registrierungslücken zu einem vollständigen Oberflächenscan ergänzt. Die so

digitalisierten Modelle wurden anschließend als STL-Datei exportiert und in die Planungssoftwaresysteme importiert.

2.6 3D-Planungssoftware

Für die virtuelle Planung der Bohrpfade wurden die Softwaresysteme SicatEndo und CDX verwendet. In beide Planungssoftwaresysteme wurden jeweils die DICOM- und STL-Datensätze von zwei Ober- und zwei Unterkiefermodellen importiert. Diese Daten aller acht Studienmodelle wurden durch Auswahl von mindestens drei formkongruenten Oberflächenbereichen in den entsprechenden DICOM- und STL-Datensätzen einander zugeordnet und in allen drei Raumachsen auf ihre formkongruente Zuordnung überprüft.

2 Material und Methoden

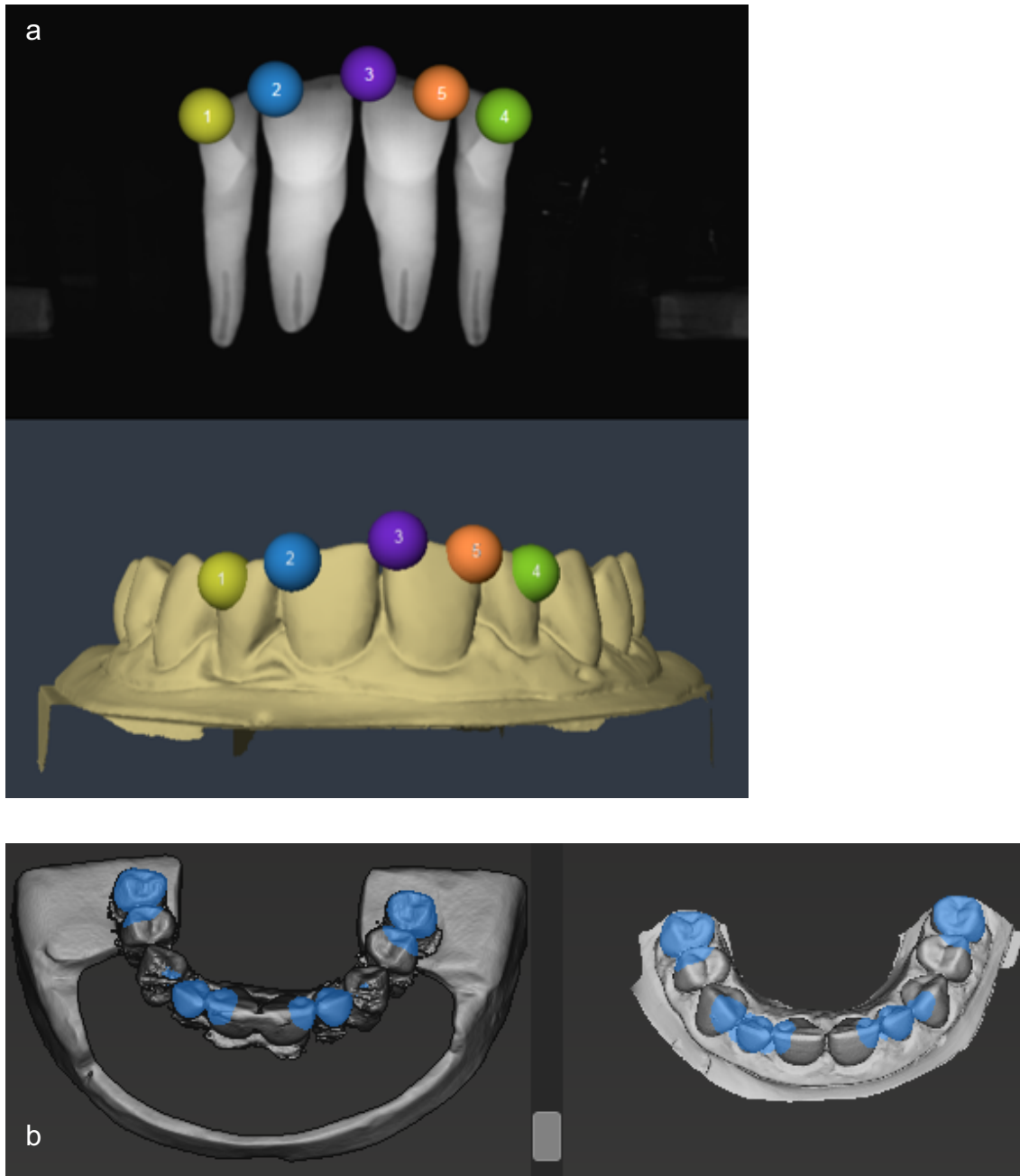


Abb. 3: Überlagerung von DICOM und STL-Datensatz durch Auswahl von mindestens 3 identischen Regionen in SicutEndo (a) und CDX (b)

2 Material und Methoden

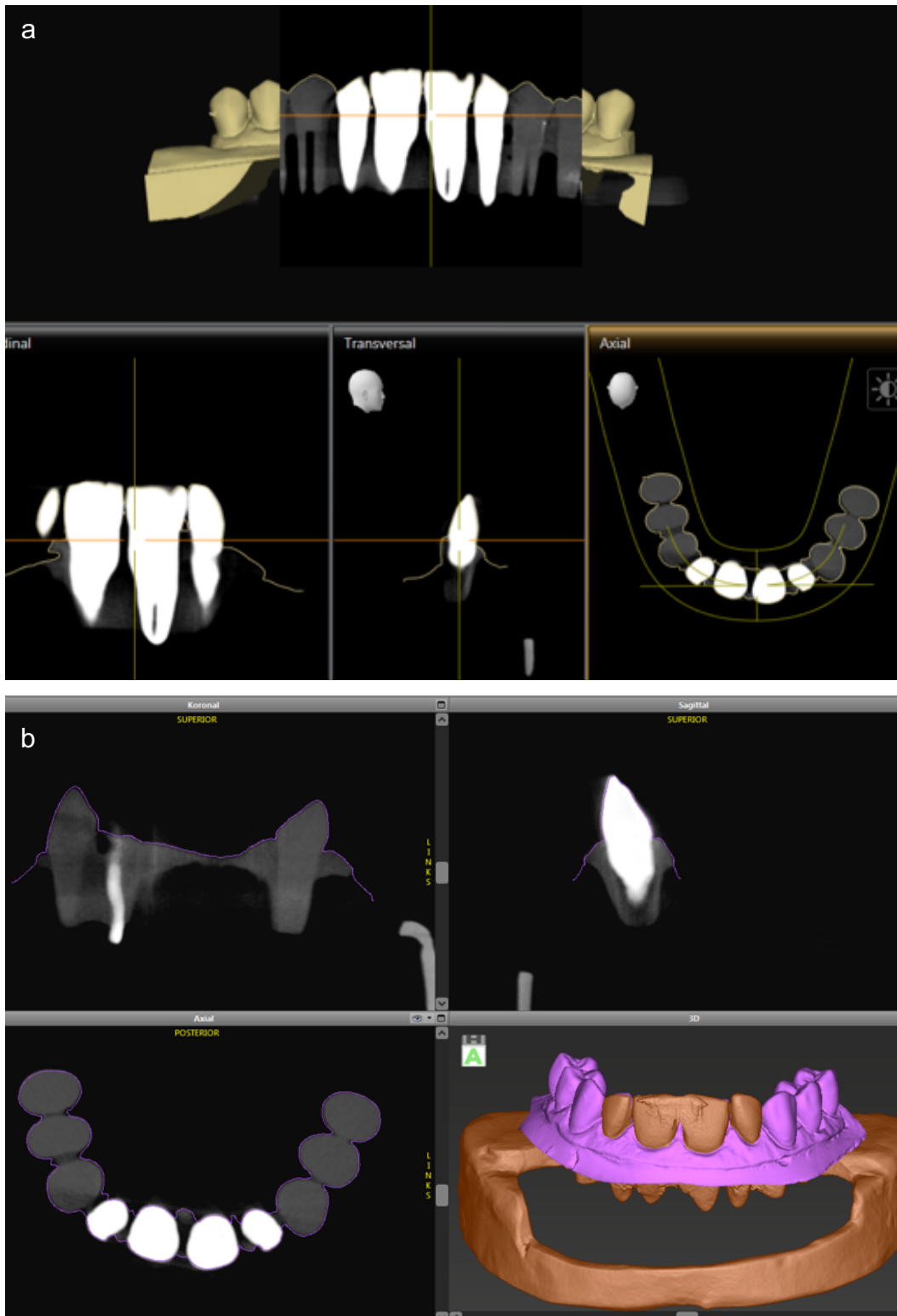


Abb. 4: Kontrolle einer präzisen Datenüberlagerung von 3D-Bildgebung und Oberflächenscan in sagittaler, tangentialer und axialer Ebene in der Software SicatEndo (a) und CDX(b)

2.6.1 SicatEndo(Densply Sirona)

Nach oben beschriebener Datenfusion für jedes Modell wurde mit der Software SicatEndo jeweils ein Bohrfad für insgesamt 16 Inzisivi in jeweils zwei Ober- und zwei Unterkiefermodellen virtuell geplant. Hierzu wurde zuerst in der Transversalebene die Zahnachse durch zwei Punkte auf der Mitte der Inzisalkante und der Wurzelspitze festgelegt.

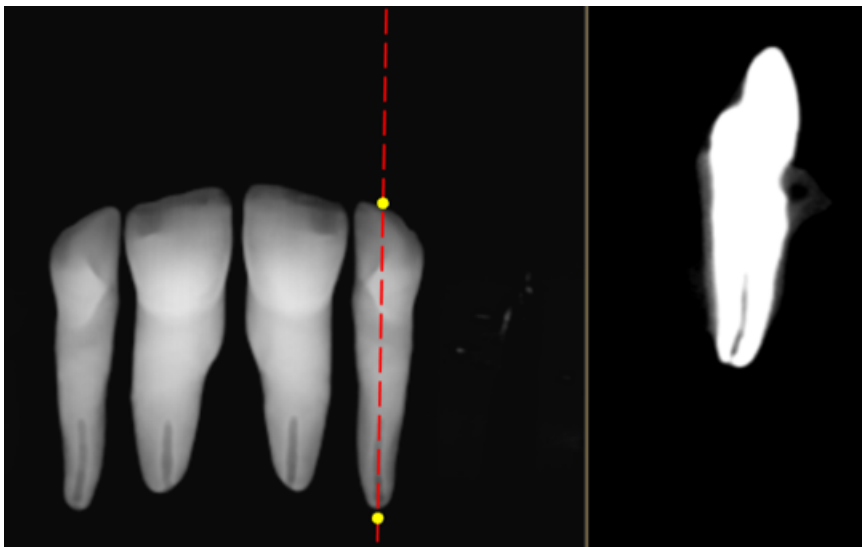


Abb. 5: Virtuelle Planung eines Bohrfads an einem Inzisivus mit rot markierter idealer Achse in der Transversalebene

Für jeden Zahn wurde virtuell ein inzisaler und ein apikaler Fixpunkt definiert, um einen idealen Bohrfad in Zahn- bzw. Wurzelkanalachse festzulegen. Es wurde darauf geachtet, eine technisch durchführbare Verbindung zwischen Schneidekante und dem apikal erkennbaren Wurzelkanal herzustellen. Zur Orientierung diene bei SicatEndo eine sogenannte Endoline, die durch mehrere Fixpunkte dem gekrümmten Verlauf eines Wurzelkanals folgend definiert ist. Der virtuell markierte Bohrfad wurde durch Verschieben der Fixpunkte in allen drei Raumbenen auf den apikal erkennbaren Wurzelkanal zentriert ausgerichtet. Anschließend wurde der Verlauf der Endoline im 3D-Modell durch Rotation um alle Raumachsen von allen Seiten überprüft.

2 Material und Methoden

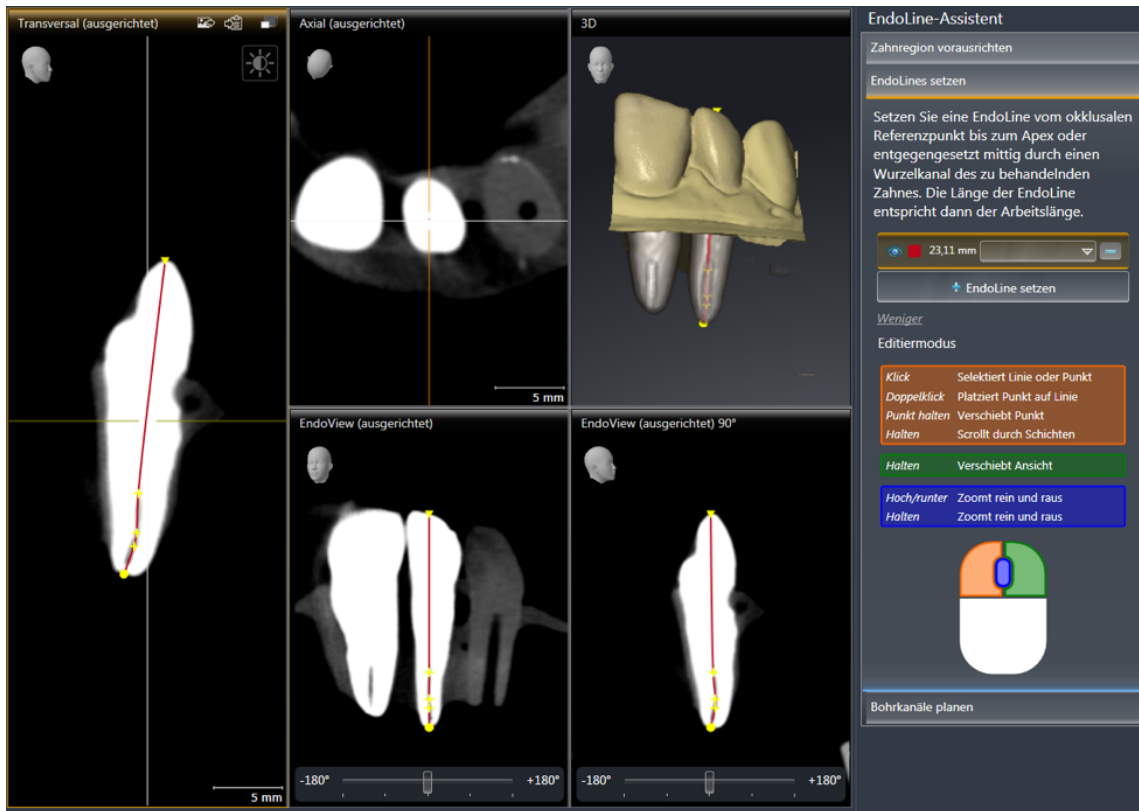


Abb. 6: Setzen der Endoline (rot) mit Hilfe von Fixpunkten (gelb) am ausgewählten Zahn 12

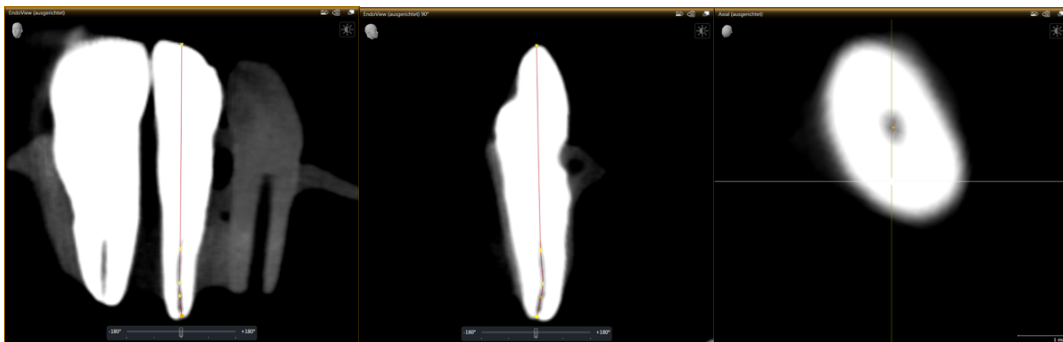


Abb. 7: Kontrolle und Korrektur der Endoline (rot) durch Verschieben der Fixpunkte (gelb) in allen drei Raumebenen.

2 Material und Methoden

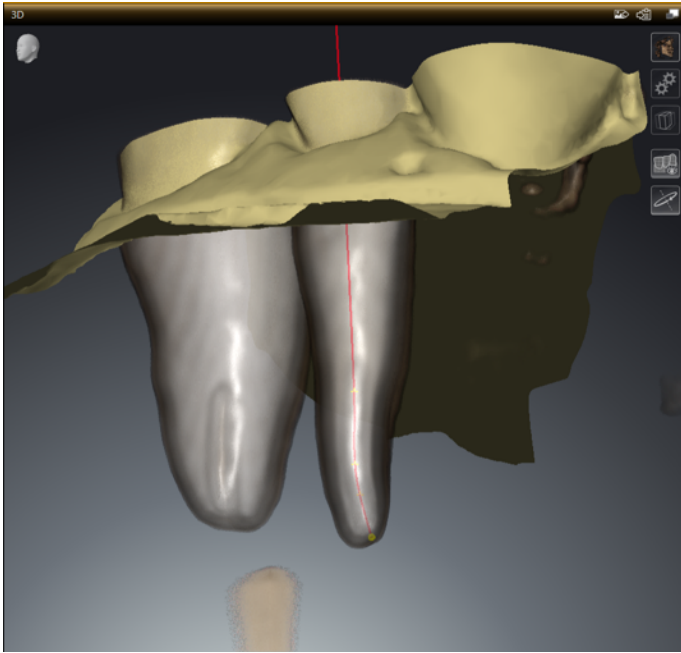


Abb. 8: Kontrolle der Endoline in der 3D-Ansicht. Durch Rotation des Modells in allen Achsen kann der korrekte Verlauf der geplanten Endoline von allen Seiten begutachtet werden.

Es wurde ein orthograde Bohrkanal ausgewählt und der Planung hinzugefügt. Dieser wurde im Zahn so positioniert, dass der apikale Restkanal sicher durch den geplanten Bohrkanal erschlossen wurde. Anschließend wurde die Bohrkannlänge so korrigiert, dass die Bohrhülse des Systems berührungsfrei über der Inzisalkante zu liegen kam, um ein späteres Aufliegen der Bohrhülse auf der Inzisalkante zu vermeiden. Die notwendige Bohrtiefe war nun präzise eingestellt.

2 Material und Methoden

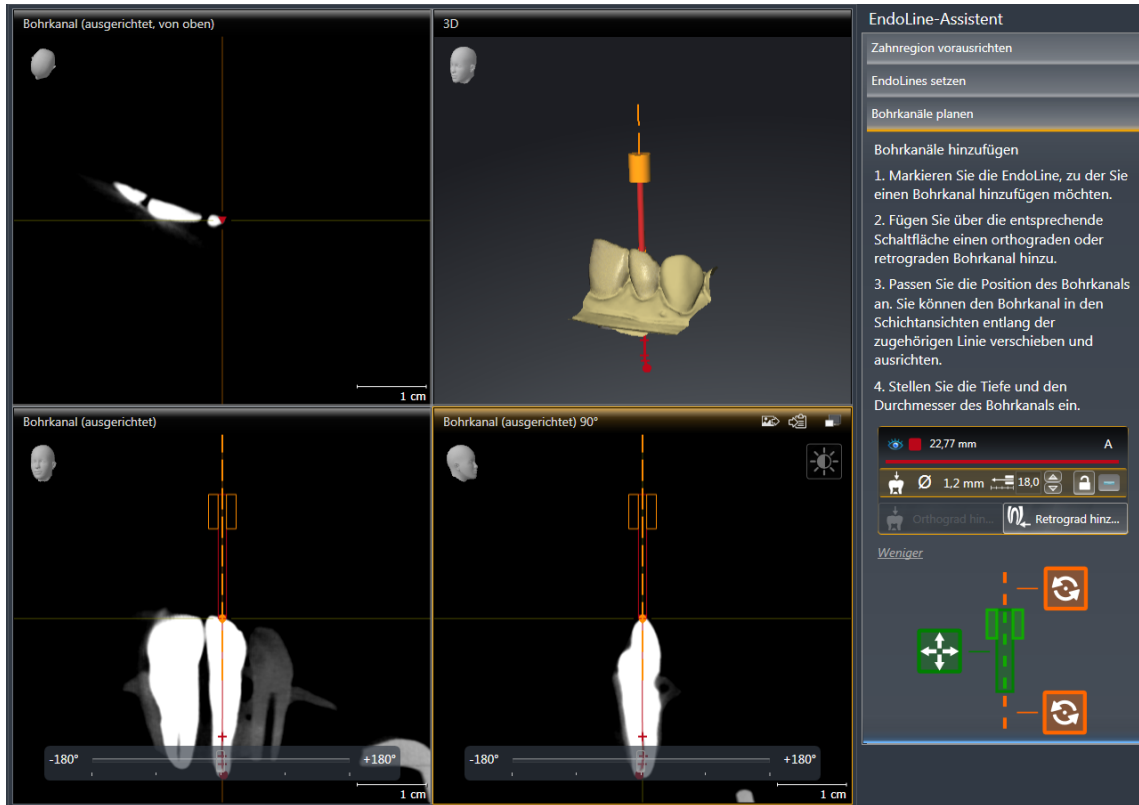


Abb. 9: Hinzufügen eines orthograden Bohrkanales (rot) mit Bohrhülse (orange) an Zahn 12

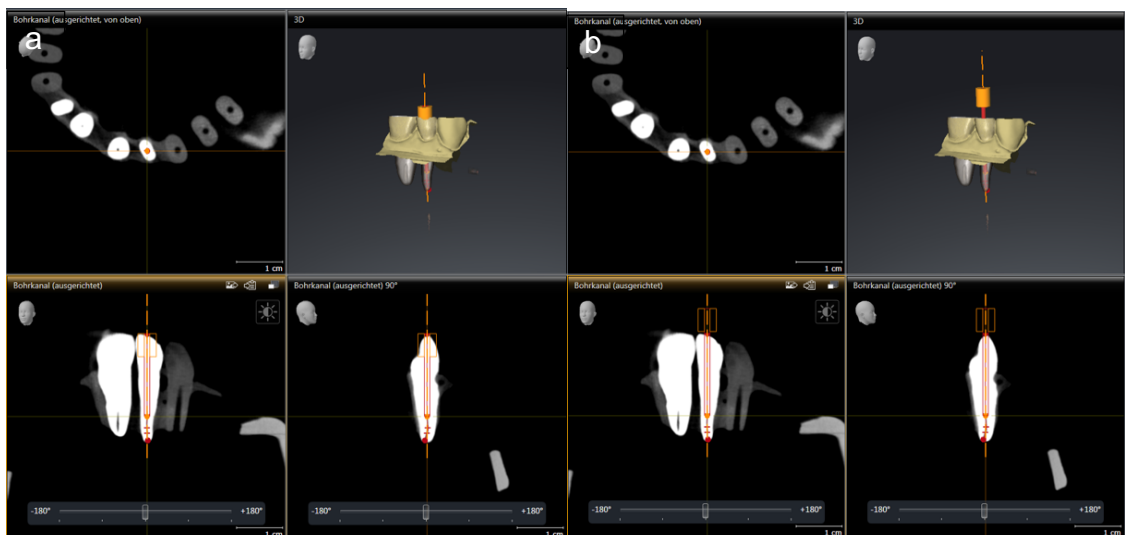


Abb. 10: (a) Einstellen der Bohrkanaltiefe, (b) Korrektur der Hülseposition mit Sicherheitsabstand zur Schneidekante. Für eine sichere Positionierung und bessere Kontrolle können die Fenster der einzelnen Ebenen separat angewählt werden.

2 Material und Methoden

Daraufhin wurde die Position des Bohrkanales in allen drei Raumebenen überprüft. Hier wurde darauf geachtet, dass der apikale Wurzelkanalanteil zentral im geplanten Bohrkanal zu liegen kam. Außerdem wurde bei Bedarf die Bohrkanalachse durch Klicken auf die Wurzelkanalachse und Halten der rechten Maustaste angepasst. Hierbei wurde auf einen geraden Zugang zu den apikalen Kanalanteilen und einen Verlauf des Bohrkanals durch die Schneidekante geachtet. Nach abgeschlossener Planung aller Bohrkanäle in SicatEndo wurden diese exportiert und über den externen Datenupload auf der Internetseite SicatPortal an Sicat für die Schablonenherstellung übermittelt.

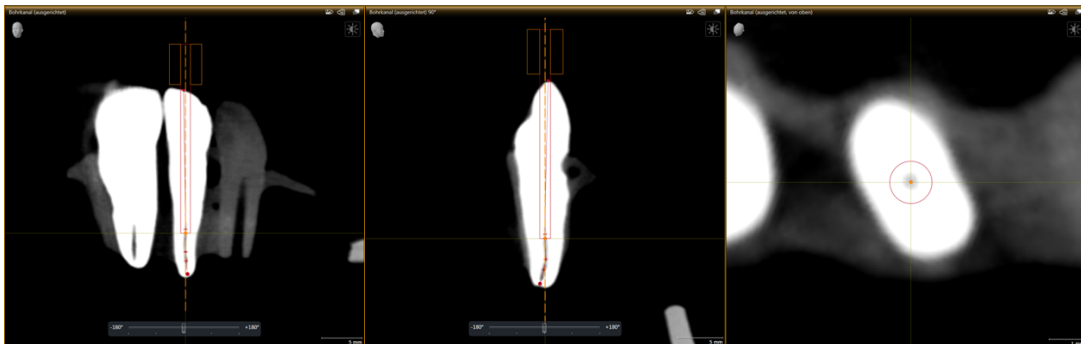


Abb. 11: Kontrolle der Bohrtiefe und Achsenkorrektur in allen drei Raumebenen, der Bohrkanal (rot) soll den apikal verbliebenen Wurzelkanal (grau) zentriert umschließen

2 Material und Methoden

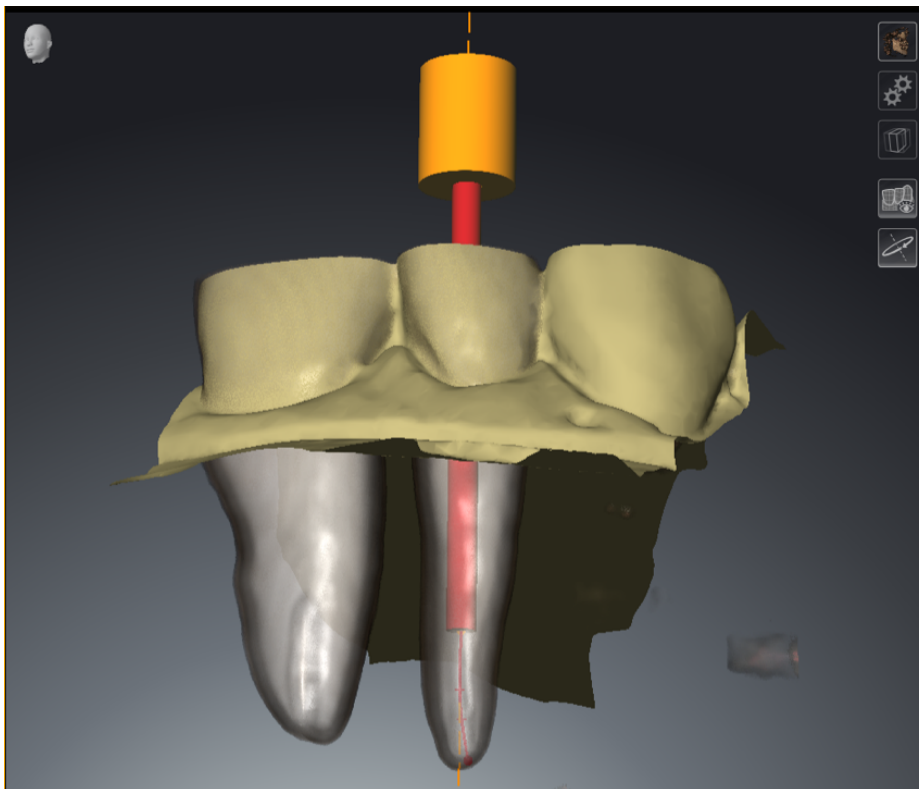


Abb. 12: Kontrolle des geplanten Bohrkanales in der 3D-Ansicht, um den Verlauf des geplanten Bohrkanals durch Drehen des Modells aus allen Blickrichtungen hinsichtlich Perforationen und Achsabweichungen zu überprüfen

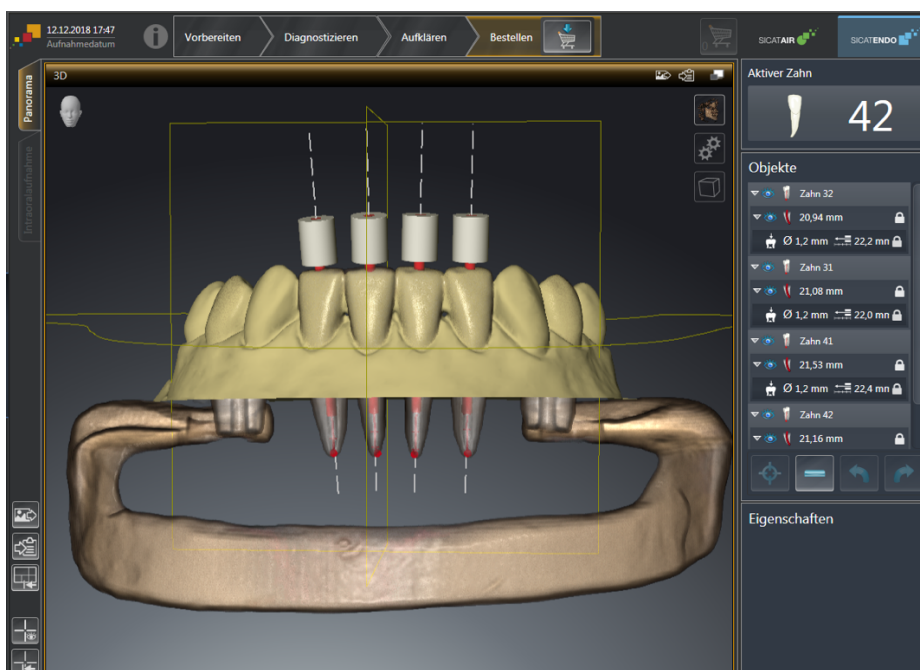


Abb. 13: 3D-Ansicht einer fertig erstellten Planung an vier Unterkieferfrontzähnen. In der rechten Spalte befindet sich eine Übersicht zu rekonstruierter Kanallänge, Bohrkanaltiefe ab krestaler Bohrhülenschulter und geplantem Durchmesser.

2.6.2 coDiagnostiX (Dental Wings GmbH)

Mit der Software coDiagnostiX (CDX) wurden ebenfalls zwei Oberkiefer- und zwei Unterkiefermodelle mit insgesamt 16 Zähnen geplant. Hierzu wurde pro Zahn der virtuell hinterlegte Bohrer Endoseal lang (Durchmesser 1 mm, Länge 28 mm) und die virtuell hinterlegte Titan-Innenhülse für Endodontie (Höhe 5 mm, Innendurchmesser 1 mm, Außendurchmesser 3,5 mm) der Firma Steco gewählt. Durch Anwählen des Bohrers mit der linken Maustaste konnte dieser frei in allen drei Raumebenen im Zahn bewegt werden. Durch Anwählen des Bohrers mit der rechten Maustaste konnte die Angulation des Bohrers angepasst werden. Mit Hilfe des Mausekzes und Halten der Umschalttaste konnten für eine exakte Positionierung des Bohrers Bereiche in den einzelnen Ebenen vergrößert oder verkleinert werden. Bohrer und Bohrhülse wurden zusammen in jedem Zahn so positioniert, dass die Bohrerspitze sicher den apikalen Wurzelkanalanteil des Zahnes umschloss. Die Bohrerachse wurde in allen drei Raumrichtungen so ausgerichtet, dass sie durch die Schneidekante verlief und einen geraden Zugang zu den apikalen Kanalanteilen ermöglichte. Die Unterseite der Bohrhülse wurde so positioniert, dass sie keinen Kontakt zur Inzisalkante aufwies, um ein Aufliegen der Bohrhülse auf der Inzisalkante des Zahnes im Studienmodell zu vermeiden. Im Horizontalschnitt wurde abschließend noch einmal geprüft, ob die geplante Bohrachse und der apikal sichtbare Wurzelkanalanteil sich überlagert darstellten.

2 Material und Methoden

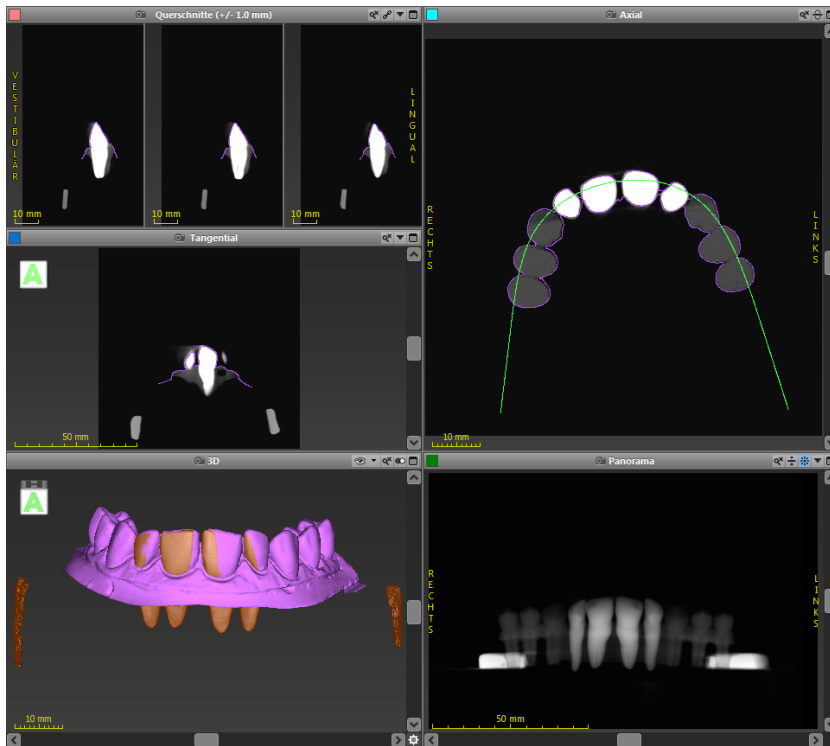


Abb. 14: Kontrolle der korrekten Ausrichtung und Überlagerung der DICOM- (braun) und STL-Datensätze (lila) in den drei Raumebenen in der 3D-Ansicht

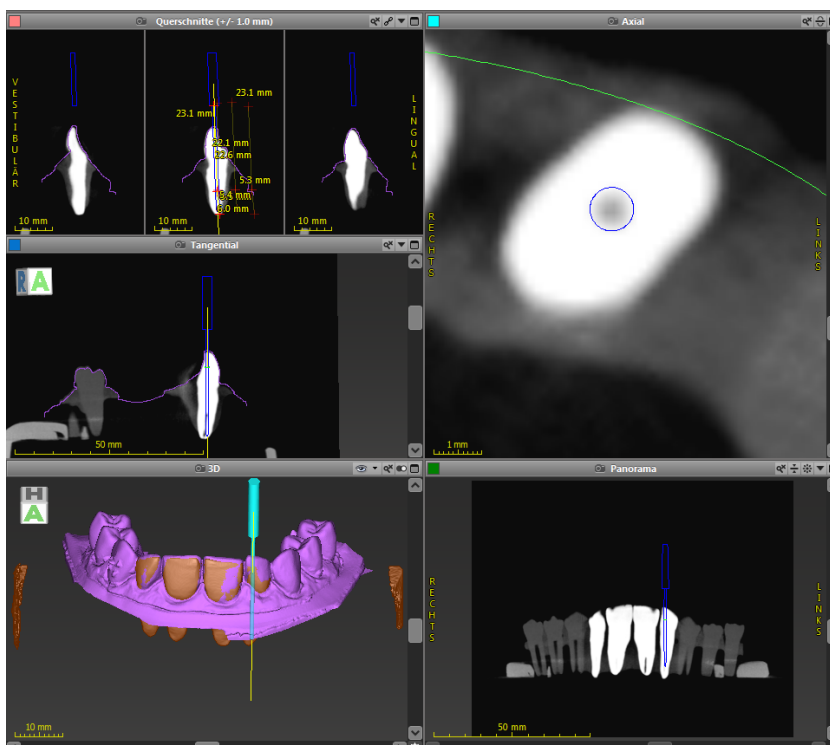


Abb. 15: Ausrichten eines virtuellen spezifischen Bohrers (hier: entsprechend den Dimensionen eines Steco-Bohrers mit 1 mm Durchmesser) zum Erschließen des apikalen Wurzelkanalanteils von Zahn 12. Die abgebildeten Raumebenen können für eine exakte Positionierung einzeln angewählt werden.

2 Material und Methoden

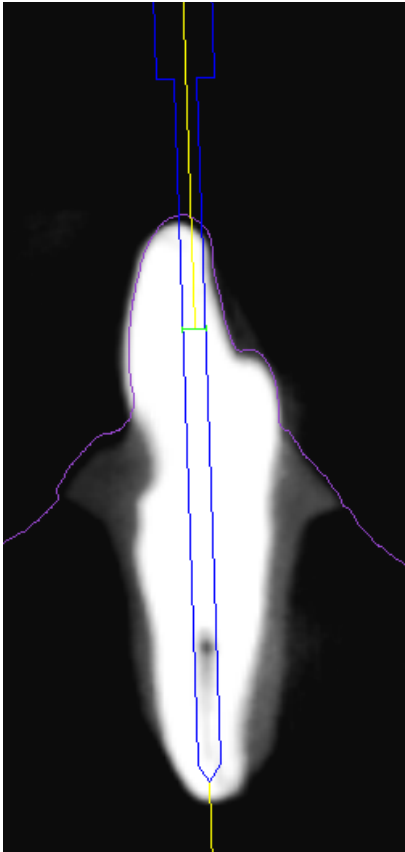


Abb. 16: Kontrolle einer korrekt positionierten Bohrerachse in der Sagittalebene

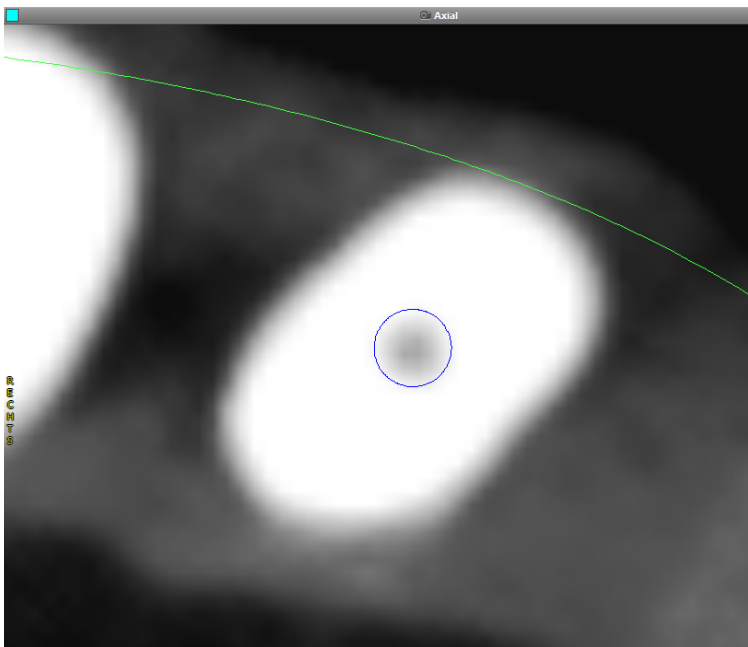


Abb. 17: Kontrolle einer korrekt positionierten Bohrerachse in der Axialebene mit einem angeschnittenem Wurzelkanal, der sich zentral im blauen Kreis (innerhalb der Ausdehnung des Bohrers) befindet.

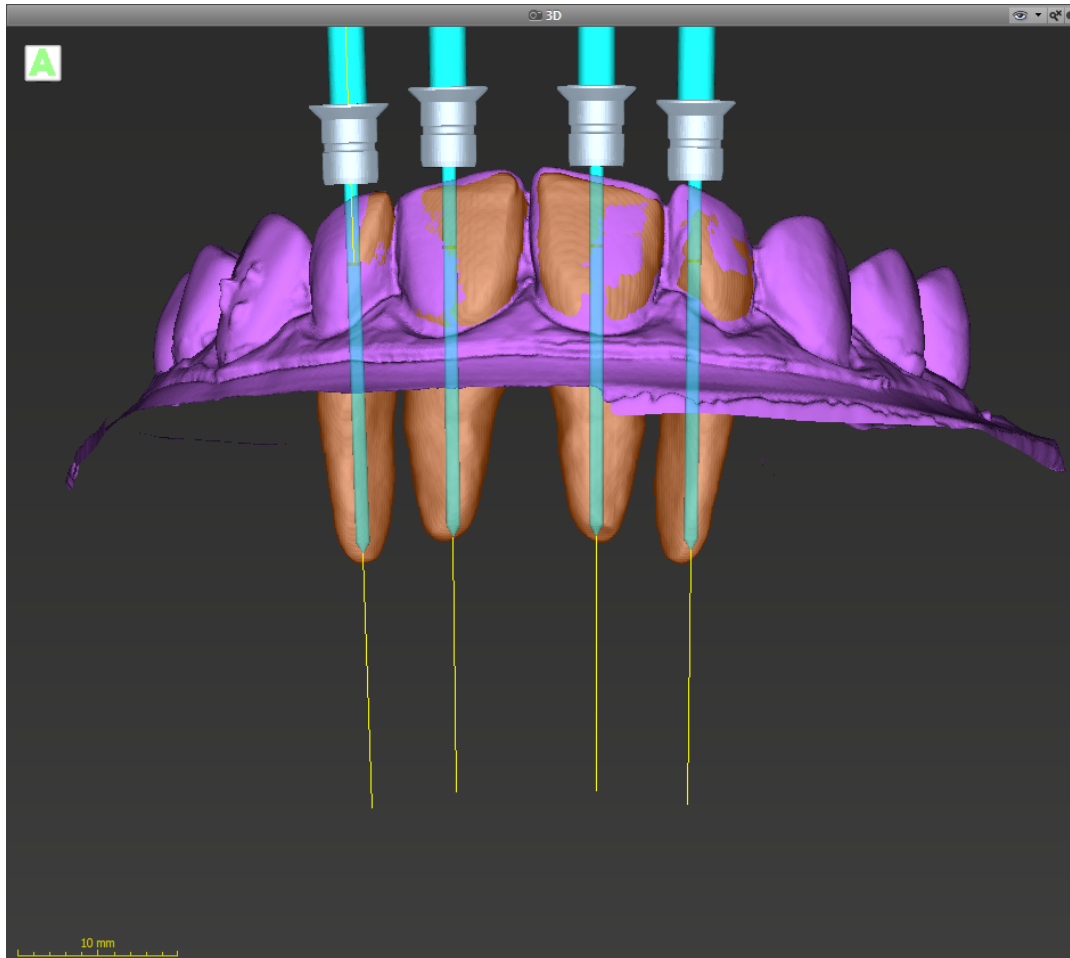


Abb. 18: Visualisierung der Bohrausrichtung in Relation zur Zahnachse und der integrierten Bohrhülsen mit ausreichendem Abstand zwischen Schneidekante und Hülsenunterkante an vier oberen Inzisivi mit simulierten Obliterationen in den koronalen Wurzelkanalanteilen am Modell

Nach abgeschlossener Planung für alle vier Frontzähne wurde für jedes Studienmodell eine Bohrschablone virtuell geplant. Es wurde eine Schablone mit einer Wandstärke von 3 mm gestaltet. Für eine möglichst gute Passform der Schablone auf dem Studienmodell wurden alle Zahnkronen des Modells als Auflageflächen miteinbezogen. Mit Hilfe mehrerer vestibulär eingearbeiteter Sichtfenster konnte ein spaltfreier Sitz visuell überprüft werden. In diesen Bereich sollte die Schablone Kontakt zu den Inzisalkanten und vestibulären Höckern besitzen. Nach Implementierung der Bohrhülsen wurden die STL-Dateien der CDX-Planungen für die Herstellung der Bohrschablonen digital an ein externes Dentallabor (Implantec) übermittelt.

2 Material und Methoden

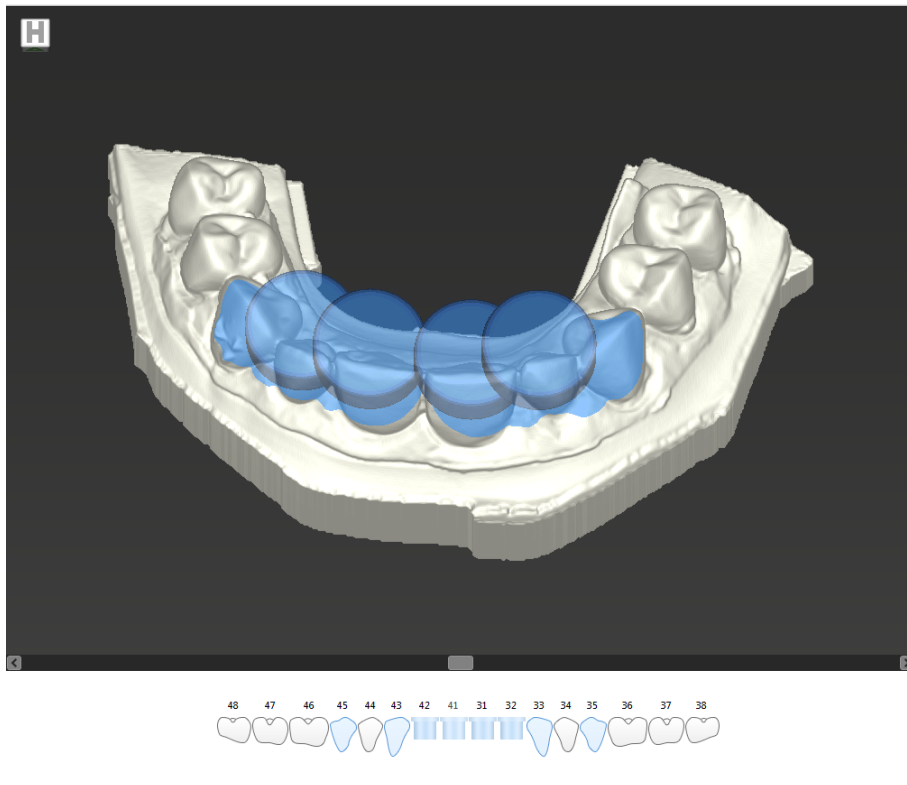


Abb. 19: Definition von Arealen der Bohrschablonenausdehnung auf dem Studienmodell



Abb. 20: Prototyp einer Bohrschablone mit vestibulär integrierten Sichtfenstern und materialverstärkten inzisalen Arealen in den Bereichen der Bohrhülsen

2 Material und Methoden

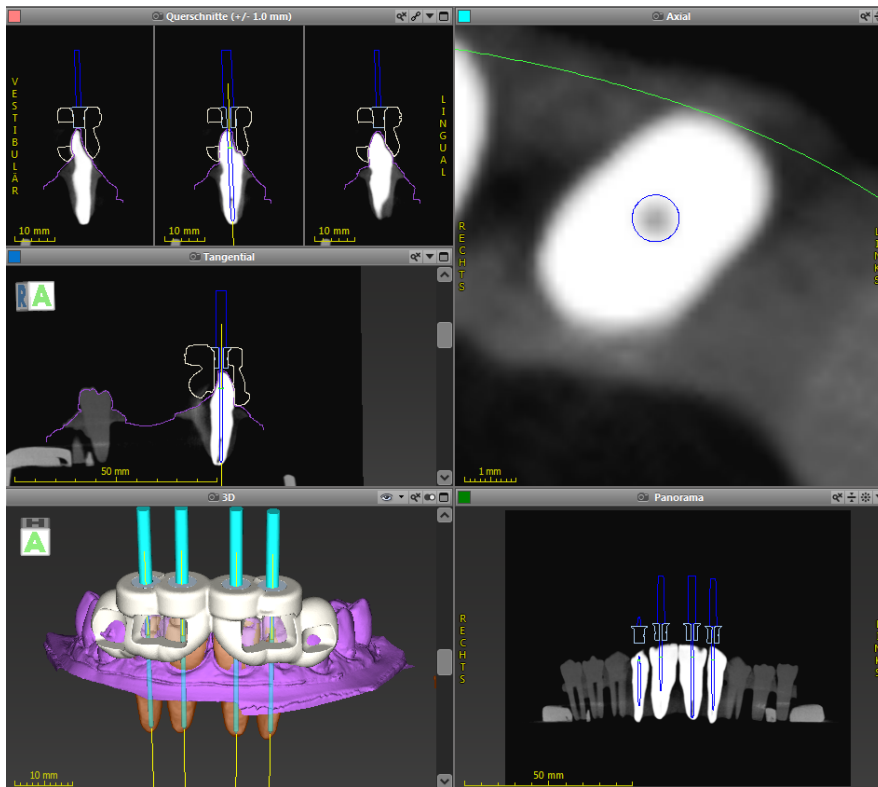


Abb. 21: 3D-Ansicht einer fertig gestalteten Schablone an einem Oberkieferstudienmodell

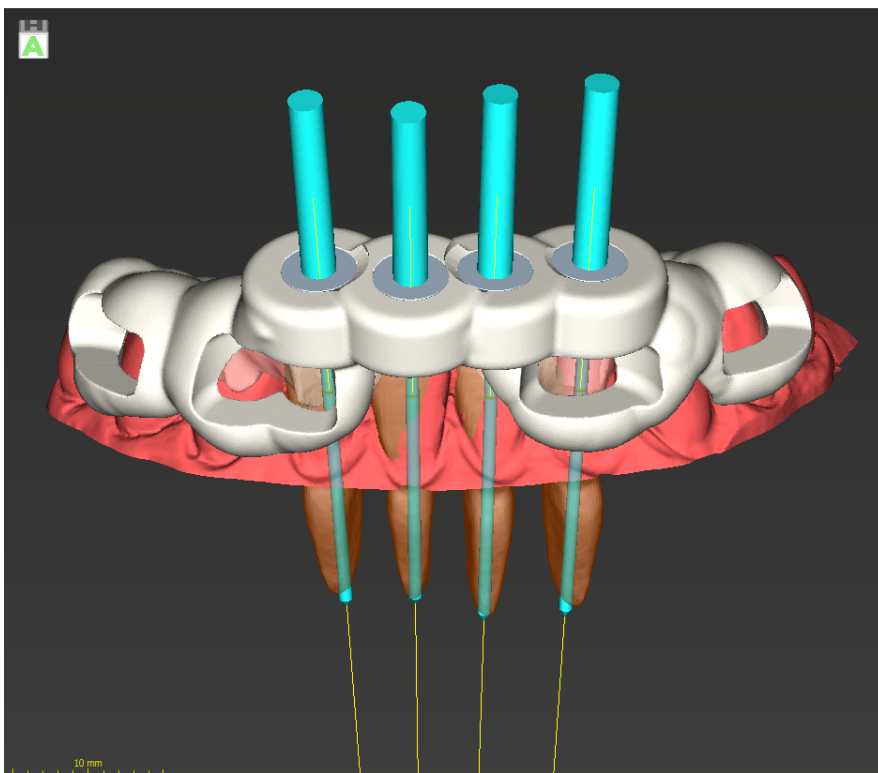
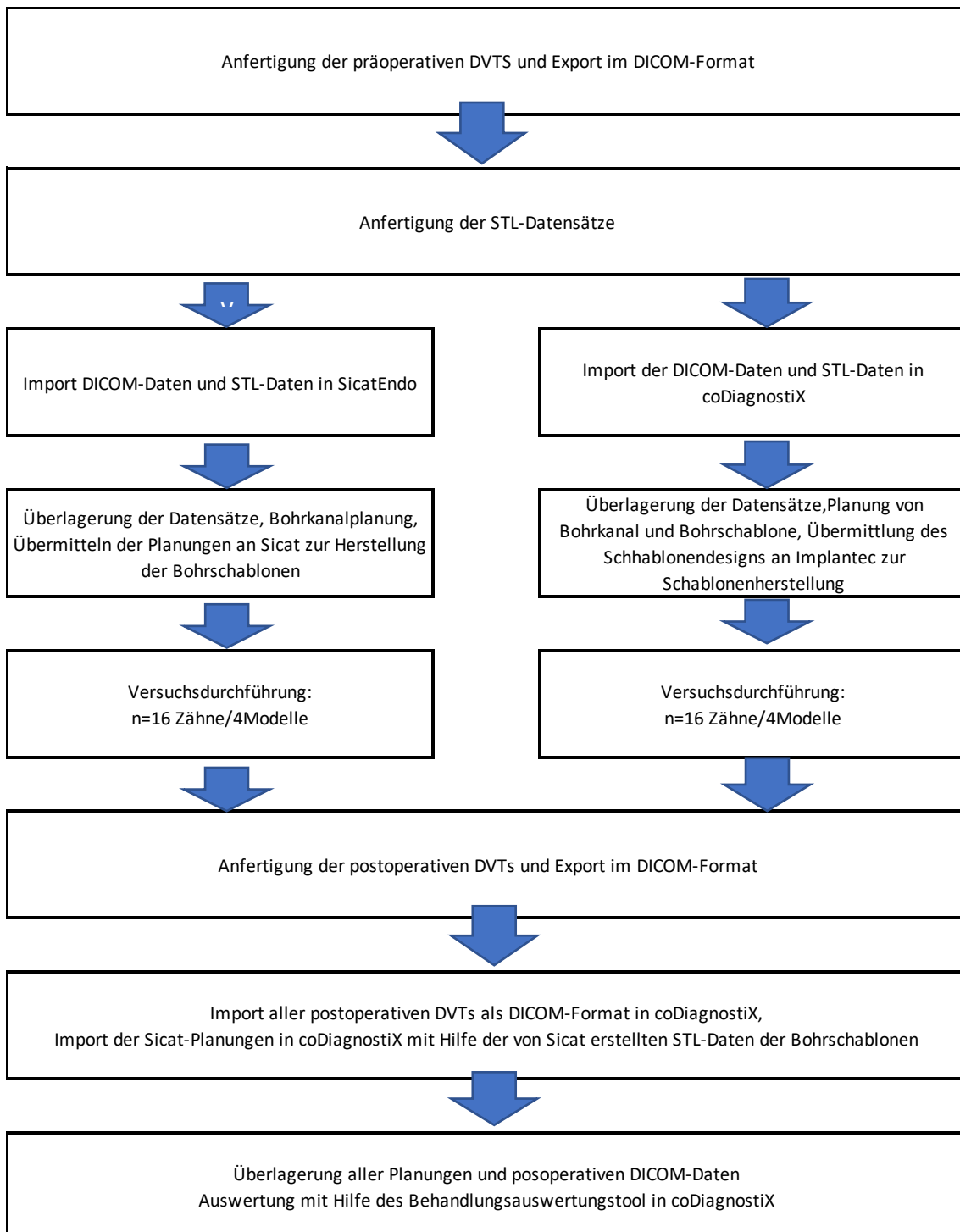


Abb. 22: 3D-Animation einer abgeschlossenen Planung der Bohrpfade an vier unteren Inzisivi für ein Unterkieferstudienmodell mit Design einer Schablone. Das Modell kann in alle Raumrichtungen gedreht und bewegt werden.

2.7 Messtool ClickCount 1.1

Um den Arbeitsaufwand der Bohrfadplanung in beiden Systemen zu messen wurde die von Dr. Peter Müller (Zahnarzt, Himmelstadt) programmierte Software ClickCount 1.1 verwendet. Es wurde zum einen die Zeit vom Start der Planungssoftware bis zum Beenden der Software gemessen. Zum anderen wurde die Anzahl der für die Planung und Ausrichtung der Bohrer nötigen Clicks in der jeweiligen Software registriert. Jede Software wurde nach abgeschlossener Planung eines Modells beendet und für die Planung eines weiteren Modells neu gestartet. Der Arbeitsaufwand nach Zeit und Clicks für das Erstellen der Bohrschablonen in CDX und die Datenübermittlung der Planungen beider Softwaresysteme wurde nicht erhoben.

2.8 Arbeitsflußdiagramm zur Veranschaulichung des Studienablaufs



2.9 Studienablauf

Nach virtueller Ausrichtung der Bohrpfade, dem Design der Bohrschablone bei CDX und dem jeweiligen Datenexport wurden die Daten zur Weiterverarbeitung an ein externes Labor (Sicat bzw. Implantec) gesendet. Dort erfolgte die Fertigung der Bohrschablonen. Für alle Bohrschablonen wurde pro Bohrfad eine eigene neue Titan-Innenhülse (Höhe 5 mm, Innendurchmesser 1 mm, Außendurchmesser 3,5 mm, Firma Steco) mitgeliefert. Als Bohrer kamen spezifische Spiralbohrer (Endoseal, Durchmesser 1 mm, Länge 28 mm, Firma Steco) zum Einsatz. Es wurde ein Spiralbohrer pro Modell verwendet. Bei den Fällen mit SicatEndo wurde die geplante Bohrtiefe dem Report der Sicat-Prüfbescheinigung entnommen. Für die mit CDX geplanten Fälle wurden die Bohrtiefen in der virtuellen Planung ermittelt und notiert. Hierzu wurde für jeden Zahn die Bohrtiefe von der krestalen Bohrhülenschulter bis zur Bohrspitze gemessen. Die korrekte Arbeitslänge (in mm) gemäß der geplanten Bohrtiefe wurde über einen am Bohrer positionierten Silikon-Stopp mit Hilfe eines Endo-Messblocks (Dentsply Maillefer) eingestellt und permanent überprüft. Für die Versuchsdurchführung wurden alle Modelle mit Hilfe des Modellhalters Röntgenmodell A-RS (Frasaco) in einem Phantomkopf fixiert. Der Phantomkopf war auf eine zahnärztliche Behandlungseinheit (KaVo Estetica E70) für die Simulation einer klinischen Behandlung am Patienten montiert. Eine endodontische Behandlung beginnt in der Regel mit der Trepanation des Zahnes. Bei dieser Studie sollte jedoch die Trepanation durch die Bohrschablone geführt ablaufen. Dazu wurde die Schablone mit eingesetzter Titanhülse auf den Zähnen des Modells positioniert und der Bohrereintrittspunkt in den Kunststoffzahn mit Hilfe der eingefärbten (Caries Detektor, Kuraray) Bohrspitze markiert. Anschließend wurde an der markierten Stelle mit einem roten Winkelstück und einer diamantierten Walze (Komet LOT: 845KRD 314 025) unter Wasserkühlung bei 40.000 Umdrehungen pro Minute ein Plateau senkrecht zum gedachten Bohrfad präpariert. Danach wurde nochmals der Bohrereintrittspunkt analog auf dem geschaffenen Plateau markiert. Lag dieser weitgehend zentral in der Fläche des Plateaus, wurde mit der Pilotbohrung begonnen. Lag die Markierung ungünstig am Rand des Plateaus, wurde das Plateau noch einmal mit Hilfe des

2 Material und Methoden

roten Winkelstücks und der diamantierten Walze erweitert oder bei Bedarf geringfügig tiefer gesetzt. Alle Pilotbohrungen erfolgten intermittierend bei 10.000 Umdrehungen pro Minute unter Wasserkühlung. Der entstandene Bohrfpfad wurde mit einer Kanüle (0,3 mm x 23 mm, Transcodent) mit Wasser gespült, um die Bohrspähnen zu entfernen. Die Spahnräume des Bohrers wurden mit einer Gaze von eingepresstem Bohrabrieb gesäubert und die Bohrschablonen mit Hilfe der am Behandlungsstuhl montierten Wasser/Luft-Multifunktionsspritze (KaVo) gereinigt. Nach Erreichen der geplanten Bohrtiefe wurde der Endpunkt mit einer Stahl-Handfeile K-Feile ISO10 (25 mm Länge, V04 0363 025 010) ausgetastet und kontrolliert, ob der apikale Wurzelkanalanteil des Probezahnes instrumentiert werden konnte. Lag ein instrumentierbarer Wurzelkanal vor, galt die Bohrung als beendet. Anderenfalls wurde die Bohrtiefe um 0,5 mm erhöht und erneut mit der genannten K-Feile ein gängiger Wurzelkanal gesucht. Dieses Prozedere wurde gegebenenfalls noch ein weiteres Mal wiederholt. Konnte der Kanal nach einer Vertiefung der Bohrung um 1 mm nicht erschlossen werden, wurde die Bohrung beendet. Für jeden Probezahn wurde die Behandlungszeit vom Markieren der Bohrereintrittsstelle und die tatsächlich benötigte Bohrtiefe bis zum Erschließen des apikalen Wurzelkanals erhoben. Für jede Software wurden jeweils zwei Ober- und zwei Unterkiefermodelle mit jeweils vier Probezähnen mit insgesamt 16 Probezähnen pro Software behandelt. Alle Versuchsbohrungen wurden von einem Behandler (S.R.) durchgeführt. Postoperativ wurde von allen Studienmodellen eine weitere DVT erstellt wie in Abschnitt 2.4 „Prä- und postoperative Bildgebung“ beschrieben und als DICOM-Daten exportiert.

2 Material und Methoden

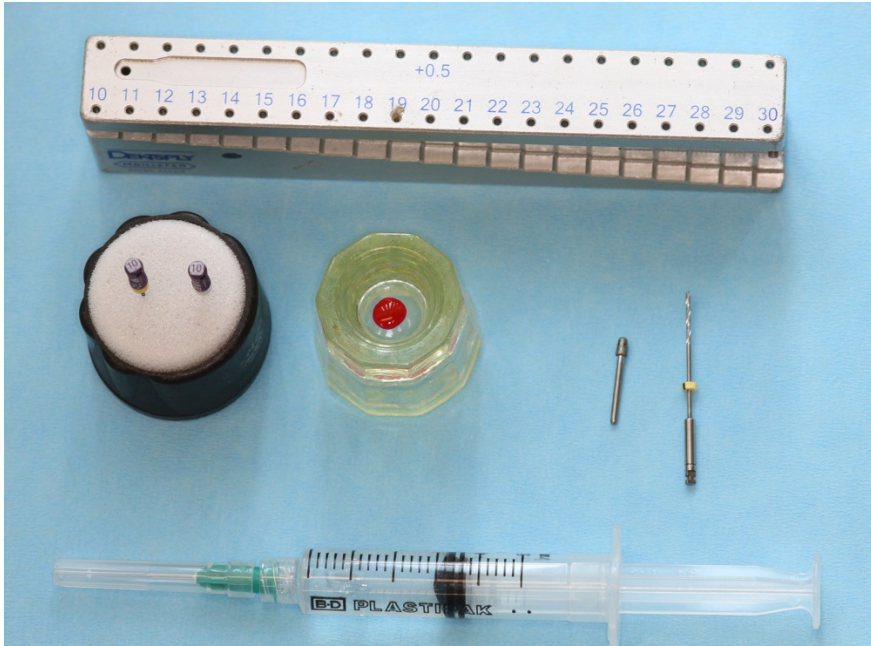


Abb. 23: Materialien für die endodontische Behandlung mit Schablonen geführter Trepanation: Endomessblock, Interim-Stand mit K-Handfeilen ISO 10 (Längen 21 mm und 25 mm), Kariesdetektor im Dappenglas, Luerlockspritze 5 ml mit H₂O-Spülflüssigkeit, diamantierte Walze, Steco-Bohrer Endoseal lang



Abb. 24: Phantomkopf KaVo mit bereits auf Frasco-Modellhalter fixiertem Studienmodell und eingesetzter Bohrschablone

2 Material und Methoden

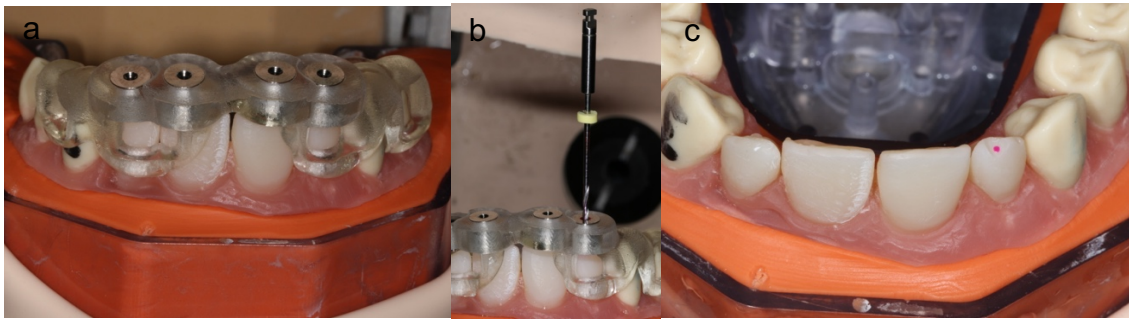


Abb. 25: (a) Kontrolle der adäquaten Position der Bohrschablone, (b) Markierung des Bohrereintrittspunkts mittels eingefärbter Bohrerspitze, (c) Farbmarkierung des idealen Eintrittspunkts auf dem bereits angelegten Plateau in der Inzisalkante an Zahn 12



Abb. 26: Unterkiefermodell (a) und Oberkiefermodell (b) mit bereits angelegten Bohrkanälen, die Bohrungen liegen weitgehend zentral in den vorpräparierten Plateaus auf Höhe der Inzisalkanten.

2.10 Auswertung

Die Auswertung der Versuche erfolgte mit dem Messtool *Behandlungsauswertung* von CDX. Hierzu wurden alle prä- und postoperativen DICOM-Daten in CDX importiert und analog zur Überlagerung der DICOM-Daten mit den STL-Daten über einander gelegt.

2.10.1 Auswertung Vorversuch

Nach Überlagerung der prä- und postoperativen DVTs aller Probenzylinder wurden alle virtuell geplanten Bohrer entlang des im postoperativen DVT sichtbaren Bohrkanals neu ausgerichtet. Die neue Position der Bohrer wurde wieder unter maximaler Vergrößerung in allen Raumebenen kontrolliert. Anschließend erfolgte die Auswertung durch das Tool *Behandlungsauswertung*. Dieses ermittelte die Abweichung der virtuellen Planung zur tatsächlichen Bohrung an den zwei Fixpunkten Bohrerbasis und -spitze in allen drei Raumebenen sowie den Winkel zwischen virtueller Planung und tatsächlicher Bohrung. Nachdem im Vorversuch nur die Winkelabweichung α in Richtung der Schrägfläche der Probenzylinder ermittelt werden sollte, musste diese noch rechnerisch über die Funktion des Arkustangens ($\alpha = \arctan^{\text{Ankathete}} / \text{Gegenkathete}$) ermittelt werden.

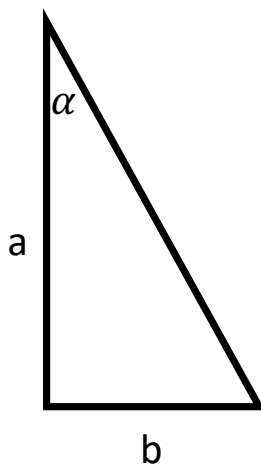


Abb. 27: Schematische Darstellung zur Berechnung des Winkels α mit Hilfe der Arkustangensfunktion. (a) Ankathete, (b) Gegenkathete.

2.10.2 Auswertung CDX/ Implantec

Nach Überlagerung aller prä- und postoperativen DVTs der mit CDX geplanten Studienmodelle wurden diese, wie die Bohrungen, in den Probenzylindern ausgewertet. Mit Hilfe des Messtools *Behandlungsauswertung* wurden alle Abweichungen an den Fixpunkten Bohrerbasis und -spitze in den Raumrichtungen mesial-distal, oral-vestibulär, coronal-apikal in Millimeter und die Winkelabweichung in Winkelgrad zwischen geplantem Kanal und tatsächlicher Bohrung ermittelt. Die Abweichung in Raumrichtung apikal wurde durch Subtraktion der Werte tatsächliche Bohrtiefe und geplante Bohrtiefe ermittelt. Zuletzt wurde aus den erhobenen Werten rechnerisch die absolute Abweichung im Raum an der Bohrerspitze (3D-Abweichung) ermittelt. Hierzu wurde aus den Abweichungen coronal-apikal, oral-vestibulär und mesial-distal an der Bohrerspitze die Länge eines Vektors im Raum zwischen den Endpunkten von geplanter Bohrpfad und tatsächlichem Bohrpfad berechnet. Der Punkt Bohrerspitze Planung entsprach immer dem Nullpunkt des dreidimensionalen Koordinatensystems.

Tabelle 1: Formel zur Berechnung der 3D-Abweichung (V= Vektor) an der Bohrerspitze. Für die Variablen x, y, und z wurden jeweils die Abweichungen an der Bohrerspitze in coronal-apikaler, mesial-distaler und oral-vestibulärer Richtung eingesetzt.

Formel zur Längenberechnung eines Vektors im dreidimensionalen Raum

$$|V| = \sqrt{x^2 + y^2 + z^2}$$

2 Material und Methoden

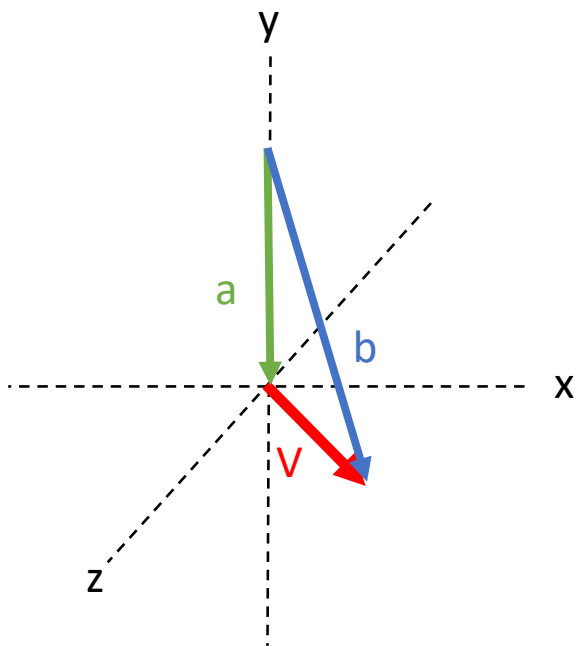


Abb. 30: Schematische Darstellung zur Veranschaulichung der zur Berechnung der Vektorlänge verwendeten Punkte. Geplanter Bohrfpfad (a), tatsächlicher Bohrfpfad (b), von den Endpunkten der Bohrfpade (a) und (b) aufgespannter Vektor (V)

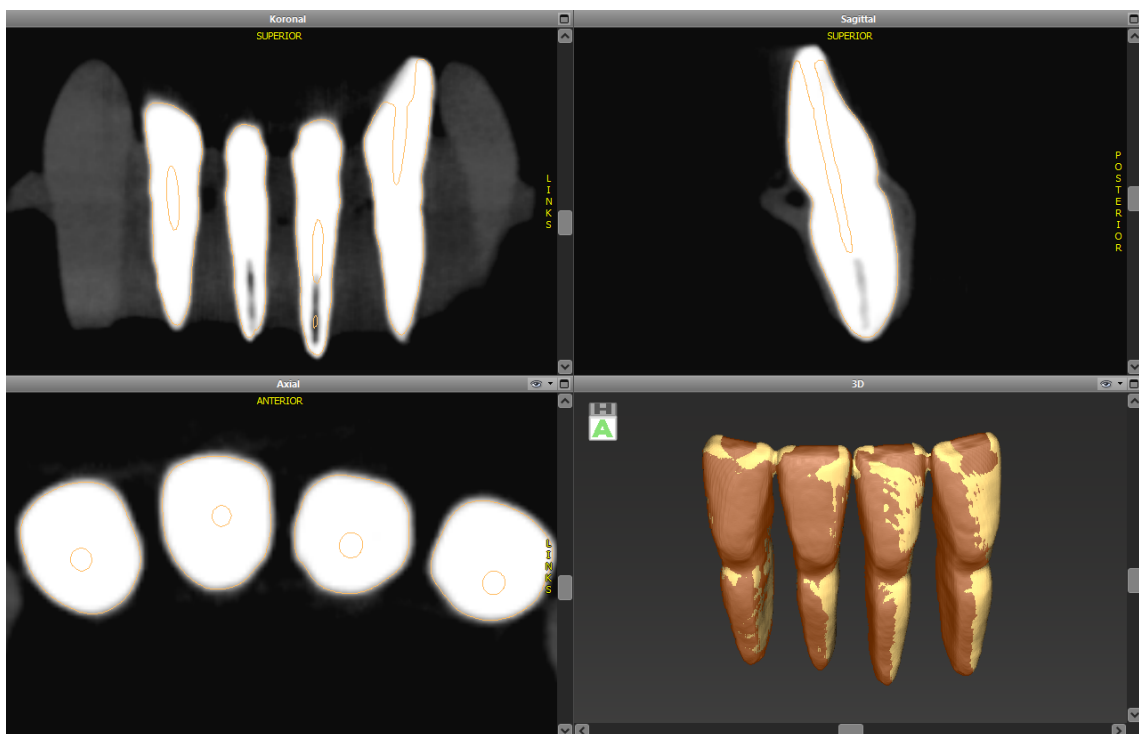


Abb. 31: Bereits überlagerte prä- und postoperative DICOM-Dateien eines Unterkieferstudienmodells

2 Material und Methoden

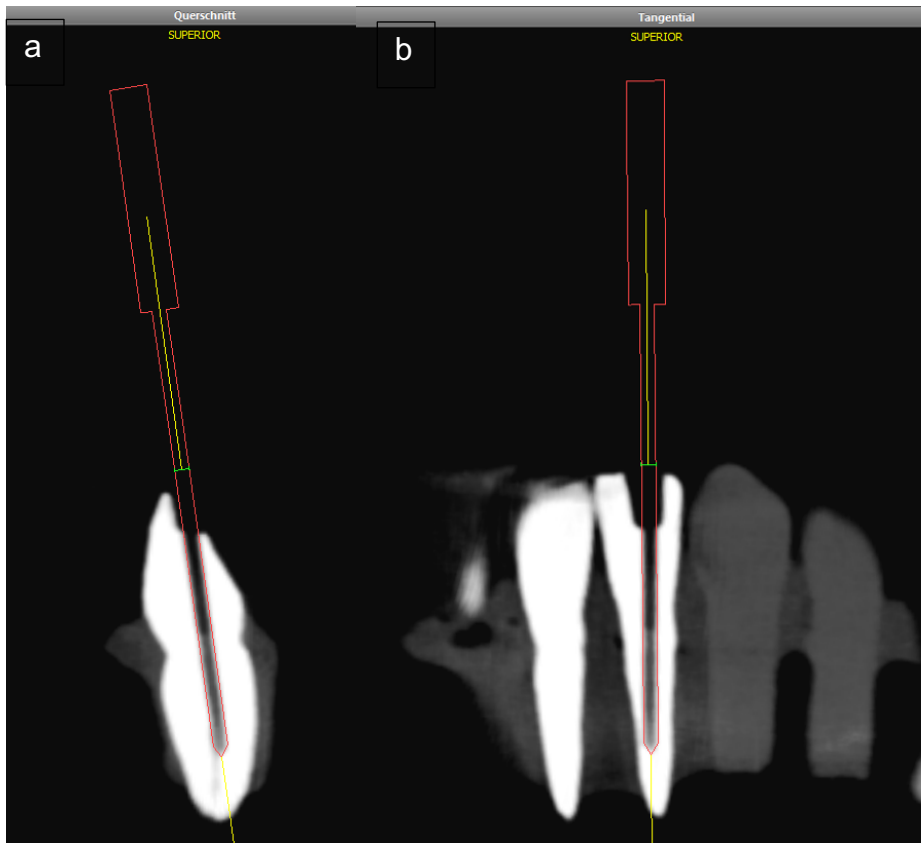


Abb. 32: Sagittale(a) und transversale (b) Kontrolle des korrekt in Länge und Achse in den Bohrkanal positionierten virtuellen Bohrers

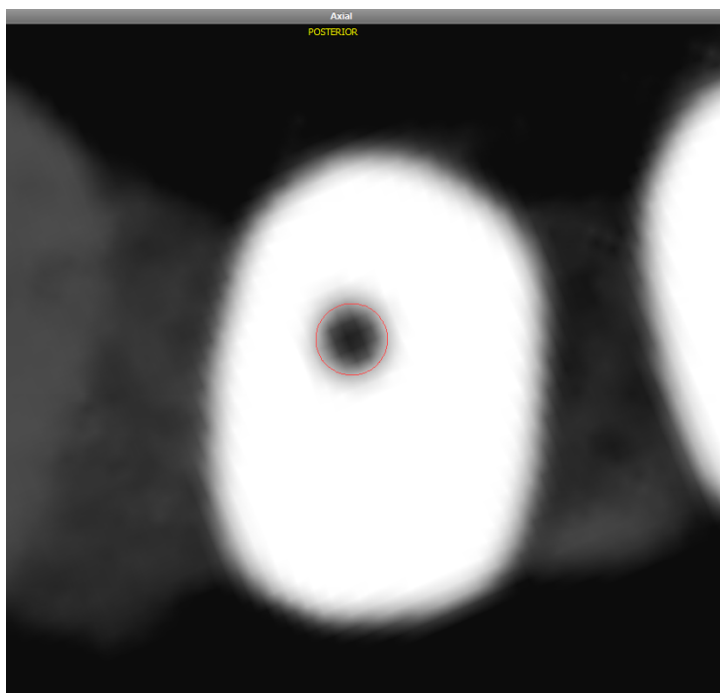


Abb. 33: Axiale Kontrolle des korrekt in den Bohrkanal positionierten virtuellen Bohrers. Der Bohrkanal (schwarz) muss zentral im roten Kreis zu liegen kommen.

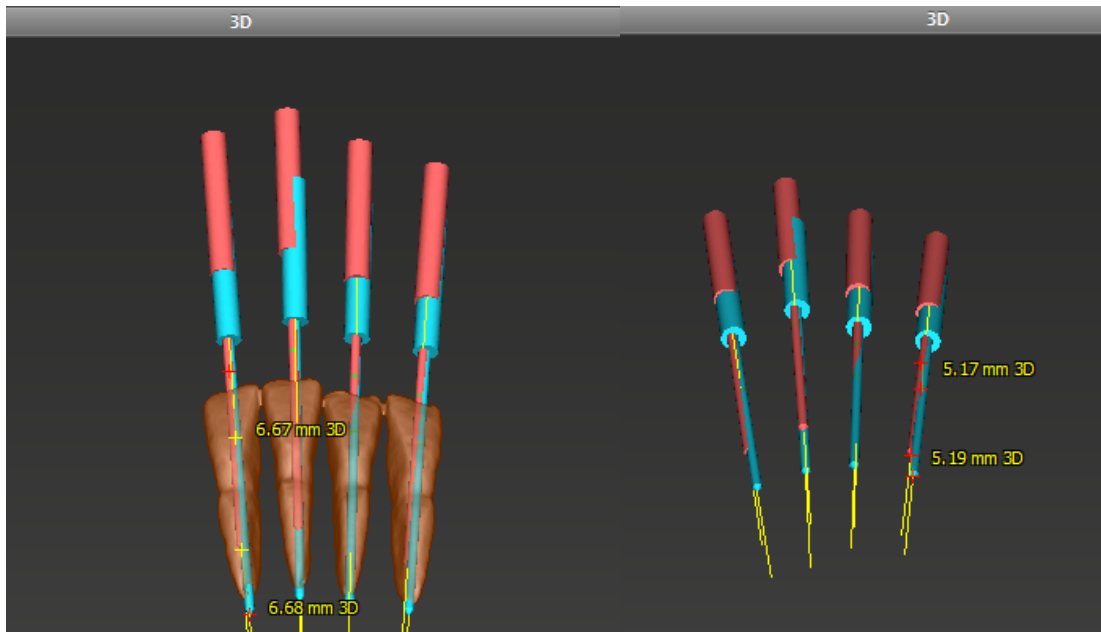


Abb. 34: 3D-Modell einer fertigen Auswertung von einem mit CDX geplanten Studienmodell. Der rote Bohrer (tatsächliche Bohrung) wurde hierbei über den blauen Bohrer (geplante Bohrung) gelegt. Zur besseren Übersicht kann das Frontzahnsegment ausgeblendet und so die Abweichung zwischen geplantem (blau) und tatsächlichem Bohrerlauf (rot) sehr gut visualisiert werden.

2.10.3 Auswertung SicatEndo

Um die mit dem System SicatEndo geplanten und durchgeführten Bohrungen auswerten zu können, mussten alle prä- und postoperativen DVT-Aufnahmen in die Software CDX importiert werden. Zusätzlich musste die in SicatEndo erfolgte Planung der Bohrkanäle ebenfalls in CDX importiert werden. Hierzu wurden die STL-Daten der Bohrschablonen, in die auch der geplante Bohrkanal implementiert war, verwendet. Die Datensätze wurden von SicatEndo zur Verfügung gestellt. Mit Hilfe der Überlagerungsfunktion von CDX wurden alle STL-Datensätze der Bohrschablonen formkongruent mit den entsprechenden präoperativen DVT-Aufnahmen überlagert. Diese Überlagerungen wurden wieder in allen drei Raumebenen auf Formkongruenz geprüft. Zusätzlich mussten nach erfolgreicher Überlagerung die apikalen Wurzelkanalanteile zentral im Bohrkanal der ausgerichteten Bohrschablone zu liegen kommen. Anschließend wurden in jeden Bohrkanal zentral formkongruent die in CDX hinterlegten Stecoboherer der Länge 28 mm ausgerichtet und so die virtuelle

2 Material und Methoden

Planung von SicatEndo in CDX überführt. Nun konnten die prä- und postoperativen DVT-Aufnahmen, wie oben beschrieben, überlagert und ausgewertet werden.

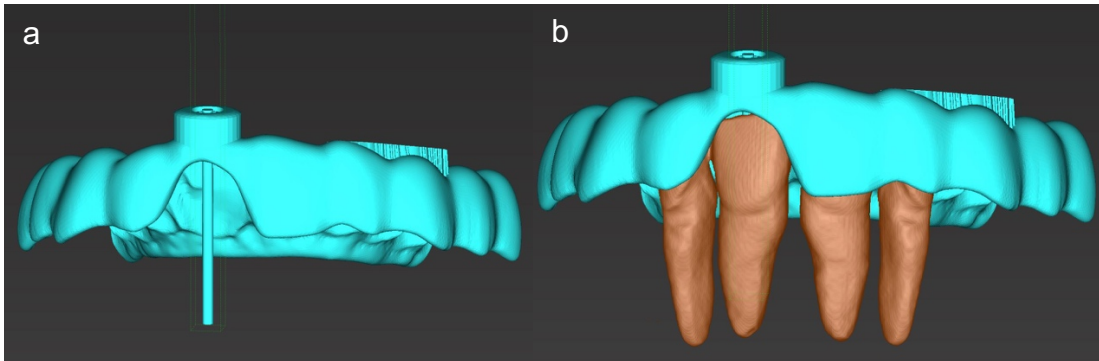


Abb. 35: In CDX importierte Bohrschablone (a), bereits mit Frontzahnsegment überlagerte Bohrschablone (b)

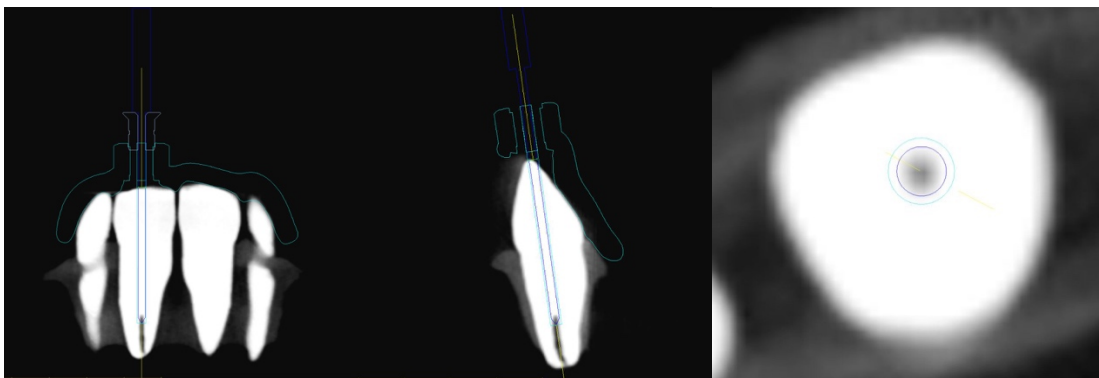


Abb. 36: Ausrichten des Steco-Bohrers im Bohrkanal der SicatEndo-Bohrschablone in allen drei Raumebenen

2 Material und Methoden

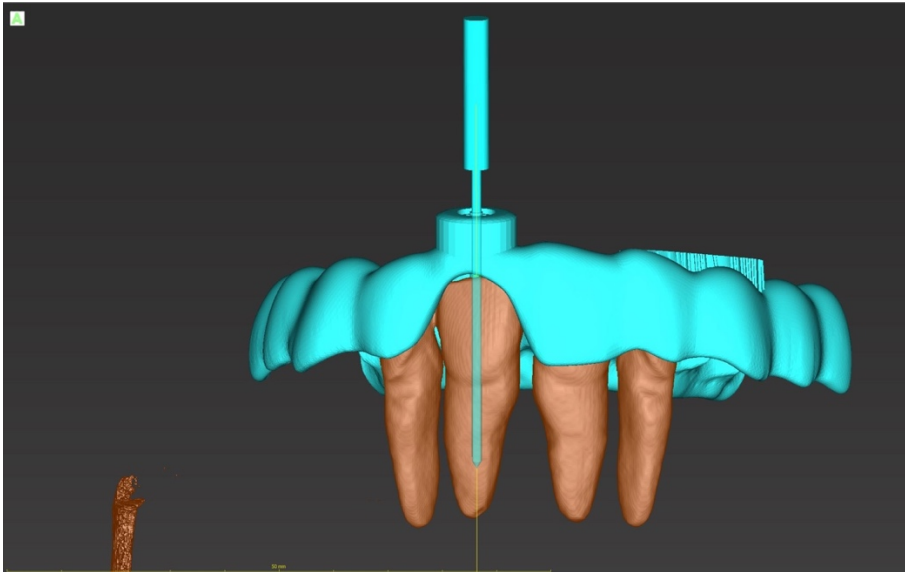


Abb. 37: Fertig in CDX überführte SicatEndo-Planung

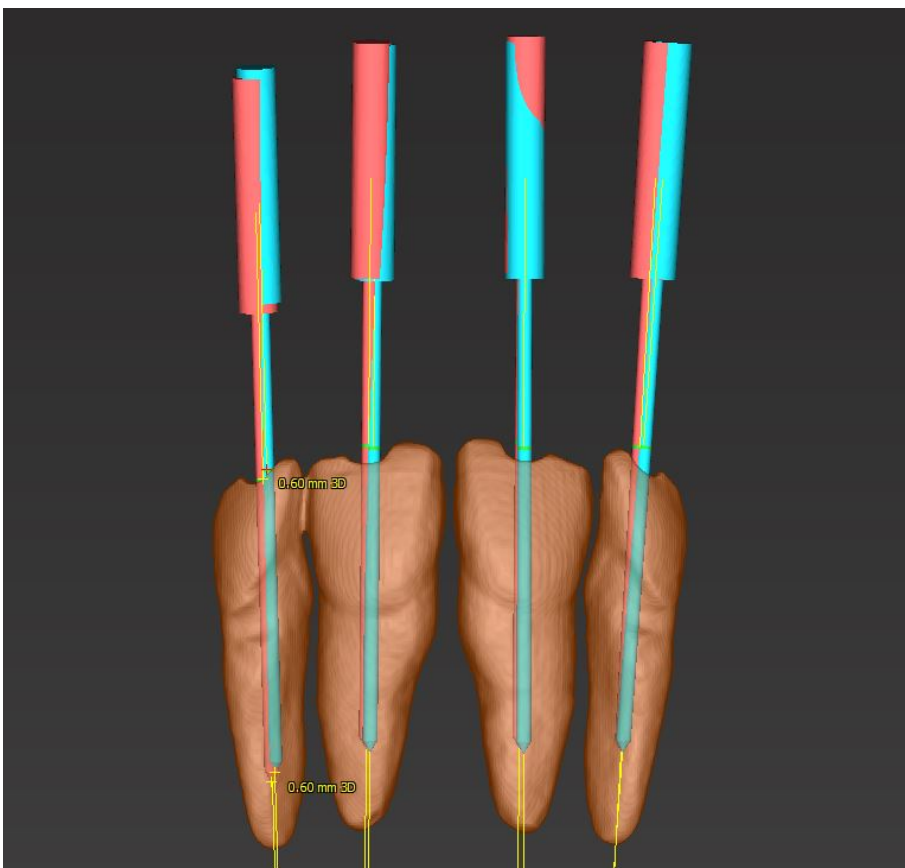


Abb. 38: Fertige Behandlungsauswertung für vier mit SicatEndo geplante Bohrungen. Die blauen Bohrer entsprechen der virtuellen Planung, die roten Bohrer dem Verlauf des tatsächlichen Bohrkanals.

2.11 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe des Programms SPSS Statistics (Version 25 Premium; Fa. IBM).

Um eine Übersicht über die ermittelten Ergebnisse zu bekommen, wurde zuerst die Daten deskriptiv ausgewertet. Hierfür wurden Mittelwert (M), Median (Md), Minimum (Min) und Maximum (Max) ermittelt. Die Standardabweichung (SD) stellte den Streuungsparameter dar. Die Ergebnisse wurden mit Hilfe von Boxplots visualisiert. Für die graphische Darstellung der einzelnen Bohrungsabweichungen wurden Streudiagramme verwendet. Alle Diagramme wurden mit Hilfe des Tabellenkalkulationsprogrammes Excel (Version 16.23 MacOS; Fa. Microsoft) erstellt.

Für die induktive Statistik wurde eine Unabhängigkeit der Stichproben angenommen. Für die zweistufige Auswertung wurde der t -Test für unabhängige Stichproben gewählt und mit Hilfe des Levene-Tests auf Varianzhomogenität der Stichproben getestet. War dieser nicht signifikant ($p > 0,05$) wurde eine Varianzhomogenität der Stichproben angenommen. Aufgrund der 16 durchgeführten t -Tests wurde zur Kontrolle der Alphafehlerkumulierung bei multiplen t -Tests eine Bonferroni-Korrektur durchgeführt. Für sechsstufige Auswertungen wurde eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) zum Vergleich der Mittelwerte durchgeführt. Nachfolgende Post-Hoc-Vergleiche wurden mit dem Tukey-HSD-Test durchgeführt. Für beide Tests wurden zusätzlich noch die Freiheitsgrade (df), der t -Wert, das 95 Prozent Confidenzintervall (CI) und die Effektstärke angegeben. Für den t -Test wurde die Effektstärke nach Cohen (ESd) ermittelt. Diese wird graduiert nach kleinen (s), mittleren (m) und großen (l) Unterschieden (Cohen 1977). Für die einfaktorielle Varianzanalyse wurde die Effektstärke nach Eta Quadrat (ε^2) in den Graden s ($0,01 < \varepsilon^2 < 0,06$), m ($0,06 < \varepsilon^2 < 0,14$) und l ($0,14 < \varepsilon^2$) angegeben.. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0,05$ gesetzt. Das nach Bonferroni korrigierte Signifikanzniveau α^* betrug 0,003.

3 Ergebnisse

3.1 Ergebnisse zur Messung der Bohrkanalabweichung in Relation zur Neigung der Bohrkanaleintrittsfläche

Die deskriptive Analyse der Ergebnisse zur Messung der Bohrkanalabweichung ist in Tabelle 2 und in Abbildung 40 dargestellt. Es zeigt sich eine Zunahme des Winkels (β) zwischen geplantem Bohrfad (c) und gebohrtem Kanal (d) bei Winkelzunahme (α) zwischen der Bohrkanaleintrittsfläche (a) (hier Schrägfläche) und einer Tischebene (b) senkrecht zum geplanten Bohrfad (c).

Um den Einfluss der Neigung der Bohrkanaleintrittsfläche von 10° bis 60° in 10° -Schritten auf die Winkelabweichung zwischen geplantem und tatsächlichem Bohrfad zu messen, wurde eine einfaktorische Varianzanalyse (ANOVA) ($p < 0,05$) durchgeführt. Es konnte kein statistisch signifikanter Unterschied für die Winkelabweichung zwischen den sechs Gruppen 10° bis 60° gezeigt werden. Post-Hoc-Vergleiche mit dem Tukey-HSD-Test zeigten tendenzielle Unterschiede bei der Winkelabweichung zwischen den Gruppen 20° und 60° ($p = 0,07$) ($d = 1,181$).

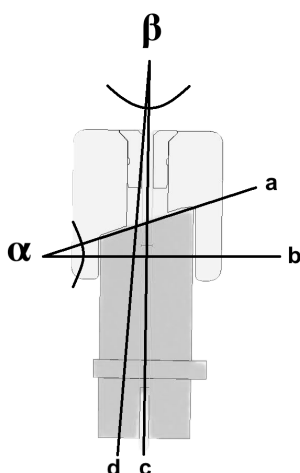


Abb. 39: Querschnitt eines Probenzylinders mit Bohrschablone und eingezeichneten Hilfslinien. (α) Winkel zwischen Bohrkanaleintrittsfläche (a) und Tischebene (b), (β) Winkel zwischen geplantem (c) und tatsächlichem Bohrfad (d)

3 Ergebnisse

Tabelle 2: Gesamtprobenanzahl n=36, Probenanzahl pro Fallgruppe n=6, negative Vorzeichen stellen eine Abweichung gegen die Richtung der Schrägfläche dar, positive Vorzeichen stellen eine Abweichung in Richtung der Schrägfläche dar.

Winkel α°	<i>SD</i>	<i>M</i>	<i>Min</i>	<i>Max</i>
10°	0,35	0,06	-0,46	0,61
20°	1,47	-0,36	-2,30	1,60
30°	0,60	0,17	-0,48	0,94
40°	0,26	0,39	0,00	0,68
50°	0,91	0,85	-0,10	1,91
60°	0,70	1,00	0,31	2,18

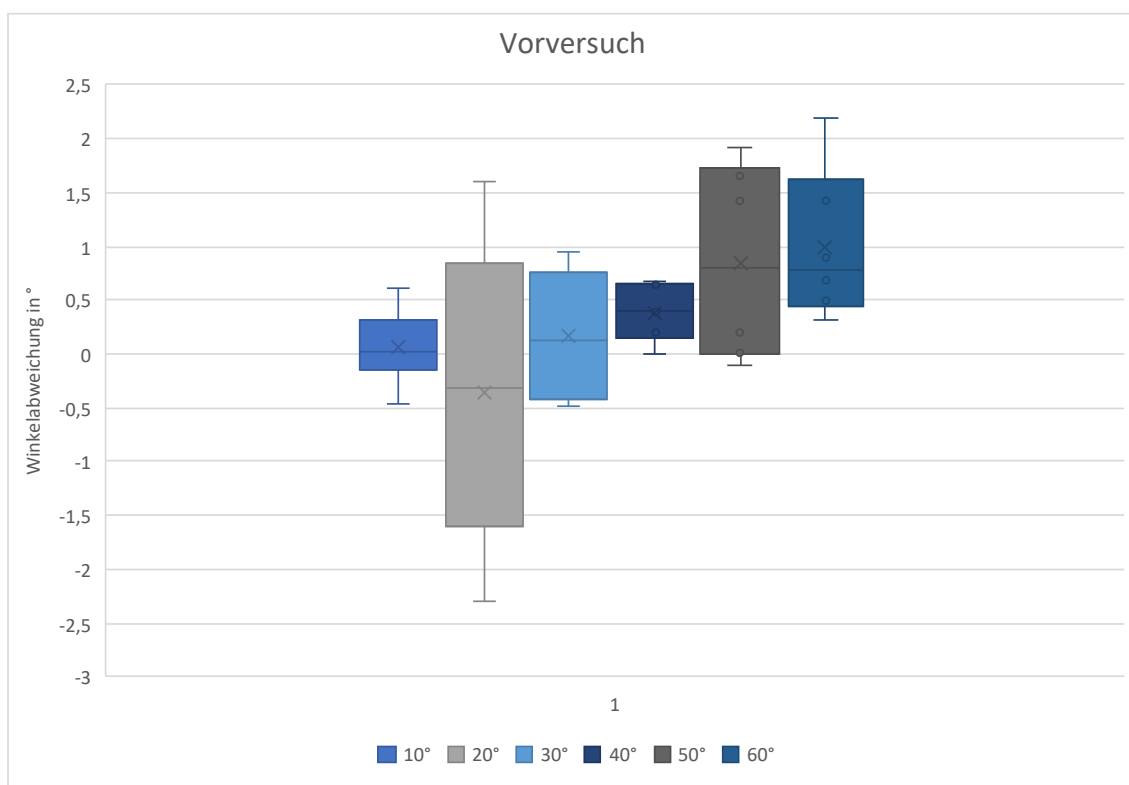


Abb. 40: Boxplot zur Darstellung der Winkelabweichung des Bohrkanals bei zunehmender Neigung der Bohrkanaleintrittsfläche.

3.2 Ergebnisse zum Vergleich der Bohrkanalabweichungen zwischen SicatEndo und CDX

Die deskriptive Auswertung der Studienergebnisse zum Vergleich der Bohrkanalabweichungen zwischen SicatEndo und CDX sowie die Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels t-Test für unabhängige Stichproben sind in Tabelle 3 bis 16 dargestellt und mit Hilfe von Boxplot-Diagrammen Abb. 45 bis Abb. 51 veranschaulicht. Die deskriptive Auswertung ergab für die Planungssoftware SicatEndo eine geringere Abweichung in mesio-distaler und in oral-vestibulärer Richtung an der Bohrerspitze, eine geringere Winkelabweichung und eine geringere 3D-Abweichung als für CDX. Die Streuung der einzelnen Bohrungen um die ideale Bohrung (diese entspricht dem Nullpunkt des Koordinatensystems) wurde für die Software SicatEndo und CDX jeweils an den Bezugspunkten Bohrerbasis und Bohrerspitze für Ober- (OK) und Unterkiefer (UK) in den Koordinatensystemen Abb. 41 bis 44 grafisch dargestellt.

Um Unterschiede bei der Bohrkanalabweichung in oral-vestibulärer Richtung zwischen SicatEndo und CDX an der Bohrerspitze zu testen, ergab der t-Test bei unabhängigen Stichproben nach durchgeführter Bonferroni-Korrektur eine signifikant geringere Abweichung für SicatEndo verglichen mit CDX ($p < 0,001$; $d = 1,352$) (siehe Abb. 48 / Tabelle 9, 10).

Um Unterschiede bei der Winkelabweichung zwischen virtueller Planung und erfolgter Bohrung am Studienmodell zwischen SicatEndo und CDX zu testen, ergab der t-Test bei unabhängigen Stichproben nach durchgeführter Bonferroni-Korrektur eine signifikant geringere Abweichung für SicatEndo verglichen mit CDX ($p < 0,001$; $d = 1,457$) (siehe Abb. 50 / Tabelle 13, 14).

3 Ergebnisse

Der t-Test bei unabhängigen Stichproben zur Testung auf Unterschiede bei der 3D-Abweichung zwischen SicatEndo und CDX an der Bohrerspitze ergab nach durchgeführter Bonferroni-Korrektur eine signifikant geringere Abweichung für SicatEndo verglichen mit CDX ($p < 0,001$; $d = 1,779$) (siehe Abb. 51 / Tabelle 15, 16).

Durchgeführte t-Tests zur Überprüfung von Unterschieden bei der Bohrkanalabweichung zwischen SicatEndo und CDX für die Richtungen mesial-distal, oral-vestibulärer an der Bohrerbasis und mesial-distal, coronal-apikal an der Bohrerspitze ergaben keine signifikanten Unterschiede (Abb.: 45, 46, 47, 49 / Tabelle: 3, 5, 7, 11).

Mit beiden Systemen kam es zu keiner Perforation der Wurzelaußenkontur. In der Versuchsgruppe CDX konnte von 16 apikalen Kanalsystemen ein Kanalsystem nicht sicher erschlossen werden.

3 Ergebnisse

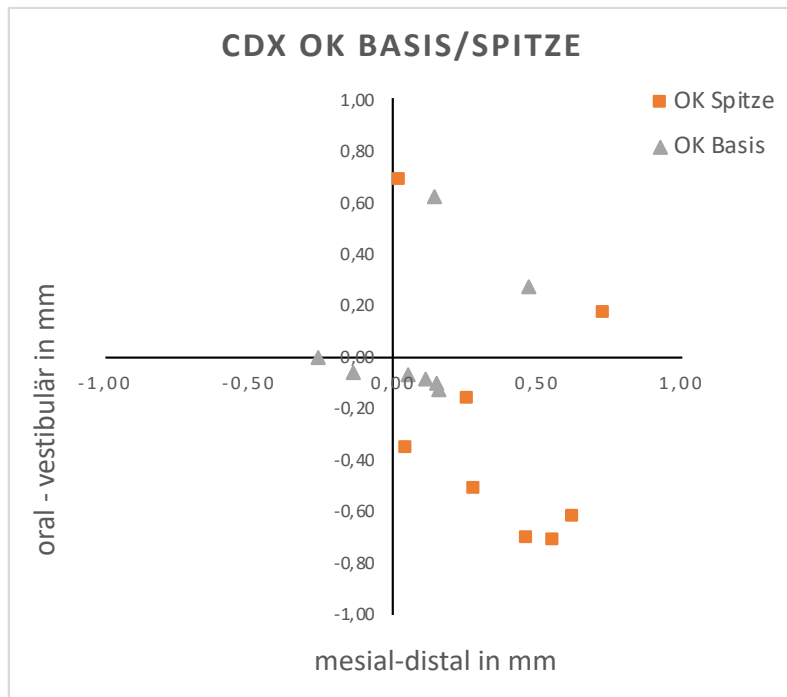


Abb. 41: Koordinatensystem zur Darstellung der Bohrkanalabweichung an Bohrerbasis (grau) und Bohrerspitze (orange) für alle mit CDX geplanten Oberkiefermodelle. Der ideale Bohrkanal entspricht dem Schnittpunkt der x- und y-Achse.

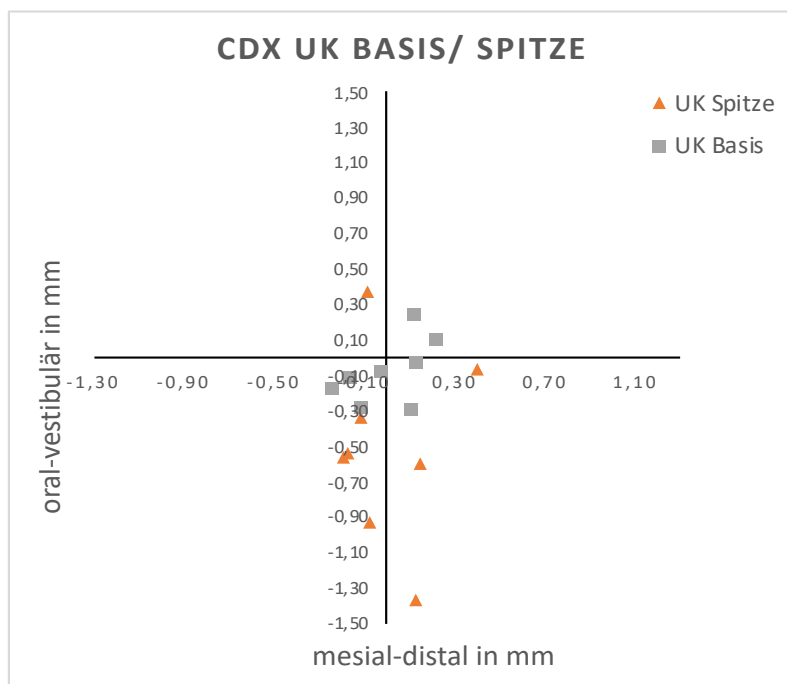


Abb. 42: Koordinatensystem zur Darstellung der Bohrkanalabweichung an Bohrerbasis (orange) und Bohrerspitze (grau) für alle mit CDX geplanten Unterkiefermodelle. Der ideale Bohrkanal entspricht dem Schnittpunkt der x- und y-Achse.

3 Ergebnisse

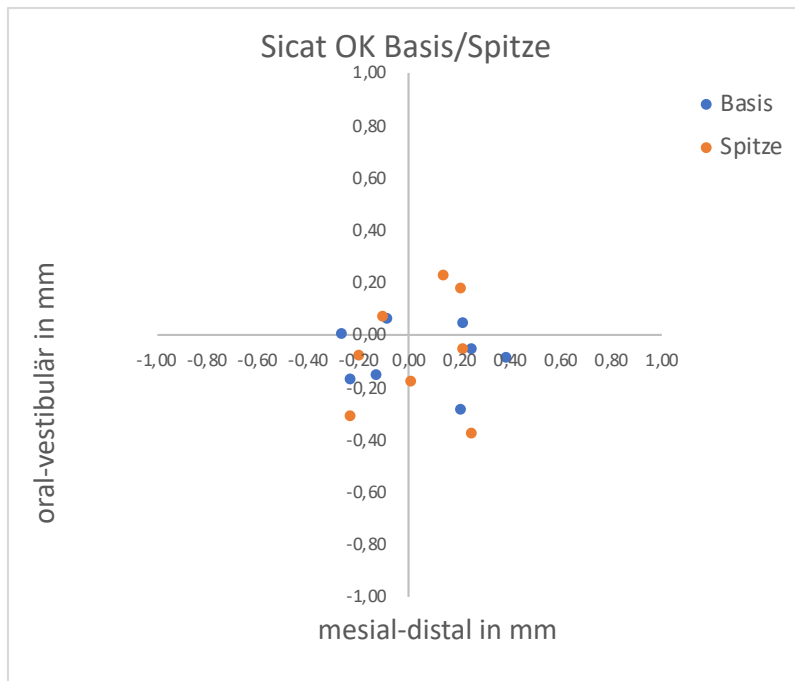


Abb. 43: Koordinatensystem zur Darstellung der Bohrkanalabweichung an Bohrerbasis (blau) und Bohrer Spitze (orange) für alle mit SicatEndo geplanten Oberkiefermodelle. Der ideale Bohrkanal entspricht dem Schnittpunkt der x- und y-Achse.

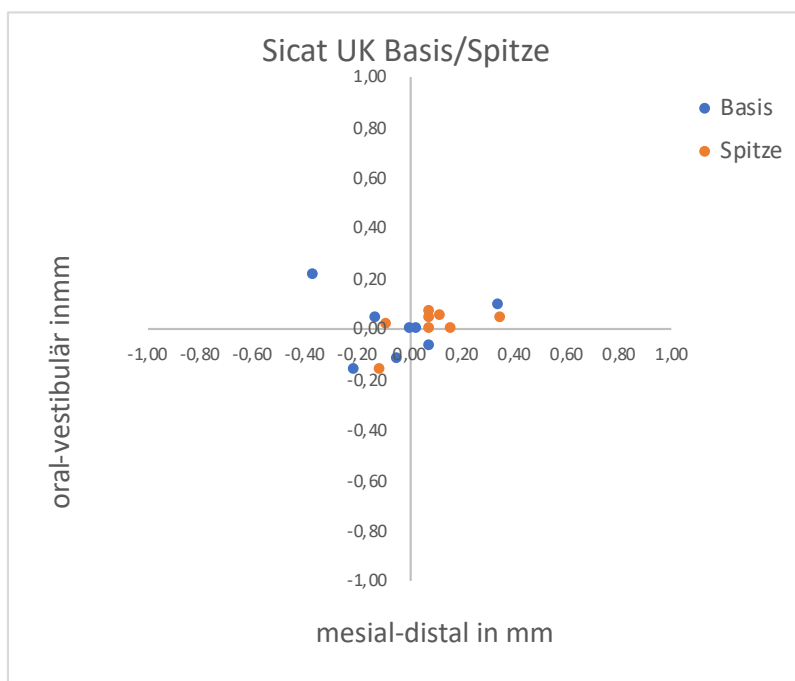


Abb. 44: Koordinatensystem zur Darstellung der Bohrkanalabweichung an Bohrerbasis (blau) und Bohrer Spitze (orange) für alle mit SicatEndo geplanten Unterkiefermodelle. Der ideale Bohrkanal entspricht dem Schnittpunkt der x- und y-Achse.

3 Ergebnisse

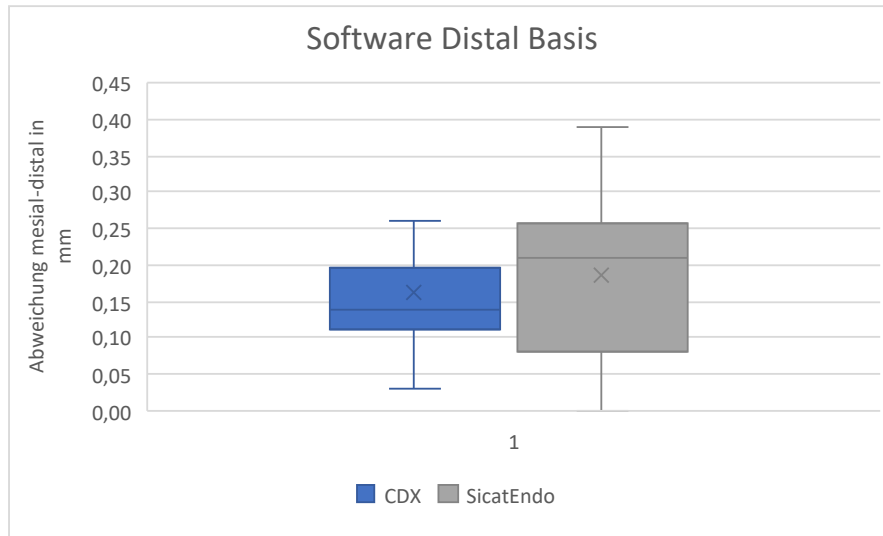


Abb. 45: Boxplot zur Darstellung der mesial-distalen Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für CDX und SicatEndo.

Tabelle 3: Deskriptive Darstellung der mesial-distalen Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für CDX und SicatEndo.

Abweichung mesial-distal Basis in mm		
Parameter	CDX (n=16)	SicatEndo (n=16)
M (CI 95%)	0,16 (0,11 - 0,22)	0,19 (0,12 - 0,25)
Md	0,14	0,21
mesial Min	0,03	0,00
mesial Max	0,26	0,37
distal Min	0,11	0,00
distal Max	0,47	0,39
SD	0,10	0,12

Tabelle 4: Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrerbasis in mesio-distaler Richtung zwischen CDX und SicatEndo

Software	df	T	p	ES d	s-m-l
distal-basis	30,00	0,59	0,56	-	-

3 Ergebnisse

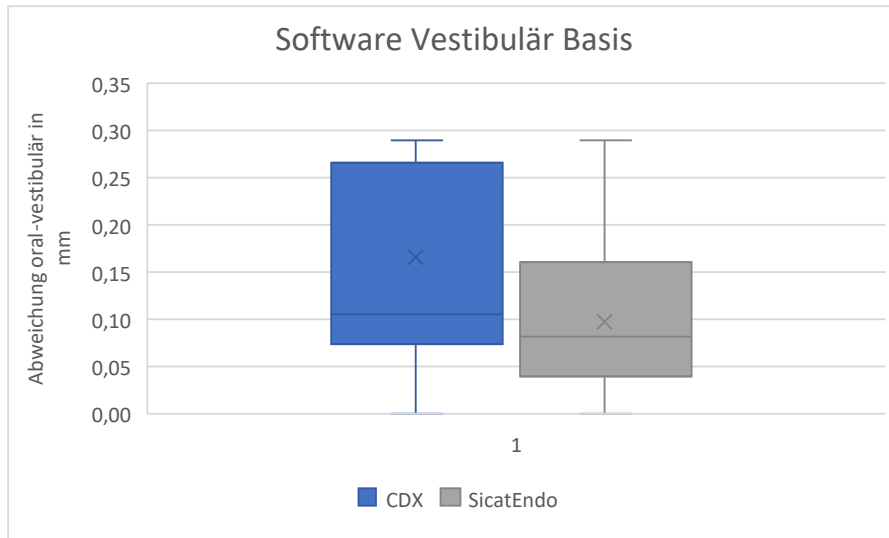


Abb. 46: Boxplot zur Darstellung der oral-vestibulären Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für CDX und SicatEndo.

Tabelle 5: Deskriptive Darstellung der oral-vestibulären Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für CDX und SicatEndo.

Abweichung oral-vestibulär Basis in mm		
Parameter	CDX (n=16)	SicatEndo (n=16)
M (CI 95%)	0,17 (0,08 - 0,25)	0,1 (0,05 - 0,14)
Md	0,11	0,08
oral Min	0,00	0,00
oral Max	0,29	0,29
vestibulär Min	0,00	0,00
vestibulär Max	0,62	0,21
SD	0,15	0,08

Tabelle 6: Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrerbasis in oral-vestibulärer Richtung zwischen CDX und SicatEndo

Software	df	T	p	ES d	s-m-l
vestibulär-basis	30,00	1,58	0,13	-	-

3 Ergebnisse

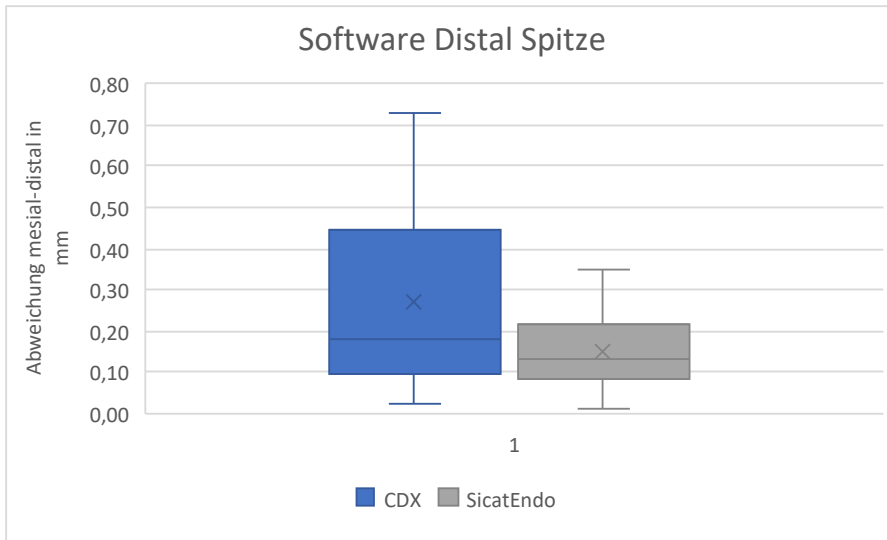


Abb. 47: Boxplot zur Darstellung der mesial-distalen Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für die Software CDX und SicatEndo.

Tabelle 7: Deskriptive Darstellung der mesial-distalen Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für die Software CDX und SicatEndo.

Abweichung mesial-distal Spitze in mm		
Parameter	CDX (n=16)	SicatEndo (n=16)
M (CI 95%)	0,27 (0,15 - 0,39)	0,15 (0,11 - 0,22)
Md	0,18	0,13
mesial Min	0,08	0,09
mesial Max	0,19	0,23
distal Min	0,02	0,01
distal Max	0,73	0,35
SD	0,22	0,09

Tabelle 8: Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrerspitze in mesio-distaler Richtung zwischen CDX und SicatEndo.

Software	df	T	p	ES d	s-m-l
distal-spitze	19,45	1,99	0,06	-	-

3 Ergebnisse

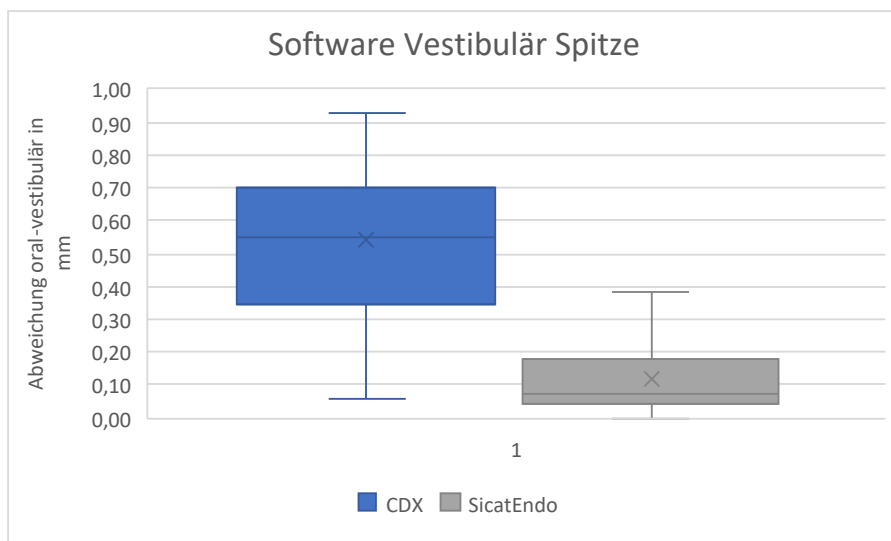


Abb. 48: Boxplot zur Darstellung der oral-vestibulären Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für die Software CDX und SicatEndo.

Tabelle 9: Deskriptive Darstellung der oral-vestibulären Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für die Software CDX und SicatEndo.

Abweichung oral-vestibulär Spitze in mm		
Parameter	CDX (n=16)	SicatEndo (n=16)
M (CI 95%)	0,54 (0,37 - 0,71)	0,12 (0,06 - 0,18)
Md	0,55	0,07
oral Min	0,06	0,00
oral Max	1,36	0,38
vestibulär Min	0,17	0,00
vestibulär Max	0,69	0,22
SD	0,32	0,11

Tabelle 10: Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrerspitze in oral-vestibulärer Richtung zwischen CDX und SicatEndo.

Software	df	T	p	ES d	s-m-l
vestibulär-spitze	18,63	5,04	<0,001	1,352	I

3 Ergebnisse

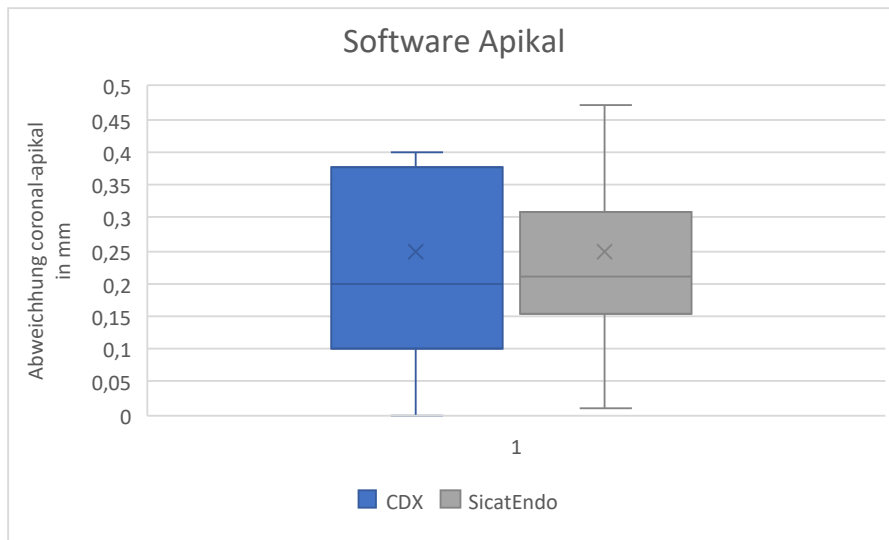


Abb. 49: Boxplot zur Darstellung der coronal-apikalen Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für CDX und SicatEndo.

Tabelle 11: Deskriptive Darstellung der coronal-apikalen Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für CDX und SicatEndo.

Abweichung coronal-apikal Spitze in mm		
Parameter	CDX (n=16)	SicatEndo (n=16)
M (CI 95%)	0,25 (0,15 - 0,35)	0,25 (0,15 - 0,35)
Md	0,20	0,21
Min	0,00	0,01
Max	0,80	0,65
SD	0,19	0,18

Tabelle 12: Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrerspitze in koronal-apikaler Richtung zwischen CDX und SicatEndo.

Software	df	T	p	ES d	s-m-l
apikal	30,00	0,02	0,99	-	-

3 Ergebnisse

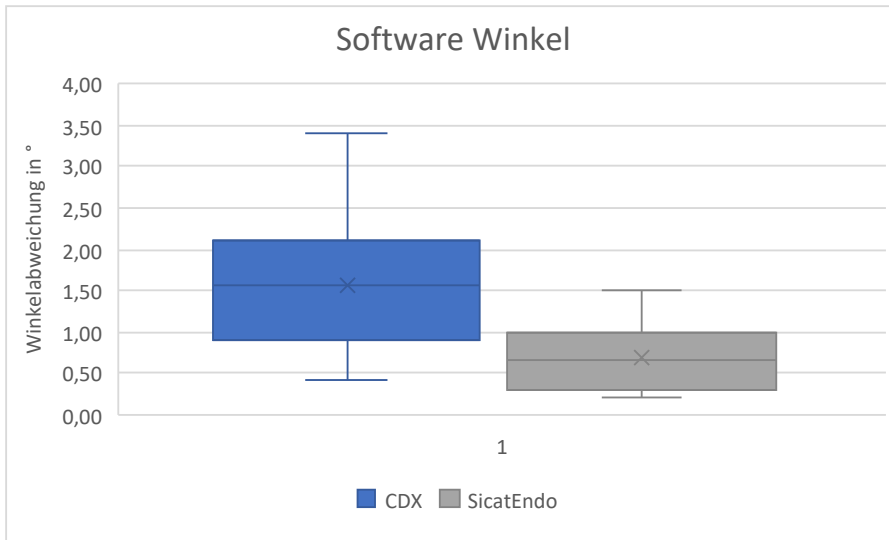


Abb. 50: Boxplot zur Darstellung der Winkelabweichung zwischen virtueller Planung und erfolgter Bohrung am Studienmodell für CDX und SicatEndo.

Tabelle 13: Deskriptive Darstellung der Winkelabweichung zwischen virtueller Planung und erfolgter Bohrung am Studienmodell für CDX und SicatEndo.

Abweichung in Winkelgrad		
Parameter	CDX (n=16)	SicatEndo (n=16)
M (CI 95%)	1,57 (1,16 - 1,97)	0,68 (0,47 - 0,9)
Md	1,55	0,65
Min	0,40	0,20
Max	3,40	1,50
SD	0,76	0,41

Tabelle 14: Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Winkelabweichung zwischen virtueller Planung und erfolgter Bohrung am Studienmodell zwischen CDX und SicatEndo.

Software	df	T	p	ES d	s-m-l
Winkel	22,89	4,12	<0,001	1,457	I

3 Ergebnisse

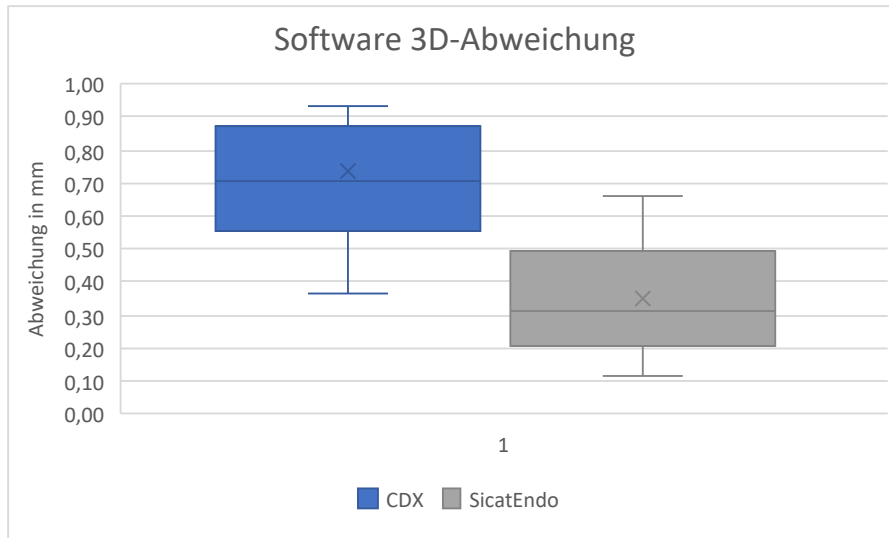


Abb. 51: Boxplot zur Darstellung der dreidimensionalen Abweichung der Bohrerspitze von der virtuellen Planung für CDX und SicatEndo.

Tabelle 15: Deskriptive Darstellung der dreidimensionalen Abweichung der Bohrerspitze von der virtuellen Planung für CDX und SicatEndo.

3D-Abweichung in mm		
Parameter	CDX (n=16)	SicatEndo (n=16)
M (CI 95%)	0,74 (0,6 - 0,87)	0,35 (0,26 - 0,43)
Md	0,70	0,31
Min	0,37	0,12
Max	1,42	0,66
SD	0,26	0,17

Tabelle 16: Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der 3D-Abweichung an der Bohrerspitze zwischen CDX und SicatEndo.

Software	df	T	p	ES d	s-m-l
3D-Abweichung	30	5,032	<0,001	1,779	I

3.3 Ergebnisse zum Vergleich des Arbeitsaufwandes zwischen CDX und SicatEndo

Die deskriptive Auswertung der Studienergebnisse zum Vergleich des Arbeitsaufwandes zwischen SicatEndo und CDX sowie die Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels t-Test für unabhängige Stichproben sind in Tabelle 17 bis 20 dargestellt und mit Hilfe von Boxplot-Diagrammen (Abb. 52 und Abb. 53) veranschaulicht. Die deskriptive Auswertung ergab für die Planungssoftware SicatEndo einen größeren Arbeitsaufwand zur Planung der Bohrungen eines Studienmodells gemessen in Planungszeit pro Kiefer und Mausklicks pro Kiefer.

Um Unterschiede in der Planungszeit zwischen CDX und SicatEndo zu testen, ergab der t-Test bei unabhängigen Stichproben nach durchgeführter Bonferroni-Korrektur keinen signifikanten Unterschied zwischen CDX und SicatEndo ($p=0,037$) (siehe Abb. 52; Tabelle 17, 18).

Um Unterschiede in der Anzahl der Klicks zwischen CDX und SicatEndo zu testen, ergab der t-Test bei unabhängigen Stichproben nach durchgeführter Bonferroni-Korrektur einen signifikanten Unterschied zwischen CDX und SicatEndo ($p=0,002$; $d=3,77$) (siehe Abb. 53; Tabelle 19, 20).

3 Ergebnisse

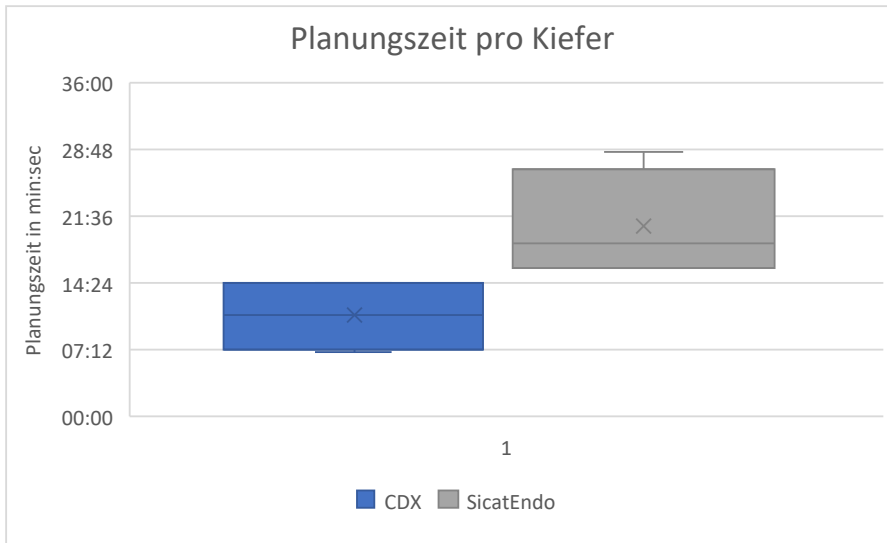


Abb. 52: Boxplot zur Darstellung der benötigten Planungszeit für die Bohrkanalplanungen der Software CDX und SicatEndo. Gemessen wurde jeweils die benötigte Zeit für die Planung der Bohrpfade eines Studienmodells.

Tabelle 17: Deskriptive Darstellung der benötigten Planungszeit für die Bohrkanalplanungen der Software CDX und SicatEndo. Gemessen wurde jeweils die benötigte Zeit für die Planung der Bohrpfade eines Studienmodells (4 Inzisivi).

Planungszeit pro Kiefer in min:sec		
Parameter	CDX (n=16)	SicatEndo (n=16)
M (CI 95%)	10:50 (04:16 - 17:24)	20:28 (11:02 - 29:54)
Md	10:56	18:38
Min	06:57	15:54
Max	14:28	28:42
SD	04:08	05:56

Tabelle 18: Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Planungszeit zwischen CDX und SicatEndo.

Planungsaufwand	df	T	p	ES d	s-m-l
Planungszeit	6	2,666	0,037	1,89	I

3 Ergebnisse

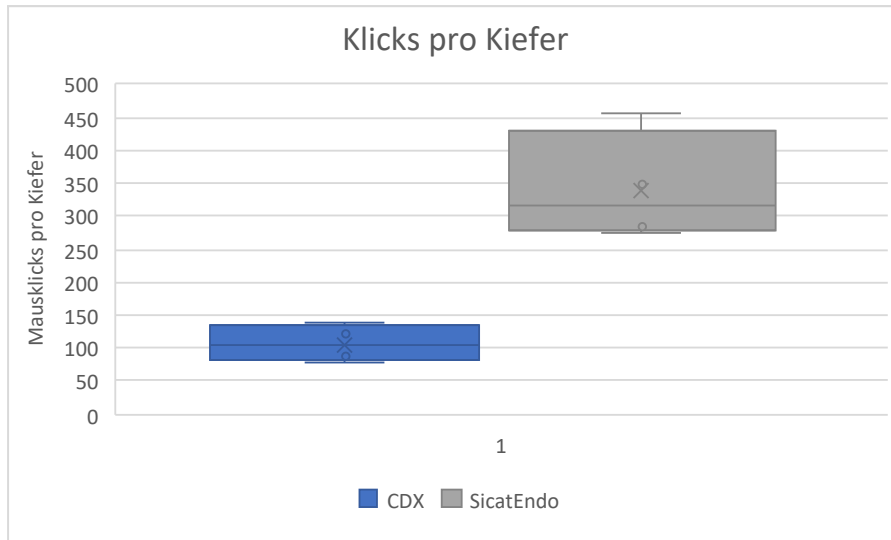


Abb. 53: Boxplot zur Darstellung des benötigten Arbeitsaufwands für die Bohrkanalplanungen der Software CDX und SicatEndo. Gemessen wurden jeweils die Mausclicks für die Planung der Bohrungen eines Studienmodells.

Tabelle 19: Deskriptive Darstellung des benötigten Arbeitsaufwandes gemessen in Mausclicks für die Software CDX und SicatEndo. Gemessen wurden jeweils die Mausclicks für die Planung der Bohrungen eines Studienmodells.

Klicks pro Kiefer		
Parameter	CDX (n=16)	SicatEndo (n=16)
M (CI 95%)	107 (62 - 151)	341 (208 - 473)
Md	105	317
Min	78	274
Max	139	455
SD	28,03	83,26

Tabelle 20: Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Summe der benötigten Mausclicks zwischen CDX und SicatEndo.

Planungsaufwand	df	T	p	ES d	s-m-l
Klicks	6	5,33	0,002	3,77	I

3.4 Ergebnisse zum Vergleich der Bohrkanalabweichungen zwischen Ober- und Unterkiefer

Die deskriptive Auswertung der Studienergebnisse zum Vergleich der Bohrkanalabweichungen zwischen Ober- und Unterkiefer sowie die Ergebnisse der Signifikanzprüfung mittels t-Test für unabhängige Stichproben sind in Tabelle 21 bis 34 dargestellt und mit Hilfe von Boxplot-Diagrammen (Abb. 54 bis Abb. 60) veranschaulicht. Die deskriptive Auswertung ergab für den Oberkiefer eine größere Abweichung in mesial-distaler Richtung an der Bohrerspitze.

Durchgeführte t-Tests zur Überprüfung von Unterschieden bei der Bohrkanalabweichung zwischen Ober- und Unterkiefer für die Richtungen mesial-distal, vestibulär-oral an der Bohrerbasis und mesial-distal, vestibulär-oral, coronal-apikal an der Bohrerspitze sowie für die Winkel- und 3D-Abweichung ergaben keine signifikanten Unterschiede (Abb.: 54, 55, 56, 57, 58, 59, 60 / Tabelle: 22, 24, 26, 28, 30, 32, 34).

3 Ergebnisse

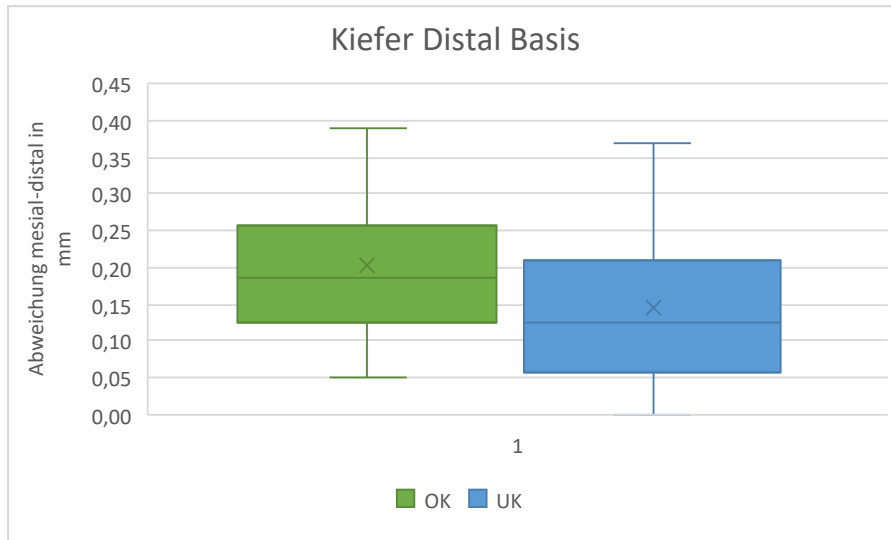


Abb. 54: Boxplot zur Darstellung der mesial-distalen Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für OK und UK.

Tabelle 21: Deskriptive Darstellung der mesial-distalen Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für OK und UK .

Abweichung mesial-distal Basis in mm		
Parameter	OK (n=16)	UK (n=16)
M (CI 95%)	0,2 (0,14 - 0,26)	0,15 (0,09 - 0,2)
Md	0,19	0,13
mesial Min	0,08	0,00
mesial Max	0,26	0,37
distal Min	0,05	0,00
distal Max	0,47	0,34
SD	0,11	0,11

#

Tabelle 22: Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrerbasis in mesio-distaler Richtung zwischen OK und UK.

Kiefer	df	T	p	ES d	s-m-l
distal-basis	30	1,48	0,15	-	-

3 Ergebnisse

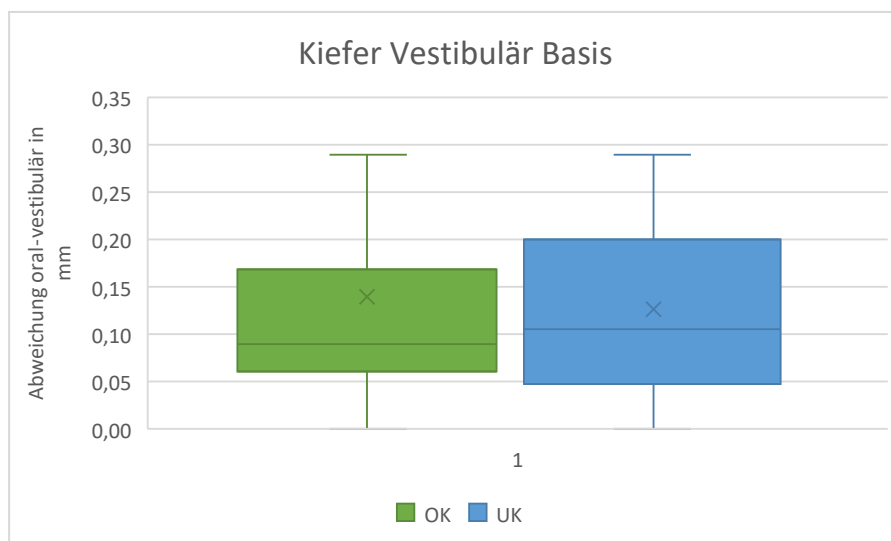


Abb. 55: Boxplot zur Darstellung der oral-vestibulären Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für OK und UK.

Tabelle 23: Deskriptive Darstellung der oral-vestibulären Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für OK und UK.

Abweichung oral-vestibulär Basis in mm		
Parameter	OK (n=16)	UK (n=16)
M (CI 95%)	0,11 (0,06 - 0,22)	0,13 (0,08 - 0,17)
Md	0,09	0,11
oral Min	0,00	0,00
oral Max	0,29	0,29
vestibulär Min	0,00	0,00
vestibulär Max	0,62	0,25
SD	0,15	0,09

Tabelle 24: Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrerbasis in oral-vestibulärer Richtung zwischen OK und UK.

Kiefer	df	T	p	ES d	s-m-l
vestibulär-basis	30	0,29	0,77	-	-

3 Ergebnisse

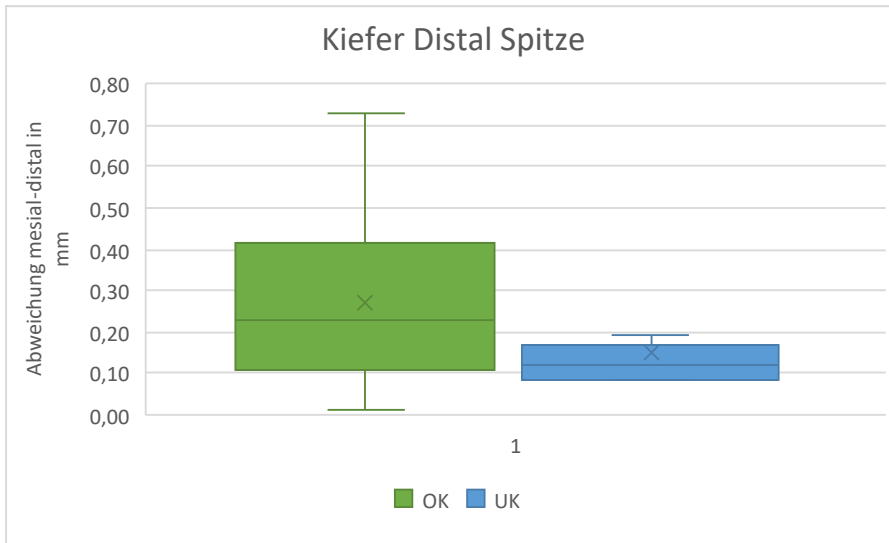


Abb. 56: Boxplot zur Darstellung der mesial-distalen Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für OK und UK.

Tabelle 25: Deskriptive Darstellung der mesial-distalen Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für OK und UK.

Abweichung mesial-distal Spitze in mm		
Parameter	OK (n=16)	UK (n=16)
M (CI 95%)	0,27 (0,16 - 0,38)	0,15 (0,1 - 0,2)
Md	0,23	0,12
mesial Min	0,10	0,08
mesial Max	0,23	0,19
distal Min	0,01	0,08
distal Max	0,73	0,40
SD	0,21	0,09

Tabelle 26: Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrerspitze in mesio-distaler Richtung zwischen OK und UK.

Kiefer	df	T	p	ES d	s-m-l
distal-spitze	20,645	2,03	0,06	-	-

3 Ergebnisse

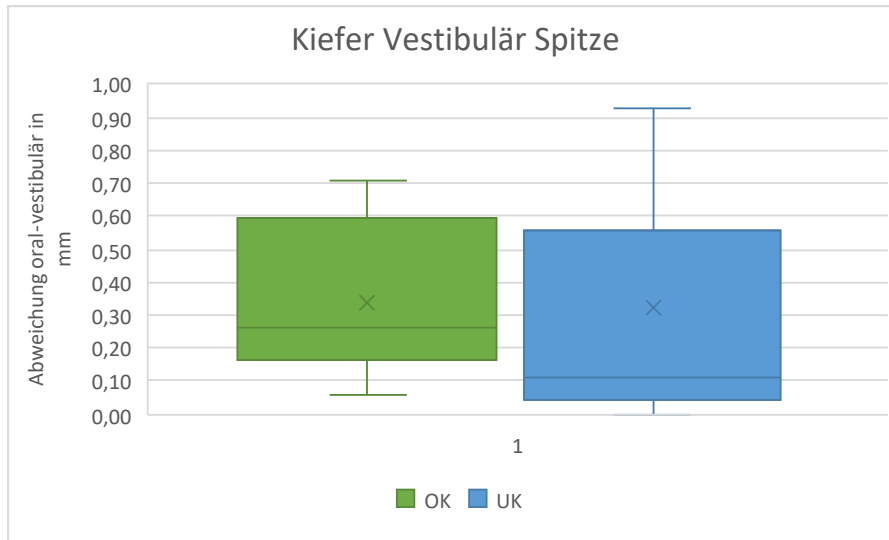


Abb. 57: Boxplot zur Darstellung der oral-vestibulären Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für OK und UK.

Tabelle 27: Deskriptive Darstellung der oral-vestibulären Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für OK und UK.

Abweichung oral-vestibulär Spitze in mm		
Parameter	OK (n=16)	UK(n=16)
M (CI 95%)	0,34 (0,21 - 0,46)	0,32 (0,11 - 0,53)
Md	0,27	0,12
oral Min	0,06	0,00
oral Max	0,71	1,36
vestibulär Min	0,07	0,00
vestibulär Max	0,69	0,37
SD	0,24	0,39

Tabelle 28: Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrerspitze in oral-vestibulärer Richtung zwischen OK und UK.

Kiefer	df	T	p	ES d	s-m-l
vestibulär-spitze	30	0,13	0,90	-	-

3 Ergebnisse

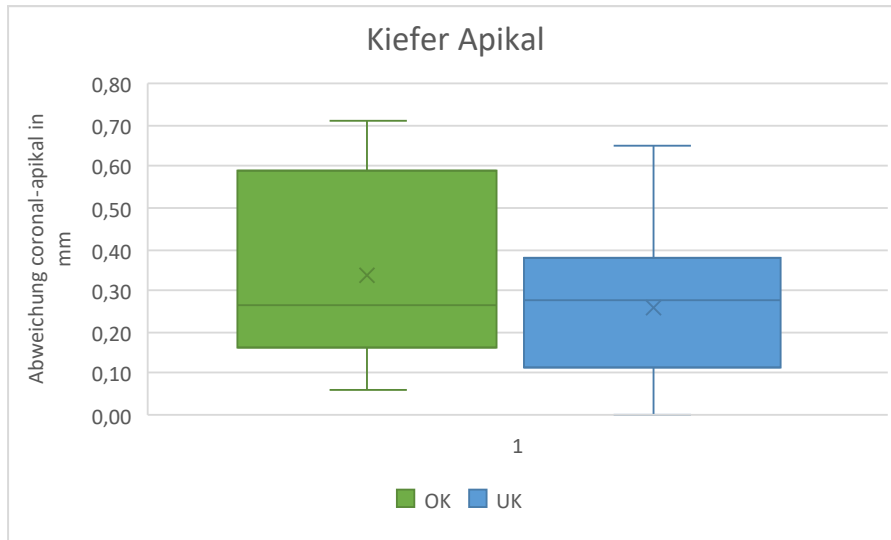


Abb. 58: Boxplot zur Darstellung der coronal-apikalen Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für OK und UK.

Tabelle 29: Deskriptive Darstellung der coronal-apikalen Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für OK und UK.

Abweichung coronal-apikal Spitze in mm		
Parameter	OK(n=16)	UK (n=16)
M (CI 95%)	0,24 (0,14 - 0,35)	0,26 (0,16 - 0,35)
Md	0,20	0,28
Min	0,02	0,00
Max	0,80	0,65
SD	0,20	0,17

Tabelle 30: Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrerspitze in coronal-apikaler Richtung zwischen OK und UK.

Kiefer	df	T	p	ES d	s-m-l
apikal	30	0,23	0,82	-	-

3 Ergebnisse

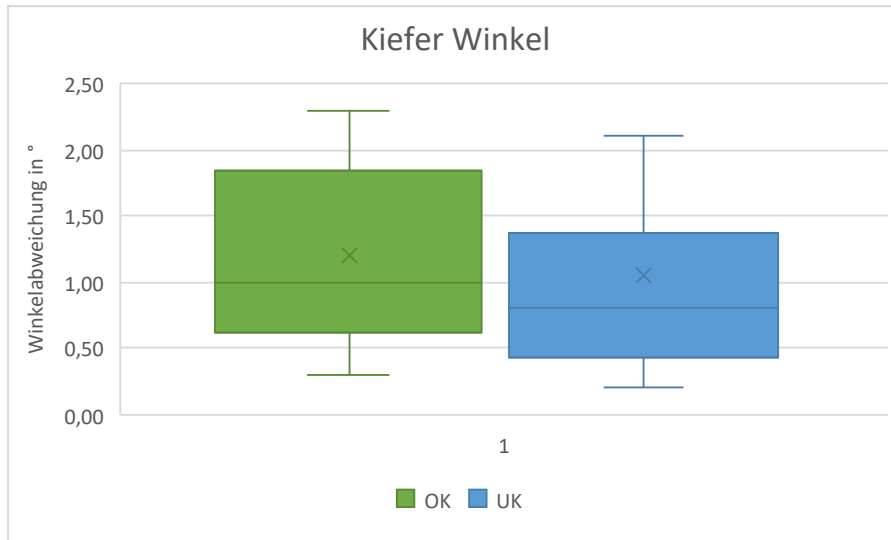


Abb. 59: Boxplot zur Darstellung der Winkelabweichung zwischen virtueller Planung und erfolgter Bohrung am Studienmodell für OK und UK.

Tabelle 31: Deskriptive Darstellung der Winkelabweichung zwischen virtueller Planung und erfolgter Bohrung am Studienmodell für OK und UK.

Abweichung in Winkelgrad		
Parameter	OK (n=16)	UK (n=16)
M (CI 95%)	1,19 (0,83 - 1,56)	1,06 (0,61 - 1,5)
Md	1,00	0,80
Min	0,30	0,20
Max	2,30	3,40
SD	0,68	0,83

Tabelle 32: Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Winkelabweichung von geplantem Bohrkanal zu gebohrtem Kanal zwischen OK und UK.

Kiefer	df	T	p	ES d	s-m-l
Winkel	30	0,51	0,61	-	-

3 Ergebnisse

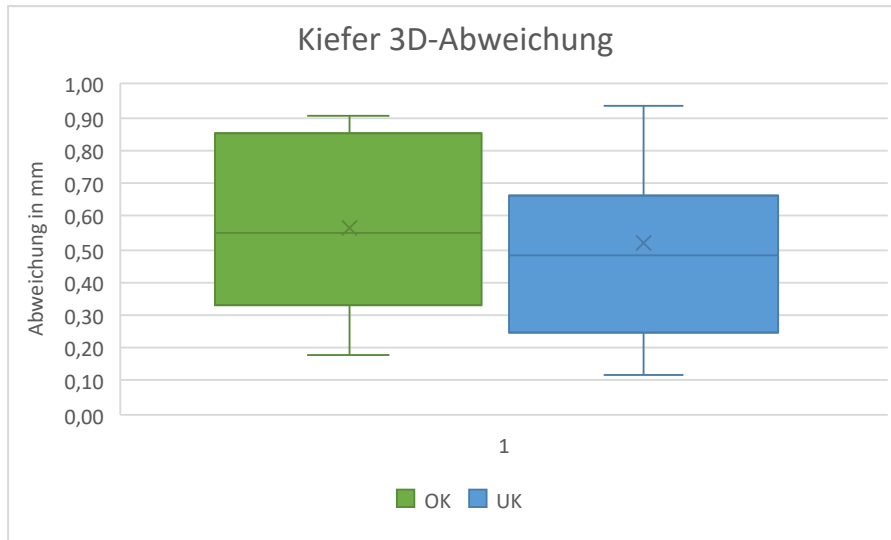


Abb. 60: Boxplot zur Darstellung der dreidimensionalen Abweichung der Bohrerspitze von der virtuellen Planung für OK und UK.

Tabelle 33: Deskriptive Darstellung der dreidimensionalen Abweichung der Bohrerspitze von der virtuellen Planung für OK und UK.

3D-Abweichung in mm		
Parameter	OK (n=16)	UK (n=16)
M (CI 95%)	0,56 (0,43 - 0,7)	0,52 (0,34 - 0,7)
Md	0,55	0,48
Min	0,18	0,12
Max	0,90	0,93
SD	0,25	0,33

Tabelle 34: Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der 3D-Abweichung an der Bohrerspitze Richtung zwischen OK und UK.

Kiefer	df	T	p	ES d	s-m-l
3D-Abweichung	30	0,41	0,69	-	-

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Studienmethodik

4.1.1 Vorversuch: Messung der Bohrkanalabweichung in Relation zur Neigung der Bohrkanaleintrittsfläche

Aufgrund großer Abweichungen bei den Vorversuchen in oral-vestibulärer Richtung wurde überprüft, welchen Einfluss ein nicht senkrecht zur Bohrachse ausgerichtetes Bohrplateau hat. Es konnten zwar keine signifikanten Unterschiede zwischen einem kleinen und einem großen Winkel α (siehe Abb. 39) nachgewiesen werden; allerdings zeigte sich eine tendenzielle Zunahme der Abweichung bei zunehmendem Winkel α . Es konnte sehr wahrscheinlich deshalb kein signifikanter Effekt nachgewiesen werden, da das für den 3D-Druck zur Verfügung stehende Material **VeroWhitePlus™** mit einer angegebenen Shore-Härte von 83-86 (Shore D) relativ weich und nicht mit der Vickers-Härte von Zahnschmelz (HV 300-400) und Dentin (HV 20-80) vergleichbar ist. Um den Einfluss der Neigung der Bohrkanaleintrittsfläche auf die Bohrkanalabweichung bestimmen zu können, müsste dies experimentell an humanen Zähnen untersucht werden.

4.1.2 3D-gedruckte Zähne und Modellherstellung

Studien mit 3D-gedruckten Zähnen werden kontrovers diskutiert. Die bislang zur Verfügung stehenden Materialien können die physikalischen Eigenschaften von Schmelz und Dentin noch nicht imitieren (Al-Sudani and Basudan 2017; dos S Luz et al. 2015). Aktuelle Verfahren zur Herstellung 3D-gedruckter Zähne sind in der Lage, anatomisch sehr genaue Replikationen humaner Zähne herzustellen (Lee et al. 2015; Liang et al. 2018). Besonders grazile Seitenkanäle oder schmale Isthmen lassen sich jedoch noch nicht vorhersagbar technisch reproduzieren (Reymus et al. 2019). Für die in dieser Untersuchung verwendeten Studienzähne ist der 3D-Druck gut geeignet, da nur ein einziger zentraler Wurzelkanal repliziert werden musste. Werden anatomisch identische Studienzähne erzeugt, gilt die Voraussetzung standardisierter Anforderungen an zu vergleichende Systeme als

erfüllt. Somit genügt auch eine relativ kleine Fallzahl, wie in dieser Untersuchung mit $n=16$ Zähnen pro Software. Humane Zähne müssen aufgrund ihrer natürlichen anatomischen Varianz bei analogem oder ähnlichem Studiendesign als ungeeignet betrachtet werden (Vertucci 1984). Eine Hartgewebsapposition in Wurzelkanalsystemen von Ober- und Unterkieferschneidezähnen nach Dislokationsverletzungen bei offenem Apex tritt mit bis zu 70% sehr häufig auf (Andreasen et al. 1987). Liegt folglich ein obliteriertes Wurzelkanalsystem vor, treten eine Pulpanekrose und ihre bakterielle Infektion mit den klinischen und radiologischen Symptomen einer apikalen Parodontitis lediglich in 7 bis 27 Prozent der Fälle auf (McCabe and Dummer 2012). Da eine Obliteration des Wurzelkanalsystems jedoch bei klinischer Symptomfreiheit sowie radiologisch nachweisbarem physiologischen Parodontalspalt keine Behandlungsindikation darstellt, müssen diese Zähne nur sehr selten extrahiert werden. Eine ausreichend große Anzahl humaner extrahierter Frontzähne mit vergleichbaren Wurzelkanalsystemen und gleichem bzw. ähnlichem Obliterationsgrad für Studienzwecke zu sammeln, gilt als besonders schwierig, zeitaufwendig und generell limitiert.

4.1.3 Prä- und postoperative Bildgebung

Für eine präzise Planung von Bohrpfeilen in obliterierten Zähnen müssen sehr feine Strukturen dargestellt werden. Dies ist mit der momentan zur Verfügung stehenden digitalen Volumentomographie (DVT) ausreichend möglich. Das Auflösungsvermögen von μ CT-Aufnahmen wird jedoch nicht erreicht (Ordinola-Zapata et al. 2017; Tolentino et al. 2018). Ein exaktes dreidimensionales Vermessen des apikal meist noch deutlich erkennbaren Wurzelkanalanteils ist für die Bohrpfeilplanung aber nicht notwendig, da die zur Verfügung stehenden Bohrer einen wesentlich größeren Durchmesser als die Wurzelkanäle aufweisen. Eine Zentrierung des Bohrpfeilvolumens um den visualisierten Wurzelkanal sichert das zentrale Auffinden des Lumens.

Für ein sicheres Auffinden der Wurzelkanäle im apikalen Drittel ist eine dimensionsgetreue radiologische Abbildung zwingend notwendig, da die Arbeitslänge und die Lage des Bohrers im Zahn allein über die Röntgenaufnahme festgelegt werden muss. Klinische Studien zeigen, dass die Bestimmung der endodontischen Arbeitslänge mit Hilfe des DVTs sehr genau möglich ist (Aktan et al. 2016; Connert et al. 2014; Tchorz et al. 2014). Exakteste Messungen waren hier bei der höchsten Auflösung und der kleinsten Voxelgröße möglich. Das Verfahren der DVT ist außerdem in der Lage, dreidimensionale Objekte dimensionsgetreu abzubilden (Sonmez et al. 2018). Dennoch muss betont werden, dass im Gegensatz zu μ CT-Aufnahmen der generierte radiologische Datensatz auf Berechnungen basiert und damit per se eine relative Unschärfe aufweist (Brullmann and Schulze 2015).

Das Auflösungsvermögen der DVT ist von der gewählten Voxelgröße und dem gewählten Field of View (FOV) abhängig. Kleine Voxelgrößen und FOVs bedingen eine präzisere Abbildung des untersuchten Objekts (AAE and AAOMR joint position statement: Use of cone beam computed tomography in endodontics 2015 update 2015; Spin-Neto et al. 2013). In unserer Untersuchung wurde deshalb für alle DVT-Aufnahmen der HD-Modus mit einer Voxelgröße von 80 μ m bei einem Field of View (FOV) von 8x8 cm gewählt. Dies stellte die optimale Einstellung zur Erfassung des vollständigen Studienmodells dar.

4.1.4 Erstellung des STL-Datensatzes

Um exakte Bohrschablonen erzeugen zu können, wird ein möglichst genaues Erfassen der Zahnkronen und der angrenzenden Weichgewebe benötigt. Dies ist mit Hilfe von Oberflächenscannern sehr präzise möglich (Kühl et al. 2015). Im Folgenden kann aus der Überlagerung der DICOM-Daten einer DVT und den STL-Daten eines Oberflächenscans des Zahnbogens rein virtuell eine Bohrschablone erzeugt werden. Ihre Präzision hängt maßgeblich von der Qualität der Datenaufnahme selbst und einer möglichst optimalen Überlagerung beider Datensätze ab. Momentan gelten gedruckte oder gefräste

Bohrschablonen als sehr präzise und scheinen den konventionell (von einem Zahntechniker manuell) gefertigten Bohrschablonen überlegen zu sein (Kernen et al. 2015), da hier Fehler bei der Abformung der Kiefer oder das Übertragen der Planung auf das Modell entfallen. Bei der schablonengeführten Trepanation führen bereits geringe Abweichungen zum Verfehlen des Wurzelkanals (via falsa) oder zur Perforation der Wurzel. Die Herstellung von Bohrschablonen auf Grundlage von Oberflächenscans scheint daher ein gut geeignetes und reproduzierbares Verfahren zu sein.

4.1.5 3D-Planungssoftware

Die Planungssoftwaresysteme CDX und SicatEndo basieren beide auf einer Überlagerung von DICOM- und STL-Datensätzen eines konsistent gewählten Kieferausschnitts. Die Planung des Bohrpfads unterscheidet sich allerdings.

CDX wurde ursprünglich zur Planung von schablonengeführten Implantatinsertionen entwickelt. Dies ermöglichte eine vorhersagbare und kontrollierte Positionierung von Implantaten (Kühl et al. 2015; Kühl et al. 2013). Auf dieser Grundlage wurde das Verfahren der schablonengeführten Trepanation entwickelt (Connert et al. 2017; Zehnder et al. 2016) und das entsprechende Instrumentarium (Bohrer, Bohrhülsen) der Firma Steco in der Software digital hinterlegt. Momentan stehen Bohrer mit einem Durchmesser von 1 mm und den Arbeitslängen 21 und 28 mm zur Verfügung. Bei der Planung des Bohrpfads wird in der Software der jeweilige Bohrer am zu behandelnden Zahn anhand eines möglichst geradlinigen Zugangs zum apikalen Wurzelkanalanteil ausgerichtet. Die Angulation des Bohrers ist in allen Raumebenen frei veränderbar. Die Lage der Bohrhülse wird über die geplante Bohrtiefe des Bohrers und dem Abstand zwischen Schaft und Inzisalkante bestimmt. Die Software gibt dem Behandler keine Teilarbeitsschritte zur Planungserstellung vor. CDX gibt dem Behandler eine Vielzahl an Modifikationsmöglichkeiten, Mess-Tools oder eine Behandlungsauswertung an die Hand. Deshalb ist eine gewissenhafte Einarbeitung in das komplexe Programm CDX notwendig. Die Schablone wird

vom Behandler selbst geplant. Es müssen ihre Ausdehnung, Dicke und die Position des Sichtfensters definiert werden. Der Kontrollmöglichkeit einer korrekten Passung der Schablone kommt bei der (klinischen) Anwendung eine entscheidende Bedeutung zu. Anschließend wird von der digital designten Schablone ein STL-Datensatz generiert, dieser Datensatz exportiert und an ein Dentallabor mit Fräs- oder 3D-Druckeinheit (z. B. Implantec in der hier durchgeführten Arbeit) für die Schablonenherstellung versendet. Eine Überprüfung der Planung durch Mitarbeiter von CDX oder Implantec erfolgt nicht, so dass prinzipiell ein höheres Risiko für fehlerhafte Planungen bestehen könnte. Mit der Software CDX können DICOM-Daten aller gängigen DVT-Hersteller aufgerufen und in diesen Planungen erstellt werden.

Die Software SicatEndo gibt einen strikten Arbeitsablauf zur Bohrfadplanung vor. Entlang einer digital definierten Endoline wird die Lage des Bohrfads im Zahn festgelegt. Die Angulation des Bohrfads kann dabei in allen Raumebenen nachjustiert werden. Die Spitze des Bohrfades bleibt immer auf der Endoline zentriert. Die Länge des Bohrkanals ist in 0,1 mm Schritten einstellbar. Hier stehen momentan Bohrer mit einem Durchmesser von 1,2 mm und den Längen 16 und 24 mm der Firma Meisinger zur Verfügung. Um eine Vergleichbarkeit der beiden Softwaresysteme zu ermöglichen, wurden für die Durchführung der Studie einheitlich Bohrer und Bohrhülsen der Firma Steco verwendet. Die Lage der Bohrhülse wird über die Länge des Bohrkanals festgelegt. Anschließend werden die Daten zur Ausrichtung und Länge des Bohrfads an SicatEndo übermittelt. Die Planungsdaten werden von Sicat-Mitarbeitern für den jeweiligen spezifischen Behandlungsfall überprüft, bevor die Bohrschablone mit Ausgabe eines Genauigkeitszertifikats gefertigt und an den Behandler versendet wird. Fallen hier Fehler in der Planung auf, oder ist mit Komplikationen während der Behandlung zu rechnen, wird dies an den Behandler zurückgemeldet. Die Software SicatEndo ist für DICOM-Daten optimiert, welche mit Geräten der Firma Densply Sirona erzeugt wurden. Bohrfadplanungen mit DICOM-Daten, die mit Geräten von Fremdherstellern erzeugt wurden, sind nur eingeschränkt realisierbar, da hier die Überlagerung von STL-Daten und DICOM-Daten nicht

durchgeführt werden kann. Dies kann Ungenauigkeiten in der Planung zur Folge haben.

4.1.6 Studienablauf

Die Planungen der Bohrpfade und alle schablonengeführten Bohrungen wurden von einem Behandler (S.R.) durchgeführt. So wurde der Einfluss einer unterschiedlichen Systemhandhabung durch mehrere Behandler vermieden. Allerdings muss deshalb mit einem Lerneffekt gerechnet werden. Um diesen möglichst gering zu halten, wurden vor Studiendurchführung zum Behandlertraining insgesamt elf Planungen mit anschließender schablonengeführter Trepanation durchgeführt. Um eine möglichst hohe Standardisierung zu erreichen, wurden die schablonengeführten Trepanationen in beiden Gruppen nach einem festgelegten Arbeitsablauf durchgeführt. Beginnend mit der klinischen Prüfung des spaltfreien Schablonensitzes, der Markierung des Trepanationspunkts mit Hilfe von Kariesdetektor, dem Anlegen eines Plateaus senkrecht zur Bohrpfadachse, der intermittierenden Bohrung in Hubbewegungen bei 10.000/min unter Wasserkühlung, über die intermittierende Reinigung von Bohrkanal und Schablone bis zum Erschließen des apikal erkennbaren Wurzelkanals. Analog zur klinischen Anwendung der Systeme wurde das Bohrplateau frei Hand senkrecht zur Bohrpfadachse angelegt. Hier muss mit Abweichungen der Plateauausrichtung gerechnet werden. Ob eine ideale Plateauanlage, zum Beispiel mit Hilfe einer Bohrschablone, die Bohrkanalabweichung minimiert gilt es in weiteren Untersuchungen zu prüfen. Die Bohrtiefen für SicatEndo konnten direkt der von der Firma Sicat beigefügten Prüfbescheinigung entnommen werden. Für CDX mussten die Bohrtiefen über ein Messtool ausgemessen werden. Trotz maximaler Vergrößerung kann es hier durch händisches Setzen der Messpunkte zu einem Messfehler kommen. Dieser ist aber als sehr gering und klinisch nicht relevant anzunehmen, da die Bohrtiefe am Bohrer über ein Endo-Messblock (Dentsply Sirona) eingemessen und mit einem Gummistop markiert wurde. Somit sind hier einmessbare Längen nur in Schritten von einem halben Millimeter möglich.

4.1.7 Auswertung der Studiendaten

Die Auswertung der erhobenen Studiendaten erfolgte mit dem CDX-Tool Behandlungsauswertung. Hierzu wurden die präoperativen DVTs mit enthaltener Behandlungsplanung und die postoperativen DVTs überlagert. Anschließend wurde der virtuell hinterlegte Bohrer entlang des im postoperativen DVT sichtbaren Bohrkanals ausgerichtet. Die Auswertung erfolgte dann automatisch durch die Software Behandlungsauswertung. Um die mit SicatEndo erstellten Bohrpfade auswerten zu können, waren hierfür zusätzliche Arbeitsschritte notwendig. Die in SicatEndo erstellte Bohrfadplanung musste in CDX importiert werden. Hierzu wurde der STL-Datensatz der Bohrschablone in CDX mit dem präoperativen DVT überlagert, die von CDX vorgeschlagene Überlagerung in allen drei Raumebenen bei maximaler Vergrößerung überprüft und bei Bedarf manuell korrigiert. Anschließend wurde der in CDX hinterlegte Bohrer zentriert im virtuellen Bohrfad des STL-Datensatzes positioniert und so die Position des Bohrfades aus SicatEndo in CDX überführt. Dies war nicht über ein Positionierungstool möglich und musste manuell erfolgen. Um hier den Übertragungsfehler zu minimieren, wurde die Ausrichtung des Bohrers in allen drei Raumebenen bei maximaler Vergrößerung überprüft und auf eine zentrierte Position des Bohrers im Bohrkanal geachtet. Aufgrund dieser zwei zusätzlichen manuellen Arbeitsschritte muss für SicatEndo von einem insgesamt größeren Übertragungsfehler ausgegangen werden als für CDX.

Die Abweichung im Raum wurde über die Berechnung einer Vektorlänge in einem 3-dimensionalen Koordinatensystem durchgeführt und lieferte so immer eine Streckenlänge von der virtuell geplanten Bohrerspitze bis zur Bohrerspitze im tatsächlich erzeugten Bohrfad. Wurde ein Wurzelkanal schon vor der geplanten Bohrtiefe erschlossen, floss diese negative vertikale Streckenlänge aufgrund der Berechnungsformel positiv mit in die Abweichungsberechnung ein. Klinisch betrachtet resultiert ein Erschließen des Wurzelkanals vor der geplanten Bohrtiefe in einer geringeren 3-dimensionalen Abweichung. Für diese Fälle müsste der Bezugspunkt Bohrerspitze der virtuellen Planung für eine klinisch exakte Berechnung verlassen werden.

Trotz der zusätzlichen Arbeitsschritte sind die Ergebnisse zur Abweichung an der Bohrerspitze für SicatEndo – verglichen mit CDX – in vestibulär-oraler Richtung, die Winkelabweichung und der 3D-Abweichung signifikant genauer. Mit beiden Systemen konnten Perforationen vermieden werden, dies galt auch für die sehr grazilen Wurzeln im Unterkiefer. Die Erschließung eines Wurzelkanals war in der Versuchsdurchführung mit CDX nicht möglich. Klinisch betrachtet liefern beide Softwaresysteme mit einer mittleren Abweichung M an der Bohrerspitze von 0,54mm (CDX: oral_vestibulär), 0,27mm (CDX: mesial_distal), 0,12mm (SicatEndo: oral_vestibulär), 0,15mm (SicatEndo: mesial_distal) ein gutes Ergebnis. Vergleicht man die Ergebnisse mit bereits durchgeführten Studien zur schablonengeführten Trepanation von Buchgreitz et al. mit einer mittleren Abweichung M an der Bohrerspitze von 0,46mm und Zehnder et al mit einer mittleren Abweichung M an der Bohrerspitze mit 0,29mm (mesial_distal) und 0,47mm (bukkal_palatinal) (Buchgreitz et al. 2016; Zehnder et al. 2016) erzielen beide Systeme eine gute Genauigkeit zur sicheren Erschließung der apikalen Wurzelkanalanteile. Die exaktere Umsetzung der geplanten Bohrpfade am Studienmodell lieferte in dieser Arbeit SicatEndo.

Die Auswertung des Arbeitsaufwandes erfolgte über die Erfassung der Mausklicks und die benötigte Planungszeit mit Hilfe der Software ClickCount 1.1. Die Messgröße *Mausklicks* stellt eine gut vergleichbare Messgröße dar, da die Bohrfadplanungen in beiden Programmen rein über die Eingabemöglichkeiten der Maustasten erstellbar sind. Die Messgröße *Zeit* ist jedoch auch von der Kompatibilität der Software mit der Computerhardware abhängig.

4.1.8 Statistische Auswertung

Aufgrund des mehrfach angewendeten t-Tests für unabhängige Stichproben wurde eine Korrektur nach Bonferroni durchgeführt, um falsch positive Signifikanzen zu vermeiden. Die Bonferroni-Korrektur gilt als sehr konservative Korrektur des Signifikanzniveaus. Bei mehrfach durchgeführten t-Tests tendiert das korrigierte Signifikanzniveau α^* gegen Null. Diese Art der Signifikanzkorrektur und eine tendenziell kleine Stichprobengröße, wie in der hier durchgeführten Studie mit $n = 16$, kann die Anzahl falsch negativer Ergebnisse

4 Diskussion

erhöhen. Es zeigte sich jedoch, dass alle in der Studie ermittelten signifikanten Unterschiede ausschließlich sehr hohe Effektstärken nach Cohen (ESd) mit Werten über 0,8 aufwiesen.

4.2 Diskussion der Studienergebnisse

4.2.1 Ergebnisse zum Vergleich der Bohrkanalabweichungen zwischen SicatEndo und CDX

Statistisch signifikante Unterschiede zwischen SicatEndo und CDX ergaben sich für die Messpunkte Bohrerspitze in der Raumrichtung oral-vestibulär, für die Winkelabweichung und die 3D-Abweichung. Dass sich nur in oral-vestibulärer Richtung aber nicht in mesial-distaler Richtung ein signifikanter Unterschied an der Bohrerspitze zeigte, erscheint auffällig. Gründe hierfür liegen möglicherweise im unterschiedlichen Schablonendesign. Die Abstützung der Bohrschablonen entlang des Zahnbogens, also in mesial-distaler Ausdehnung, erscheint für beide Systeme aufgrund ähnlich großer Ausdehnung als vergleichbar günstig. In vestibulär-oraler Richtung unterscheidet sich das Schablonendesign jedoch deutlich. SicatEndo fast mit Hilfe eines oralen Schildes den Alveolarfortsatz des zu behandelnden Kiefers großflächiger und generiert hier eine größere Abstützungsfläche als CDX. Da die oralen Flächen der Studienmodelle vollständig aus Prothesenkunststoff bestanden, sind sie nicht mit der Resilienz von humanem palatinalen Weichgewebe vergleichbar. Ob sich hier in vivo ähnlich signifikante Unterschiede zeigen, müssen weitere Vergleiche zeigen. Für die vergleichbar große Abweichung beider Systeme in mesial-distaler Richtung scheinen daher andere Fehlerquellen ursächlich. Hier muss vor allem das Spiel zwischen Bohrer und Bohrhülse angeführt werden (Zehnder et al. 2016). Eine Reduzierung des Spieles zwischen Bohrer und Bohrhülse würde zu einer höheren Reibung zwischen Bohrer und Hülse führen. Da während der Kalibrierungsbohrungen immer wieder ein leichtes Klemmen zu beobachten war, welches aber durch konsequente Überprüfung und Reinigung der Spahnräume beseitigt werden konnte, scheint dies nicht sinnvoll. Alternativ könnte die Höhe der Bohrhülse vergrößert und somit eine längere Führung generiert werden. Im Frontzahnggebiet ist hier sicherlich eine gewisse Varianz möglich. Sollen die Systeme aber auch in Prämolaren- und Molarenregionen eingesetzt werden bedingt der nach distal immer kleiner werdende Abstand zwischen den Zahnreihen des Ober- und Unterkiefers schon mit einer 5 mm hohen Bohrhülse

4 Diskussion

eine genaue Prüfung der Einschubrichtung des Bohrers. Eine längere Bohrhülse wäre in diesen Bereichen eher als ungünstiger zu betrachten.

Als weitere mögliche Ursache können die unterschiedlichen Fertigungsverfahren der Bohrschablonen und damit unterschiedliche Fertigungstoleranzen angeführt werden. Schablonen von CDX werden von der Firma Implantec im 3D-Druckverfahren erstellt. Schablonen der Firma Sicat werden gefräst. Hier sind auch die unterschiedlichen Schablonenmaterialien anzuführen. Ob sie sich in ihrer Härte und Flexibilität unterscheiden und ob dies eine Auswirkung auf die Ergebnisse hat, gilt es noch zu prüfen. Betrachtet man Wurzelquerschnitte von Unterkieferfrontzähnen, so stellen sich Wurzelaußenkontur und Kanal in vestibulär-oraler Ausdehnung länglich oval dar. Mesial und distal sind häufig Einziehungen auf der Wurzelaußenfläche zu erkennen (Hahn 2014). Aufgrund dieser anatomischen Gegebenheiten besonders an Unterkieferfrontzähnen scheint eine Abweichung in oral-vestibulärer Richtung im ermittelten Umfang eher tolerabel als in mesio-distaler Richtung.

Eine große Abweichung in einer Raumachse bedingt gleichzeitig auch eine Winkel- sowie eine 3D-Abweichung.

Abweichungen an den Messpunkten *Bohrerbasis* waren in allen erhobenen Messrichtungen nicht signifikant. Dies spricht für eine sehr genaue Umsetzung der virtuellen Planung und eine gute Passung der Bohrschablonen auf den Studienmodellen bei beiden Systemen.

Insgesamt sind die Ergebnisse für beide Systeme – verglichen mit bereits durchgeführten Studien (Connert et al. 2017; Zehnder et al. 2016) – als sehr exakt zu bewerten, wobei SicatEndo hier das genauere Ergebnis liefert.

4.2.2 Ergebnisse zum Vergleich des Arbeitsaufwandes zwischen CDX und SicatEndo

Bei der Messung des Arbeitsaufwandes für die Erstellung der virtuellen Planung stellten sich signifikante Unterschiede für die benötigten Mausklicks zwischen CDX und SicatEndo heraus.

Die Messgröße *Mausklicks* stellt für beide Softwaresysteme einen verlässlichen Messparameter dar, da die Planungen in beiden Softwareumgebungen mit dem Eingabegerät Maus erstellt werden können. Die Software SicatEndo gibt dem Behandler alle auszuführenden Arbeitsschritte strikt vor, während CDX die Systematik des Planungsablaufes nicht einschränkt. In SicatEndo sind hier insgesamt mehr Teilschritte und somit mehr Mausklicks notwendig als in CDX. SicatEndo lässt außerdem immer nur die Planung eines Bohrpfades zu, in CDX können alle zu planenden Bohrpfade in einem Arbeitsschritt ausgewählt werden. CDX nimmt hier an Hand der ausgewählten Zähne im Zahnbogen schon eine ungefähre Positionierung des Bohrers vor. Um in SicatEndo den Bohrfad positionieren zu können, werden immer die Zahnachse und eine Endoline benötigt. Dies sichert eine sehr genaue Positionierung des Bohrpfades, ist aber mit einer höheren Anzahl an Mausklicks verbunden.

Eine größere Anzahl an Mausklicks korreliert mit einer längeren Planungszeit. Bei einem Signifikanzniveau von 0,05 konnte ein signifikanter Unterschied zwischen CDX und SicatEndo gezeigt werden. Nach Bonferroni-Korrektur zeigten sich keine signifikanten Unterschiede. Die ermittelte Effektstärke nach Cohen zeigte hier jedoch einen großen Effekt für die Unterschiede in der Planungszeit. Aufgrund des sehr konservativen Korrekturverfahrens nach Bonferroni und des kleinen Stichprobenumfanges muss hier auch mit einem Fehler zweiter Art gerechnet werden. Für SicatEndo wird hier mehr Zeit für die Planung der Bohrpfade benötigt als in CDX. Die Planungszeit hängt aber auch von der Kompatibilität der Softwares mit der Computerhardware ab. Wie gut jede einzelne Software mit der verbauten Hardware arbeitet, ist nur sehr eingeschränkt beurteilbar. Allerdings muss dies bei dem Unterschied in den Planungszeiten mit in Betracht gezogen werden.

4.2.3 Ergebnisse zum Vergleich der Bohrkanalabweichungen zwischen Ober- und Unterkiefer

Der Vergleich der Bohrkanalabweichung zwischen Ober- und Unterkiefer zeigte erwartungsgemäß keine signifikanten Unterschiede. Tendenziell konnte jedoch für die Versuche an den Oberkieferstudienmodellen eine größere Abweichung der Bohrpfade an der Bohrerspitze bei nahezu identischer Winkelabweichung gezeigt werden. Dies ist auf die größere Wegstrecke des Bohrers bis zum Erreichen der apikalen Kanalanteile in Oberkieferstudienzähnen zurückzuführen (siehe Abb. 63). Bei identischem Winkel ist die Abweichung bei zunehmender Bohrpfadlänge aufgrund geometrischer Gesetzmäßigkeiten größer. Dies bedeutet ein vergleichbar exaktes Ergebnis für Ober- und Unterkieferplanungen.

5 Zusammenfassung und klinische Relevanz

Ziel dieser In-vitro-Studie war es die momentan auf dem Markt erhältlichen Softwaresysteme zur schablonengeführten Trepanation, SicatEndo und CDX, hinsichtlich ihrer Genauigkeit und ihres benötigten Arbeitsaufwandes zu vergleichen. Hierfür wurden pro Versuchsgruppe insgesamt 16 Planungen an jeweils acht 3D-gedruckten Oberkieferfrontzähnen und acht 3D-gedruckten Unterkieferfrontzähnen durchgeführt. Alle Planungen erfolgten auf Grundlage eines präoperativen DVTs überlagert mit einem Oberflächenscan. Die Planungen wurden an SicatEndo und Implantec für die Fertigung der Bohrschablonen übermittelt. Anschließend folgte die Versuchsdurchführung nach einem standardisierten Versuchsprotokoll und endete mit der Anfertigung eines postoperativen DVTs. Die Auswertung erfolgte durch Überlagerung der prä- und postoperativen DVTs mit Hilfe des Auswertungstools Behandlungsauswertung in CDX.

Der Arbeitsaufwand für alle Planungen wurde in Zeit und Mausklicks bestimmt. Hierzu wurde das Programm ClickCount 1.1 verwendet.

Es zeigte sich, dass SicatEndo an dem Messpunkt Bohrerspitze in der Raumrichtung oral-vestibulär, für die Winkelabweichung und die 3D-Abweichung im Vergleich zu CDX signifikant genauere Ergebnisse lieferte. Der ermittelte Arbeitsaufwand zur Planung der Bohrpfade war für SicatEndo signifikant höher.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass SicatEndo eine genauere schablonengeführte Trepanation ermöglicht, dies aber mit einem höheren Planungsaufwand verbunden ist.

Klinisch betrachtet dürften beide Softwaresysteme präzise Bohrergergebnisse mit einem gemäß dieser In-vitro-Untersuchung tendenziellen Vorteil für SicatEndo liefern. Die klinische Relevanz dieses Unterschieds kann hier jedoch nicht abschließend geklärt werden. Aufgrund der definierten Arbeitsschritte während der Planung und der nochmaligen externen Überprüfung des geplanten Bohrpades liefert SicatEndo dem praktisch tätigen Zahnarzt ein sehr

5 Zusammenfassung und klinische Relevanz

verlässliches System. CDX ermöglicht im Vergleich zu SicatEndo die Verwendung von DICOM-Daten aller gängiger DVT-Hersteller und eine freie Positionierung des Bohrpfades. Allerdings ist die Bedienung des Programmes komplexer als bei SicatEndo. Da eine externe Überprüfung der Bohrfadplanung nicht erfolgt, besteht für den Behandler prinzipiell ein höheres Risiko für fehlerhafte Planungen.

6 Literaturverzeichnis

- AAE and AAOMR joint position statement: Use of cone beam computed tomography in endodontics 2015 update. 2015. *J Endod.* 41(9):1393-1396.
- Abbott P. 2004. Classification, diagnosis and clinical manifestations of apical periodontitis. *Endodontic Topics.* (8):36-54.
- Aktan AM, Yildirim C, Karataslioglu E, Ciftci ME, Aksoy F. 2016. Effects of voxel size and resolution on the accuracy of endodontic length measurement using cone beam computed tomography. *Ann Anat.* 208:96-102.
- Al-Sudani DI, Basudan SO. 2017. Students' perceptions of pre-clinical endodontic training with artificial teeth compared to extracted human teeth. *Eur J Dent Educ.* 21(4):e72-e75.
- Andreasen FM. 1989. Pulpal healing after luxation injuries and root fracture in the permanent dentition. *Endod Dent Traumatol.* 5(3):111-131.
- Andreasen FM, Kahler B. 2015. Pulpal response after acute dental injury in the permanent dentition: Clinical implications-a review. *J Endod.* 41(3):299-308.
- Andreasen FM, Zhijie Y, Thomsen BL, Andersen PK. 1987. Occurrence of pulp canal obliteration after luxation injuries in the permanent dentition. *Endod Dent Traumatol.* 3(3):103-115.
- Andreasen JO. 1970. Luxation of permanent teeth due to trauma. A clinical and radiographic follow-up study of 189 injured teeth. *Scandinavian journal of dental research.* 78(3):273-286.
- Bjorndal L. 2008. The caries process and its effect on the pulp: The science is changing and so is our understanding. *J Endod.* 34(7 Suppl):S2-5.
- Bjorndal L, Darvann T. 1999. A light microscopic study of odontoblastic and non-odontoblastic cells involved in tertiary dentinogenesis in well-defined cavitated carious lesions. *Caries Res.* 33(1):50-60.
- Brullmann D, Schulze R KW. 2015. Spatial resolution in cbct machines for dental/maxillofacial applications-what do we know today? *Dento maxillo facial radiology.* 44(1):20140204.
- Buchgreitz J, Buchgreitz M, Mortensen D, Bjorndal L. 2016. Guided access cavity preparation using cone-beam computed tomography and optical surface scans - an ex vivo study. *Int Endod J.* 49(8):790-795.

- Bystrom A, Happonen RP, Sjogren U, Sundqvist G. 1987. Healing of periapical lesions of pulpless teeth after endodontic treatment with controlled asepsis. *Endod Dent Traumatol.* 3(2):58-63.
- Cohen J. 1977. *Statistical power analysis for the behavioral sciences.* Academic Press. 2.
- Connert T, Hulber JM, Godt A, Lost C, ElAyouti A. 2014. Accuracy of endodontic working length determination using cone beam computed tomography. *Int Endod J.* 47(7):698-703.
- Connert T, Krug R, Eggmann F, Emsermann I, ElAyouti A, Weiger R, Kuhl 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(3):327-331.
- Connert T, Zehnder MS, Amato M, Weiger R, Kuhl 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(2):247-255.
- Connert T, Zehnder MS, Weiger R, Kuhl S, Krastl G. 2017. Microguided endodontics: Accuracy of a miniaturized technique for apically extended access cavity preparation in anterior teeth. *J Endod.*
- Craig RG, Peyton FA. 1958. The micro-hardness of enamel and dentin. *Journal of dental research.* 37(4):661-668.
- Cvek M, Granath L, Lundberg M. 1982. Failures and healing in endodontically treated non-vital anterior teeth with posttraumatically reduced pulpal lumen. *Acta Odontol Scand.* 40(4):223-228.
- dos S Luz D, de S Ourique F, Scarparo RK, Vier-Pelisser FV, Morgental RD, Waltrick SBG, de Figueiredo JAP. 2015. Preparation time and perceptions of brazilian specialists and dental students regarding simulated root canals for endodontic teaching: A preliminary study. *J Dent Educ.* 79(1):56-63.
- Eren B, Onay EO, Ungor M. 2018. Assessment of alternative emergency treatments for symptomatic irreversible pulpitis: A randomized clinical trial. *Int Endod J.* 51 Suppl 3:e227-e237.
- European Society of Endodontology. 2006. Quality guidelines for endodontic treatment: Consensus report of the european society of endodontology. *Int Endod J.* 39(12):921-930.
- Farzaneh M, Abitbol S, Lawrence HP, Friedman S, Toronto S. 2004. Treatment outcome in endodontics-the toronto study. Phase ii: Initial treatment. *J Endod.* 30(5):302-309.

- Fedorowicz Z, Nasser M, Sequeira-Byron P, de Souza RF, Carter B, Heft M. 2012. Irrigants for non-surgical root canal treatment in mature permanent teeth. *Cochrane Database Syst Rev.* (9):CD008948.
- Fleig S, Attin T, Jungbluth H. 2017. Narrowing of the radicular pulp space in coronally restored teeth. *Clin Oral Investig.* 21(4):1251-1257.
- Galler KM, Grubmuller V, Schlichting R, Widbiller M, Eidt A, Schuller C, Wolflick M, Hiller KA, Buchalla W. 2019. Penetration depth of irrigants into root dentine after sonic, ultrasonic and photoacoustic activation. *Int Endod J.*
- Gazzaneo I, Vieira GCS, Perez AR, Alves FRF, Goncalves LS, Mdala I, Siqueira JF, Jr., Rocas IN. 2019. Root canal disinfection by single- and multiple-instrument systems: Effects of sodium hypochlorite volume, concentration, and retention time. *J Endod.* 45(6):736-741.
- Gröndahl H-G. 2004. Radiographic manifestations of periapical inflammatory lesions. *Endodontic Topics.* 8:55-67.
- Hahn F. 2014. Darstellung von Wurzel- und Wurzelkanalanatomie im Zahnfilm-Röntgenbild bei Prämolaren und Frontzähnen. Inaugural - Dissertation.
- Hargreaves KM. 2002. Local anesthetic failure in endodontics: Mechanisms and management. *Endodontic Topics.* (1):26-39.
- Holcomb JB, Gregory WB, Jr. 1967. Calcific metamorphosis of the pulp: Its incidence and treatment. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology.* 24(6):825-830.
- Jacobsen I, Kerekes K. 1977. Long-term prognosis of traumatized permanent anterior teeth showing calcifying processes in the pulp cavity. *Scand J Dent Res.* 85(7):588-598.
- Jorge EG, Tanomaru-Filho M, Goncalves M, Tanomaru JMG. 2008. Detection of periapical lesion development by conventional radiography or computed tomography. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics.* 106(1):e56-61.
- Kernen F, Benic GI, Payer M, Schar A, Muller-Gerbl M, Filippi A, Kuhl S. 2015. Accuracy of three-dimensional printed templates for guided implant placement based on matching a surface scan with cbct. *Clin Implant Dent Relat Res.*
- Kerschbaum T. 1979. Zum Risiko durch Überkronung. *DZZ.* (34):740-743.
- Kiefner P, Connert T, ElAyouti A, Weiger R. 2017. Treatment of calcified root canals in elderly people: A clinical study about the accessibility, the time needed and the outcome with a three-year follow-up. *Gerodontology.* 34(2):164-170.

- Kim DM, Bassir SH. 2017. When is cone-beam computed tomography imaging appropriate for diagnostic inquiry in the management of inflammatory periodontitis? An american academy of periodontology best evidence review. *Journal of periodontology*. 88(10):978-998.
- Krastl G, Zehnder MS, Connert T, Weiger R, Kuhl S. 2016. Guided endodontics: A novel treatment approach for teeth with pulp canal calcification and apical pathology. *Dent Traumatol*. 32(3):240-246.
- Krishan R, Paque F, Ossareh A, Kishen A, Dao T, Friedman S. 2014. Impacts of conservative endodontic cavity on root canal instrumentation efficacy and resistance to fracture assessed in incisors, premolars, and molars. *J Endod*. 40(8):1160-1166.
- Kühl S, Payer M, Zitzmann NU, Lambrecht JT, Filippi A. 2015. Technical accuracy of printed surgical templates for guided implant surgery with the codiagnostix software. *Clin Implant Dent Relat Res*. 17 Suppl 1:e177-182.
- Kühl S, Zurcher S, Mahid T, Muller-Gerbl M, Filippi A, Cattin P. 2013. Accuracy of full guided vs. Half-guided implant surgery. *Clin Implant Dent Relat Res*. 24(7):763-769.
- Lang T, Engel K, Zollorsch A, Gängler P. 2017. In-vitro Testung einer innovativen Software zum geführten endodontischen Zugang. *DZZ*. 72(5):Abstract No. 1808.
- Lauridsen E, Hermann NV, Gerds TA, Ahrensburg SS, Kreiborg S, Andreasen JO. 2012a. Combination injuries 1. The risk of pulp necrosis in permanent teeth with concussion injuries and concomitant crown fractures. *Dent Traumatol*. 28(5):364-370.
- Lauridsen E, Hermann NV, Gerds TA, Ahrensburg SS, Kreiborg S, Andreasen JO. 2012b. Combination injuries 2. The risk of pulp necrosis in permanent teeth with subluxation injuries and concomitant crown fractures. *Dent Traumatol*. 28(5):371-378.
- Lauridsen E, Hermann NV, Gerds TA, Ahrensburg SS, Kreiborg S, Andreasen JO. 2012c. Combination injuries 3. The risk of pulp necrosis in permanent teeth with extrusion or lateral luxation and concomitant crown fractures without pulp exposure. *Dent Traumatol*. 28(5):379-385.
- Lee KY, Cho JW, Chang NY, Chae JM, Kang KH, Kim SC, Cho JH. 2015. Accuracy of three-dimensional printing for manufacturing replica teeth. *Korean J Orthod*. 45(5):217-225.

- Leonardi Dutra K, Haas L, Porporatti AL, Flores-Mir C, Nascimento Santos J, Mezzomo LA, Correa M, De Luca Canto G. 2016. Diagnostic accuracy of cone-beam computed tomography and conventional radiography on apical periodontitis: A systematic review and meta-analysis. *J Endod.* 42(3):356-364.
- Liang X, Liao W, Cai H, Jiang S, Chen S. 2018. 3d-printed artificial teeth: Accuracy and application in root canal therapy. *J Biomed Nanotechnol.* 14(8):1477-1485.
- Marquis VL, Dao T, Farzaneh M, Abitbol S, Friedman S. 2006. Treatment outcome in endodontics: The toronto study. Phase iii: Initial treatment. *J Endod.* 32(4):299-306.
- Mass E, Zilberman U. 2011. Long-term radiologic pulp evaluation after partial pulpotomy in young permanent molars. *Quintessence Int.* 42(7):547-554.
- McCabe PS, Dummer PM. 2012. Pulp canal obliteration: An endodontic diagnosis and treatment challenge. *Int Endod J.* 45(2):177-197.
- Oginni AO, Adekoya-Sofowora CA, Kolawole KA. 2009. Evaluation of radiographs, clinical signs and symptoms associated with pulp canal obliteration: An aid to treatment decision. *Dent Traumatol.* 25(6):620-625.
- Ordinola-Zapata R, Bramante CM, Versiani MA, Moldauer BI, Topham G, Gutmann JL, Nunez A, Duarte MAH, Abella F. 2017. Comparative accuracy of the clearing technique, cbct and micro-ct methods in studying the mesial root canal configuration of mandibular first molars. *Int Endod J.* 50(1):90-96.
- Pashley D, Okabe A, Parham P. 1985. The relationship between dentin microhardness and tubule density. *Endod Dent Traumatol.* 1(5):176-179.
- Plotino G, Grande NM, Isufi A, Ioppolo P, Pedulla E, Bedini R, Gambarini G, Testarelli L. 2017. Fracture strength of endodontically treated teeth with different access cavity designs. *J Endod.* 43(6):995-1000.
- Reymus M, Fotiadou C, Kessler A, Heck K, Hickel R, Diegritz C. 2019. 3d printed replicas for endodontic education. *Int Endod J.* 52(1):123-130.
- Ricucci D, Loghin S, Lin LM, Spangberg LS, Tay FR. 2014. Is hard tissue formation in the dental pulp after the death of the primary odontoblasts a regenerative or a reparative process? *J Dent.* 42(9):1156-1170.
- Ricucci D, Russo J, Rutberg M, Burlison JA, Spangberg LSW. 2011. A prospective cohort study of endodontic treatments of 1,369 root canals: Results after 5 years. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology, oral radiology, and endodontics.* 112(6):825-842.

- Ricucci D, Siqueira JF, Jr., Loghin S, Lin LM. 2017. Pulp and apical tissue response to deep caries in immature teeth: A histologic and histobacteriologic study. *J Dent.* 56:19-32.
- Robertson A, Andreasen FM, Bergenholtz G, Andreasen JO, Noren JG. 1996. Incidence of pulp necrosis subsequent to pulp canal obliteration from trauma of permanent incisors. *J Endod.* 22(10):557-560.
- Rosenberg PA. 2002. Clinical strategies for managing endodontic pain. *Endodontic Topics.* (3):78-92.
- Sayegh FS, Reed AJ. 1968. Calcification in the dental pulp. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology.* 25(6):873-882.
- Schilder H. 1974. Cleaning and shaping the root canal. *Dent Clin North Am.* 18(2):269-296.
- Schwindling FS, Waldecker M, Rammelsberg P, Rues S, Bomicke W. 2018. Tooth substance removal for ceramic single crown materials-an in vitro comparison. *Clin Oral Invest.*
- Sigurdsson A. 2003. Pulpal diagnosis. *Endodontic Topics.* (5):12-25.
- Sjögren U, Figdor D, Spangberg L, Sundqvist G. 1991. The antimicrobial effect of calcium hydroxide as a short-term intracanal dressing. *Int Endod J.* 24(3):119-125.
- Sonmez G, Koc C, Kamburoglu K. 2018. Accuracy of linear and volumetric measurements of artificial err cavities by using cbct images obtained at 4 different voxel sizes and measured by using 4 different software: An ex vivo research. *Dento maxillo facial radiology.* 47(8):20170325.
- Spin-Neto R, Gotfredsen E, Wenzel A. 2013. Impact of voxel size variation on cbct-based diagnostic outcome in dentistry: A systematic review. *J Digit Imaging.* 26(4):813-820.
- Stalhane I, Hedegard B. 1975. Traumatized permanent teeth in children aged 7-15 years. *Sven Tandlak Tidskr.* 68(5):157-169.
- Tchorz JP, Poxleitner PJ, Stampf S, Patzelt SBM, Rottke D, Hellwig E, Altenburger MJ. 2014. The use of cone beam computed tomography to predetermine root canal lengths in molar teeth: A comparison between two-dimensional and three-dimensional measurements. *Clin Oral Invest.* 18(4):1129-1133.
- Tjaderhane L. 2002. The mechanism of pulpal wound healing. *Aust Endod J.* 28(2):68-74.

- Tolentino ED, Amoroso-Silva PA, Alcalde MP, Honorio HM, Iwaki LCV, Rubira-Bullen IRF, Hungaro-Duarte MA. 2018. Accuracy of high-resolution small-volume cone-beam computed tomography in detecting complex anatomy of the apical isthmi: Ex vivo analysis. *J Endod.* 44(12):1862-1866.
- Vertucci FJ. 1984. Root canal anatomy of the human permanent teeth. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology.* 58(5):589-599.
- Walther W, Klaiber B, Heners M. 1984. Vergleichende histologische Untersuchungen nach Präparation mit unterschiedlichen Techniken. *DZZ.* (39):787-790.
- Warkentin M, Freyse C, Specht O, Behrend D, Maletz R, Janda R, Ottl P. 2018. Correlation of ultrasound microscopy and vickers hardness measurements of human dentin and enamel - a pilot study. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 34(7):1036-1040.
- Watts DC, McCabe JF. 1999. Aluminium radiopacity standards for dentistry: An international survey. *J Dent.* 27(1):73-78.
- Wilcox LR, Roskelley C, Sutton T. 1997. The relationship of root canal enlargement to finger-spreader induced vertical root fracture. *J Endod.* 23(8):533-534.
- Willems G, Noack MJ, Inokoshi S, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Braem M, Roulet JF, Vanherle G. 1991. Radiopacity of composites compared with human enamel and dentine. *J Dent.* 19(6):362-365.
- Zach L, Cohen G. 1965. Pulp response to externally applied heat. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology.* 19:515-530.
- Zehnder MS, Connert T, Weiger R, Krastl G, Kuhl S. 2016. Guided endodontics: Accuracy of a novel method for guided access cavity preparation and root canal location. *Int Endod J.* 49(10):966-972.

7 Anhang

7.1 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Mit der 3D-Modelling Software Blender erzeugte Probenkörper zu sechs Gruppen angeordnet mit von links nach rechts ansteigenden Neigungswinkeln um 10° der Bohrpfadeintrittsfläche	11
Abb. 2:	Beispiel für die korrekte Ausrichtung des im Probenzylinder positionierten Bohrers mit Bohrhülse (a), endgültig erstellte Bohrschablone für sechs Probenzylinder mit einem Winkel von 60° der Bohreintrittsfläche (b)	13
Abb. 3:	Überlagerung von DICOM und STL-Datensatz durch Auswahl von mindestens 3 identischen Regionen in SicatEndo (a) und CDX (b)	18
Abb. 4:	Kontrolle einer präzisen Datenüberlagerung von 3D-Bildgebung und Oberflächenscan in sagittaler, tangentialer und axialer Ebene in der Software SicatEndo (a) und CDX(b)	19
Abb. 5:	Virtuelle Planung eines Bohrpfads an einem Inzisivus mit rot markierter idealer Achse in der Transversalebene	20
Abb. 6:	Setzen der Endoline (rot) mit Hilfe von Fixpunkten (gelb) am ausgewählten Zahn 12.....	21
Abb. 7:	Kontrolle und Korrektur der Endoline (rot) durch Verschieben der Fixpunkte (gelb) in allen drei Raumebenen.	21
Abb. 8:	Kontrolle der Endoline in der 3D-Ansicht. Durch Rotation des Modells in allen Achsen kann der korrekte Verlauf der geplanten Endoline von allen Seiten begutachtet werden.	22
Abb. 9:	Hinzufügen eines orthograden Bohrkanales (rot) mit Bohrhülse (orange) an Zahn 12	23

Abb. 10:	(a) Einstellen der Bohrkanaltiefe, (b) Korrektur der Hülssenposition mit Sicherheitsabstand zur Schneidekante. Für eine sichere Positionierung und bessere Kontrolle können die Fenster der einzelnen Ebenen separat angewählt werden.....	23
Abb. 11:	Kontrolle der Bohrtiefe und Achsenkorrektur in allen drei Raumebenen, der Bohrkanal (rot) soll den apikal verbliebenen Wurzelkanal (grau) zentriert umschließen.....	24
Abb. 12:	Kontrolle des geplanten Bohrkanales in der 3D-Ansicht, um den Verlauf des geplanten Bohrkanals durch Drehen des Modells aus allen Blickrichtungen hinsichtlich Perforationen und Achsabweichungen zu überprüfen.....	25
Abb. 13:	3D-Ansicht einer fertig erstellten Planung an vier Unterkieferfrontzähnen. In der rechten Spalte befindet sich eine Übersicht zu rekonstruierter Kanallänge, Bohrkanaltiefe ab krestaler Bohrhülssenschulter und geplantem Durchmesser.....	25
Abb. 14:	Kontrolle der korrekten Ausrichtung und Überlagerung der DICOM- (braun) und STL-Datensätze (lila) in den drei Raumebenen in der 3D-Ansicht.....	27
Abb. 15:	Ausrichten eines virtuellen spezifischen Bohrers (hier: entsprechend den Dimensionen eines Steco-Bohrers mit 1 mm Durchmesser) zum Erschließen des apikalen Wurzelkanalanteils von Zahn 12. Die abgebildeten Raumebenen können für eine exakte Positionierung einzeln angewählt werden.....	27
Abb. 16:	Kontrolle einer korrekt positionierten Bohrerachse in der Sagittalebene.....	28
Abb. 17:	Kontrolle einer korrekt positionierten Bohrerachse in der Axialebene mit einem angeschnittenem Wurzelkanal, der sich zentral im blauen Kreis (innerhalb der Ausdehnung des Bohrers) befindet.	28

Abb. 18:	Visualisierung der Bohrerausrichtung in Relation zur Zahnachse und der integrierten Bohrhülsen mit ausreichendem Abstand zwischen Schneidekante und Hülsenunterkante an vier oberen Inzisivi mit simulierten Obliterationen in den koronalen Wurzelkanalanteilen am Modell	29
Abb. 19:	Definition von Arealen der Bohrschablonenausdehnung auf dem Studienmodell	30
Abb. 20:	Prototyp einer Bohrschablone mit vestibulär integrierten Sichtfenstern und materialverstärkten inzisalen Arealen in den Bereichen der Bohrhülsen	30
Abb. 21:	3D-Ansicht einer fertig gestalteten Schablone an einem Oberkieferstudienmodell	31
Abb. 22:	3D-Animation einer abgeschlossenen Planung der Bohrpfade an vier unteren Inzisivi für ein Unterkieferstudienmodell mit Design einer Schablone. Das Modell kann in alle Raumrichtungen gedreht und bewegt werden.	31
Abb. 23:	Materialien für die endodontische Behandlung mit Schablonen geführter Trepanation: Endomessblock, Interim-Stand mit K-Handfeilen ISO 10 (Längen 21 mm und 25 mm), Kariesdetektor im Dappenglas, Luerlockspritze 5 ml mit H ₂ O-Spülflüssigkeit, diamantierte Walze, Steco-Bohrer Endoseal lang	36
Abb. 24:	Phantomkopf KaVo mit bereits auf Frasco-Modellhalter fixiertem Studienmodell und eingesetzter Bohrschablone	36
Abb. 25:	(a) Kontrolle der adäquaten Position der Bohrschablone, (b) Markierung des Bohrereintrittspunkts mittels eingefärbter Bohrerspitze, (c) Farbmarkierung des idealen Eintrittspunkts auf dem bereits angelegten Plateau in der Inzisalkante an Zahn 12.....	37

Abb. 26:	Unterkiefermodell (a) und Oberkiefermodell (b) mit bereits angelegten Bohrkanälen, die Bohrungen liegen weitgehend zentral in den vorpräparierten Plateaus auf Höhe der Inzisalkanten.....	37
Abb. 27:	Schematische Darstellung zur Berechnung des Winkels α mit Hilfe der Arkustangensfunktion. (a) Ankathete, (b) Gegenkathete.	38
Abb. 28:	Schematische Darstellung zur Berechnung Gegenkathete. Addition der Streckenlängen bei unterschiedlichen Vorzeichen(links). Subtraktion der Streckenlängen bei gleichen Vorzeichen(rechts)	39
Abb. 29:	Fertige Auswertung einer Zylinderprobenreihe. Virtuell geplante Bohrung blau und entlang des Bohrkanals neu ausgerichtete Bohrer rot	39
Abb. 30:	Schematische Darstellung zur Veranschaulichung der zur Berechnung der Vektorlänge verwendeten Punkte. Geplanter Bohrfad (a), tatsächlicher Bohrfad (b), von den Endpunkten der Bohrfade (a) und (b) aufgespannter Vektor (V).....	41
Abb. 31:	Bereits überlagerte prä- und postoperative DICOM-Dateien eines Unterkieferstudienmodells.....	41
Abb. 32:	Sagittale(a) und transversale (b) Kontrolle des korrekt in Länge und Achse in den Bohrkanal positionierten virtuellen Bohrers	42
Abb. 33:	Axiale Kontrolle des korrekt in den Bohrkanal positionierten virtuellen Bohrers. Der Bohrkanal (schwarz) muss zentral im roten Kreis zu liegen kommen.....	42
Abb. 34:	3D-Modell einer fertigen Auswertung von einem mit CDX geplanten Studienmodell. Der rote Bohrer (tatsächliche Bohrung) wurde hierbei über den blauen Bohrer (geplante Bohrung) gelegt. Zur besseren Übersicht kann das Frontzahnsegment ausgeblendet und so die Abweichung	

	zwischen geplantem (blau) und tatsächlichem Bohrerlauf (rot) sehr gut visualisiert werden.....	43
Abb. 35:	In CDX importierte Bohrschablone (a), bereits mit Frontzahnsegment überlagerte Bohrschablone (b)	44
Abb. 36:	Ausrichten des Steco-Bohrers im Bohrkanal der SicatEndo-Bohrschablone in allen drei Raumebenen	44
Abb. 37:	Fertig in CDX überführte SicatEndo-Planung	45
Abb. 38:	Fertige Behandlungsauswertung für vier mit SicatEndo geplante Bohrungen. Die blauen Bohrer entsprechen der virtuellen Planung, die roten Bohrer dem Verlauf des tatsächlichen Bohrkanals.....	45
Abb. 39:	Querschnitt eines Probenzylinders mit Bohrschablone und eingezeichneten Hilfslinien. (α) Winkel zwischen Bohrkanaleintrittsfläche (a) und Tischebene (b), (β) Winkel zwischen geplantem (c) und tatsächlichem Bohrfad (d)	47
Abb. 40:	Boxplot zur Darstellung der Winkelabweichung des Bohrkanals bei zunehmender Neigung der Bohrkanaleintrittsfläche.....	48
Abb. 41:	Koordinatensystem zur Darstellung der Bohrkanalabweichung an Bohrerbasis (grau) und Bohrerspitze (orange) für alle mit CDX geplanten Oberkiefermodelle. Der ideale Bohrkanal entspricht dem Schnittpunkt der x- und y-Achse.	51
Abb. 42:	Koordinatensystem zur Darstellung der Bohrkanalabweichung an Bohrerbasis (orange) und Bohrerspitze (grau) für alle mit CDX geplanten Unterkiefermodelle. Der ideale Bohrkanal entspricht dem Schnittpunkt der x- und y-Achse.	51
Abb. 43:	Koordinatensystem zur Darstellung der Bohrkanalabweichung an Bohrerbasis (blau) und Bohrerspitze (orange) für alle mit SicatEndo geplanten	

	Oberkiefermodelle. Der ideale Bohrkanal entspricht dem Schnittpunkt der x- und y-Achse.	52
Abb. 44:	Koordinatensystem zur Darstellung der Bohrkanalabweichung an Bohrerbasis (blau) und Bohrerspitze (orange) für alle mit SicatEndo geplanten Unterkiefermodelle. Der ideale Bohrkanal entspricht dem Schnittpunkt der x- und y-Achse.	52
Abb. 45:	Boxplot zur Darstellung der mesial-distalen Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für CDX und SicatEndo.	53
Abb. 46:	Boxplot zur Darstellung der oral-vestibulären Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für CDX und SicatEndo.	54
Abb. 47:	Boxplot zur Darstellung der mesial-distalen Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für die Software CDX und SicatEndo.	55
Abb. 48:	Boxplot zur Darstellung der oral-vestibulären Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für die Software CDX und SicatEndo.	56
Abb. 49:	Boxplot zur Darstellung der coronal-apikalen Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für CDX und SicatEndo.	57
Abb. 50:	Boxplot zur Darstellung der Winkelabweichung zwischen virtueller Planung und erfolgter Bohrung am Studienmodell für CDX und SicatEndo.	58
Abb. 51:	Boxplot zur Darstellung der dreidimensionalen Abweichung der Bohrerspitze von der virtuellen Planung für CDX und SicatEndo.	59
Abb. 52:	Boxplot zur Darstellung der benötigten Planungszeit für die Bohrkanalplanungen der Software CDX und SicatEndo. Gemessen wurde jeweils die benötigte Zeit für die Planung der Bohrpfade eines Studienmodells.	61
Abb. 53:	Boxplot zur Darstellung des benötigten Arbeitsaufwands für die Bohrkanalplanungen der Software CDX und SicatEndo.	

	Gemessen wurden jeweils die Mausklicks für die Planung der Bohrungen eines Studienmodells.	62
Abb. 54:	Boxplot zur Darstellung der mesial-distalen Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für OK und UK.....	64
Abb. 55:	Boxplot zur Darstellung der oral-vestibulären Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für OK und UK.....	65
Abb. 56:	Boxplot zur Darstellung der mesial-distalen Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für OK und UK.....	66
Abb. 57:	Boxplot zur Darstellung der oral-vestibulären Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für OK und UK.....	67
Abb. 58:	Boxplot zur Darstellung der coronal-apikalen Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für OK und UK.....	68
Abb. 59:	Boxplot zur Darstellung der Winkelabweichung zwischen virtueller Planung und erfolgter Bohrung am Studienmodell für OK und UK.....	69
Abb. 60:	Boxplot zur Darstellung der dreidimensionalen Abweichung der Bohrerspitze von der virtuellen Planung für OK und UK.....	70

7.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Formel zur Berechnung der 3D-Abweichung (V = Vektor) an der Bohrerspitze. Für die Variablen x , y , und z wurden jeweils die Abweichungen an der Bohrerspitze in coronal-apikaler, mesial-distaler und oral-vestibulärer Richtung eingesetzt.....	40
Tabelle 2:	Gesamtprobenanzahl $n=36$, Probenanzahl pro Fallgruppe $n=6$, negative Vorzeichen stellen eine Abweichung gegen die Richtung der Schrägfläche dar, positive Vorzeichen stellen eine Abweichung in Richtung der Schrägfläche dar.....	48
Tabelle 3:	Deskriptive Darstellung der mesial-distalen Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für CDX und SicatEndo.....	53

Tabelle 4:	Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrerbasis in mesio-distaler Richtung zwischen CDX und SicatEndo	53
Tabelle 5:	Deskriptive Darstellung der oral-vestibulären Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für CDX und SicatEndo.....	54
Tabelle 6:	Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrerbasis in oral-vestibulärer Richtung zwischen CDX und SicatEndo	54
Tabelle 7:	Deskriptive Darstellung der mesial-distalen Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für die Software CDX und SicatEndo.....	55
Tabelle 8:	Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrerspitze in mesio-distaler Richtung zwischen CDX und SicatEndo.	55
Tabelle 9:	Deskriptive Darstellung der oral-vestibulären Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für die Software CDX und SicatEndo.....	56
Tabelle 10:	Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrerspitze in oral-vestibulärer Richtung zwischen CDX und SicatEndo.	56
Tabelle 11:	Deskriptive Darstellung der coronal-apikalen Abweichung auf Höhe der Bohrerspitze für CDX und SicatEndo.....	57
Tabelle 12:	Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrerspitze in koronal-apikaler Richtung zwischen CDX und SicatEndo.	57
Tabelle 13:	Deskriptive Darstellung der Winkelabweichung zwischen virtueller Planung und erfolgter Bohrung am Studienmodell für CDX und SicatEndo.....	58
Tabelle 14:	Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Winkelabweichung zwischen virtueller Planung und erfolgter Bohrung am Studienmodell zwischen CDX und SicatEndo.....	58

Tabelle 15:	Deskriptive Darstellung der dreidimensionalen Abweichung der Bohrspitze von der virtuellen Planung für CDX und SicatEndo.....	59
Tabelle 16:	Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der 3D-Abweichung an der Bohrspitze zwischen CDX und SicatEndo.....	59
Tabelle 17:	Deskriptive Darstellung der benötigten Planungszeit für die Bohrkanalplanungen der Software CDX und SicatEndo. Gemessen wurde jeweils die benötigte Zeit für die Planung der Bohrpfade eines Studienmodells (4 Inzisivi).....	61
Tabelle 18:	Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Planungszeit zwischen CDX und SicatEndo.....	61
Tabelle 19:	Deskriptive Darstellung des benötigten Arbeitsaufwandes gemessen in Mausclicks für die Software CDX und SicatEndo. Gemessen wurden jeweils die Mausclicks für die Planung der Bohrungen eines Studienmodells.	62
Tabelle 20:	Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Summe der benötigten Mausclicks zwischen CDX und SicatEndo.....	62
Tabelle 21:	Deskriptive Darstellung der mesial-distalen Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für OK und UK	64
Tabelle 22:	Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrerbasis in mesio-distaler Richtung zwischen OK und UK.	64
Tabelle 23:	Deskriptive Darstellung der oral-vestibulären Abweichung auf Höhe der Bohrerbasis für OK und UK.....	65
Tabelle 24:	Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrerbasis in oral-vestibulärer Richtung zwischen OK und UK.....	65
Tabelle 25:	Deskriptive Darstellung der mesial-distalen Abweichung auf Höhe der Bohrspitze für OK und UK.....	66

Tabelle 26:	Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrspitze in mesio-distaler Richtung zwischen OK und UK.....	66
Tabelle 27:	Deskriptive Darstellung der oral-vestibulären Abweichung auf Höhe der Bohrspitze für OK und UK.....	67
Tabelle 28:	Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrspitze in oral-vestibulärer Richtung zwischen OK und UK.....	67
Tabelle 29:	Deskriptive Darstellung der coronal-apikalen Abweichung auf Höhe der Bohrspitze für OK und UK.....	68
Tabelle 30:	Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Abweichung an der Bohrspitze in coronal-apikaler Richtung zwischen OK und UK.....	68
Tabelle 31:	Deskriptive Darstellung der Winkelabweichung zwischen virtueller Planung und erfolgter Bohrung am Studienmodell für OK und UK.....	69
Tabelle 32:	Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der Winkelabweichung von geplantem Bohrkanal zu gebohrtem Kanal zwischen OK und UK.....	69
Tabelle 33:	Deskriptive Darstellung der dreidimensionalen Abweichung der Bohrspitze von der virtuellen Planung für OK und UK.....	70
Tabelle 34:	Ergebnis der Signifikanzprüfung auf Unterschiede in der 3D-Abweichung an der Bohrspitze Richtung zwischen OK und UK.....	70

7.3 Herstellerverzeichnis

Bohrer	Endoseal lang (Durchmesser 1mm, Länge 28mm) steco-system-technik GmbH & Co.KG 22529 Hamburg, Deutschland
Bohrhülse	Titan-Innenhülse für Endodontie :(Höhe 5mm, Innendurchmesser 1mm, Außendurchmesser 3,5mm) steco-system-technik GmbH & Co.KG 22529 Hamburg, Deutschland
Bohrpfadmarkierung	Caries Detektor Kuraray Europe GmbH 65795 Hattersheim am Main, Deutschland
Dentale Einheit	KaVo Estetica E70 KaVo Dental GmbH 88400 Biberach, Deutschland
Diamantschleifer	Walze (LOT: 845KRD 314 025) Komet Dental Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG 32675 Lemgo, Deutschland

7 Anhang

3D-Drucker	Objet30 Prime Stratasys Ltd. Eden Prairie, Minnesota, USA
3D-Druck Material	VeroWhitePlus RGD835 Stratasys Ltd. Eden Prairie, Minnesota, USA Probenmaterial VOCO (Vorserie) VOCO GmbH 27472 Cuxhaven, Deutschland
DVT	Orthophos SL 3D Densply Sirona Deutschland GmbH 64625 Bensheim, Deutschland
Kanüle zum Spülen des Bohrkanals	Endospühlkanüle 0,3x23mm grün Luerlock Transcodent Sulzer Mixpac Deutschland GmbH Zum Kesselort 53 24149 Kiel, Deutschland

7 Anhang

Messblock	Endo-M-Block DENTSPLY Maillefer Tulsa Oklahoma, USA
Modellfixierung	Modellhalter Röntgenmodell A-RS, Frasaco GmbH 88069 Tettnang, Deutschland
Oberflächendeckspray	Entspiegelungsmittel für 3D Laserscanner HELLING GmbH 25436 Heidgraben, Deutschland
Polierscheiben	Sof-Lex™ XT Körnung Corsare; Medium; Fine; Extrafine (Produktnummer:2382C, 2382M, 2382F, 2382SF); 3M™ Deutschland GmbH 41453 Neuss, Deutschland
Positionierungsschiene	Spectra Tray Löffelmaterial Ivoclar Vivadent GmbH 73479 Ellwangen, Deutschland

7 Anhang

Software

Autodesk Netfabb (Version 14.0.23.0;
www.autodesk.de) Autodesk GmbH
81379 München, Deutschland

Blender Version 2.79

Blender Foundation

1025 ET Amsterdam, Niederlande

ClickCount 1.1

Dr. Peter Müller

97080 Würzburg, Deutschland

coDiagnostiX 9.8

Dental Wings Inc.

2251, ave. Letourneux

Montreal(QC), Canada

ITK-Snap Version 3.6

(www.itksnap.org)

Microsoft Excel (Version 16.9)

Microsoft Corporation

Redmond, WA 98052-6399, USA

	SicatEndo Sicat GmbH & Co.KG 53177 Bonn, Deutschland
	SPSS Statistics (Version 25 Premium) IBM Deutschland GmbH 71139 Ehningen, Deutschland
Spritze für Spüllösung	5ml Luerlock-Spritze Transcodent Sulzer Mixpac Deutschland GmbH 24149 Kiel, Deutschland
Studienmodellbasis	Prothesenkunststoff Paladur Kulzer GmbH 63450 Hanau, Deutschland
Studienmodellsockel	Silikon Fifty-Fifty 95 putty, Klasse 4 Dental GmbH 86159 Augsburg, Deutschland
Studienmodellzähne	Frasaco-Zähne OK, UK drei bis fünf Eckzahn, erster Prämolare, zweiter Prämolare Frasaco GmbH 88069 Tettnang, Deutschland

7 Anhang

Wurzelkanalfeile	Stahl-Handfeile K ISO10 in 25mm Länge (V04 0363 025 010) Stahl-Handfeile K ISO60 in 21mm Länge (V04 0363 021 060) VDW GmbH 81737 München, Deutschland
Laborscanner	inEOS X5 Modellnummer D3586 Seriennummer 5122 REF 6324649 Sirona Dental Systems GmbH 64625 Bensheim, Deutschland
Winkelstücke	EXPERTmatic LUX E25 L SN 13-1027074 GENTLEpower LUX 20 LP SN 06-2014125 Kavo Vertriebsgesellschaft GmbH 88396 Biberach, Deutschland

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Prof. Dr. Gabriel Krastl, Direktor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie, für das Überlassen des interessanten Dissertationsthemas.

Für die freundliche Übernahme des Koreferates möchte ich mich herzlich bei Herrn Prof. Dr. Marc Schmitter, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik bedanken.

Dr. Ralf Krug danke ich für die ausgezeichnete fachliche Betreuung dieser Arbeit. Ohne deine fachliche Kompetenz und verlässlich zügige Arbeitsweise wäre eine Fertigstellung der Arbeit in dieser kurzen Zeit nicht möglich gewesen.

Ich danke Dr. Thomas Connert für das Überlassen der STL-Datensätze die als Grundlage für den 3D-Druck der Studienzähne dienten

Dr. Karsten Engel möchte ich für die Betreuung der Software SicatEndo, die Anfertigung der Bohrschablonen und die Bereitstellung der STL-Datensätze der Bohrschablonen danken.

Weiterhin danke ich Albrecht Schnappauf von der Firma Dental Wings GmbH für die Betreuung der Software CDX und die Anfertigung der Bohrschablonen.

Dr. Martin Danebrock von der Firma VOCO danke ich für die Herstellung und Aufbereitung der Studienzähne im 3D-Druckverfahren.

Stefan Kess möchte ich für die Unterstützung bei der Bearbeitung und Aufbereitung der verwendeten STL-Daten zur Herstellung der Studienzähne danken.

Frau Dr. rer. nat Andrea Beinicke möchte ich für die Unterstützung und Beratung bei der statistischen Auswertung danken.