

**In-Vitro Untersuchung zum Vergleich
von Passgenauigkeit und Friktion
von individuellen Stift-Stumpf-Aufbauten
verschiedener Herstellverfahren**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Juliane Elisabeth Bernhardine Beenen

aus Recklinghausen

2024

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Helmut Stark
2. Gutachterin: PD Dr. Pia-Merete Jervøe-Storm

Tag der Mündlichen Prüfung: 02.07.2024

Aus der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften
Direktor: Prof. Dr. Helmut Stark

Meinen lieben Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	5
Abkürzungsverzeichnis	8
1. Einleitung	9
1.1 Möglichkeiten der postendodontischen Versorgung	10
1.2 Stift-Stumpf-Aufbauten	10
1.2.1 Indikation	10
1.2.2 Klassifikation Aufbaustifte	11
1.2.2.1 Direkte und indirekte Aufbaustifte	12
1.2.2.2 Aktive und passive Aufbaustifte	12
1.2.2.3 Konfektionierte und individuelle SSA	14
1.2.2.4 Anforderungen an das Design	16
1.2.3 Stiftmaterialien	17
1.2.3.1 Metallische Aufbaustifte	17
1.2.3.2 Keramische Stiftsysteme	18
1.2.3.3 Faserverstärkte Kompositaufbaustifte	19
1.3 CAD/CAM in der Zahnheilkunde.....	20
1.3.1 Das TRIOS®-System.....	21
1.3.2 3Shapes CAD-Lösung für Stift-Stumpf-Aufbauten	22
1.4 Ziel der vorliegenden Arbeit.....	23
2. Material und Methoden	24
2.1 Auswahl der zu untersuchenden Zähne und Herstellung der Modelle	24
2.2 Präparation und Stiftbohrung.....	24
2.3 Herstellung der SSA	27

2.3.1	Individuell direkt hergestellte SSA	28
2.3.2	Individuell indirekt hergestellte SSA	30
2.3.3	CAD/CAM gefertigte SSA	32
2.4	Ausarbeitung und Anpassung der SSA	34
2.4.1	Ausarbeitung individuell direkter und indirekter SSA	34
2.4.2	Ausarbeitung digital gefertigter SSA	34
2.4.3	Anpassung der SSA	35
2.5	Untersuchung der Passgenauigkeit	35
2.5.1	Visuelle Methode zur Beurteilung der Initialpassung	35
2.5.2	Analyse des Randspalts	36
2.5.3	Messung des apikalen Durchmessers der Wurzelstifte nach Anpassung	37
2.6	Untersuchung der Friktion	37
2.7	Zeitdokumentation	38
2.8	Statistische Auswertung	38
2.9	Fotodokumentation	39
2.9.1	Individuell direkt hergestellte SSA	40
2.9.2	Individuell indirekt hergestellte SSA	41
2.9.3	Digital gefertigte SSA	43
3.	Ergebnisse	47
3.1	Ergebnisse der visuellen Beurteilung der Initialpassung	47
3.2	Ergebnisse der mikroskopischen Analyse des Randspalts	47
3.3	Ergebnisse der Messung des apikalen Durchmessers	49
3.4	Ergebnisse der Untersuchung der Friktion	50
3.5	Ergebnisse der Zeitdokumentation	51
3.5.1	Abformung und Modellation	51
3.5.2	Anpassung an den Probezähnen	53
3.5.3	Gesamtzeit der klinischen Arbeitsschritte	54

3.5.4	Gesamtzeit im Labor.....	55
3.6	Beurteilung einer möglichen Lernkurve	56
3.6.1	Beurteilung einer Lernkurve in Abhängigkeit zum Randspaltverhalten der SSA	57
3.6.2	Beurteilung einer Lernkurve während der Herstellung der individuell direkten SSA.....	59
4.	Diskussion	60
4.1.	Bewertung von Material und Methode	60
4.1.1.	Probezähne und Vorbehandlung	60
4.1.2.	Materialien und Herstellungsprozess.....	61
4.1.3.	Untersuchungsmethoden.....	63
4.2.	Diskussion der Ergebnisse	64
4.2.1.	Diskussion der Ergebnisse der Randspaltuntersuchung.....	64
4.2.2.	Diskussion der Vermessung der Friktion	66
4.2.3.	Diskussion der Vermessung der apikalen Durchmesser	66
4.3.4.	Diskussion der Zeitdokumentation.....	67
4.3.5.	Einordnung der Ergebnisse	69
5.	Zusammenfassung	70
6.	Anhang.....	72
7.	Abbildungsverzeichnis.....	84
8.	Tabellenverzeichnis	88
9.	Literaturverzeichnis	90
10.	Danksagung.....	104

Abkürzungsverzeichnis

°C	Grad Celsius
Abb.	Abbildung
bzw.	Beziehungsweise
ca.	Circa
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CEREC®	Ceramic Reconstruction
et al.	et alii/aliae
FRC	Fiber reinforced composite post
min	Minuten
mm	Millimeter
s	Sekunden
S/N	Seriennummer
SSA	Stift-Stumpf-Aufbau
Tab.	Tabelle
NEM	Nichtedemettall
Co-Cr	Cobalt-Chrom

1. Einleitung

Verbesserte Aufklärungs- und Prophylaxemaßnahmen sowie ein gesteigertes Bewusstsein für die eigene Mundgesundheit, lässt die zahnerhaltende Zahnmedizin immer mehr in den Fokus rücken. Demzufolge konnte über die letzten Dekaden hinweg ein Rückgang der Zahnlosigkeit im Alter beobachtet werden, sodass laut der fünften Mundgesundheitsstudie nur noch jeder achte Senior zahnlos ist (Jordan und Michaelis 2016). Durch einen ebenfalls erwiesenen höheren Restzahnbestand, ist auch ein vermehrter Bedarf an zahnerhaltenden Therapiemaßnahmen sowie vermehrt festsitzenden bzw. kombinierten prothetischen Arbeiten zu verzeichnen (Jordan und Michaelis 2016).

Um den langfristigen Zahnerhalt zu sichern, erlangen Therapiemaßnahmen zur Versorgung devitaler und stark zerstörter Pfeilerzähne eine große Bedeutung. Auf der Basis einer suffizienten Wurzelkanalbehandlung, steht der/die Behandler/in vor der Herausforderung der postendodontischen Versorgung. Hierbei gilt es, den endodontalen Zugang möglichst zeitnah bakteriendicht zu verschließen sowie die mechanische Stabilität und Kaufunktion des Zahnes wiederherzustellen (Hellwig et al. 2013). Die postendodontische Versorgung kann alleinig mittels adhäsiver Restaurationen, in Kombination mit einer Teilkrone bzw. einer Krone, oder mit stiftverankerten Zahnaufbauten erfolgen (Hellwig et al. 2013). In der modernen Zahnheilkunde wird die Entscheidung über den Einsatz von Wurzelkanalstiften zurückhaltend getroffen. So definiert die DGZMK die Indikation in Abhängigkeit des Zerstörungsgrades sowie der geplanten prothetischen Belastung der Zähne (Edelhoff et al. 2003b). Es existiert ein breites Spektrum an Behandlungsoptionen, welche sich bezüglich Herstellung, Design und Material der Stift-Stumpf-Aufbauten (SSA) unterscheiden. Bei gestellter Indikation muss die Wahl der geeigneten Vorgehensweise für jeden Patientenfall individuell, der klinischen Situation entsprechend, abgewogen werden. Im Rahmen dieser Untersuchung sollen Stift-Stumpf-Aufbauten dreier verschiedener Herstellverfahren hinsichtlich Passgenauigkeit und Friktion vergleichend untersucht werden. Ferner soll durch die Untersuchung von sowohl konventionell als auch digital hergestellten SSA geprüft werden, ob Unterschiede bezüglich der Fertigungsprozesse bzw. derer Präzision und Effizienz zu beobachten sind.

1.1 Möglichkeiten der postendodontischen Versorgung

Im Anschluss an eine erfolgreich abgeschlossene endodontische Therapie, muss möglichst zeitnah mit dem Ersatz verlorener Zahnhartsubstanz begonnen werden. Die Art der Rekonstruktion des Zahnes erfolgt in Abhängigkeit des Zerstörungsgrades. Laut der 2003 veröffentlichten Stellungnahme der DGZMK lassen sich je nach Ausmaß des Verlustes koronaler Zahnhartsubstanz drei Kategorien definieren (Edelhoff et al. 2003).

Ist der Substanzverlust des Zahnes lediglich durch die Schaffung der Zugangskavität im Rahmen der endodontischen Behandlung bedingt, liegt ein geringer Destruktionsgrad der Zahnkrone vor. In diesem Fall kann eine Versorgung der Kavität durch eine mehrschichtige Kompositfüllung erfolgen, welche nach vorheriger Reduktion der Wurzelfüllung 2 – 3 mm in die Wurzelkanaleingänge reicht.

Überschreitet die Defektanatomie die Zugangskavität und approximalen Flächen nach labial oder oral, sodass lediglich ein bis zwei Restwände der ursprünglichen Zahnhartsubstanz vorhanden sind, gilt die Definition eines mittleren Destruktionsgrades. Im Frontzahnbereich bezieht sich dies auf großflächige Inzisaldefekte. Die Versorgung muss mit Höcker fassenden Restaurationen, im Sinne von Onlays, Teilkronen oder Kronen erfolgen. Die Entscheidung über die Notwendigkeit eines stiftverankerten Aufbaus muss im Einzelfall getroffen werden.

Der starke Destruktionsgrad ist definiert durch einen weitgehenden Verlust der klinischen Zahnkrone mit einer oder keiner vorhandenen Restwand. Die Insertion eines Wurzelkanalstiftes, zur Verankerung des plastischen Aufbaus mit einer anschließenden Kronenversorgung, ist in diesem Fall das Mittel der Wahl zur Versorgung des Zahnes (Edelhoff et al. 2003).

1.2 Stift-Stumpf-Aufbauten

Im folgenden Abschnitt sollen die möglichen Indikationen von Stift-Stumpfaufbauten skizziert werden. Zur Erhaltung des Leseflusses werden Stift-Stumpf-Aufbauten mit SSA abgekürzt.

1.2.1 Indikation

Gemäß früherer Indikationsstellung sollten Wurzelkanalstifte der vermeintlichen Versprödung und Austrocknung des Dentins devitaler Zähne stabilisierend entgegenwirken.

Nach Papa et al. (1994) kommt es im Anschluss an eine endodontische Therapie jedoch zu keiner Änderung der physikalischen Eigenschaften des Dentins. Die strukturelle Schwächung des Zahnes ergibt sich durch den Substanzabtrag, welcher im Rahmen der endodontalen Therapie, im Falle von Revisionen oder bei der Präparation eines Stiftbettes, vollzogen wird. Des Weiteren birgt die Stiftbettpräparation das Risiko einer iatrogenen Wurzelperforation, welche zu einer irreparablen Schädigung des Zahnes führen kann (Kvinnslund et al. 1989).

Der Verbund aus Wurzelkanalstift und Aufbau kann, unabhängig des Herstellverfahrens, als Stift-Stumpf-Aufbau (SSA) definiert werden. Durch die Kombination aus Stift und Aufbau wird eine Retentionsfläche geschaffen, welche als Basis für die Präparation der definitiven Versorgung dient und dieser somit Halt und Festigkeit gewährleistet (Ferro et al. 2017). Unter Berücksichtigung der skizzierten Risiken und der stetigen Fortschritte im Bereich der Adhäsivtechnik, ist die Entscheidung über den Einsatz von Wurzelkanalstiften zurückhaltend zu treffen. Die primäre Indikation von SSA liegt dementsprechend vor, wenn die residuale Zahnhartsubstanz ungenügend ist, um einen plastischen Kunststoffaufbau adhäsiv zu befestigen (Strub et al. 2011). Zusätzlich empfiehlt die DGZMK den Einsatz von Wurzelkanalstiften, wenn der zu versorgende Zahn vermehrten Zug- und Scherspannungen ausgesetzt wird (Edelhoff et al. 2003).

1.2.2 Klassifikation Aufbaustifte

Im Rahmen der Normierung von Aufbaustiften wurde durch den Normenausschuss Dental des deutschen Instituts für Normierung e.V. (DIN) (NA 014-00-01-03 AK „Aufbaustifte“) eine klare Einteilung und Nomenklatur definiert. Dieser Einteilung zufolge werden Aufbaustifte hierarchisch nach Herstellverfahren (direkt, indirekt), Art des Einbringens in den Wurzelkanal (aktiv, passiv) und weiter nach Geometrie des Stiftes (konisch, zylindrisch, stufenförmig-zylindrisch, zylindro-konisch) sowie der Verwendung vorgefertigter Anteile (vollkonfektioniert, teilkonfektioniert, individuell) eingeteilt (Abb. 1). Hierbei unberücksichtigt bleiben die verschiedenen Materialien, sodass eine weitere Einteilung in metallische und nichtmetallische Wurzelkanalstifte sinnvoll ist. Metallische Stifte können weiter in passive Metallstifte und Gewindeanker eingeteilt werden, während nichtmetallische Aufbaustifte weiter in keramische Systeme und Systeme basierend auf Kunststoffmatrix unterteilt werden (Naumann und Kölpin 2011).

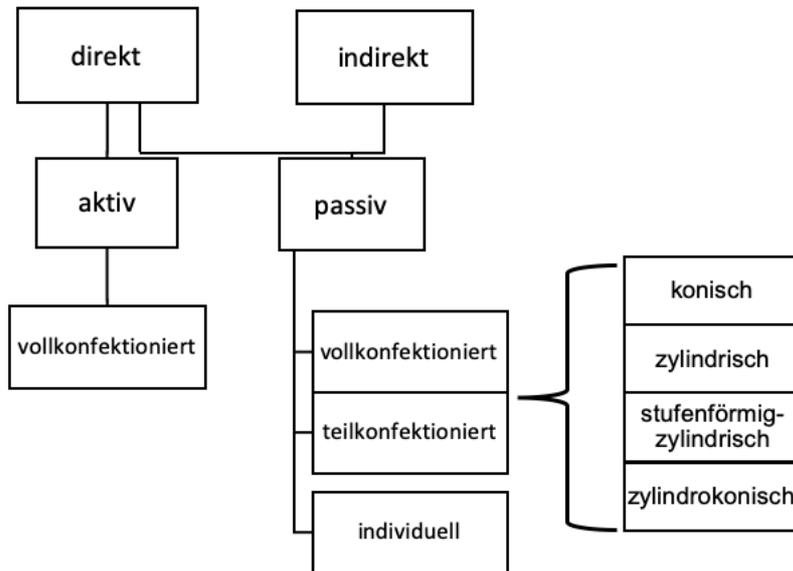


Abb. 1: Einteilung der Stiftsysteme (NADENT)

1.2.2.1 Direkte und indirekte Aufbaustifte

Die wesentliche Einteilung in direkt und indirekt gefertigte Aufbaustifte bezieht sich, wie oben beschrieben, auf das Herstellungsverfahren. Im direkten Verfahren erfolgen Stiftbettpräparation, Anpassung und Befestigung des Stiftes sowie der Stumpfaufbau in einer Sitzung. Hierbei werden industriell vorgefertigte Stifte verwendet. Der Stumpfaufbau erfolgt intraoral mithilfe eines plastischen Füllungsmaterials. Bei der indirekten Methode laufen diese Behandlungsschritte getrennt voneinander ab. In einer ersten Sitzung wird nach Durchführung der Stiftbettpräparation entweder der SSA mittels eines rückstandslos ausbrennbaren Kunststoffes im Patientenmund modelliert, oder es erfolgt eine Abformung des vorbereiteten Wurzelkanals unter Zuhilfenahme von Abformstiften. In beiden Fällen wird somit der SSA labortechnisch hergestellt und zu einem späteren Zeitpunkt intraoral angepasst und eingegliedert.

1.2.2.2 Aktive und passive Aufbaustifte

Diese Unterteilung bezieht sich auf die Retention des verwendeten Aufbaustiftes im Wurzelkanal. Während aktive Aufbaustifte lediglich in der direkten Methode ihre Anwendung finden, können passive Aufbaustifte sowohl direkt, als auch indirekt verwendet werden.

Den aktiven Aufbaustiften werden konfektionierte metallische Schraubssysteme zugeordnet. Diese werden weiter in aktive Schrauben mit vorheriger Anfertigung eines Gewindenvorschnittes und selbstschneidende Schraubstifte ohne Gewindenvorschnitt unterteilt. Insbesondere beim Einbringen letzterer Systeme wird eine hohe spannungsinduzierende Wirkung auf das Wurzelkollagen beobachtet (Sorensen und Martinoff 1984; Standlee und Caputo 1992). Diese wirkt sich einerseits positiv auf die Retention des Stiftes im Wurzelkanal aus (Pospiech 2001; Koçkapan 2003). Andererseits ist im Vergleich zu heutigen Stiftsystemen ein massiv erhöhtes Risiko für Wurzelfrakturen zu verzeichnen. Aufgrund der damit verbundenen erhöhten Misserfolgsrate wird von ihrem Einsatz abgeraten (Standlee et al. 1972; Caputo et al. 1973; Sorensen und Martinoff 1984; Naumann und Kölpin 2011; Figueiredo et al. 2015).

Im Gegensatz zu aktiven Stiftsystemen erfolgt die Verankerung passiver Aufbaustifte ausschließlich durch das verwendete Befestigungsmaterial. Der eigentliche retentive Halt erfolgt in Abhängigkeit der gewählten konventionellen oder adhäsiven Befestigung durch Friktion oder Mikroretention. Nach Standlee et al. (1972) führt eine exakte Passform des Aufbaustiftes im Wurzelkanal nicht vorrangig zu einer verbesserten Retention des Stiftes, sondern kann durch die dabei entstehende Keilwirkung auf die Zahnwurzel eine Längsfraktur verursachen (Standlee et al. 1972; Assif und Gorfil 1994).

Zu den passiven Systemen gehören konfektionierte bzw. halbkonfektionierte SSA und individuell hergestellte SSA. Sie sind sowohl in metallischen als auch nichtmetallischen Legierungen (siehe 1.3.4) erhältlich. Des Weiteren können sie in verschiedene geometrische Formen eingeteilt werden. Übergeordnet unterscheidet man hierbei die zylindrischen Aufbaustifte von den konischen. Zylindrische Stifte weisen eine durchgehend parallelwandige Form auf. Dieses Design verleiht ihnen im Vergleich zu konischen Stiften eine bessere Retention im Wurzelkanal (Peutzfeldt et al. 2008). Entgegen den anatomischen Eigenschaften der Zahnwurzeln sich nach apikal zu verjüngen, ist für die Stiftbettpräparation ein entsprechend hoher Substanzabtrag im apikalen Bereich der Wurzel notwendig. Folglich kann dies zu einer Schwächung der Wurzel führen und das Risiko einer iatrogenen Wurzelfraktur erhöhen (Strub et al. 2011). Dieses Risiko steigt mit der Länge der Stifte an, sodass zylindrische Stifte kürzer gewählt werden müssen als konische (Holmes et al. 1996).

Konische Aufbaustifte weisen apikal einen geringeren Durchmesser als koronal auf, besitzen also eine dem Wurzelkanal analoge Form. Somit ermöglichen sie den Einsatz längerer Stifte mit koronal größerem Durchmesser. Vorteilhaft stellt sich dies bei koronal stark erweiterten Kanaleingängen dar. Während hier konische Stifte dem Wurzelkanal zirkulär anliegen, füllen zylindrische Stifte den koronalen Kanaldurchmesser häufig nicht ausreichend aus. Die Substanzschonung im apikalen Bereich minimiert das Risiko von Wurzelperforationen, führt aber zu keinem signifikanten Unterschied bezüglich der Frakturanfälligkeit von konischen und zylindrischen Aufbaustiften (Naumann et al. 2005; Signore et al. 2009; Strub et al. 2011).

Zudem sind Aufbaustifte in zylindro-konischer und stufenförmig-zylindrischer Form erhältlich. Diese Stiftmodifikationen greifen die positiven Eigenschaften vorangehend beschriebener zylindrischer und konischer Aufbaustifte auf, während sie die negativen umgehen. Zylindro-konische Aufbaustifte besitzen im koronalen Bereich eine zylindrische Form und gehen apikal in eine konische Form über. Stufenförmig-zylindrische Stifte weisen eine durchgehend parallelwandige Form auf, dessen Durchmesser sich im apikalen Anteil verringert.

1.2.2.3 Konfektionierte und individuelle SSA

Konfektionierte Aufbaustifte werden industriell vorgefertigt, wodurch sie eine gleichbleibende Qualität aufweisen. Sie sind sowohl in metallischen Legierungen, als auch in nicht-metallischen Materialien auf dem Markt erhältlich (siehe 1.3.4). Die Stiftbettpräparation wird mit genormten Bohrern durchgeführt. Präfabrizierte Aufbaustifte können direkt am Patienten eingebracht und befestigt werden. Der entsprechende Stumpfaufbau kann anschließend ebenfalls direkt im Chairside-Verfahren mithilfe eines plastischen Füllungsmaterials erfolgen. Durch die geringere Anzahl an notwendigen Behandlungsschritten lassen sich der zeitliche und finanzielle Aufwand minimieren sowie die möglichen Fehlerquellen reduzieren (Naumann et al. 2013). Alternativ besteht die Möglichkeit den vorpräparierten Zahnstumpf abzuformen, sodass der Stumpfaufbau im zahntechnischen Labor dem konfektionierten Stift angefügt wird. Bei letzterer Variante spricht man von halbkonfektionierten bzw. halbindividuellen SSA.

Individuell hergestellte SSA werden ebenfalls in Abhängigkeit des Herstellungsverfahrens in direkte und indirekt gefertigte SSA unterteilt und können sowohl aus metallischen, als

auch nichtmetallischen Legierungen gefertigt werden. Individuell gegossene metallische SSA galten lange als Goldstandart in der Versorgung stark zerstörter Zähne, deren prothetische Restaurationen starken Scherkräften ausgesetzt sind (Heydecke und Peters 2002; Naumann et al. 2006; Balkenhol et al. 2007). Beim individuell indirekten Herstellungsprozess wird unmittelbar nach der Stiftbettpräparation mittels eines der Bohrung entsprechenden Abformstiftes eine Abformung mit Elastomeren durchgeführt. Im zahntechnischen Labor erfolgt die Meistermodellherstellung, Modellation und Fertigung des SSA, welcher in einer zweiten Sitzung am Patienten eingepasst und befestigt wird. Im Gegensatz dazu wird bei der direkten Methode im Anschluss an die Stiftbohrung und Isolierung des Zahnstumpfes der SSA mittels rückstandslos ausbrennbaren Kunststoffmaterialien modelliert und im zahntechnischen Labor in das gewünschte Material überführt.

Den gegossenen SSA können weiterhin angegossene SSA sowie geteilte SSA untergeordnet werden. Bei einem Anguss wird im zahntechnischen Labor lediglich der Aufbau an einen vorher ausgewählten, präfabrizierten Metallstift angegossen. Geteilte SSA kommen bei der Versorgung mehrwurziger Zähne zum Einsatz. Am Patienten werden konfektionierte Stifte ausgewählt und eingepasst sowie ein Aufbau mit Hilfe eines ausbrennbaren Kunststoffes modelliert. Im Labor wird alleinig der Aufbau gegossen und anschließend die vorher ausgewählten Stifte in den entsprechenden Löchern des Aufbaus angepasst. Hierdurch wird die gleichzeitige Verankerung mehrerer Wurzelstifte mit unterschiedlichen Einschubrichtungen am Zahn ermöglicht (Heydecke et al. 2001; Nergiz und Schmage 2004). Im Rahmen der Digitalisierung gewinnt der Einsatz digitaler Technologien in der zahnmedizinischen Prothetik immer mehr an Bedeutung. In diesem Bereich kommt die CAD/CAM-Technologie zur Anwendung, mit welcher auch SSA angefertigt werden können. Die CAD/CAM-Technologie beschreibt das virtuelle Erstellen eines Produktes (CAD = Computer aided design), welches anschließend ebenfalls computergestützt (CAM = computer aided manufacturing) produziert wird (Beuer et al. 2008; Patzelt et al. 2014). Bei der Herstellung von Stift-Stumpf-Aufbauten erfolgt die digitale Abformung des Stiftbettes unter Zuhilfenahme systemspezifischer Abformpfosten. Im zahntechnischen Labor erfolgt anschließend die digitale Planung und Modellation (CAD) sowie Fräsung (CAM) des SSA. Dieser wird in einer zweiten Sitzung am Patienten eingepasst und eingesetzt (siehe 1.4.2).

1.2.2.4 Anforderungen an das Design

Den allgemeinen Anforderungen entsprechend sollen Aufbaustifte, unabhängig von Material und Befestigungsart, eine Länge erreichen, die zwei Drittel der Wurzellänge und mindestens der Länge der klinischen Zahnkrone entspricht (Stockton 1999; Schiavetti et al. 2010; Cecchin et al. 2012). Um einen dichten apikalen Verschluss zu gewährleisten, ist das Belassen von mindestens 4 mm der Restwurzelfüllung anzustreben (Abramovitz et al. 2001). Kurze Wurzellängen können demnach die Anwendung von Aufbaustiften einschränken. Untersuchungen zu Folge können in solchen Fällen dennoch, mittels adhäsiver Befestigungsmethoden, kürzere Stifte verwendet werden, ohne dass Unterschiede im Bereich der Frakturfestigkeit zu beobachten sind (Testori et al. 1993; Schiavetti et al. 2010; Borelli et al. 2012).

Der Stiftdurchmesser muss so gewählt werden, dass eine ausreichende Eigenstabilität der verbliebenen Zahnhartsubstanz garantiert wird. Aufgrund dessen wird eine Restwandstärke der Zahnhartsubstanz von mindestens 1 mm angestrebt. Der Stiftdurchmesser soll im Querschnitt ein Drittel der Wurzel nicht überschreiten (Lloyd und Palik 1993). Neben Stiftlänge und -durchmesser wird dem Anlegen eines Ferrule-Designs eine weitaus größere Bedeutung beigemessen. In einer systematischen Übersichtsarbeit nach Naumann (2018) konnte herausgestellt werden, dass die Beibehaltung und Schonung vorhandener Zahnhartsubstanz sowie das Anlegen eines adäquaten Ferrule-Designs einen weitaus größeren Effekt auf die Langzeitprognose endodontisch behandelter Zähne ausübt, als die alleinige Stiftinsertion. Diese beschreibt eine ringförmige zervikale Fassung der definitiven Restauration in der Zahnhartsubstanz, von mindestens 1,5 - 2,5 mm apikal des Aufbaus (Juloski et al. 2012; Naumann et al. 2018). Unter axialer Belastung projizieren sich die größten Kräfte auf den Wurzelumfang, während im Zentrum des Wurzelkanals keine Kräfte gemessen werden, der Wurzelstift sich also in einem neutralen Bereich befindet (Guzy und Nicholls 1979; Assif und Gorfil 1994; Baratieri et al. 2000). Eine Verstärkung der äußeren Oberfläche durch den Ferrule-Effekt ist bei der postendodontischen Versorgung folglich notwendig.

Bezogen auf die Stiftbettpräparation sind Unterschiede in Abhängigkeit des Herstellungsverfahrens und der Befestigungsart der SSA zu differenzieren. Bei der Präparation für individuell gegossene SSA empfiehlt es sich, um die Restwandstärke noch verbliebender

Zahnhartsubstanz einschätzen zu können, mit der zirkulären Präparation des vorhandenen Zahnstumpfes zu beginnen. Liegt eine Restdentinstärke von weniger als 1 mm vor, müssen diese zur Stabilisation eingekürzt werden. Unter sich gehende Bereiche müssen entfernt werden, sodass ein kleines Kanalinlay geschaffen wird, welches gleichzeitig zum Rotationsschutz dient (Naumann 2010; Strub et al. 2011a). Weitaus minimalinvasiver stellen sich die präparatorischen Maßnahmen für adhäsiv zementierte Aufbaustifte mit direkt gefertigten Kompositaufbauten dar (Naumann 2010; Naumann et al. 2013). Schmale Dentinwände und Unterschnitte können belassen werden, diese werden durch den adhäsiven Verbund in sich geschient und dienen somit als eigener Rotationsschutz.

1.2.3 Stiftmaterialien

Im Rahmen der Auswahl des geeigneten Materials für SSA steht dem Behandelnden ein vielfältiges Angebot metallischer und nichtmetallischer Legierungen zu Verfügung. Im Folgenden sollen die gängigen Stiftmaterialien aufgelistet und differential-therapeutisch erläutert werden. Den generellen Anforderungen an dentalen Werkstoffen entsprechend werden Biokompatibilität, Passgenauigkeit, Frakturresistenz und Ästhetik gefordert. Ein weiterer, wünschenswerter Aspekt besteht in der Entfernbarekeit von Aufbaustiften im Falle einer notwendigen Revision (Ferrari et al. 2000; Naumann et al. 2013). Aufgrund des Zusammenspiels mehrerer Materialkomponenten bei SSA (Aufbaustift, Aufbau, Zement, Zahnhartsubstanz) wird materialtechnischen Parametern, wie dem E-Modul, eine entscheidende Rolle bei der Auswahl von Aufbaustiftmaterialien beigemessen. Dieser soll möglichst nah an den Werten für die Zahnhartsubstanz liegen (Assif et al. 1989).

1.2.3.1 Metallische Aufbaustifte

Alle skizzierten Stiftvarianten (individuell gegossen, teilkonfektioniert und vollkonfektioniert) können aus Metall gefertigt werden. Es besteht die Auswahlmöglichkeit zwischen edelmetallischen und nicht edelmetallischen Legierungen. Aufgrund der Korrosionsanfälligkeit von Nichtedelmetallen wird bei der Herstellung von SSA zu der Verwendung von Edelmetallen geraten. Zu diesen gehören beispielsweise die korrosionsresistenten Hochgold- und Titanlegierungen (Fokkinga et al. 2007; Strub et al. 2011a).

Als Vorteil ist die hohe Belastbarkeit metallischer Stiftsysteme aufzuführen. Insbesondere gegossene SSA weisen gegenüber nichtmetallischen SSA die beste Belastbarkeit auf

(Fokkinga et al. 2004). Als nachteilig zu betrachten sind die hohen Elastizitätsmodule metallischer Legierungen. Diese liegen weit über dem des Dentins (Naumann et al. 2013). Unter Belastung führt dies zu Spannungsspitzen im apikalen Wurzelentin, wodurch das Risiko von Wurzelfrakturen mit weit subgingival verlaufenden Frakturlinien erhöht wird (Goodacre und Spolnik 1994; Heydecke und Peters 2002; Bolhuis et al. 2004). Des Weiteren stellt die mangelnde Wiederentfernbarkeit metallischer Stiftsysteme, im Falle einer Revisionsbedürftigkeit, einen Nachteil dar. Insbesondere im Frontzahnbereich führen metallische SSA zudem oft zu unbefriedigenden Ergebnissen. Einfallendes Licht kann die transluzente Gingiva und die Zahnhartsubstanz durchdringen, nicht aber den lichtundurchlässigen metallischen SSA. Dieser reflektiert das Licht und führt optisch zu Verfärbungen des umliegenden Gewebes

1.2.3.2 Keramische Stiftsysteme

Keramische SSA zeichnen sich durch ihre Biokompatibilität und guten ästhetischen Eigenschaften aus (Carossa et al. 2001; Edelhoff et al. 2003). Aufgrund der transluzenten, dentinähnlichen Farbe der Keramik und der chemischen Beständigkeit des Materials, schimmern die Stifte weder im zervikalen Bereich durch, noch sind Ablagerungen von Korrosionsprodukten in der Gingiva zu befürchten (Koutayas und Kern 1999; Carossa et al. 2001). Insbesondere im Frontzahnbereich des Oberkiefers können somit sehr zufriedenstellende ästhetische Ergebnisse erzielt werden, welches auch die Hauptindikation keramischer SSA darstellt (Edelhoff et al. 2003). Heute von größter klinischer Relevanz sind SSA aus Zirkonoxidkeramik (Meyenberg et al. 1995; Manicone et al. 2007; Koutayas et al. 2009). SSA aus Zirkonoxidkeramik können sowohl direkt als auch indirekt hergestellt werden. Bei der indirekten Herstellung wird ein individueller Aufbau aus zirkonoxidhaltiger Glaskeramik an einen konfektionierten Zirkonoxidkeramikstift angepresst. Der direkte Herstellungsweg sieht ebenfalls die Verwendung eines konfektionierten Wurzelstiftes aus Zirkonoxidkeramik vor, welcher im Patientenmund mit einem individuellen Stumpfaufbau aus Komposit kombiniert wird (Edelhoff et al. 2003a; Goracci und Ferrari 2011). Für die indirekt gefertigten SSA aus Zirkonoxidkeramik konnte eine höhere Festigkeit nachgewiesen werden (Butz et al. 2001; Friedel und Kern 2006).

Im Gegensatz zu metallischen und faserverstärkten SSA, weisen die keramischen Systeme eine generell geringere Frakturfestigkeit auf (Butz et al. 2001; Fokkinga et al. 2004).

Ein weiterer Nachteil besteht in der schlechten Wiederentfernbarkeit keramischer SSA (Cormier et al. 2001).

1.2.3.3 Faserverstärkte Kompositaufbaustifte

Faserverstärkte Kompositaufbaustifte (engl. Fiber reinforced composite post = FRC) bestehen aus einer Kunststoffmatrix, in die synthetische Fasern aus Karbon-, Quarz-, oder Glasfasern eingebettet sind (Goracci und Ferrari 2011). Heute von größter klinischer Relevanz sind quarz- und glasfaserverstärkte Stifte. Sie werden ausschließlich in der individuell direkten Methode verarbeitet und mit einem Stumpfaufbau aus Komposit kombiniert. Durch den Zusatz synthetischer Fasern wird die Rigidität der Wurzelstifte verringert, so dass FRC ein niedriges, dentinähnliches E-Modul besitzen (Stewardson et al. 2010). In dieser Werkstoffeigenschaft ist ihr Hauptvorteil gegenüber metallischen und keramischen Aufbaustiften begründet, da unter Belastung eine günstigere Spannungsverteilung zwischen Aufbaustift und Dentin entsteht (Cormier et al. 2001; Newman et al. 2003). Spannungsspitzen werden weniger auf den apikalen Wurzelbereich projiziert, sondern vielmehr auf den zervikalen Bereich (Bateman et al. 2003). Aufgrund der verbesserten Spannungsverteilung wird das Risiko von Wurzelfrakturen minimiert. Zudem steigt, im Falle eines Versagens der postendodontischen Restauration, der Anteil wiederversorgbarer Frakturmuster mit zervikal bis leicht subgingival verlaufenden Frakturlinien (Isidor et al. 1999; Fokkinga et al. 2004).

Ein weiterer Vorteil gegenüber metallischen und keramischen SSA ist in der Wiederentfernbarkeit von FRC begründet. Mithilfe spezieller Bohrer gelingt es den Verbund zwischen Kunststoffmatrix und Fasern aufzulösen, sodass eine anschließende Neuversorgung des Zahnes ermöglicht werden kann (de Rijk 2000; Gesi et al. 2003; Lindemann et al. 2005; Anderson et al. 2007). Den guten ästhetischen Eigenschaften steht eine geringe Röntgenopazität, insbesondere von Glasfaserstiften, gegenüber. Diese erschwert die Diagnostik von Sekundärkariesläsionen sowie das Auffinden bestehender Stiftversorgungen im Röntgenbild (Goracci und Ferrari 2011). Als weiterer und nennenswertester Nachteil ist die geringere Belastbarkeit der Faserstifte aufzuführen. Zwar erbringen sie akzeptable Belastungswerte, diese liegen jedoch signifikant unter den Belastbarkeiten metallischer und keramischer SSA (Torbjörner und Fransson 2004).

1.3 CAD/CAM in der Zahnheilkunde

Der Einsatz digitaler Technologien in der Zahnheilkunde hat in den vergangenen Jahren immer mehr an Bedeutung gewonnen. Durch die Digitalisierung von zahnärztlichen und zahntechnischen Arbeitsabläufen sollen somit die Herstellungsdauer bei gleichbleibender oder höherer Qualität verkürzt und folglich die Wirtschaftlichkeit gesteigert werden (Davidowitz und Kotick 2011). Bereits 1971 forschte Francois Duret an der computerunterstützten Fertigung von Prothesen (Reiss 2003). In den 80er Jahren folgte die Entwicklung des ersten Chairside einsetzbaren CAD/CAM-Systems durch Mörmann und Brandestini, welches 1987 mit dem Namen CEREC® auf dem Dentalmarkt erschien (Mörmann et al. 1987; Poticny und Klim 2010). Durch stetige technische und werkstoffwissenschaftliche Fortschritte ergeben sich für Behandler/innen und Zahntechniker/innen neue, vielfältige Behandlungsmethoden, sodass die computergestützte Fertigung von Zahnersatz heute einen steigenden Anteil am Gesamtmarkt übernimmt (Mörmann 2006; Weidhüner 2016). Der digitale Herstellungsprozess erfordert zunächst die virtuelle Überführung der intraoralen Situation in der Praxis. Hierbei werden direkte und indirekte Verfahren unterschieden (Ender und Mehl 2013). Bei der indirekten Methode stellt die konventionelle Abdrucknahme die Ausgangssituation dar. Im Labor kann diese entweder in ein Gipsmodell überführt werden, welches anschließend mithilfe eines Laborscanners digitalisiert wird, oder der Abdruck selbst wird eingescannt und digital erfasst. Demgegenüber steht der direkte, volldigitale Herstellungsprozess. In der Praxis wird die orale Situation mittels eines Intraoralscanners erfasst und die Daten werden direkt an das Labor weitergeleitet (Persson et al. 2009; Jeon et al. 2013).

Durch die Umgehung potenzieller Fehlerquellen, wie der konventionellen Abdrucknahme und anschließenden Herstellung eines Gipsmodells, sollen bei der volldigitalen Fertigungskette exaktere Ergebnisse erzielt werden. Außerdem kann durch eine geringere Belastung während der Behandlung die Patientenzufriedenheit gesteigert werden (Delize et al. 2019). Des Weiteren werden im Hinblick auf den Ablauf der digitalen Fertigung sogenannte Chairside-Methoden von Labside-Methoden unterschieden (Mehl und Hickel 1999; Ender und Mehl 2013). Bei der Chairside-Methode werden die Restaurationen am Patientenstuhl bzw. in der Praxis hergestellt, ohne dass Teilschritte an ein zahntechnisches Labor ausgelagert werden. Im Anschluss an den intraoralen Scan findet die Kon-

struktion und Fertigung der Restauration in der Praxis statt (Beuer et al. 2008). Dies ermöglicht eine effiziente Versorgung der Patienten innerhalb einer Behandlungssitzung und zugleich den Verzicht auf eine provisorische Versorgung (Schaefer et al. 2014).

Im Gegensatz dazu werden bei dem Labside-Verfahren einzelne Schritte in der digitalen Fertigungskette an ein zahntechnisches Labor ausgelagert. Dies betrifft die Anwendung der CAD/CAM-Software sowie die Fertigung des Zahnersatzes (Beuer et al. 2008). Hierbei besteht die Möglichkeit die Restauration von Schleifmaschinen des jeweiligen Dental-labores anfertigen zu lassen oder den erstellten Datensatz an zentrale Fräszentren weiterzuleiten und somit zusätzlich den Fertigungsprozess auszulagern.

Während bei der Chairside-Methode automatisierte CAD-Softwarelösungen das Indikationsspektrum auf Einzelzahnrestorationen und Brücken einschränken, eröffnet die Anwendung spezieller Softwares bei der Labside-Methode ein größeres Indikationsspektrum. Es können hierbei auch größere und komplexere Restaurationen angefertigt werden (Zimmermann und Mehl 2018). Die damit verbundene Wartezeit und provisorische Versorgung bis zur Eingliederung der definitiven Restauration bleibt allerdings als nachteilig zu bewerten.

1.3.1 Das TRIOS®-System

Im Jahr 2011 wurde der Intraoralscanner TRIOS® des dänischen Unternehmens 3Shape erstmalig auf der IDS (Internationale Dental-Schau) vorgestellt und fortan vertrieben (Beuer et al. 2012; Logozzo et al. 2014). Der Scanner arbeitet nach dem konfokalen Aufnahmeprinzip. Auf das zu scannende Objekt ausgesandte Lichtstrahlen werden reflektiert und im gleichen Strahlengang auf das Objektiv zurückgeführt. Durch eine Blende im Strahlengang wird die Tiefenschärfe des Objektivs eingeschränkt. Bildinformationen außerhalb dieser Fokusebene werden herausgefiltert und nicht aufgenommen. Durch Veränderung der Fokussierung wird ein Bildstapel unterschiedlicher Fokusebenen in Schichten aufgenommen, aus denen ein dreidimensionales Bild zusammengefügt wird. Diese Vorverarbeitung der Einzelbilder erfolgt mithilfe eines Bildverarbeitungsrechners. Dieser befindet sich, im Vergleich zu anderen Systemen, innerhalb des Scankopfes, weshalb er geringfügig größer ausfällt. Anschließend werden die Datensätze dem nachgeschalteten Rechner weitergeleitet (Beuer et al. 2012; Reich et al. 2012; Wöstmann und Seelbach 2012; Logozzo et al. 2014). Der Scanner ermöglicht ein puderfreies Arbeiten sowie den

Verzicht auf eine absolute Trockenlegung bei der Durchführung des intraoralen Scans (Wöstmann und Seelbach 2012). Restaurationen werden bei der Verwendung des TRIOS®-Systems nach der in Punkt 1.3 aufgeführten Labside-Methode hergestellt. Der Datenaustausch zwischen dem/der Behandelnder/in und dem zahntechnischen Labor findet über die Cloud-Plattform 3Shape Communicate™ statt. Die weiteren Arbeitsschritte können mit Hilfe der firmeneigenen CAD-Software Dental System™ erfolgen. Da das TRIOS®-Systems als offenes System konzipiert ist besteht darüber hinaus die Möglichkeit die erfassten Datensätze in ein allgemein lesbares Datenformat, das STL-Datenformat (Surface Tessellation Language), zu konvertieren (Beuer et al. 2012; Zimmermann und Mehl 2018). Seit Anfang 2019 ist der TRIOS® Scanner in der vierten Generation, seit 2022 auch in der fünften Generation auf dem Dentalmarkt erhältlich.

1.3.2 3Shapes CAD-Lösung für Stift-Stumpf-Aufbauten

Im Jahr 2013 veröffentlichte 3Shape erstmals ihre patentierte CAD-Lösung für die Fertigung von SSA im firmeneigenen Dental-System™. Zur virtuellen Übertragung der Wurzelkanalmorphologie wurden hierfür spezielle Scanpfosten entwickelt. Diese können entweder direkt im Patientenmund inseriert und über einen Intraoralscan digital erfasst werden oder im Labor bei der Durchführung eines Modellscans ihre Anwendung finden. Am Computer werden die Scanpfosten mittels spezieller Softwarewerkzeuge im Dental-System™ ausgerichtet, woraufhin die Software automatisch die tatsächlichen Tiefen und Winkel des präparierten Wurzelkanals erfasst und daraus die Positionen der Stifte berechnet. Da der digitale Herstellungsweg es ermöglicht, die Gestaltung der definitiven Restauration vor der SSA-Anfertigung festzulegen, können diese mit Rücksicht auf die Form und Grenzen der definitiven Krone konstruiert werden. Die Scanpfosten sind autoklavierbar, in verschiedenen Größen erhältlich und unterstützen ausgewählte Bohrsysteme, wie das in dieser Untersuchung verwendete zylindrische ParaPost®-System der Firma Coltène/Whaledent. In einem Scan können nacheinander mehrere Stiftaufbauten erfasst werden und in einem Workflow konstruiert und gefertigt werden. Des Weiteren besteht die Möglichkeit der Herstellung geteilter SSA. Nach erfolgter Konstruktion und Übermittlung der Daten an die Fräseinheit, können die SSA als Wachsdruck oder -guss, gefräst, oder via Lasersintern hergestellt werden (3Shape, 2013).

1.4 Ziel der vorliegenden Arbeit

Individuell gegossene SSA galten lange als Mittel der Wahl bei der Versorgung endodontisch behandelter Zähne (Reißmann und Heydecke 2008). Trotz der heutigen Bandbreite an klinisch etablierten Stiftsystemen gelten metallische SSA durch klinische Langzeitstudien als das am besten untersuchte System (Creugers et al. 2005; Fokkinga et al. 2007; Reißmann und Heydecke 2008). Insbesondere dann, wenn eine hohe Scher- und Zugbelastung am Pfeilerzahn zu erwarten ist, stellen sie eine zuverlässige Retention für den Aufbau dar (Edelhoff et al. 2003b). Im Zeitalter der Digitalisierung hat sich die Nutzung computerunterstützter Behandlungsabläufe in der modernen Zahnmedizin und Zahntechnik etablieren können (Kern 2012). Die Vorteile CAD/CAM gestützter Verfahren begründen sich in einer höheren Versorgungsqualität und präziseren Ergebnissen bei gleichzeitiger Steigerung der Wirtschaftlichkeit und des Patientenkomforts (van Noort 2012; Baroudi und Ibraheem 2015).

Aufgrund der noch geringen Anzahl an vorliegenden Studien wurden in dieser Arbeit sowohl individuell direkt und indirekt hergestellte SSA, als auch digital hergestellte SSA auf Passgenauigkeit und Friktion vergleichend untersucht. Das Ziel der Studie war es, die Präzision und zeitliche Effizienz der konventionellen und digitalen Herstellungswege von SSA untereinander zu vergleichen. Es sollte geprüft werden, ob die bekannten Vorteile digitaler Fertigungstechniken auch auf die digitale Herstellung von SSA zu projizieren sind.

2. Material und Methoden

2.1 Auswahl der zu untersuchenden Zähne und Herstellung der Modelle

Für die vorliegende Untersuchung wurden 16 Unterkiefer- und Oberkiefermolaren humanen Ursprungs ausgewählt und unter Zustimmung der Patienten dieser Untersuchung zur Verfügung gestellt. Zur Verwendung kamen ausschließlich Zähne mit abgeschlossenem Wurzelwachstum. Die Zähne durften keine oder nur minimale einflächige, okklusale Kavitäten aufweisen. Nach der Extraktion und während des Versuchsablaufes wurden die Zähne in einer natriumazidhaltigen Kochsalzlösung (0,9 % Natriumchlorid + 0,001% Natriumazid) bei ca. 6 Grad Celsius gelagert. Vorab wurden sie unter Verwendung eines Ultraschallgerätes (Sirona, Bensheim, Deutschland) gereinigt.

Um das klinische Vorgehen zu simulieren, wurde mithilfe einer Silikonform ein vollbezahn-tes Ober- und Unterkiefermodell aus einem Modellierkunststoff (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) hergestellt. Im Molaren- und Prämolarenbereich wurden die Kunststoffzähne in jedem Quadranten durch vier menschliche Molaren ersetzt. Die Frontzähne wurden aus Kunststoff belassen. Bei der Einbettung der Zähne wurde darauf geachtet, dass diese lediglich bis zur Schmelz-Zement-Grenze in Kunststoff gefasst wurden, um das spätere Anlegen einer zirkulären Präparationsgrenze zu ermöglichen (siehe Abb. 2 und Abb. 3). Die sich daraus ergebene zahnspezifische Einteilung ist in Tab. 1 aufgelistet.

2.2 Präparation und Stiftbohrung

Zunächst erfolgte die okklusale Reduktion der zu untersuchenden Zähne. In jeweils einem Quadranten jedes Kiefermodells wurden die Zähne so gekürzt, dass ein möglichst ebenes Plateau geschaffen wurde. Diese okklusale Kürzung erfolgte bis ca. 2 - 3 mm koronal der Schmelz-Zement-Grenze. In dem anderen Quadranten wurde der mesiovestibuläre Höcker im Rahmen der okklusalen Reduktion soweit belassen, dass dieser ca. 4 mm koronal der Schmelz-Zement-Grenze endete. Die Präparation wurde hochtourig (300.000 U/min) und unter Wasserkühlung (50 ml/min) mit Präparationsdiamanten (Horico® Dental, Berlin, Deutschland) durchgeführt. Anschließend wurden die Zähne mit einem zylindrischen Diamanten (Horico® Dental) trepaniert und das Pulpenkavum dargestellt. Bisher noch nicht entfernte kariöse Zahnhartsubstanz wurde mit Hilfe von Rosenbohrern (Brasseler GmbH

& Co. KG, Lemgo, Deutschland) exkaviert. Die Kanaleingänge wurden aufgesucht, Pulpaanteile extipiert und die ersten koronalen Wurzel Drittel mit Hilfe von Gates Bohrern erweitert (VDW[®] GmbH, München, Deutschland). Es folgte eine initiale Aufbereitung der Kanäle mit K-Feilen bis ISO-Größe 15 (VDW[®] GmbH). Anhand eines vorher angefertigten Röntgenbildes wurde ein Bohrkanal pro Zahn festgelegt, welcher sich als gut zugänglich und möglichst gradlinig konfiguriert darstellte. Unter Zuhilfenahme einer Messlehre (VDW[®] GmbH), K-Feilen ISO-Größe 15, sowie den Informationen des vorher angefertigten Röntgenbildes, wurden die Längen der ausgewählten Wurzelkanäle, welche als Orientierung für die spätere Bohrtiefe dienen, bestimmt. Auf eine weitere Durchführung der Wurzelkanalbehandlung wurde in dieser Untersuchung verzichtet.

Die Stiftbohrung erfolgte mit dem zylindrischen ParaPost[®]-System der Firma Coltène/Whaledent (Langenau, Detschland). In aufsteigender Reihenfolge wurden die Bohrungen an allen Zähnen einheitlich bis zu einem Durchmesser von 1,25 mm (Coltène/Whaledent) durchgeführt. Die Bohrtiefe sollte dabei einen Abstand von 3 - 5 mm zum vorher röntgenologisch und taktil bestimmten Apex aufweisen. Die zahnspezifischen Bohrtiefen sind in Tab. 1 aufgelistet. Die übrigen Wurzelkanäle wurden nach Vorbehandlung mit 37,5 %iger Phosphorsäure (Kerr GmbH, Biberach, Deutschland) und Anwendung eines zwei-Komponenten-Adhäsivsystems (Kerr GmbH), mit einem lichthärtendem Mikro-Hybrid-Komposit (Kerr GmbH) abgedichtet.

Vor der weiteren Bearbeitung der Trepanationsöffnung erfolgte die Präparation eines Ferrule-Designs. Durch das Anlegen einer zirkulären Fassung der Stümpfe von ca. 1,5 - 2 mm, sollte die Stabilität und Retention für die fiktive postendodontische Kronenversorgung gewährleistet werden (Naumann et al. 2018). Diese wurde mit Hilfe von Präparationsdiamanten in Form einer Hohlkehle (Horico[®] Dental) präpariert. Um die Abformung, Herstellung und Anprobe des SSA zu erleichtern, wurden die Innenflächen der Trepanationsöffnung im Sinne eines Kanalinlays bearbeitet. Form und Ausmaß der Präparation richteten sich nach dem Angebot vorhandener Zahnhartsubstanz, sodass eine Restdentinwandstärke von mindestens 1 mm nicht unterschritten wurde. Mit Hilfe konischer Inlaydiamanten (Brasseler GmbH&Co. KG) wurden unter sich gehende Bereiche und Unebenheiten an Innenwänden und Boden der Trepanationsöffnung entfernt sowie eine nach okklusal leicht divergierende Form erzeugt.

Tab. 1: Zahnspezifische Einteilung und Bohrtiefe der Probezähne

Oberkiefer				
	Präparationsform	Prüfkörper	Zahn	Bohrtiefe (mm)
1. Quadrant	Okklusales Plateau	1	17	9
		2	16	10
		3	15	9
		4	14	6
2. Quadrant	Teilweise okklusal reduziert	5	27	10
		6	26	9
		7	25	10
		8	24	9
Unterkiefer				
3. Quadrant	Teilweise okklusal reduziert	9	37	11
		10	36	8
		11	35	12
		12	34	11
4. Quadrant	Okklusales Plateau	13	47	9
		14	46	11
		15	45	12
		16	44	11



Abb. 2: Oberkiefermodell nach Präparation und Stiftbohrung sowie Abdichtung übriger Kanäle mit Komposit



Abb. 3: Unterkiefermodell nach Präparation und Stiftbohrung sowie Abdichtung übriger Kanäle mit Komposit

2.3 Herstellung der SSA

In dem folgenden Kapitel wird die Herstellung der Stift-Stump-Aufbauten erläutert. An jedem der 16 Zähne wurden jeweils drei SSA verschiedenerer Herstellverfahren angefertigt. Daraus ergaben sich folgende Prüfungsgruppen:

- Gruppe 1: Individuell direkt hergestellte SSA
- Gruppe 2: Individuell indirekt hergestellte SSA
- Gruppe 3: Digital gefertigte SSA

Zwecks Simulation des klinischen Vorgehens untergliedert sich der Herstellungsprozess jeweils in einen klinischen Ablauf sowie einen labortechnischen Ablauf. Letzterer fand in den Räumlichkeiten des Labors Dental-Technik Kiel (Bonn) statt. Unter Verwendung der dort alltäglich verwendeten Materialien und Gerätschaften wurden in Zusammenarbeit mit

den vor Ort arbeitenden Zahntechnikern die Werkstücke angefertigt. Um materialunabhängig eine Vergleichbarkeit zu gewährleisten, wurden alle SSA in einer NEM-Legierung hergestellt. Für die in den beiden folgenden Kapiteln beschriebene Herstellung sowie Ausarbeitung und Anpassung eines jeden SSA erfolgte eine Zeitdokumentation (siehe Anhang, Tab. 18 – 20).

2.3.1 Individuell direkt hergestellte SSA

Zunächst erfolgte eine Isolierung der Stümpfe und des Kanallumens mit Helago®-Pflegeöl (Helago-Pharma GmbH & Co. KG, Bad Godesberg, Deutschland). Anschließend wurde ein aus ausbrennbarem Kunststoff bestehender Modellierstift (Coltène/Whaledent) in das Kanallumen eingebracht und soweit gekürzt, dass dieser auf Höhe der okklusalen Reduktion endete. Die Modellation des Aufbaus erfolgte mit einem selbsthärtendem Modellierkunststoff (Pattern Resin LS, GC Europe N.S., Leuven, Belgien). Unter Anwendung der Pinseltechnik wurde das Lumen des Kanalinlays vollständig mit Kunststoff ausgefüllt. Hierbei wurde die Spitze eines Einmalpinsels zunächst in Monomerflüssigkeit und anschließend in Polymerpulver getaucht, sodass sich ein Tropfen an der Spitze des Instrumentes bildete, welcher in die Kavität eingebracht werden konnte. Der weitere Aufbau des Zahnstumpfes folgte, sodass okklusal des jeweilig präparierten Stumpfes eine zusätzliche Höhe von ca. 2 mm geschaffen wurde. Zur Formgebung kamen Modellierinstrumente zur Anwendung. Im noch nicht vollständig abgeordneten Zustand des Kunststoffes wurde der Stift samt dem Kunststoffaufbau vorsichtig vom Zahn gelöst und anschließend wieder in die Ausgangsposition zurückgebracht. In dieser verblieb die Modellation bis zur vollständigen Aushärtung. Nach vier Minuten wurde die Endhärte des Kunststoffes taktil kontrolliert. Unter Verwendung von Präparationsdiamanten (Horico® Dental) erfolgte eine Bearbeitung der Außenflächen des Aufbaus, was dazu diente, einen stufenlosen Übergang von Zahnstumpf zu Stumpfaufbau zu schaffen. Hierbei wurde darauf geachtet, dass lediglich der Kunststoff finiert wurde und kein weiterer Zahnhartsubstanzabtrag stattfand. Abschließend wurde der modellierte SSA vom Zahn gelöst und zwecks Desinfektion in eine am gleichen Tag angesetzte 2 %ige Dentavon®-Lösung (Schülke & Mayr GmbH, Nordersted, Deutschland) eingelegt. Nach einer Einwirkzeit von 15 min wurde der Stumpfaufbau aus der Desinfektionslösung entnommen, mit klarem Wasser abgespült und für den Transport in das Labor bei Raumtemperatur gelagert.

Im Labor erfolgte zunächst das Anstiften der zu gießenden Objekte. Dafür wurde ein Wachsdraht mit einem Durchmesser von 2 mm verwendet (Omnident Dental-Handelsgesellschaft GmbH, Rodgau, Deutschland). Mit der Befestigung des Wachsdrahtes an der Okklusalfäche der Modellation wurde eine Fläche gewählt, welche auch nach dem Gussvorgang günstig nachzuvollziehen war und folglich das spätere Abtrennen erleichterte. Zur Komprimierung der Arbeitsschritte kam eine runde Metallmuffel der Größe sechs (Feguramed GmbH, Buchen, Deutschland) zur Anwendung. Somit konnten Einbett- und Gussverfahren von vier SSA parallel erfolgen. Demnach wurden die voran genannten angestifteten individuell direkten Modellationen gemeinsam mit jeweils zwei angestifteten individuell indirekt modellierten Stumpfaufbauten (siehe Kapitel 2.3.2) in einem Muffelring befestigt und ausgerichtet. Hierzu wurden die freien Enden der Gusskanäle mit einem heißen Modellierinstrument erhitzt und mit Hilfe von Modellierwachs (Yeti Dentalprodukte GmbH, Engen, Deutschland) im Zentrum eines aus elastischem Gummi bestehenden Muffelbodens (Feguramed GmbH) befestigt. Die zu gießenden Objekte wurden so platziert, dass ein ausreichender Abstand sowohl untereinander, als auch zur oberen und seitlichen Muffelwand eingehalten wurde. Als Richtwert galt hierbei ein Mindestabstand von ca. 10 mm. Es folgte die Auskleidung der gesamten Muffelinnenseite mit einer Muffeleinlage (Omnident Dental-Handelsgesellschaft GmbH). Diese diente dazu, einen möglichen Kontakt zwischen Einbettmasse und Muffelwand zu verhindern und somit ungewollte Spannungsbildungen durch Expansionsvorgänge der Einbettmasse zu unterbinden (Strub et al. 2011b).

Anschließend erfolgte das Anmischen der Einbettmasse (Feguramed GmbH). Das Mischungsverhältnis wurde den Herstellerangaben entsprechend angepasst, sodass auf 150 g Pulver 42 ml Flüssigkeit verwendet wurden. Hierbei vermengte man 16 ml Anmischflüssigkeit (Feguramed GmbH) mit 26 ml destilliertem Wasser. Die abgemessenen Komponenten wurden für 120 s automatisch und unter Vakuum angemischt und anschließend bei niedriger Intensität auf einem Rüttler in die Muffel eingebracht. Nach 30 min. entfernte man den Muffelboden und stellte die Muffel, mit dem Gusstrichter nach unten zeigend, für 45 min. bei 900° Celsius in einen Vorwärmofen. Nach Ablauf der Vorwärmzeit erfolgte der Gussprozess. Um Differenzen bezüglich der Gussapparatur auszuschließen verwendete man für alle SSA die gleiche Vakuum-Druck-Gießgerät (Kulzer GmbH). Nach Einschalten und Aufheizen der Maschine wurde ein Keramiktiegel (Kulzer GmbH) in die Maschine

eingbracht und dieser auf Schmelztemperatur erwärmt. Anschließend wurden drei Girobond-Soft-Gusswürfel (Arrman Girrbach GmbH, Pforzheim, Deutschland) in den Gusstiegel eingebracht und der Schmelzvorgang der Co-Cr-Legierung beobachtet. Sobald die Gusswürfel zusammengefallen und der Gusschatten verschwunden waren, entfernte man die Muffel aus dem Vorwärmofen, platzierte sie in die dafür vorgesehene Halterung und löste den Gussvorgang aus.

Nach Beendigung des Gussverfahrens wurden die Muffel und der Tiegel aus dem Gießgerät entfernt und an der Luft abgekühlt. Nach ca. 45 min war die Muffel auf Raumtemperatur abgekühlt. Im Anschluss konnte das Gussobjekt ausgebettet werden. Mit Hilfe einer Ausbettpresse wurden Muffelring und Einbettmasse voneinander getrennt. Durch leichte vibrationsartige Hammerschläge auf den Gusskegel und unter Zuhilfenahme einer Ausbettzange wurden zunächst grobe Einbettmassenbestandteile vom Gussobjekt entfernt. Noch auf der Oberfläche des Gussobjektes befindlichen Reste der Einbettmasse sowie die auf den gegossenen SSA befindliche Oxidschicht wurden letztendlich durch Abstrahlung der Oberfläche mithilfe von Aluminiumoxid (Dentona AG, Dortmund, Deutschland) entfernt.

2.3.2 Individuell indirekt hergestellte SSA

Zur Erfassung der Wurzelkanallänge nach Stiftbohrung wurde vor Durchführung der Abformung ein Kunststoff-Abformstift (Coltène/Whaledent) in den Wurzelkanal eingebracht. Mithilfe eines heißen Modellierinstrumentes wurde das okklusale Ende des Abformstiftes angeschmolzen und eine Retention geschaffen. Diese sollte gewährleisten, dass der in den Wurzelkanal eingebrachte Stift in der späteren Abformung verblieb. Da für diese Untersuchung die Registrierung der gesamten Kiefersituation nicht notwendig war, kamen Minitray-Abdrucklöffel (Speiko GmbH, Bielefeld, Deutschland) zum Einsatz. Vorab wurde der Löffel mit einem Haftmittel für Silikon-Abformmassen (Kulzer GmbH) bepinselt. Die Präzisionsabformung erfolgte einzeitig, im Sinne einer Doppelmischabformung. Verwendet wurde ein A-Silikon in Putty-Konsistenz zur Handanmischung (DMG Dental, Hamburg, Deutschland). Zusätzlich kam ein dünnfließendes Korrekturabformungsmaterial (DMG Dental) zur Anwendung. Dieses wurde in Automix-Kartuschen, unter Zuhilfenahme einer Applikationspistole (DMG Dental), verarbeitet. In einem Mischungsverhältnis von eins zu

eins wurde das Putty-Material für eine Dauer von 30 s manuell angemischt und der Abformlöffel mit der Masse befüllt. Anschließend wurde mit dem Korrekturabformungsmaterial der im Kanal befindliche Abformstift umspritzt sowie eine zusätzliche Schicht, auf die bereits im Löffel befindliche Putty-Masse, appliziert. Mit geringem Kraftaufwand und gleichmäßigem Druck wurde der Abdrucklöffel auf dem präparierten Stumpf positioniert. Aufgrund fehlender Faktoren, wie einer erhöhten Mundtemperatur, verlangsamte sich der Abbindeprozess der Abformmaterialien. Aufgrund dessen wurde für diese Untersuchung eine standardisierte Abbindezeit von 5 min festgelegt. Nach dieser Zeit wurde der Abdruck entformt und anschließend in eine am gleichen Tag angesetzte 2%ige Dentavon®-Lösung (Schülke & Mayr GmbH) eingelegt. Nach einer Einwirkzeit von 15 min wurde der Abdruck aus der Desinfektionslösung entnommen, mit klarem Wasser abgespült und für den Transport in das Labor bei Raumtemperatur gelagert. Die Weiterverarbeitung erfolgte am Folgetag.

Vor dem Ausgießen der Abformung wurde der Abformstift mit Vaseline isoliert, um ein einfaches Lösen aus dem Gipsmodell zu ermöglichen. Die Abformung wurde mit Silikonentspanner (Kulzer GmbH) eingesprüht. Nach einer Einwirkzeit von 2 min konnte dieser verblasen werden. Für die Modellherstellung kam ein Superhartgips zur Anwendung (Wiegmann Dental GmbH, Bonn, Deutschland). Den Herstellerangaben entsprechend wurden 100 g Gipspulver mit 20 ml destilliertem Wasser für 30 s automatisch unter Vakuum vermischt. Nachdem sich dieses Mischungsverhältnis als zu fest herausstellte, wurde das Mischungsverhältnis angepasst. Auf 100 g Pulver vermischte man 25 ml destilliertes Wasser, sodass jeweils drei Stümpfe zeitgleich ausgegossen werden konnten. Nach ca. 35 min wurden die Modellstümpfe entformt und nass in Form getrimmt. Bis zur weiteren Verarbeitung wurden die Modelle trocken bei Raumtemperatur gelagert.

Am nächsten Tag folgte die Modellation und Fertigung der SSA. Auf das Stumpfmodell wurde zunächst eine Schicht Gips härter sowie eine Isolierschicht (Yeti Dentalprodukte GmbH) aufgetragen. Für die Modellation des Wurzelstiftes verwendete man einen aus ausbrennbarem Kunststoff bestehenden Modellierstift (Coltène/Whaledent). Dieser wurde in den Wurzelkanal eingebracht und auf die entsprechende okklusale Höhe gekürzt. Es folgte die Modellation mit Wachs. Unter Zuhilfenahme von Modellierinstrumenten wurden zunächst die innenliegenden Bereiche des Kanalinlays, die Region zervikal des Modellierstiftes, sowie die Präparationsgrenze mit einer Schicht Cervikalwachs versehen (Yeti

Dentalprodukte GmbH). Für die Modellation des restlichen Aufbaus verwendete man Modellierwachs (Yeti Dentalprodukte GmbH). Die Formgebung des Aufbaus erfolgte entsprechend der in Kapitel 2.3.1 beschriebenen Richtlinien. Nach Fertigstellung der Wachsmodellation wurde diese vom Gipsmodell gelöst. Der darauffolgende Einbett- und Gussvorgang lief, wie in Kapitel 2.3.1 erwähnt, synchron mit der Herstellung individuell direkter SSA ab und ist demnach diesem Kapitel zu entnehmen.

2.3.3 CAD/CAM gefertigte SSA

Die in dieser Untersuchung angewandte CAD/CAM-gestützte Herstellung von SSA verlief nach dem Labside-Verfahren. Folglich wurden die Arbeitsschritte der computerunterstützten Konstruktion und maschinellen Fertigung der Werkstücke an das Labor ausgelagert und in Zusammenarbeit mit den dortigen Zahntechnikern hergestellt. Die digitale Abformung wurde mit einer TRIOS[®]3 Scaneinheit (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) durchgeführt. Nach Aktivierung der Einheit wurde je Zahn ein neuer Patientenfall angelegt und somit für jeden SSA ein eigener Scan durchgeführt. Abformungsparameter betreffend Zahnposition, Art und Material der Restauration sowie die Auswahl des Labors wurden eingestellt. Da für diese Untersuchung die Gegenkiefersituation und der Zusammenbiss nicht von Bedeutung waren, wurde lediglich der präparierte Zahnstumpf mit seinen Nachbarzähnen abgeformt. Bei der Durchführung der folgenden Scans richtete man sich nach dem vom Hersteller angegebenen Scanpfad (3Shape, 2017). Nach Befestigung eines sauberen, sterilisierten Scanaufsatzes wurde in einem ersten Scan die abzuformende Region beginnend von der okklusalen über die orale bis zur bukkalen Fläche erfasst. Für die Abformung des Wurzelkanals kamen Scanpfosten (3Shape) zum Einsatz. Bevor die Abformung durchgeführt werden konnte, wählte man die Art und Größe des Pfostens aus, welche sich nach dem bei der Stiftbohrung verwendeten System richtete. Bei dieser Untersuchung kamen zylindrische Scanpfosten (3Shape) mit einem Durchmesser von 1,25 mm und einer Länge von 16 mm zum Einsatz. Der Pfosten wurde in den Wurzelkanal inseriert und ein zweiter Scan nach der beschriebenen Vorgehensweise durchgeführt. Die Daten wurden gespeichert und über das Internet an das zahntechnische Labor übersendet.

Die Weiterverarbeitung der Daten sowie die virtuelle Konstruktion des Werkstückes fand im Labor mithilfe der Software Dental System™ (3Shape) statt. Da im kooperierenden Labor für die digitale Fertigung von SSA zum Zeitpunkt der Untersuchung noch kein standardisierter Workflow definiert war, wurden die Arbeitsschritte nach Herstellerempfehlungen angepasst und optimiert. Um statistisch vergleichbare Ergebnisse erzielen zu können wurde in zwei Testläufen eine praxisübliche Einführung des digitalen Fertigungsprozesses vorgenommen. Anschließend konnten die SSA wie im Folgenden beschrieben hergestellt werden. Zunächst wurden die Scan-Daten in die Software importiert, welcher der digitalen Konstruktion des SSA diente. Zu Beginn wurden alle Bereiche, die für die Konstruktion der Restauration irrelevant waren, ausgeschnitten. Anschließend galt es die Präparationsgrenze, die Einschubrichtung und das Design des Aufbaus festzulegen. Hierbei kamen folgende Parameter zur Anwendung:

- Konuswinkel: 3°
- Passungsparameter: 0,02 mm
- Zementspalt: 0,01 mm

Der Aufbau wurde frei geformt, sodass, ähnlich den konventionell hergestellten SSA, eine zusätzliche Höhe von ca. 2 - 3 mm oberhalb der Präparationsgrenze geschaffen wurde. Der designte SSA konnte anschließend auf einen Wechseldatenträger als STL-Datei gespeichert werden. Die computerunterstützte Fertigung der Werkstücke erfolgte mithilfe der Zirkonzahn® Software (Zirkonzahn GmbH, Gais, Schweiz). In einem nebenstehenden Raum befand sich ein weiterer Computer, der mit der Fräseinheit verbunden war. Der Wechseldatenträger wurde mit dem Computer verbunden und die Daten in die Zirkonzahn.Nesting Software (Zirkonzahn GmbH) importiert, die dazu diente den SSA in dem verwendeten Materialblock zu positionieren und den Schleifprozess vorzubereiten. Zunächst wählte man die entsprechende Schleifeinheit, sowie den Materialblock aus. Um Unterschiede bezüglich Fräsgerät und verwendetem Materialblock auszuschließen, wurde für alle hergestellten SSA die gleiche Fräsmaschine (Zirkonzahn GmbH) und der gleiche Materialblock (Zirkonzahn GmbH) verwendet. Es folgte die virtuelle Positionierung der Modellationen in dem Materialblock. Nach abgeschlossenem Nesting-Vorgang kam

es zur automatischen Berechnung der Frässtrategie für das Werkstück. Durch Weiterleiten der Daten in die Zirkonzahn.Fräsen Software (Zirkonzahn GmbH) wurde der Fräsvorgang gestartet.

2.4 Ausarbeitung und Anpassung der SSA

Die Ausarbeitung konventionell gegossener SSA der Prüfungsgruppen eins und zwei wird im Folgenden zusammenfassend beschrieben, da das Vorgehen für beide Gruppen weitestgehend identisch ablief.

2.4.1 Ausarbeitung individuell direkter und indirekter SSA

Nach dem Ausbetten eines Gussobjektes wurde der Gusskanal mit einer Trennscheibe (Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland) entfernt. Der Kanalrest sowie Unebenheiten an der äußeren Oberfläche des Aufbaus, wurden mit kreuzverzahnten Hartmetallfräsen entfernt und eigeebnet (Hager & Meisinger GmbH, Neuss, Deutschland). An der Innenseite der SSA befindliche Gussperlen wurden mit Rosenbohrern kleiner Größe (Hager & Meisinger GmbH) entfernt. Die Bearbeitung erfolgte mit einem Handstück und wurde unter Absaugung durchgeführt. Die individuell indirekt hergestellten SSA wurden auf eine initiale Passung am Gipsmodell überprüft. Mithilfe von Okklusionsspray (Omnident Dental-Handelsgesellschaft GmbH, Rodgau, Deutschland) wurden eventuelle Störkontakte markiert und anschließend mit Rosenbohrern (Hager & Meisinger GmbH) entfernt. Die Oberfläche der Werkstücke wurde abschließend mit Aluminiumoxid (Dentona AG, Dortmund, Deutschland) abgestrahlt.

2.4.2 Ausarbeitung digital gefertigter SSA

Nach Beendigung des Fräsvorgangs wurde der Materialblock aus dem Fräsgerät entfernt. Unter Zuhilfenahme kreuzverzahnter Hartmetallfräsen (Hager & Meisinger GmbH) und Trennscheiben (Renfert GmbH) wurde der SSA aus seiner Verbindung zum Materialblock getrennt und Verbindungsreste an der Außenfläche des Aufbaus eingegebenet. Die Ausarbeitung fand mit einem Handstück mit eingeschalteter Absauganlage statt. Anschließend wurde das Werkstück mit Aluminiumoxid (Dentona AG) abgestrahlt und zum Transport trocken gelagert.

2.4.3 Anpassung der SSA

Die Anpassung der SSA auf den Probezähnen wurde bei allen Prüfungsgruppen nach identischer Vorgehensweise durchgeführt. Die im Folgenden beschriebene Anpassung gilt demnach beispielhaft für alle Gruppen. Für die angewandten Untersuchungsmethoden wurden die Kiefermodelle vor Anprobe der Werkstücke in Kunststoffmonoblöcke aufgetrennt. Nach Primäranprobe der Restauration erfolgte eine Fotodokumentation der Initialpassung (siehe Kapitel 2.5.1). Anschließend wurde mit der Prüfung der Innenpassung des SSA begonnen. Diese erfolgte mithilfe eines niedrigviskösen Silikons (Kulzer GmbH). Gewünscht war eine gleichmäßig dünne Silikonschicht mit einem hauchdünnen bis durchgedrückten Randbereich. Störkontakte wurden markiert und mit kugelförmigen Präparationsdiamanten (Hager & Meisinger GmbH) unter Wasserkühlung entfernt. Es folgten weitere Silikonproben bis die gewünschte Passung erreicht war.

2.5 Untersuchung der Passgenauigkeit

Mithilfe einer Fotodokumentation, einer mikroskopischen Analyse sowie einer Vermessung des apikalen Durchmessers der hergestellten SSA wurde die Passgenauigkeit in dieser in-Vitro Studie untersucht. Die Umsetzung wird im folgenden Kapitel erläutert.

2.5.1 Visuelle Methode zur Beurteilung der Initialpassung

Nach der Primäranprobe der SSA konnte anhand einer Fotodokumentation eine erste visuelle Beurteilung der Initialpassung der Werkstücke vorgenommen werden. An einem Fototisch wurden mit einer Spiegelreflex-Kamera (Canon, Tokio, Japan) standardisierte Fotos unter Einhaltung eines konstanten Abstandes zum fotografierten Prüfkörper angefertigt. Beginnend mit der vestibulären Fläche wurden nacheinander die mesiale, orale und distale Fläche fotografiert. Gewünscht war eine spannungsfreie Passung sowie ein möglichst gleichmäßiger und geringer zervikaler Randspalt. Anhand eines definierten Zahlenschemas erfolgte die Bewertung der Initialpassung (siehe Anhang, Tab.10). Die Ordinalskala setzt sich wie folgt zusammen:

- 0 = Passung nicht akzeptabel
- 1 = Passung akzeptabel
- 2 = Passung gut
- 3 = Passung sehr gut

2.5.2 Analyse des Randspalts

Nach Anpassung der SSA erfolgte eine Untersuchung des Randspalts. Zu diesem Zweck wurden Aufnahmen der Prüfkörper mit einem vollautomatisierten Stereomikroskop der Firma Leica Microsystems (Wetzlar, Deutschland) angefertigt. Die für die Aufnahmen verwendete Apparatur setzte sich zusammen aus einem Stereomikroskop (Leica Microsystems, Wetzlar, Deutschland) mit Fototubus, einer Kaltlichtquelle (Schott AG, Mainz, Deutschland) sowie einer integrierten digitalen Mikroskopkamera (Leica Microsystems). Letztere war über ein Fire Wire Kabel an einem Computer angeschlossen (siehe Abb. 4). Von jedem SSA wurden jeweils vier Fotos der entsprechenden Zahnflächen angefertigt. Unter Verwendung einer Mikroskopsoftware (Leica Microsystems) konnten die angefertigten Aufnahmen bearbeitet und gespeichert werden. Im Rahmen der Bildbearbeitung fügte man jeder Aufnahme jeweils einen Messbalken mit einer Länge von 2 mm hinzu. Die anschließende Ausmessung des Randspalts erfolgte mit dem Bildverarbeitungsprogramm Image J in der Version 1.53 (Wayne Rasband, NIH, USA). Nach Import der entsprechenden Aufnahme in das Bildverarbeitungsprogramm war es mithilfe des eingefügten Messbalkens möglich, die Vermessung des Randspaltes zu kalibrieren. Pro Aufnahme wurde der Randspalt an jeweils vier Stellen ausgemessen und in Excel tabellarisch dokumentiert. Eine Zusammenfassung der Mittelwerte der drei Prüfungsgruppen sind den Tabellen 11 – 13 zu entnehmen (siehe Anhang).



Abb. 4: Stereomikroskop Lupe Leica - Wild M8

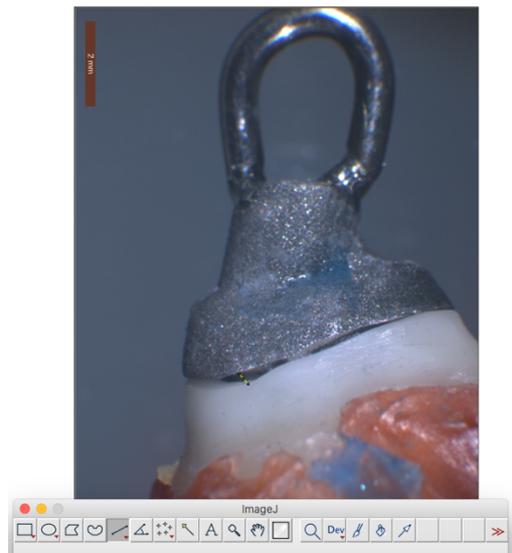


Abb. 5: Randspaltvermessung mit Image J

2.5.3 Messung des apikalen Durchmessers der Wurzelstifte nach Anpassung

Die Messung des Durchmessers der Stiftaufbauten erfolgte anhand einer kalibrierten, digitalen Schieblehre. Nach Anpassung der SSA wurden jeweils die apikalen Stiftenenden der Prüfkörper in die Schieblehre eingespannt und die Durchmesser mit einer Messgenauigkeit von 0,1 mm vermessen. Die Messwerte wurden schriftlich dokumentiert (siehe Anhang, Tab. 14).

2.6 Untersuchung der Friktion

Vor Durchführung dieser Untersuchungsmethode mussten die gefertigten SSA mit einer Öse versehen werden. Diese wurde aus einem Draht (Scheu-Dental GmbH, Iserlohn, Deutschland) vorgebogen und mithilfe eines Schweißlasers (Schütz Dental GmbH, Rosbach vor der Höhe, Deutschland) im zahntechnischen Labor an der okklusalen Oberfläche der Werkstücke fixiert. Zur Messung der Friktion kam eine an der Universität Bonn eigens konstruierte Messapparatur zum Einsatz, die ursprünglich für die Retentionsmessung von Halteelementen entworfen wurde (Bayer et al. 2010). Die verwendete Apparatur bestand aus einem Messstylus, an dessen flacher Seite Dehnungsstreifen befestigt waren, einem Analog-Digital-Umsetzer sowie einem Computer (Abb. 6). Im Rahmen einer Messaufnahme wurde der SSA auf den Zahnstumpf gesetzt, die Spitze des Messstylus in die Öse geführt und der SSA so versucht vom Zahnstumpf zu lösen. Wichtig hierbei war, dass die flache Seite des Messstylus im rechten Winkel zur Abzugsrichtung ausgerichtet wurde.

Dieser Vorgang wurde pro SSA sechsmal wiederholt. Über den Analog-Digital-Umsetzer konnten die gemessenen Werte in digitale Datensätze verarbeitet und an den nachgeschalteten Computer weitergeleitet werden. Die aufgenommenen Friktionswerte wurden mit Hilfe der Software DASYLab® (National Instruments, Texas, USA) analysiert und schriftlich dokumentiert (siehe Anhang, Tab. 15 – 17).



Abb. 6: Aufnahme eines Messvorgangs; Zur Vermessung der Abzugskräfte wird der Messstylus mit seiner Spitze in eine am Prüfkörper angebrachte Öse eingeführt.

2.7 Zeitdokumentation

Der Fertigungsprozess der einzelnen Stift-Stumpf-Aufbauten wurde den Prüfungsgruppen entsprechend in verschiedene Teilschritte unterteilt. Für jeden dieser Teilschritte erfolgte eine Erfassung der benötigten Arbeitszeit, welche tabellarisch festgehalten wurde. Für die Auswertung der Messwerte erfolgte eine weitere Einteilung der gemessenen Werte in die benötigte Gesamtdauer der kliniknahen Arbeitsschritte sowie die Gesamtdauer des labor-technischen Herstellungsprozesses. Diese Unterteilung ist den Tabellen 18 – 20 zu entnehmen (siehe Anhang). Um einen kliniknahen Ablauf zu simulieren, wurde für den Transport in das zahntechnische Labor jeweils 30 Minuten angerechnet.

2.8 Statistische Auswertung

Die erhobenen Messwerte wurden zunächst in die Tabellenkalkulation-Software-Excel (Microsoft Corporation, Washington, USA) überführt, bearbeitet und zusammengefasst. Die statistische Auswertung erfolgte mithilfe der Software Graph Pad Prism 6 (Graphpad

Software Inc, California, USA). Nach Ermittlung der Mittelwerte und Standardabweichungen der drei Prüfungsgruppen wurden die Daten in das Programm importiert und graphisch über Balkendiagramme dargestellt. Die Bestimmung eines signifikanten Unterschiedes der Prüfungsgruppen untereinander ($p < 0,05$) wurde mittels einfaktorierlicher Varianzanalysen (One-Way ANOVA) und dem post-hoc Turkey's Multiple Comparison Test durchgeführt. Beim Vergleich der Messwerte für die Initialpassung wurde keine Normalverteilung angenommen, sodass zur Auswertung der Daten der Kruskal-Wallis-Test angewendet wurde. Die graphische Darstellung der Punktwolkendiagramme erfolgte mithilfe der Software Numbers (Version 12.1).

2.9 Fotodokumentation

Um den Herstellungsprozess der angefertigten SSA visuell darzustellen wurde eine Fotodokumentation durchgeführt (Abb. 7 - 21). Anhand des Probezahnes 24 (Abb. 7) werden im Folgenden exemplarisch die verschiedenen Arbeitsschritte in den drei Prüfungsgruppen dargestellt.



Abb. 7: Probezahn 24 nach Präparation des Kanalinlays und Stiftbohrung (Okklusale Ansicht)

2.9.1 Individuell direkt hergestellte SSA

Die folgenden Abbildungen dokumentieren den Herstellungsprozess der in Prüfungsgruppe 1 gefertigten SSA.



Abb. 8: Modellation des SSA mit Pattern Resin LC (Okklusale Ansicht)



Abb. 9: Initialpassung des gegossenen SSA (Vestibuläre Ansicht)

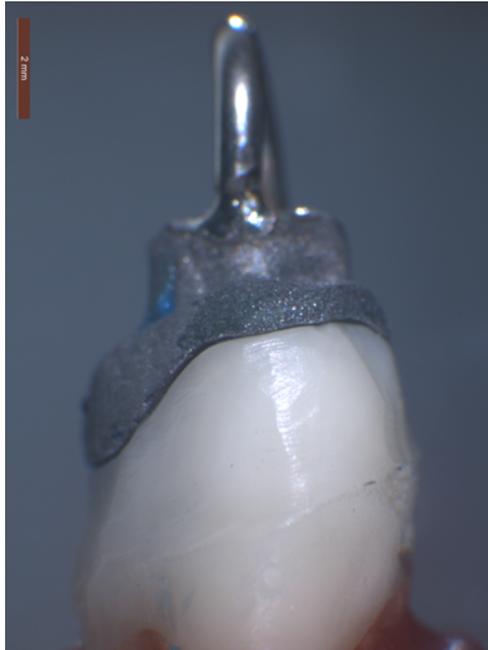


Abb. 10: Endpassung des gegossenen SSA mit Maßstableiste (Vestibuläre Ansicht)

2.9.2 Individuell indirekt hergestellte SSA

Die folgenden Abbildungen dokumentieren den Herstellungsprozess der in Prüfungsgruppe 2 gefertigten SSA.



Abb. 11: Präzisionsabformung mit Minitray-Abdrucklöffel



Abb. 12: Modellierter SSA am Gipsmodell (Okklusale Ansicht)



Abb. 13: Initialpassung des gegossenen SSA (Mesiale Ansicht)



Abb. 14: Endpassung des gegossenen SSA mit Maßstableiste (Mesiale Ansicht)

2.9.3 Digital gefertigte SSA

Die folgenden Abbildungen dokumentieren den Herstellungsprozess der in Prüfungsgruppe 3 gefertigten SSA.

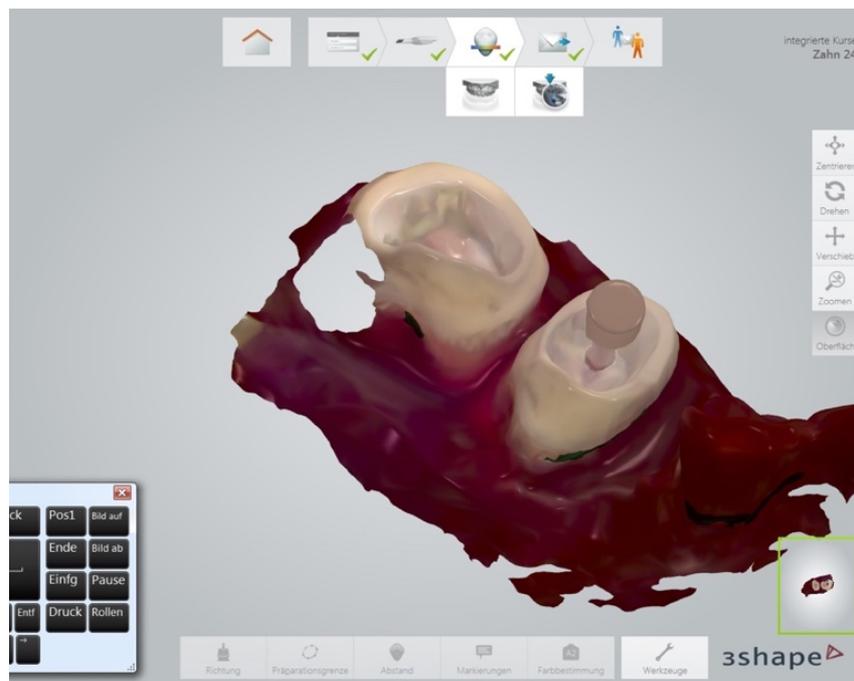


Abb. 15: Scan des Probezahnes mit inseriertem Abformpfosten

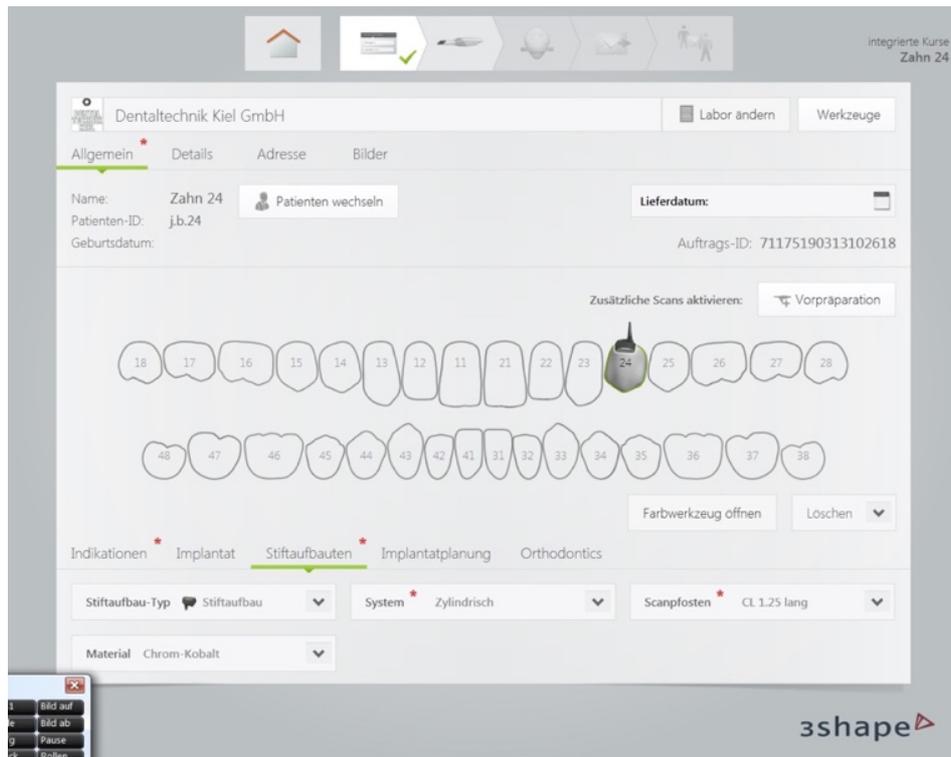


Abb. 16: Digitaler Laborauftrag

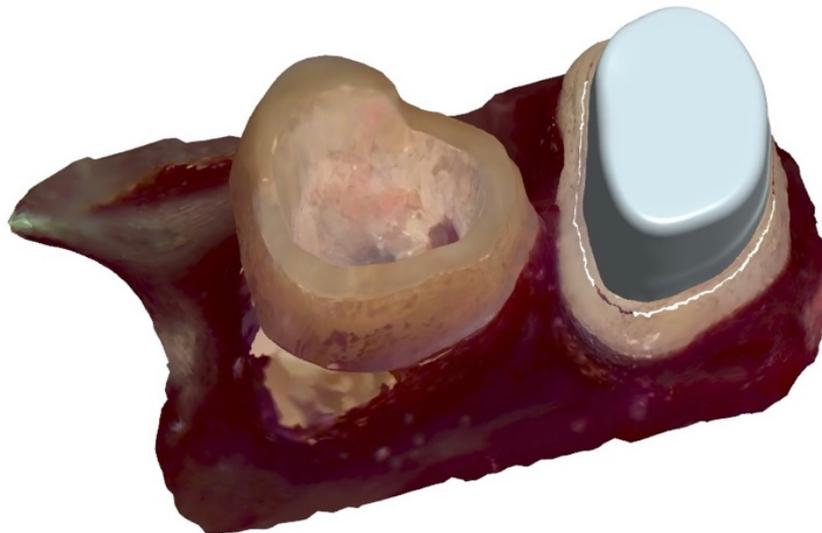


Abb. 17: Digitales Modell mit konstruiertem SSA



Abb. 18: Digitale Darstellung des konstruierten SSA

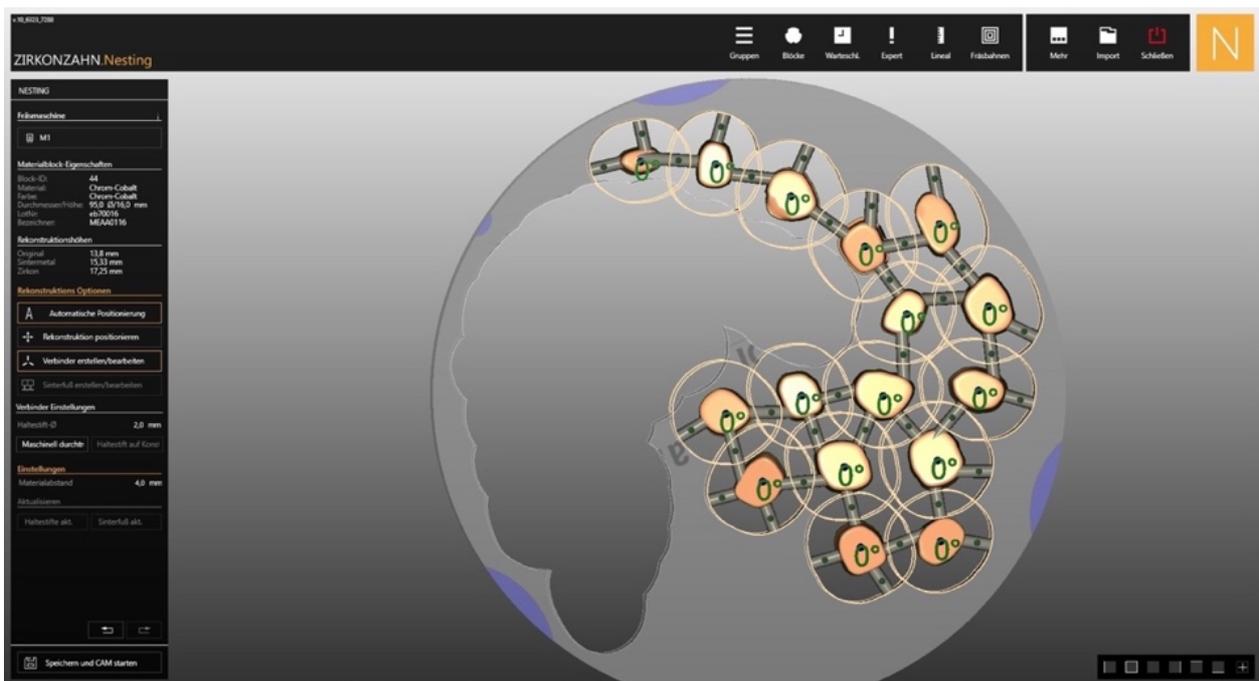


Abb. 19: Virtuelle Positionierung der SSA im Rohling (Nesting)



Abb. 20: Initialpassung des gefrästen SSA (Mesiale Ansicht)

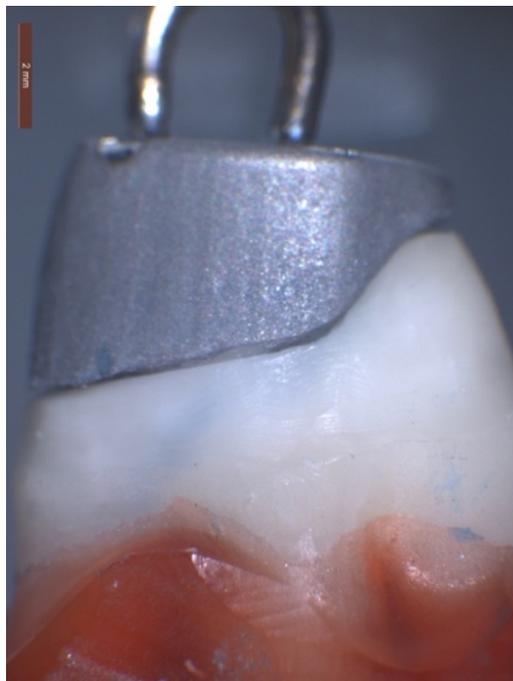


Abb. 21: Endpassung des gefrästen SSA mit Maßstableiste (Mesiale Ansicht)

3. Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der verschiedenen Untersuchungsmethoden dargestellt. Zunächst erfolgte jeweils eine deskriptive Auswertung der ermittelten Datensätze. Im Anschluss wurden die drei Prüfungsgruppen in einer interferenzstatistischen Analyse miteinander verglichen. Zur besseren Visualisierung der Ergebnisse erfolgte eine Darstellung über Balkendiagramme.

3.1 Ergebnisse der visuellen Beurteilung der Initialpassung

Im Rahmen der Beurteilung der Initialpassungen wiesen drei Prüfkörper der individuell direkt hergestellten SSA (Zahn 17, Zahn 26, Zahn 45) eine nicht akzeptable Passung auf (Skalenwert 0), währenddessen die anderen beiden Prüfungsgruppen lediglich akzeptable (Skalenwert 1) und gute Initialpassungen (Skalenwert 2) erlangten (siehe Anhang, Tabelle 11). Im Gruppenvergleich konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den drei Prüfungsgruppen festgestellt werden. Die Medianwerte waren für alle drei Prüfungsgruppen identisch, sodass kein Unterschied in der Lage der Verteilung der erhobenen Werte bezüglich der Initialpassungen festgestellt werden konnte (siehe Tab.2).

Tab. 2: Tabellarische Darstellung der Minimal- und Maximalwerte sowie der Quartile der Datensätze aller drei Prüfungsgruppen; Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3

Prüfungsgruppe	Minimalwert	25%- Percentile	Median	75%- Percentile	Maximalwert
Individuell direkte SSA	0	2	2	2	2
Individuell indirekte SSA	1	2	2	2	2
Digitale SSA	1	2	2	2	2

3.2 Ergebnisse der mikroskopischen Analyse des Randspalts

Bei der mikroskopischen Randspaltuntersuchung wiesen die SSA der Prüfungsgruppe zwei, mit einem Mittelwert von 0,082 mm, die geringsten Randspaltbreiten auf (siehe Tab.3). Geringfügig größere Messwerte erzielten die individuell direkt hergestellten SSA

(MW= 0,103 mm). Die digital hergestellten SSA wiesen mit einem Mittelwert von 0,147 mm und einer Standardabweichung von 0,098 mm die höchsten Randspaltbreiten auf. Den niedrigsten gemittelten marginalen Randspalt erzielte der individuell direkt hergestellte Prüfkörper 14 mit einem Mittelwert von 0,034 mm (siehe Anhang, Tab. 11). Die größte marginale Diskrepanz wurde an Prüfkörper 4 der digital hergestellten SSA festgestellt (siehe Anhang, Tab. 13)

Tab. 3: Ergebnisse der mikroskopischen Analyse des Randspalts nach Datenanalyse; Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3

Prüfungsgruppe	Mittelwert (mm)	Standardabweichung (mm)
Individuell direkte SSA	0,103	0,079
Individuell indirekte SSA	0,082	0,052
Digitale SSA	0,147	0,098

Im Gruppenvergleich wurde ein signifikanter Unterschied zwischen den digital hergestellten SSA und den jeweiligen Vergleichsgruppen nachgewiesen. Die konventionellen Prüfungsgruppen unterschieden sich nicht signifikant voneinander (siehe Abb. 22).

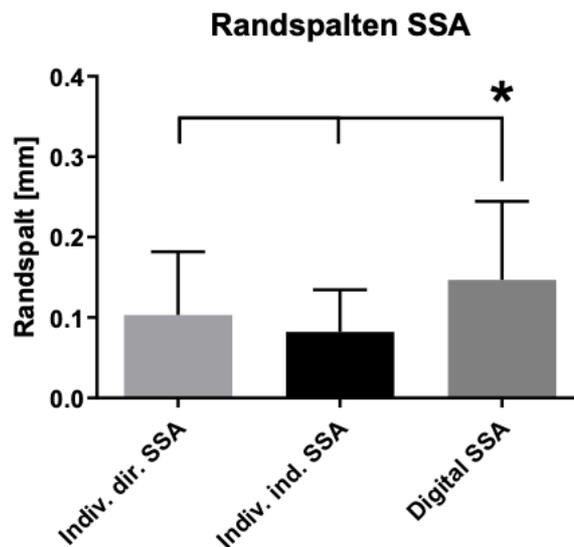


Abb. 22: Übersicht der Ergebnisse der mikroskopischen Randspaltanalyse im Gruppenvergleich. Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3; * $p < 0,05$

3.3 Ergebnisse der Messung des apikalen Durchmessers

Bei der Vermessung des Durchmessers der apikalen Stiftenden wiesen alle drei Prüfungsgruppen eine geringfügige Abnahme des apikalen Stiftdurchmessers zu deren jeweiligem Ursprungswert auf (siehe Anhang, Tab. 14). Der ursprüngliche apikale Stiftdurchmesser betrug für alle drei Prüfungsgruppen 1,25 mm, in Abhängigkeit des verwendeten konfektionierten Modellier- bzw. Abformstiftes und dem verwendeten Scanpfosten. Die digital hergestellten SSA verzeichneten mit einem mittleren Durchmesser von 1,155 mm die höchsten Messwerte und somit die geringfügigste Abnahme vom Ursprungswert. Die individuell indirekt hergestellten SSA wiesen mit einem Mittelwert von 1,113 mm die geringsten Messwerte auf (siehe Tab. 4).

Tab. 4: Ergebnisse der Messung des apikalen Durchmessers nach Datenanalyse; Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3

Prüfungsgruppe	Mittelwert (mm)	Standardabweichung (mm)
Individuell direkte SSA	1,114	0,07
Individuell indirekte SSA	1,113	0,053
Digitale SSA	1,155	0,037

Bei dem Vergleich der drei Prüfungsgruppen untereinander konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden (siehe Abb. 23).

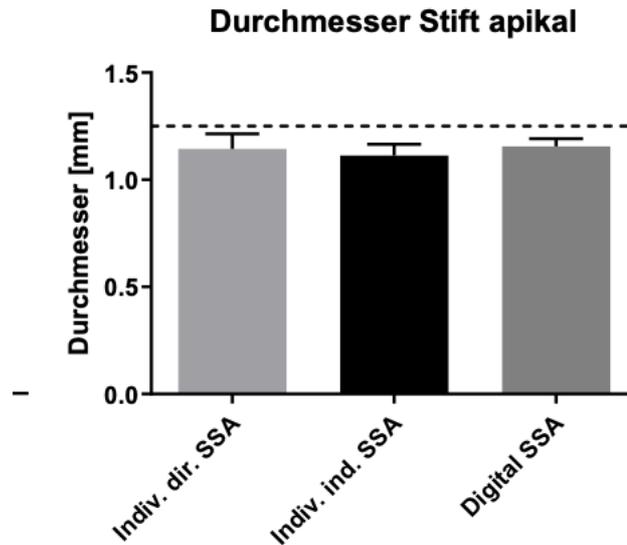


Abb. 23: Übersicht der Ergebnisse der Messung des apikalen Durchmessers im Gruppenvergleich. Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3; Die horizontale gestrichelte Linie bezieht sich auf den ursprünglichen apikalen Durchmesser, festgelegt durch das genormte Stiftsystem

3.4 Ergebnisse der Untersuchung der Friktion

Die höchsten Friktionswerte wurden bei den digital hergestellten SSA gemessen (MW= 0,106 N). Die individuell direkt hergestellten SSA erzielten mit einem Mittelwert von 0,058 N die niedrigsten Friktionswerte. Auffällig erschien die hohe Streuung der Messwerte der zweiten Prüfungsgruppe, welche sich in einer hohen Standardabweichung von 0,113 N bemerkbar machte (siehe Tab. 5).

Tab. 5: Ergebnisse der Untersuchung der Friktion nach Datenanalyse; Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3

Prüfungsgruppe	Mittelwert (N)	Standardabweichung (N)
Individuell direkte SSA	0,058	0,073
Individuell indirekte SSA	0,089	0,113
Digitale SSA	0,106	0,078

In einem Gruppenvergleich konnten keine signifikanten Unterschiede bezüglich der gemessenen Friktionskräfte der drei Prüfungsgruppen festgestellt werden (siehe Abb. 24).

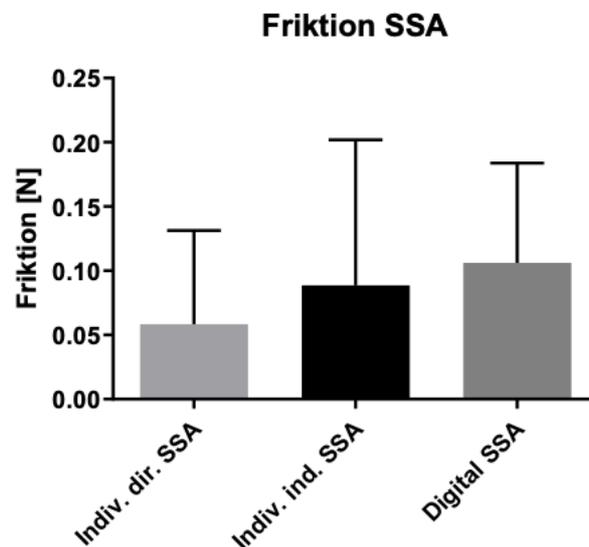


Abb. 24: Übersicht der Ergebnisse der Untersuchung der Friktion im Gruppenvergleich. Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3

3.5 Ergebnisse der Zeitdokumentation

Bei der folgenden Auswertung der erfassten Herstellungsdauer wurde zunächst eine Auswertung der jeweiligen Teilschritte (siehe 2.7) durchgeführt. Für eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse folgte eine weitere Unterteilung in die benötigte Gesamtdauer der kliniknahen und labortechnischen Arbeitsschritte.

3.5.1 Abformung und Modellation

Die Modellation der individuell direkt hergestellten SSA beanspruchte die meiste Zeit und betrug im Mittel 971,3 s (siehe Tab. 6). Ebenfalls in dieser Prüfungsgruppe zu beobachten war eine große Streuung der Messwerte, was sich in einer hohen Standardabweichung widerspiegelte ($SD=266,4$ s). Für die Abformung der ebenfalls konventionell hergestellten individuell indirekten SSA wurden im Schnitt 485,3 s benötigt. Den geringsten Zeitaufwand verzeichnete die Durchführung der digitalen Abformung ($MW=327,6$ s).

Tab. 6: Ergebnisse der Zeitdokumentation der Abformung und Modellation nach Datenanalyse; Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3

Prüfungsgruppe	Mittelwert (s)	Standardabweichung (s)
Individuell direkte SSA	971,3	266,4
Individuell indirekte SSA	485,3	46,46
Digitale SSA	327,6	41,1

Im Gruppenvergleich konnten signifikante Unterschiede sowohl zwischen der Prüfungsgruppe eins und zwei, als auch zwischen den Gruppen eins und drei herausgestellt werden. Auch beim Vergleich der benötigten Dauer für die digitale und konventionelle Abformung konnte ein signifikanter Unterschied festgestellt werden (siehe Abb.25).

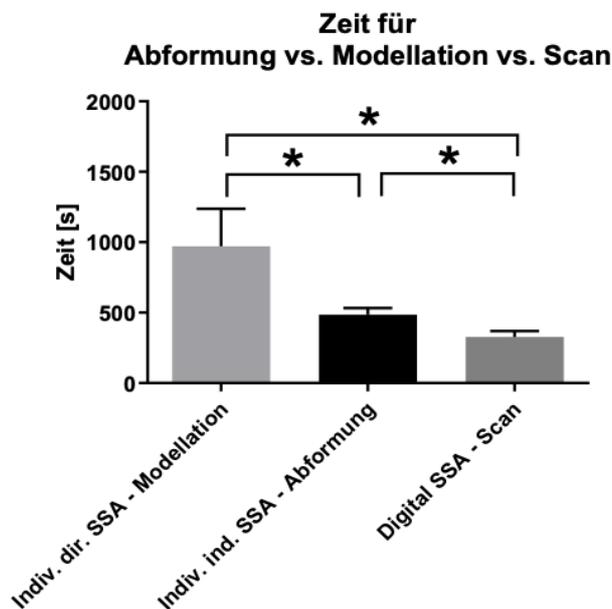


Abb. 25: Übersicht der Ergebnisse der Zeitdokumentation der Abformung und Modellation im Gruppenvergleich. Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3; * $p < 0,05$

3.5.2 Anpassung an den Probezähnen

Bei der Anpassung der SSA an den Probezähnen wurde für die individuell direkt gefertigte SSA die meiste Zeit benötigt (MW=988,3 s). Die Einpassung der digital gefertigten SSA erfolgte am schnellsten und betrug im Mittel 648,8 s. Die niedrige Standardabweichung dieser Prüfungsgruppe spiegelt die geringe Streuung der Messergebnisse wider (siehe Tab. 7).

Tab. 7: Ergebnisse der Zeitdokumentation der Einpassung der SSA am Phantompatienten nach Datenanalyse; Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3

Prüfungsgruppe	Mittelwert (s)	Standardabweichung (s)
Individuell direkte SSA	988,3	467,7
Individuell indirekte SSA	809,6	418,6
Digitale SSA	648,8	131,9

Im Gruppenvergleich konnte ein signifikanter Unterschied zwischen der Prüfungsgruppe eins und drei festgestellt werden (siehe Abb. 26)

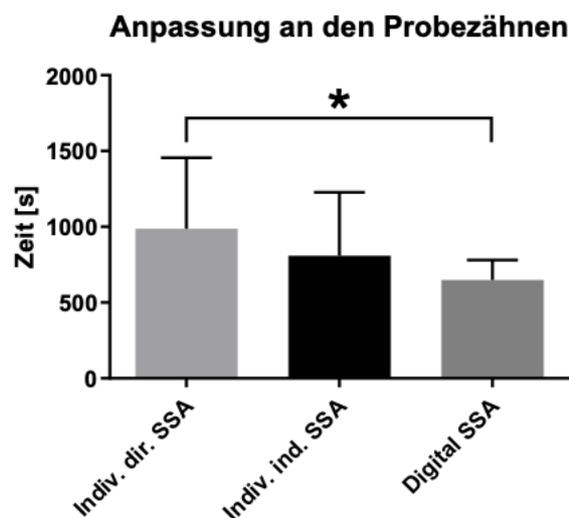


Abb. 26: Übersicht der Ergebnisse der Zeitdokumentation von der Anpassung der SSA an den Probezähnen im Gruppenvergleich. Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3; * $p < 0,05$

3.5.3 Gesamtzeit der kliniknahen Arbeitsschritte

Im Rahmen der benötigten Gesamtdauer der kliniknahen Arbeitsschritte wurden die erfassten Zeiten für die Modellation und Abformung sowie die Anpassung der SSA auf den Probezähnen summiert. Die digitalen SSA verzeichneten den geringsten Zeitaufwand (MW 16,27 min). Die Gesamtzeit der individuell indirekt gefertigten SSA betrug im Mittel 21,58 min. Für die kliniknahen Arbeitsschritte der individuell direkt gefertigten SSA wurde die meiste Zeit benötigt (siehe Tab. 8).

Tab. 8: Ergebnisse der benötigten Gesamtdauer der kliniknahen Arbeitsschritte nach Datenanalyse; Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3

Prüfungsgruppe	Mittelwert (min)	Standardabweichung (min)
Individuell direkte SSA	32,66	9,901
Individuell indirekte SSA	21,58	7,034
Digitale SSA	16,27	2,44

Beim Vergleich der drei Prüfungsgruppen miteinander konnten statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Prüfungsgruppen eins und zwei sowie zwischen den Gruppen eins und drei festgestellt werden (siehe Abb. 27).

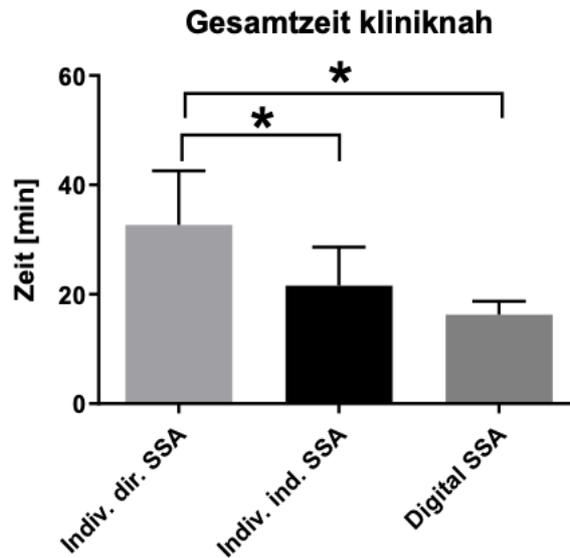


Abb. 27: Übersicht der Ergebnisse der benötigten Gesamtdauer der kliniknahen Arbeitsschritte im Gruppenvergleich. Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3; * $p < 0,05$

3.5.4 Gesamtzeit im Labor

Die Gesamtzeit im Labor umfasst die benötigte Gesamtdauer aller labortechnischen Arbeitsschritte sowie die Transportzeit zwischen Zahnklinik und zahntechnischem Labor (siehe 2.7). Die labortechnische Fertigung der digital hergestellten SSA verzeichnete den geringsten Zeitaufwand und betrug im Mittel 90,41 min. Für die Herstellung der SSA der Prüfungsgruppe zwei wurde die meiste Zeit benötigt (siehe Tab. 9).

Tab. 9: Ergebnisse der Dokumentation der im Labor benötigten Gesamtzeit nach Datenanalyse; Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3

Prüfungsgruppe	Mittelwert (min)	Standardabweichung (min)
Individuell direkte SSA	162,8	2,297
Individuell indirekte SSA	224,1	4,409
Digitale SSA	90,41	2,297

Im Gruppenvergleich konnte festgestellt werden, dass die labortechnische Herstellung der digital gefertigten SSA signifikant weniger Zeit beanspruchte, als die der Prüfungsgruppe eins und zwei. Des Weiteren konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden konventionellen Prüfungsgruppen festgestellt werden (siehe Abb. 28)

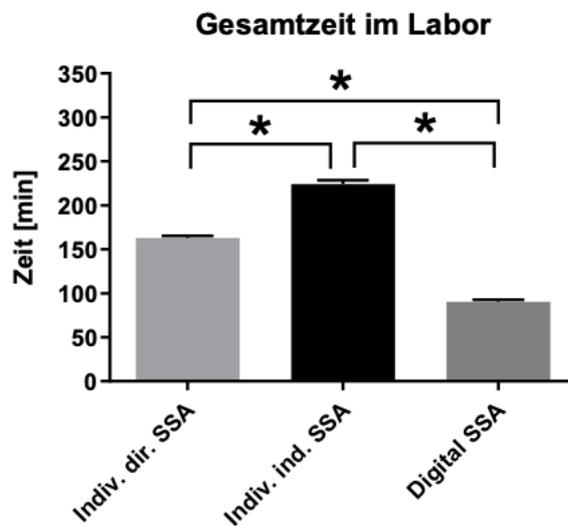


Abb. 28: Übersicht der Ergebnisse der im Labor benötigten Gesamtzeit im Gruppenvergleich. Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3; * $p < 0,05$

3.6 Beurteilung einer möglichen Lernkurve

Nach Betrachtung der einzelnen Messwerte der Untersuchungsergebnisse wurde anhand zweier Beispiele die Annahme einer möglichen Lernkurve während des Herstellungsprozesses der SSA beurteilt. Zur Beurteilung und besseren Visualisierung erfolgte eine graphische Darstellung der jeweiligen Messwerte um eine mögliche Lernkurve aufzeigen zu können.

3.5.1 Beurteilung einer Lernkurve in Abhängigkeit zum Randspaltverhalten der SSA

Für eine folgende Beurteilung einer möglichen Lernkurve während der Behandlung der Probezähne und Herstellung der SSA wurden die Mittelwerte der Randspaltuntersuchung in Abhängigkeit zum Prüfkörper dargestellt. Dabei sind die Prüfkörper in aufsteigender Reihenfolge äquivalent zur Behandlungs- und Herstellungsreihenfolge dargestellt. Dies erfolgte für alle drei Prüfungsgruppen (siehe Abb. 29-31). Bei einer gedachten Verbindungslinie aller Punkte eines jeden Graphen ist für alle drei Prüfungsgruppen keine eindeutige Lernkurve ersichtlich.

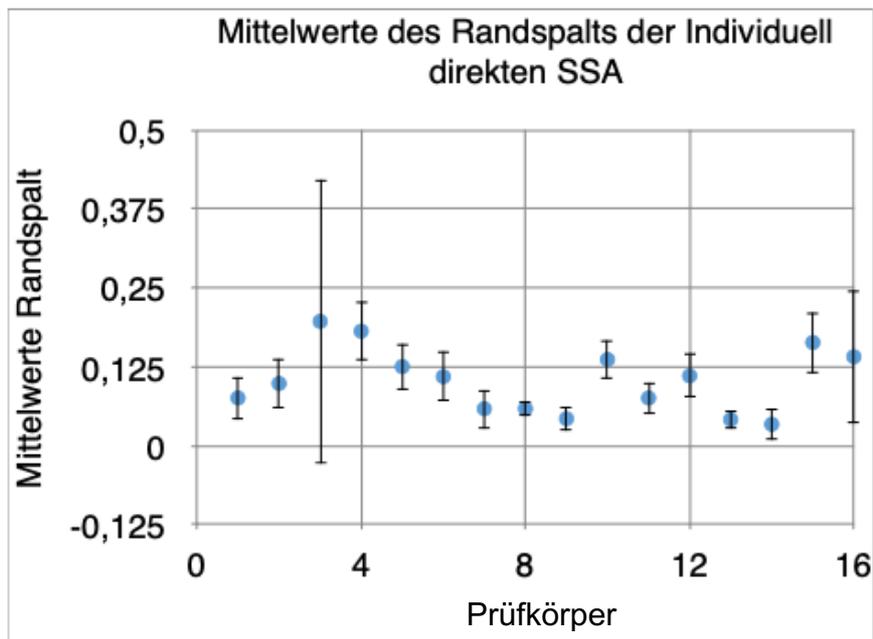


Abb. 29: Darstellung der ermittelten Randspaltwerte (in mm) der individuell direkten SSA (Prüfungsgruppe 1) in Abhängigkeit zum Prüfkörper; Die vertikalen Linien über und unter dem Mittelwert spiegeln die Streuung der gemessenen Daten wider

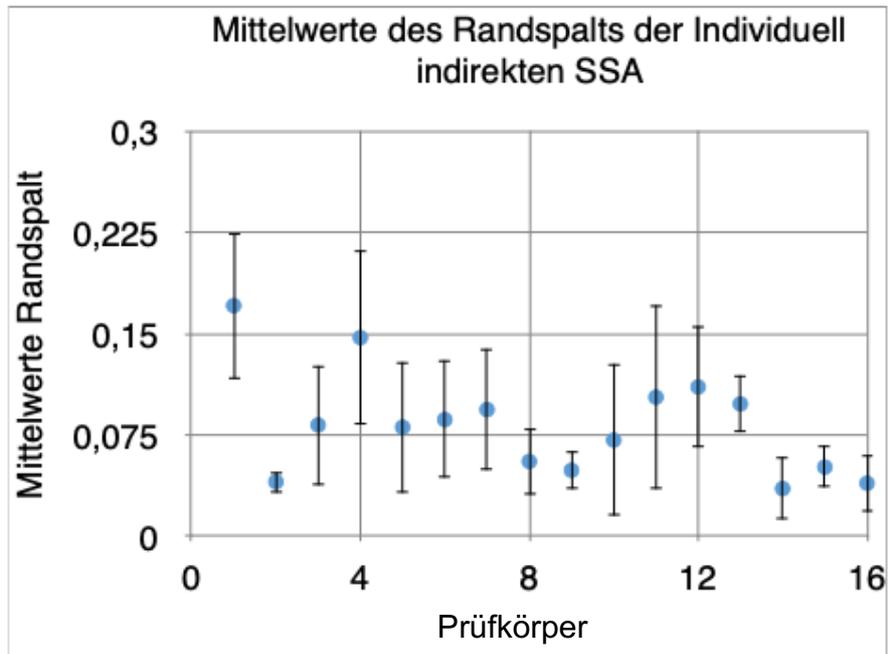


Abb. 30: Darstellung der ermittelten Randspaltwerte (in mm) der individuell indirekten SSA (Prüfungsgruppe 2) in Abhängigkeit zum Prüfkörper; Die vertikalen Linien über und unter dem Mittelwert spiegeln die Streuung der gemessenen Daten wider

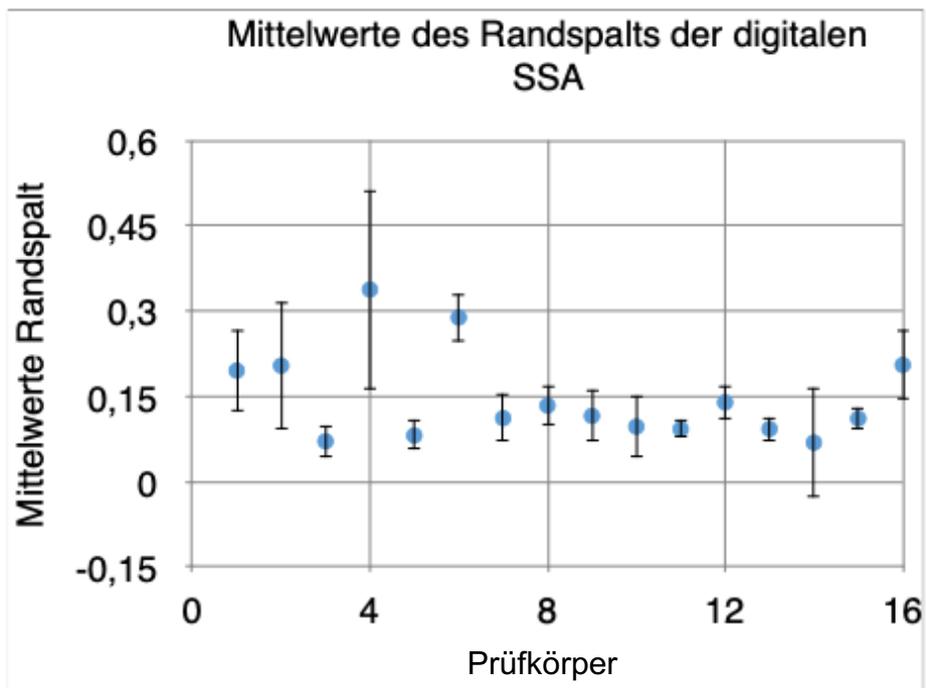


Abb. 31: Darstellung der ermittelten Randspaltwerte (in mm) der digitalen SSA (Prüfungsgruppe 3) in Abhängigkeit zum Prüfkörper; Die vertikalen Linien über und unter dem Mittelwert spiegeln die Streuung der gemessenen Daten wider

3.5.2 Beurteilung einer Lernkurve während der Herstellung der individuell direkten SSA
 Für eine Beurteilung einer möglichen Lernkurve bei der Durchführung der Modellation der SSA der Prüfungsgruppe 1 wurde die für die Modellation benötigte Zeit in Abhängigkeit zum Prüfkörper graphisch dargestellt (siehe Abb. 32). Dabei sind die Prüfkörper in aufsteigender Reihenfolge äquivalent zur Modellationsreihenfolge abgebildet.

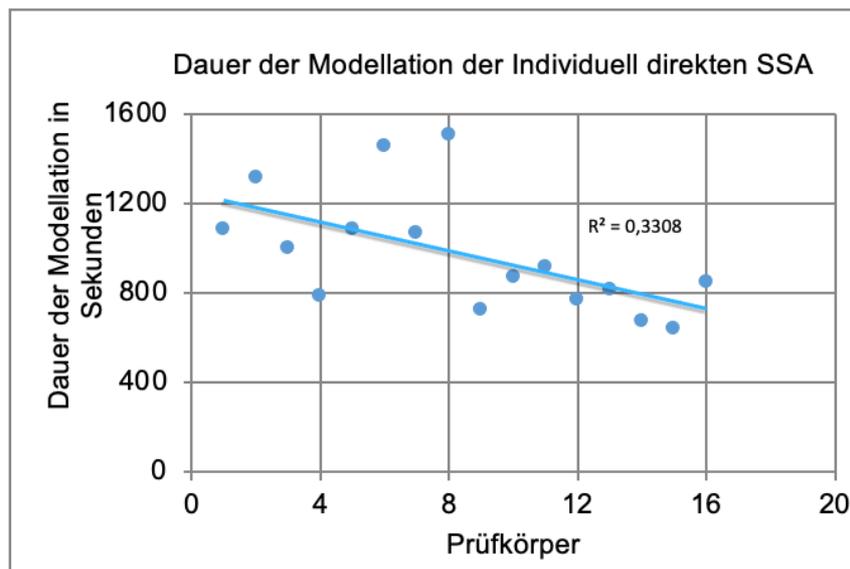


Abb. 32: Darstellung der erfassten Zeitmessung der Modellation der individuell direkten SSA (Prüfungsgruppe 1) in Abhängigkeit zum Prüfkörper mit Trendlinie in Punktwolke, R^2 = Determinationskoeffizient

Das abgebildete Diagramm zeigt die jeweilig erfasste Zeit für die Modellation aller 16 SSA der ersten Prüfungsgruppe. Innerhalb der Punktwolke wurde eine Trendlinie gezeichnet. In der Graphik erkennbar liegen viele Punkte leicht ober- bzw. unterhalb dieser Geraden, manche sogar weiter entfernt. Dies spiegelt die hohe Standardabweichung und somit die Streuung der gemessenen Werte wider. Eine stetige Lernkurve lässt sich somit nicht bestätigen. Anhand des Determinationskoeffizienten ($R^2 = 0,3308$) kann ein Zusammenhang von 33 % des Ergebnisses mit einer Lernkurve bestätigt werden, die restlichen 77 % sind allerdings durch andere Faktoren wie beispielsweise materialabhängige Parameter bestimmt.

4. Diskussion

4.1. Bewertung von Material und Methode

Der folgende Abschnitt befasst sich mit der Diskussion von Material und Methode. Für eine bessere Übersicht werden zunächst die Probezähne und dessen Vorbehandlung diskutiert. Im Weiteren erfolgt eine Bewertung der verwendeten Materialien und des Herstellungsprozesses der SSA sowie der angewendeten Untersuchungsmethoden.

4.1.1. Probezähne und Vorbehandlung

Für die Herstellung der in dieser Untersuchung verwendeten Modelle wurden 16 extrahierte menschliche Molaren zu zwei Kiefern zusammengefasst. Um eine annähernd identische Vorbehandlung durchführen zu können, wurden die Zähne entsprechend eines möglichst gradlinigen Wurzelverlaufes sowie minimalen okklusalen Läsionen ausgewählt. Die zu versorgenden Defekte wurden somit idealisiert künstlich angelegt, um eine standardisierte Situation für die Untersuchung zu gewährleisten.

Hauptziel dieser Arbeit ist die vergleichende Untersuchung der Passgenauigkeit und Friktion der unterschiedlich hergestellten Stift-Stumpf-Aufbauten. Da auf eine definitive Befestigung der SSA im Wurzelkanal im Rahmen dieser Untersuchung verzichtet wurde, konnten jegliche Faktoren hinsichtlich des Befestigungsmechanismus und deren Auswirkung auf die SSA vernachlässigt werden. Die endodontische und präparatorische Vorbehandlung diente primär der Schaffung nahezu identischer und somit vergleichbarer Formen der Probezähne. Diese beschränkte sich auf die initiale Aufbereitung der entsprechend ausgewählten Wurzelkanäle sowie die anschließende Stiftbohrung. Die Stiftbohrung wurde zwecks einer besseren Vergleichbarkeit bis zu einer einheitlichen Größe durchgeführt. Lediglich die Bohrtiefen unterschieden sich in Abhängigkeit der bestimmten Wurzellänge. Um ein möglichst kliniknahes Vorgehen zu simulieren, orientierte man sich hier an den in der Literatur und Leitlinien empfohlenen Bohrtiefen (Edelhoff et al. 2003b). Die präparatorische Vorbehandlung erfolgte für jeden Probezahn nach denselben Richtlinien (Hagge et al. 2002; Strub et al. 2011b). Aufgrund der anatomischen Individualität der Versuchszähne ergaben sich Unterschiede bezüglich der Dimensionen der hergestellten

SSA. Da pro Probezahn jedoch jeweils ein SSA aller drei Prüfungsgruppen hergestellt wurde, kann der Einfluss der Dimensionsunterschiede vernachlässigt werden.

Zum Schutz vor Austrocknung und Keimbelastung der Zähne wurden diese unmittelbar nach der Extraktion in einer 0,9 %igen natriumazidhaltigen Kochsalzlösung eingelagert und bei ca. 6°C aufbewahrt (Nergiz et al. 2002). Diese Variante stellt eine Differenz zur klinischen Situation dar, in der die Zähne dem Biotop Mundhöhle ausgesetzt sind.

Eine mögliche Fehlerquelle stellt die Formstabilität der Probezähne dar. Jeder Probezahn diente der Herstellung und Anpassung von jeweils drei SSA. Anders als bei metallischen Urstümpfen kann eine geringfügige Abnutzung der Zahnhartsubstanz durch diese Herstellungs- und Anpassungsprozesse sowie die anschließenden Versuchsreihen nicht ganz ausgeschlossen werden (Brückel et al. 2012).

4.1.2. Materialien und Herstellungsprozess

Alle verwendeten Materialien wurden stets nach Herstellerangaben verarbeitet. Die Auswahl der in dieser Untersuchung angewendeten Materialien wurde entsprechend der Verwendung an der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften getroffen. Gegossene SSA wurden lange erfolgreich im klinischen Alltag eingesetzt (Balkenhol et al. 2007). Hierzu existieren vielzählige Untersuchungen sowie klinische Langzeitstudien (Butz et al. 2001; Creugers et al. 2005; Balkenhol et al. 2007; Fokkinga et al. 2007). Aufgrund der breiten Studienlage und epidemiologisch häufigen Anwendung gegossener SSA und der im Vergleich dazu dünnen Studienlage digital hergestellter SSA (Bilgin et al. 2016; Moustapha et al. 2019; Kanduti et al. 2021), entschied man sich für dessen Untersuchung.

Bei der Auswahl der zu verwendenden Legierung entschied man sich für eine Co-Cr-Legierung. Aufgrund der mangelnden biochemischen Verträglichkeit, Korrosionsanfälligkeit sowie der erschwerten Verarbeitung von Nichtedelmetalllegierungen, wird in der Literatur bei der Herstellung gegossener SSA zu der Verwendung hochgoldhaltiger Legierungen oder Titan geraten (Brauner 1986; Herzog und Czirjak 1990; Steiner et al. 1998; Naumann 2008).

Die Verwendung von NEM-Legierungen stellt jedoch im klinischen Alltag eine zeitgemäße Alternative dar die sowohl kostengünstig, als auch zeitsparend erscheint und als Regelversorgungsleistung für gesetzlich versicherte Patienten definiert ist (Strub et al. 2011;

Jerg et al. 2021). Aktuellere Arbeiten, die sich mit der Untersuchung digital gefertigter SSA beschäftigen, verwendeten ebenfalls Co-Cr-Legierungen. Hierbei konnten passgenaue Ergebnisse erzielt werden, sodass die Autoren sogar zu dem Schluss kamen, dass die digitale Fertigung eine echte Alternative zum konventionellen Herstellungsweg darstellt (Bilgin et al. 2016; Liu et al. 2019; Kanduti et al. 2021). Aufgrund der Vergleichbarkeit beider Herstellungsverfahren sowie der zur Verfügung stehenden Fräsmaschinen des kooperierenden zahntechnischen Labors, entschied man sich für die Verwendung dieser Legierung bei der Herstellung der SSA aller drei Prüfungsgruppen.

Ein weiterer Kritikpunkt besteht darin, dass zum Zeitpunkt dieser Untersuchung noch kein standardisierter Workflow für die digitale Fertigung von SSA im zahntechnischen Partnerlabor definiert war. Die digitale Verarbeitung und Fräsung von NEM Kronen und Brücken sowie Prothesengerüsten hingegen war im zahntechnischen Alltag etabliert. In Zusammenarbeit mit den ortsansässigen Zahntechnikern wurde ein Workflow für die digitale Fertigung von SSA, wie in Abschnitt 2.3.3 beschrieben, erarbeitet. Im Rahmen zweier Testläufe, welche nicht mit in die Wertung einbezogen wurden, konnten durch Anpassung und Optimierung der Parameter die zu untersuchenden SSA hergestellt werden. Aufgrund einer zu erwartenden Lernkurve bei wiederholter Anwendung, könnte diese Ersteinführung einen negativen Einfluss auf die hier untersuchte Passgenauigkeit der digital hergestellten SSA haben, wie es bereits in anderen Arbeiten herausgestellt wurde (Al Hamad 2020). So zeigen sich auch in der vorliegenden Untersuchung etwas schlechtere Passgenauigkeiten verglichen mit dem konventionellen Workflow, welche sich gegebenenfalls bei weiterer Optimierung der Fräsparameter verbessern lassen.

Aus Gründen der Vergleichbarkeit wurde für die vorliegende Arbeit die in-Vitro Methode gewählt. Patientenindividuelle Faktoren wie die Zahnstellung, das Platzangebot, oder eine mangelnde Compliance, können dadurch ausgeschlossen und vergleichbare Ergebnisse erzielt werden. Um eine noch kliniknähere Situation zu simulieren wäre es denkbar gewesen, die Urmodelle beim präparieren und Anpassen der SSA in einen Phantomkopf einzuspannen (da Costa et al. 2010). Davon wurde bewusst abgesehen, da in der vorliegenden Arbeit zunächst die Untersuchung der material- und fertigungsspezifischen Parameter der SSA durchgeführt wurde nicht jedoch der behandlungsspezifischen Parameter. Festzuhalten bleibt, dass mit Laborversuchen an extrahierten Zähnen die klinische Situa-

tion immer nur bedingt wiedergegeben werden kann. Durch standardisierte kliniknahe Arbeitsprozesse können jedoch aussagekräftige Ergebnisse erzielt werden (Rayyan et al. 2016).

4.1.3. Untersuchungsmethoden

Die Untersuchung der Passgenauigkeit beinhaltete eine erste visuelle Beurteilung der Initialpassung der SSA, bevor diese auf den Zahnstümpfen angepasst wurden. Anhand einer standardisierten Fotodokumentation wurde die Initialpassung jedes Werkstückes beurteilt. Dieser Untersuchungsschritt diente der Simulation des klinischen Arbeitsschrittes der Primäranprobe des Werkstückes am Patienten. Dabei trifft der/die jeweilige Behandler/in eine erste Aussage über die Passung des Werkstückes, ob er/sie das Werkstück als passgenau beziehungsweise anpassbar empfindet oder es gegebenenfalls reklamiert. Diese Beurteilung spiegelt sich in der vorgenommenen Skaleneinteilung wider.

Nach Anpassung der Prüfkörper wurde eine Randspaltuntersuchung durchgeführt. Die vorliegende Arbeit orientiert sich an der Definition des marginalen Randspaltes nach Holmes et al. (1989), welche als die kürzeste senkrechte Distanz vom äußeren Kronenrand zum Präparationsrand definiert ist. Für die Vermessung des Randspaltes stehen verschiedene Methoden für In-Vitro-Untersuchungen zur Verfügung. Die in dieser Untersuchung angewandte, direkte visuelle Untersuchung des Randspaltes stellt die am häufigsten verwendete Methode dar (Nawafleh et al. 2013). Ein Vorteil dieser Methode besteht darin, dass die Prüfkörper für diese Untersuchungsmethode nicht zerstört werden mussten, so dass Messversuche wiederholt werden konnten. Kritisch anzumerken ist die Problematik der Markierung eindeutiger Messpunkte, welches unter einer entsprechenden Vergrößerung deutlich erschwert wird (Beschnidt und Strub 1999).

Ein weiterer Kritikpunkt besteht in der Anzahl der erhobenen Messwerte. Groten et al. (2000) forderten mindestens 30 Messungen für jede untersuchte Probe, um mögliche Messfehler zu kompensieren. In dessen Untersuchung erfolgte die Randspaltuntersuchung von Kronen unter dem Elektronenrastermikroskop, welches eine noch genauere Beurteilung des marginalen Randspaltes ermöglicht (Schmalz et al. 1995; Groten et al. 2000). In der vorliegenden Arbeit wurden jeweils 16 Messungen pro SSA durchgeführt. Da die Untersuchung von Groten et al.(2000) sich auf die Vermessung des Randspaltverhaltens von Kronen bezog und keine vergleichbare Empfehlung für SSA vorlag, konnte

hiervon abgewichen werden. Aktuellere Arbeiten kamen zu dem Schluss, dass die präziseste Methode zur Vermessung der Passgenauigkeit, insbesondere bei der Begutachtung der Wurzelkanalmorphologie, die Mikro-Computertomographie darstellt (Rayyan et al. 2016). Da in dieser Untersuchung auf eine Darstellung der Wurzelkanalmorphologie verzichtet werden konnte, wurde die oben beschriebene Untersuchungsmethode verwendet. Mittels einer ursprünglich für die Retentionsvermessung von Halteelementen hergestellten Apparatur wurde die jeweilige Friktion der hergestellten SSA vermessen (Bayer et al. 2010). Die Vermessung und Beurteilung der Friktion der hergestellten SSA kann ebenfalls kritisch betrachtet werden. Wie obig erwähnt (1.2.2.2) steht eine hohe Retention der Stifte im Wurzelkanal in direktem Zusammenhang mit einem erhöhten Risiko von Wurzelfrakturen (Standlee et al. 1972; Assif und Gorfil 1994). Dennoch sollte natürlich eine gewisse Friktion der SSA erwartet werden, damit der Stift auch über eine konventionelle Zementierung im Wurzelkanal zur Verankern ist (siehe 4.2.2).

Aufgrund der Durchführung einer in-Vitro-Untersuchung kann die Aussagekraft der Zeitdokumentation der jeweiligen Arbeitsschritte ebenfalls kritisch bewertet werden. Durch eine einfachere Handhabung bei der Herstellung der SSA und der fehlenden Anbindung an die Compliance von Probanden, ist ein positiver Zusammenhang mit einer geringeren Herstellungsdauer nicht auszuschließen. Da in der vorliegenden Arbeit allerdings der Fokus nicht auf der Bewertung des jeweiligen Zeitaufwandes der Herstellungsprozesse lag, sondern das Hauptaugenmerk vielmehr auf dem Vergleich der Ergebnisse untereinander, erscheint die Dokumentation hilfreich bei der Ergebniswertung.

4.2. Diskussion der Ergebnisse

Der folgende Abschnitt befasst sich mit der Diskussion der Ergebnisse. Für eine bessere Übersicht werden die Ergebnisse der jeweiligen Untersuchungsmethoden getrennt voneinander diskutiert.

4.2.1. Diskussion der Ergebnisse der Randspaltuntersuchung

Bei der visuellen Beurteilung der Initialpassungen konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den drei Prüfungsgruppen festgestellt werden. Lediglich bei den individuell direkt gefertigten SSA war eine höhere Streuung der Werte zu erkennen. Dies ist vermutlich darauf zurückzuführen, dass drei der hergestellten SSA dieser Prüfungsgruppe

eine nicht akzeptable Passung aufwiesen. Bei genauerer Betrachtung dieser Proben (1, 6, 15) steht dies allerdings in keinem Zusammenhang mit der Stiftlänge, oder dem Präparationsdesign (siehe Tabelle 1). Die nicht akzeptable Passung dieser Proben kann demnach zufallsbedingt sein, oder auf anwendungsbezogene Fehler in der Handhabung mit den Materialien zurückgeführt werden.

Um eine stärkere Aussagekraft und bessere Vergleichbarkeit der marginalen Passgenauigkeiten nach Anpassung der SSA zu erlangen, wurde die mikroskopische Randspaltuntersuchung durchgeführt (Nawafleh et al. 2013). Im Gruppenvergleich sind signifikante Unterschiede zwischen den digital und konventionell hergestellten SSA festzustellen. Die digital gefertigten SSA weisen signifikant größere marginale Randspaltwerte im Vergleich zu den anderen beiden Prüfungsgruppen auf. Außerdem ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden konventionellen Herstellungsverfahren. Vergleichbare Ergebnisse erzielten Ryan et al. (2016). Mithilfe eines Mikro-CT wurden hier Abstände zwischen den SSA und den jeweiligen Wurzelkanalwänden vermessen und keine signifikanten Unterschiede bezüglich der Passgenauigkeiten der beiden konventionell hergestellten SSA festgestellt. Auch andere Autoren, welche sich mit der vergleichenden Untersuchung der beiden konventionellen Herstellungsverfahren und deren Auswirkung auf die Stiftretention und Frakturresistenz befassten, konnten keine signifikanten Unterschiede feststellen (Al-Omari und Zagibeh 2010).

Im Hinblick auf die ungenügende marginale Passgenauigkeit der digital hergestellten SSA ist noch einmal auf das vorherige Nichtbestehen eines definierten digitalen Workflows zum Zeitpunkt der durchgeführten Versuchsreihe zu verweisen. Bereits andere Autoren wurden mit einer ähnlichen Problematik bei der Untersuchung von CAD/CAM gefertigten SSA konfrontiert. In einer 2010 veröffentlichten Studie von Bittner et al. (2010), die sich mit der vergleichenden Untersuchung von konventionell und digital gefertigten SSA aus Zirkon befasst, konnten aufgrund von Komplikationen mit der verwendeten CAD-Software keine passgenauen digitalen SSA angefertigt werden.

Bei genauerer Betrachtung der einzelnen Proben ist auffällig, dass in allen drei Prüfungsgruppen der Prüfkörper 14 die geringsten marginalen Randspaltwerte erzielte. Die SSA wurden auf dem Probezahn 46 hergestellt, welcher ein okklusal beschliffenes Plateau und eine Bohrtiefe von 11 mm aufweist (siehe Tab.1). Neben günstigen anatomischen Faktoren sowie einer guten Zugänglichkeit des Probezahnes durch die Befestigung innerhalb

des Kunststoffmodells, könnte die gute marginale Passung in einer Lernkurve begründet sein. Aufgrund der chronologisch durchgeführten Vorbehandlung der Probezähne und Herstellung der SSA erscheint es naheliegend, dass die Qualität der Behandlung durch die Optimierung der Arbeitsschritte mit steigender Probenzahl zugenommen hat. Bei Betrachtung aller ermittelten Messwerte einer Prüfungsgruppe in Abhängigkeit zur Behandlungsreihenfolge, lässt sich diese Annahme allerdings nicht bestätigen (siehe Abschnitt 3.6, Abb. 29 – 31).

4.2.2. Diskussion der Vermessung der Friktion

Bei der Friktionsvermessung waren keine signifikanten Unterschiede festzustellen. Die digital gefertigten SSA erzielten die im Mittel höchsten Werte bei den voran beschriebenen Abzugsversuchen (MW = 0,106 N), die individuell direkt hergestellten SSA die niedrigsten (MW = 0,059 N). Für Doppelkronensysteme, dessen Untersuchungsmethode sich diese Arbeit bediente, werden Retentionswerte von 3,5 – 7 N gefordert (Bayer u. a. 2010). Verglichen mit diesen Werten erscheinen die in dieser Untersuchung gemessenen Friktionswerte niedrig. Wie in 1.2.2.2 beschrieben war eine Klemmpassung aufgrund der Verwendung eines passiven Stiftsystems nicht erwünscht, sodass geringe Friktionswerte der SSA zu erwarten waren. Im Hinblick auf den klinischen Bezug dieser Werte, besitzen alle hergestellten SSA eine adäquate Retention mit Friktionswerten >0 , welche eine Dezementierung vermeiden und den hypothetisch einwirkenden Kaukräften standhalten sollten.

4.2.3. Diskussion der Vermessung der apikalen Durchmesser

Alle drei Prüfungsgruppen verzeichneten eine geringfügige Abnahme der apikalen Durchmesser zum jeweiligen Ursprungswert, allerdings ohne signifikante Unterschiede. Die Prüfungsgruppe drei verzeichneten die im Mittel größten apikalen Stiftdurchmesser (1,155 mm), die individuell indirekt gefertigten die geringsten (1,113 mm). Aufgrund der Fertigungs- sowie Anpassungsprozesse war es zu erwarten, dass die apikalen Stiftdurchmesser verringert werden. Diese Abnahme erweist sich sogar als notwendig, um eine konventionelle Zementierung zu gewährleisten. Wie vielfach in der Literatur gefordert ist hierfür ein Zementspalt von ca. 30 - 50 μm (Nergiz et al. 2002; Nergiz und Schmage 2004) notwendig. Geht man im Falle einer Zementierung von einer exakt mittigen Positionierung

der Wurzelstifte im Wurzelkanal aus, würde dies für die Prüfungsgruppe drei beispielsweise einen zirkulären Zementspalt von 50 μm ergeben (siehe Anhang, Abb. 32). Da dies nur einen Idealfall darstellt und in dieser Untersuchung auf die Zementierung der SSA sowie dessen Untersuchung verzichtet wurde, wären weitere Untersuchungen notwendig, um eine Gesamtbewertung der Friktion und der gemessenen apikalen Durchmesser im Kontext von Haftwerten nach Zementierung vornehmen zu können.

4.3.4. Diskussion der Zeitdokumentation

Im Rahmen der Zeitdokumentation wurde in einem ersten Teilschritt die benötigte Zeit für die direkte Modellation, den konventionellen Abformprozess und den digitalen Scan der SSA vermessen. Der digitale Scan konnte im Vergleich zur Modellation und Abdrucknahme der beiden konventionellen Prüfungsgruppen am signifikant schnellsten durchgeführt werden. Dies unterstützt die bisherige Studienlage. Bereits andere Studien, die sich mit dem Vergleich konventioneller und digitaler Abdruckverfahren beschäftigten, kamen zu diesem Ergebnis und konnten eine zeitliche Ersparnis des intraoralen Scans bei der Herstellung von Einzelzahnrestauration herausstellen (Joda und Brägger 2015; de Oliveira et al. 2020). Zwischen den beiden konventionellen Prüfungsgruppen konnte ebenfalls ein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Die meiste Zeit wurde für die Modellation der individuell direkt gefertigten SSA benötigt. Auffällig erscheint die hohe Standardabweichung in dieser Prüfungsgruppe ($SD = 266,4$). Bei genauerer Betrachtung der einzelnen Messwerte fällt auf, dass die Modellation der ersten acht Proben die längste Zeit benötigte. Mit voranschreitender Probenzahl ist eine Abnahme der gemessenen Werte erkennbar, sodass die Modellation der SSA des Unterkiefermodells weniger Zeit beanspruchte. Diese Streuung der gemessenen Werte lässt auf eine eventuelle Lernkurve bei der Durchführung der Modellation mit voranschreitender Probenzahl schließen (siehe Abschnitt 3.6, Abb. 32). Nach Diagrammanalyse lässt sich die Annahme einer Lernkurve bei der Durchführung der Modellation der SSA der Prüfungsgruppe 1 allerdings nicht bestätigen.

Bei dem Vergleich der Einpassungszeiten der SSA auf den jeweiligen Probezähnen konnte ein signifikanter Unterschied zwischen den individuell direkt und digital gefertigten SSA festgestellt werden. Die Anpassung der digital gefertigten SSA erforderte signifikant weniger Zeit als die Anpassung der individuell direkt gefertigten SSA. In Anbetracht der

unzureichenden marginalen Passgenauigkeit der digitalen Prüfgruppe erscheint dies widersprüchlich. Bei der Anpassung der SSA auf den Probestümpfen konnte die gewünschte gleichmäßig dünne Silikonschicht nicht erreicht werden. Stattdessen stellte die Schicht sich gleichmäßig verdickt mit zirkulär durchgedrückten Stellen unterhalb des Präparationsrandes dar. Diese Beobachtung wiederholte sich bei allen digital gefertigten SSA, sodass man sich für ein Beenden der jeweiligen Anpassungsvorgänge beim Erreichen dieses Erscheinungsbildes der Silikonschicht entschied und die bis dahin erzielte Passung als Untersuchungsgrundlage dienen sollte. Dagegen ist kritisch einzuwenden, dass die Einpassung der SSA auf den Probestümpfen, der Simulation der klinischen Anpassung des Werkstückes am Patienten dienen sollte. Beim Erreichen einer solchen Silikonschicht erscheint eine Reklamation des jeweiligen SSA im klinischen Alltag wahrscheinlich. Ähnliche Problematiken in der digitalen Herstellung von SSA wurden bereits von anderen Autoren beschrieben (Bittner et al. 2010).

Darüber hinaus wurde die benötigte Gesamtdauer der patientenorientierten und labor-technischen Arbeitsschritte für alle drei Prüfgruppen vergleichend untersucht. In beiden Fällen erforderte der digitale Fertigungsweg signifikant weniger Zeit als die beiden konventionellen Prüfgruppen. Zudem unterschieden sich die beiden konventionellen Prüfgruppen signifikant voneinander sowohl in den kliniknahen Arbeitsschritten als auch in der Gesamtdauer der labortechnischen Arbeitsschritte. Ursächlich hierfür ist die jeweils zeitaufwändigere Modellation der SSA auf den Probestümpfen sowie auf dem Gipsmodell. Diese Beobachtungen decken sich mit vielzähligen vorherigen Untersuchungen, welche eine zeitliche Überlegenheit des digitalen Fertigungsprozesses gegenüber der konventionellen Herstellung herausstellen konnten (Joda und Brägger 2015; Joda et al. 2017; Wittneben et al. 2017; Sailer et al. 2019). In einer Metaanalyse von de Oliveira et al. (2020) konnte ebenfalls die zeitliche Effizienz des digitalen Workflows gegenüber dem konventionellen Herstellungsprozesses von Einzelkronenversorgungen auf Implantaten herausgestellt werden. Im Rahmen dieser Arbeit wurde allerdings der größte Unterschied nicht in der Zeitersparnis der Abdrucknahme beobachtet, sondern vielmehr bei der benötigten Gesamtdauer der labortechnischen Arbeitsschritte. Im Hinblick auf die Messergebnisse der vorliegenden Arbeit ist diese Feststellung auf den Vergleich zwischen Prüfungsgruppe zwei und drei übertragbar (siehe Anhang, Abb. 34).

4.3.5. Einordnung der Ergebnisse

Konventionell hergestellte SSA wurden in vielzähligen Publikationen und Langzeitstudien betreffend ihrer Herstellung, Frakturresistenz und ihrem Materialverhalten hinreichend untersucht (Balkenhol et al. 2007; Peutzfeldt et al. 2008; Reißmann und Heydecke 2008; Naumann und Kölpin 2011; Strub et al. 2011a; Naumann et al. 2013; Figueiredo et al. 2015). Die verfügbare Literatur zu digital hergestellten SSA gestaltet sich noch wenig umfangreich. Verschiedene Herstellungsverfahren werden vorgestellt und reichen von digital und konventionell kombinierten Fertigungswegen (Awad und Marghalani 2007; Chen et al. 2014) bis zum volldigitalen Workflow (Liu et al. 2010; Bilgin et al. 2016; Moustapha et al. 2019; Kanduti et al. 2021). Häufig finden Materialien wie Zirkon oder Glasfaser ihre Anwendung, aber auch metallische Legierungen wurden untersucht. Moustapha et al. (2019) verglichen beispielsweise die marginale und interne Passung von digital gefertigten SSA aus Glasfaser, die verschieden digital abgeformt wurden. Der direkte intraorale Scan wurde in dieser Arbeit ebenfalls mit dem TRIOS®-Scanner unter Zuhilfenahme der Scanpfosten durchgeführt und mit SSA verglichen, welche auf der Basis von eingescannten Kunststoffmodellationen und Silikonabformungen hergestellt wurden. Der volldigitale Herstellungsprozess erreichte in dieser Arbeit die beste Passgenauigkeit (Moustapha et al. 2019). Auch in der In-Vitro-Arbeit von Kanduti et al. (2021) wurden die Passgenauigkeiten von digital hergestellten SSA mit gegossenen, direkt hergestellten SSA vergleichend untersucht. Die digitale Abformung wurde ebenfalls auf der Basis der in dieser Untersuchung verwendeten CAD-Lösung von 3shape digital erfasst und die Prüfkörper aus einer nichtedelmetallischen Co-Cr Legierung hergestellt (Kanduti et al. 2021). Wie auch in anderen vergleichenden Studien erfolgte die digitale Fertigung der SSA hingegen nicht durch Fräsung der Prüfkörper, sondern mit Hilfe der selektiven Laserschmelztechnologie durch einen 3D-Dentaldrucker (Bilgin et al. 2016; Liu et al. 2019). Die konventionell und digital hergestellten SSA erzielten hier jeweils akzeptable Passungswerte. Die konventionell hergestellten SSA zeigten nach Analyse mit Hilfe eines Mikro-CT allerdings im apikalen Bereich der Stifte eine signifikant präzisere Passung (Kanduti et al. 2021). Schlussfolgernd verweisen alle Arbeiten auf die begrenzte Studienlage zu digital hergestellten SSA, sodass weitere Untersuchungen sowie klinische Langzeitstudien erforderlich sind um die CAD/CAM-Fertigung von SSA weiterentwickeln und beurteilen zu können.

5. Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Dissertation sollte vergleichend herausgestellt werden, ob Unterschiede bezüglich der Passung, Präzision und zeitlichen Effizienz zwischen den konventionell und digital hergestellten SSA zu beobachten sind, um die noch geringe Datenlage des digitalen Fertigungsweges von SSA zu verbessern. Wie vielfach in der Literatur gefordert (Bilgin et al. 2016; Moustapha et al. 2019; Kanduti et al. 2021), soll diese Arbeit daher einen Beitrag zur evidenzbasierten Anwendung von digital gefertigten SSA leisten. Für diese in-Vitro-Studie wurden 16 extrahierte menschliche Molaren in Kunststoffmodellen zusammengefasst und nach den Kriterien einer Stiftbettpräparation vorbehandelt. Pro Zahn wurden jeweils drei individuelle SSA hergestellt. Jedes Werkstück wurde aus der gleichen NEM-Legierung gefertigt. Hinsichtlich des Herstellungsverfahrens der SSA wurden drei Prüfungsgruppen unterschieden. Prüfungsgruppe eins und zwei bildeten konventionell hergestellte direkt und indirekt gegossene SSA. Die SSA der Prüfungsgruppe drei wurden auf digitalem Weg abgeformt, modelliert und anschließend gefräst. Die hergestellten SSA wurden jeweils auf Passgenauigkeit, Friktion sowie zeitliche Effizienz vergleichend untersucht.

Bei rein visueller Betrachtung standardisierter Fotoaufnahmen der Erstanprobe der SSA auf den Probestümpfen wiesen alle gefertigten SSA initial gute bis akzeptable Passungswerte auf. Unter mikroskopischer Vergrößerung erzielten die konventionell hergestellten SSA der ersten beiden Prüfungsgruppen signifikant bessere marginale Passgenauigkeiten als die digital gefertigten SSA. Die statistische Auswertung der Zeitdokumentation ergab eine signifikante Zeitersparnis der digitalen Herstellung der SSA gegenüber der konventionellen Fertigung der SSA der ersten beiden Prüfungsgruppen. Sowohl für die kliniknahen als auch die labortechnischen Arbeitsschritte wurde für die digitale Herstellung signifikant weniger Zeit benötigt.

Die digitale Fertigung von Zahnersatz ist mittlerweile in der modernen Zahnheilkunde vollständig etabliert. Effiziente Herstellungsprozesse mit einer daraus resultierenden Reduktion der Behandlungsdauer führen zu einer hohen Akzeptanz und Zufriedenheit der Patienten. Die im Gruppenvergleich ermittelten höheren Randspaltwerte lassen auf eine limitierende Aussagekraft über die Passgenauigkeit der digital hergestellten SSA in dieser

Arbeit schließen, welche folglich weitere Untersuchungen nach Optimierung der Arbeitsabläufe erforderlich macht, um das Potenzial der digital gefertigten SSA abschließend beurteilen zu können.

Fasst man die Ergebnisse dieser Untersuchungen zusammen, können mit der CAD-Lösung von 3Shape über einen digitalen Workflow individuelle Stift-Stumpfaufbauten hergestellt werden, die zum Zeitpunkt der Untersuchung allerdings noch nicht mit dem Passverhalten der konventionell hergestellten und langjährig bewährten individuellen SSA gleichwertig sind. Allerdings können die bekannten Vorteile der digitalen Fertigung von Zahnersatz hinsichtlich einer Zeitreduktion sowohl in der Herstellungsdauer, als auch einer Verkürzung der effektiven Behandlungsdauer am Patienten, ebenfalls auf die digitale Fertigung von SSA übertragen werden.

6. Anhang

Tab. 10: Visuelle Beurteilung der Initialpassung anhand eines definierten Zahlenschemas

Prüfkörper	Individuell direkte SSA	Individuell indirekte SSA	Digitale SSA
1	0	2	2
2	2	2	2
3	2	1	2
4	2	2	2
5	2	2	2
6	0	2	2
7	2	2	2
8	2	2	2
9	2	2	2
10	2	2	1
11	2	2	2
12	2	2	2
13	2	2	2
14	2	2	2
15	0	2	2
16	2	2	2

Tab. 11: Zusammenfassung der Messwerte der mikroskopischen Randspaltanalyse für alle 16 Prüfkörper der Prüfungsgruppe 1 (in mm)

Prüf- körper	MW mesiale Fläche	MW distale Fläche	MW vest. Fläche	MW orale Fläche	Mittelwert gesamt
1	0,10125	0,0385	0,106	0,0575	0,0758125
2	0,1055	0,10075	0,047	0,1415	0,0986875
3	0,1315	0,04925	0,076	0,53125	0,197
4	0,21525	0,2285	0,14375	0,13875	0,1815625
5	0,1225	0,07875	0,1645	0,136	0,1254375
6	0,11175	0,16475	0,08275	0,079	0,1095625
7	0,04475	0,04725	0,10475	0,038	0,0586875
8	0,04525	0,054	0,07475	0,0615	0,058875
9	0,041	0,02075	0,04	0,07025	0,043
10	0,15925	0,094	0,15875	0,1345	0,136625
11	0,08725	0,039	0,082	0,09475	0,07575
12	0,1525	0,068	0,114	0,109	0,110875
13	0,058	0,023	0,04425	0,04125	0,041625
14	0,0315	0,0705	0,011	0,0235	0,034125
15	0,12825	0,22925	0,12825	0,16876	0,1636275
16	0,027	0,2465	0,076	0,21475	0,1410625
MW insgesamt: 0,10326969					

Tab. 12: Zusammenfassung der Messwerte der mikroskopischen Randspaltanalyse für alle 16 Prüfkörper der Prüfungsgruppe 2 (in mm)

Prüf- körper	MW mesiale Fläche	MW distale Fläche	MW vest. Fläche	MW orale Fläche	Mittelwert gesamt
1	0,198	0,22975	0,10675	0,148625	0,17078125
2	0,03125	0,0365	0,04725	0,04675	0,0404375
3	0,02725	0,1185	0,1185	0,0655	0,0824375
4	0,108	0,1685	0,22825	0,08375	0,147125
5	0,0385	0,14825	0,055	0,0815	0,0808125
6	0,1145	0,0225	0,11175	0,097	0,0864375
7	0,075	0,08775	0,158	0,0545	0,0938125
8	0,03	0,077	0,07625	0,03875	0,0555
9	0,052	0,03	0,05175	0,062	0,0489375
10	0,11225	0,1255	0,03225	0,015	0,07125
11	0,04625	0,13025	0,049	0,1865	0,103
12	0,141	0,05375	0,15275	0,095	0,110625
13	0,1105	0,11025	0,104	0,0675	0,0980625
14	0,064075	0,0085	0,0315	0,0375	0,03539375
15	0,059	0,03125	0,06675	0,04825	0,0513125
16	0,0415	0,03425	0,015	0,06666667	0,03935417
MW insgesamt: 0,08220495					

Tab. 13.: Zusammenfassung der Messwerte der mikroskopischen Randspaltanalyse für alle 16 Prüfkörper der Prüfungsgruppe 3 (in mm)

Prüf- körper	MW mesiale Fläche	MW distale Fläche	MW vest. Fläche	MW orale Fläche	Mittelwert gesamt
1	0,17475	0,30275	0,143	0,16125	0,1954375
2	0,26525	0,27525	0,039475	0,23675	0,20418125
3	0,04575	0,04975	0,084	0,1055	0,07125
4	0,39675	0,4865	0,084	0,3845	0,3379375
5	0,108	0,092	0,04625	0,07975	0,0815
6	0,28525	0,23225	0,31375	0,324	0,2888125
7	0,06425	0,093	0,161	0,12925	0,111875
8	0,11825	0,1	0,18125	0,13675	0,1340625
9	0,155	0,14	0,05	0,1185	0,115875
10	0,067	0,1255	0,03675	0,15875	0,097
11	0,07575	0,11	0,0995	0,08525	0,092625
12	0,10475	0,14625	0,13225	0,17475	0,1395
13	0,11075	0,10625	0,065	0,09	0,093
14	0,03575	0,0125	0,215	0,0125	0,0689375
15	0,12625	0,08475	0,12125	0,11275	0,11125
16	0,1935	0,19275	0,143	0,292	0,2053125
MW insgesamt: 0,14678477					

Tab. 14: Messwerte der Vermessung des apikalen Durchmessers der Wurzelstifte nach Anpassung der SSA (in mm)

Prüfkörper	Individuell direkte SSA	Individuell indirekte SSA	Digitale SSA
1	1,07	1,04	1,16
2	1,23	1,17	1,17
3	1,1	1,08	1,17
4	1,3	1,09	1,14
5	1,17	1,18	1,18
6	1,16	1,08	1,17
7	1,18	1,17	1,17
8	1,19	1,09	1,18
9	1,06	1,06	1,17
10	1,17	1,18	1,2
11	1,17	1,15	1,18
12	1,18	1,16	1,18
13	1,09	1,15	1,08
14	1,12	1,09	1,12
15	1,03	1,09	1,14
16	1,08	1,02	1,07

Tab. 15: Gemessene Friktionswerte aller 16 Prüfkörper der Prüfungsgruppe 1 (in N)

Prüf- körper	Messung Nr.1	Messung Nr.2	Messung Nr.3	Messung Nr.4	Messung Nr.5	Messung Nr.6
1	0,05	0,03	0,08	0,02	0,02	0,03
2	0,03	0,07	0,03	0,03	0,17	0,1
3	0,03	0,04	0,02	0,01	0,03	0,03
4	0,04	0,04	0,03	0,05	0,03	0,04
5	0,04	0,02	0,04	0,03	0,02	0,01
6	1,52	2,08	1,8	1,29	0,78	2,82
7	0,09	0,05	0,07	0,04	0,04	0,08
8	0,03	0,07	0,03	0,02	0,02	0,03
9	0,18	0,11	0,58	0,28	0,46	0,18
10	0,02	0,04	0,02	0,04	0,02	0,03
11	0,03	0,03	0,04	0,03	0,02	0,04
12	0,02	0,03	0,02	0,01	0,03	0,05
13	0,13	0,19	0,26	0,13	0,06	0,05
14	0,02	0,02	0,03	0,03	0,04	0,01
15	0,01	0,03	0,01	0,02	0,01	0,02
16	0,01	0,01	0,01	0,02	0,01	0,04

Tab. 16: Gemessene Friktionswerte aller 16 Prüfkörper der Prüfungsgruppe 2 (in N)

Prüf- körper	Messung Nr.1	Messung Nr.2	Messung Nr.3	Messung Nr.4	Messung Nr.5	Messung Nr.6
1	0,04	0,03	0,02	0,02	0,04	0,04
2	0,04	0,03	0,06	0,17	0,06	0,05
3	0,03	0,03	0,05	0,04	0,03	0,04
4	0,11	0,09	0,08	0,08	0,05	0,08
5	0,11	0,08	0,32	0,14	0,31	0,07
6	0,03	0,02	0,04	0,02	0,03	0,02
7	0,03	0,03	0,03	0,02	0,04	0,03
8	0,03	0,06	0,1	0,02	0,03	0,15
9	0,01	0,01	0,02	0,01	0,01	0,02
10	0,06	0,02	0,04	0,03	0,05	0,04
11	0,11	0,11	0,41	0,71	0,59	0,81
12	0,08	0,18	0,1	0,13	0,07	0,08
13	0,19	0,16	0,1	0,34	0,26	0,23
14	0,03	0,02	0,03	0,01	0,01	0,02
15	0,02	0,05	0,02	0,03	0,05	0,05
16	0,01	0,01	0,02	0,03	0,01	0,03

Tab. 17: Gemessene Friktionswerte aller 16 Prüfkörper der Prüfungsgruppe 3 (in N)

Prüf- körper	Messung Nr.1	Messung Nr.2	Messung Nr.3	Messung Nr.4	Messung Nr.5	Messung Nr.6
1	0,03	0,08	0,1	0,12	0,18	0,06
2	0,11	0,57	0,21	0,08	0,13	0,11
3	0,01	0,02	0,03	0,02	0,04	0,02
4	0,08	0,1	0,08	0,05	0,11	0,08
5	0,08	0,18	0,07	0,12	0,23	0,2
6	0,02	0,04	0,02	0,04	0,03	0,04
7	0,05	0,08	0,11	0,05	0,08	0,03
8	0,02	0,04	0,08	0,04	0,02	0,05
9	0,3	0,16	0,26	0,13	0,15	0,17
10	0,11	0,57	0,21	0,08	0,13	0,2
11	0,29	0,11	0,05	0,05	0,14	0,06
12	0,02	0,03	0,02	0,03	0,04	0,02
13	0,03	0,02	0,03	0,01	0,03	0,02
14	0,07	0,19	0,33	0,06	0,08	0,13
15	0,28	0,12	0,15	0,3	0,41	0,25
16	0,01	0,03	0,04	0,04	0,05	0,03

Tab. 18: Zeiddokumentation Prüfungsgruppe 1

Indiv.dir. SSA												
Prüfkörper	Modellation	Desinfektion	Transport Lab.	Gussprozess						Ausarbeitung	Transport	Ausarbeitung
				Anstiften	Einbetten	Aushärtezeit	Muffelofen	Gussprozess	Ausbetten	Labor	Klinik	Patient
1	1084	600	1800	310	370	1800	2700	241	124	205	1800	1800
2	1313	600	1800	293	370	1800	2700	241	124	184	1800	720
3	996	600	1800	178	286	1800	2700	219	142	141	1800	773
4	784	600	1800	152	286	1800	2700	219	142	230	1800	870
5	1084	600	1800	402	301	1800	2700	406	121	127	1800	1200
6	1455	600	1800	256	301	1800	2700	406	121	200	1800	1800
7	1066	600	1800	289	366	1800	2700	141	155	163	1800	746
8	1508	600	1800	270	366	1800	2700	141	155	250	1800	872
9	725	600	1800	122	269	1800	2700	191	116	148	1800	420
10	871	600	1800	144	269	1800	2700	191	116	213	1800	720
11	915	600	1800	88	270	1800	2700	220	133	160	1800	992
12	768	600	1800	181	270	1800	2700	220	133	245	1800	700
13	814	600	1800	152	271	1800	2700	180	168	202	1800	1320
14	670	600	1800	136	271	1800	2700	180	168	198	1800	360
15	640	600	1800	215	299	1800	2700	177	140	258	1800	1800
16	848	600	1800	105	299	1800	2700	177	140	211	1800	720

Tab. 19: Zeiddokumentation Prüfungsgruppe 2

Indiv.indir. SSA															
	Abformung	Desinfektion	Transport Lab.	Ausgießen		Modellation	Gussprozess							Transport Kli.	Ausarb. Pat.
					Aushärtezeit		Anstiften	Einbetten	Aushärtezeit	Muffelofen	Gussprozess	Ausbetten	Ausarb. Lab.		
1	458	600	1800	600	2100	544	243	370	1800	2700	241	124	628	1800	785
2	484	600	1800	600	2100	868	242	370	1800	2700	241	124	550	1800	356
3	554	600	1800	600	2100	910	185	286	1800	2700	219	142	522	1800	400
4	474	600	1800	600	2100	898	165	286	1800	2700	219	142	570	1800	840
5	566	600	1800	600	2100	684	186	301	1800	2700	406	121	604	1800	647
6	574	600	1800	480	2100	659	150	301	1800	2700	406	121	493	1800	1680
7	497	600	1800	480	2100	899	303	366	1800	2700	141	155	256	1800	660
8	418	600	1800	480	2100	789	315	366	1800	2700	141	155	572	1800	629
9	504	600	1800	600	2100	815	403	269	1800	2700	191	116	236	1800	660
10	436	600	1800	600	2100	662	154	269	1800	2700	191	116	462	1800	605
11	461	600	1800	600	2100	611	116	270	1800	2700	220	133	250	1800	1592
12	459	600	1800	600	2100	932	199	270	1800	2700	220	133	502	1800	405
13	467	600	1800	360	2100	624	161	271	1800	2700	180	168	308	1800	720
14	458	600	1800	360	2100	781	89	271	1800	2700	180	168	520	1800	1020
15	442	600	1800	360	2100	750	200	299	1800	2700	177	140	642	1800	1460
16	512	600	1800	360	2100	982	185	299	1800	2700	177	140	658	1800	495

Tab. 20: Zeitdokumentation Prüfungsgruppe 3

digital SSA						
	Scan	CAD+Nesting	Fräsung	Ausarb.Lab	Transport Klinik	Ausarb. Pat
Prüfkörper						
1	382	520	3000	215	1800	900
2	309	450	3000	178	1800	780
3	352	315	3000	220	1800	540
4	318	586	3000	152	1800	720
5	310	512	3000	165	1800	480
6	287	307	3000	181	1800	660
7	332	391	3000	250	1800	480
8	282	378	3000	228	1800	780
9	423	495	3000	202	1800	720
10	332	597	3000	225	1800	480
11	306	709	3000	208	1800	600
12	331	299	3000	197	1800	660
13	386	272	3000	158	1800	720
14	285	279	3000	195	1800	780
15	278	385	3000	250	1800	480
16	329	281	3000	192	1800	600

Tab. 21: Übersicht der Ergebnisse von Mittelwert und Standardabweichung nach Datenanalyse der Prüfungsgruppen 1 – 3

	Prüfungsgruppe 1		Prüfungsgruppe 2		Prüfungsgruppe 3	
	MW	SD	MW	SD	MW	SD
Initialpassung	1,625	0,806	1,938	0,25	1,938	0,25
Randspalt (mm)	0,103	0,079	0,082	0,052	0,147	0,098
Friktion (N)	0,058	0,073	0,089	0,113	0,106	0,078
apikaler Durchmesser (mm)	1,144	0,07	1,113	0,053	1,155	0,037
Zeit für Abf-Model-San (s)	971,3	266,4	485,3	46,46	327,6	41,1
Einpasszeit am Pat. (s)	988,3	467,7	809,6	418,6	648,8	131,9
Gesamtzeit kliniknah (min)	32,66	9,901	21,58	7,034	16,27	2,44
Gesamtzeit im Labor (min)	162,8	2,578	224,1	4,409	90,41	2,297

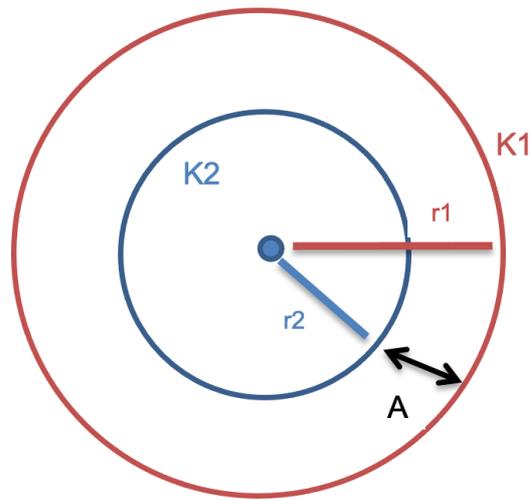


Abb. 33: Darstellung der Positionierung des Wurzelstiftes im Wurzelkanal im Querschnitt; K1 = Ursprungsdurchmesser festgelegt durch die genormte Stiftbohrung (1,25 mm), K2 = mittlerer Durchmesser der Wurzelstifte der Prüfungsgruppe 3 (1,15 mm), r_1 = Radius von K1 ($r = 1,25 \text{ mm}/2 = 0,625 \text{ mm}$), r_2 = Radius von K2 ($r = 1,15 \text{ mm}/2 = 0,575 \text{ mm}$), A = Abstand zwischen Wurzelkanalstift und Wurzelkanal ($A = r_1 - r_2 = 0,05 \text{ mm}$)

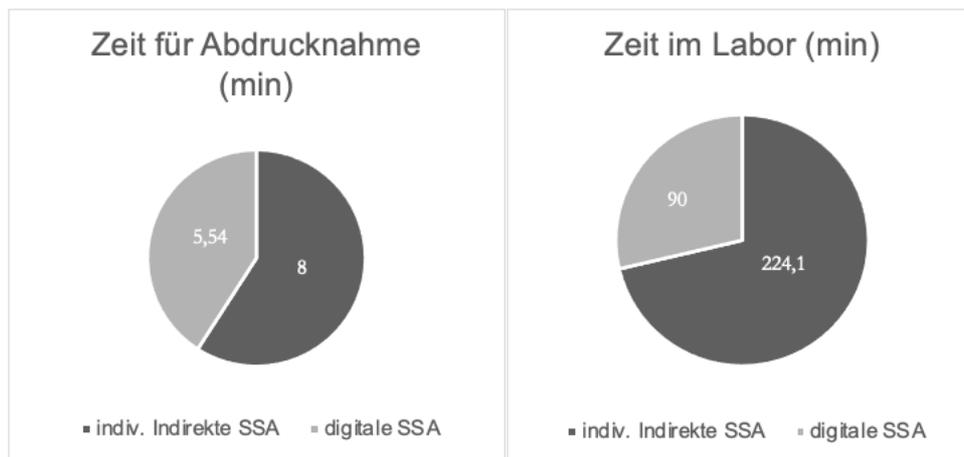


Abb. 34: Übersicht der Zeitmessung für die Abdrucknahme und die labortechnische Herstellung der SSA der Prüfungsgruppe 2 (dunkel) und Prüfungsgruppe 3 (hell)

7. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Einteilung der Stiftsysteme (NADENT)	S. 12
Abb. 2:	Oberkiefermodell nach Präparation und Stiftbohrung sowie Abdichtung übriger Kanäle mit Komposit	S. 27
Abb. 3:	Unterkiefermodell nach Präparation und Stiftbohrung sowie Abdichtung übriger Kanäle mit Komposit	S. 27
Abb. 4:	Stereomikroskop Lupe Leica - Wild M8	S. 36
Abb. 5:	Randspaltvermessung mit ImageJ	S. 37
Abb. 6:	Aufnahme eines Messvorgangs; Zur Vermessung der Abzugskräfte wird der Messstylus mit seiner Spitze in eine am Prüfkörper angebrachte Öse eingeführt.	S. 38
Abb. 7:	Probezahn 24 nach Präparation des Kanalinlays (Okklusale Ansicht)	S. 39
Abb. 8:	Modellation des SSA aus Pattern Resin LC (Okklusale Ansicht)	S. 40
Abb. 9:	Initialpassung des gegossenen SSA (Vestibuläre Ansicht)	S. 40
Abb. 10:	Endpassung des gegossenen SSA mit Maßstableiste (Vestibuläre Ansicht)	S. 41
Abb. 11:	Präzisionsabformung mit Minitray-Abdrucklöffel	S. 41
Abb. 12:	Modellierter SSA am Gipsmodell (Okklusale Ansicht)	S. 42
Abb. 13:	Überprüfung der Initialpassung des gegossenen SSA (Mesiale Ansicht)	S. 42
Abb. 14:	Endpassung des gegossenen SSA mit Maßstableiste (Mesiale Ansicht)	S. 43
Abb. 15:	Scan mit inseriertem Abformpfosten	S. 43
Abb. 16:	Digitaler Laborauftrag	S. 44
Abb. 17:	Digitales Modell mit konstruiertem SSA an	S. 44
Abb. 18:	Digitale Darstellung des konstruierten SSA	S. 45
Abb. 19:	Positionierung der SSA im Rohling (Nesting)	S. 45

- Abb. 20: Initialpassung des gefräzten SSA
(Mesiale Ansicht) S. 46
- Abb. 21: Endpassung des gefräzten SSA mit Maßstableiste
(Mesiale Ansicht) S. 46
- Abb. 22: Übersicht der Ergebnisse der mikroskopischen
Randspaltanalyse im Gruppenvergleich. Individuell direkte
SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte
SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3;
*p<0,05 S. 48
- Abb. 23: Übersicht der Ergebnisse der Messung des apikalen
Durchmessers im Gruppenvergleich. Individuell direkte
SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte
SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3;
Die horizontale gestrichelte Linie bezieht sich auf den
ursprünglichen apikalen Durchmesser, festgelegt durch
das genormte Stiftsystem S. 50
- Abb. 24: Übersicht der Ergebnisse der Untersuchung der Friktion
im Gruppenvergleich. Individuell direkte
SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte
SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3 S. 51
- Abb. 25: Übersicht der Ergebnisse der Zeitdokumentation der
Abformung und Modellation im Gruppenvergleich.
Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell
indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale
SSA = Prüfungsgruppe 3; *p<0,05 S. 52
- Abb. 26: Übersicht der Ergebnisse der Zeitdokumentation von
der Anpassung der SSA an den Probezähnen im
Gruppenvergleich. Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1
Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale
SSA = Prüfungsgruppe 3; *p<0,05 S. 53

- Abb. 27: Übersicht der Ergebnisse der benötigten Gesamtdauer der klinischen Arbeitsschritte im Gruppenvergleich. Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3; * $p < 0,05$ S. 55
- Abb. 28: Übersicht der Ergebnisse der im Labor benötigten Gesamtzeit im Gruppenvergleich. Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3; * $p < 0,05$ S. 56
- Abb. 29: Darstellung der ermittelten Randspaltwerte (in mm) der individuell direkten SSA (Prüfungsgruppe 1) in Abhängigkeit zum Prüfkörper; Die vertikalen Linien über und unter dem Mittelwert spiegeln die Streuung der gemessenen Daten wider S. 57
- Abb. 30: Darstellung der ermittelten Randspaltwerte (in mm) der individuell indirekten SSA (Prüfungsgruppe 2) in Abhängigkeit zum Prüfkörper; Die vertikalen Linien über und unter dem Mittelwert spiegeln die Streuung der gemessenen Daten wider S. 58
- Abb. 31: Darstellung der ermittelten Randspaltwerte (in mm) der digitalen SSA (Prüfungsgruppe 3) in Abhängigkeit zum Prüfkörper; Die vertikalen Linien über und unter dem Mittelwert spiegeln die Streuung der gemessenen Daten wider S. 58
- Abb. 32: Darstellung der Positionierung des Wurzelstiftes im Wurzelkanal im Querschnitt; K1 = Ursprungsdurchmesser festgelegt durch die genormte Stiftbohrung (1,25 mm), K2 = mittlerer Durchmesser der Wurzelstifte der Prüfungsgruppe 3 (1,15 mm), r_1 = Radius von K1 ($r = 1,25 \text{ mm} / 2 = 0,625 \text{ mm}$), r_2 = Radius von K2 ($r = 1,15 \text{ mm} / 2 = 0,575 \text{ mm}$), A = Abstand zwischen Wurzelkanalstift und Wurzelkanal ($A = r_1 - r_2 = 0,05 \text{ mm}$) S. 84

- Abb. 33: Darstellung der erfassten Zeitmessung der Modellation der individuell direkten SSA (Prüfungsgruppe 2) in Abhängigkeit zum Prüfkörper mit Trendlinie in Punktwolke, R^2 = Determinationskoeffizient S. 59
- Abb. 34: Übersicht der Zeitmessung für die Abdrucknahme und die labortechnische Herstellung der SSA der Prüfgruppe 1 (dunkel) und Prüfgruppe 3 (hell) S. 84

8. Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Zahnspezifische Einteilung und Bohrtiefe der Probezähne	S. 26
Tab. 2:	Tabellarische Darstellung der Minimal- und Maximalwerte sowie der Quartile der Datensätze aller drei Prüfungsgruppen, Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3	S. 47
Tab. 3:	Ergebnisse der mikroskopischen Analyse des Randspalts nach Datenanalyse von Prüfungsgruppe 1 – 3, Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3	S. 48
Tab. 4:	Ergebnisse der Messung des apikalen Durchmessers nach Datenanalyse von Prüfungsgruppe 1 – 3, Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3	S. 49
Tab. 5:	Ergebnisse der Untersuchung der Friktion nach Datenanalyse von Prüfungsgruppe 1 – 3, Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3	S. 50
Tab. 6:	Ergebnisse der Zeitdokumentation der Abformung und Modellation nach Datenanalyse von Prüfungsgruppe 1 – 3, Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3	S. 52
Tab. 7:	Ergebnisse der Zeitdokumentation der Einpassung der SSA am Phantompatienten nach Datenanalyse von Prüfungsgruppe 1 – 3, Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3	S. 53
Tab. 8:	Ergebnisse der benötigten Gesamtdauer der kliniknahen Arbeitsschritte nach Datenanalyse von Prüfungsgruppe 1 – 3, Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3	S. 54

Tab. 9:	Ergebnisse der Dokumentation der im Labor benötigten Gesamtzeit nach Datenanalyse von Prüfungsgruppe 1 – 3, Individuell direkte SSA = Prüfungsgruppe 1, Individuell indirekte SSA = Prüfungsgruppe 2, digitale SSA = Prüfungsgruppe 3	S. 55
Tab. 10:	Visuelle Beurteilung der Initialpassung anhand eines definierten Zahlenschemas	S. 72
Tab. 11:	Zusammenfassung der Messwerte der mikroskopischen Randspaltanalyse für alle 16 Prüfkörper der Prüfungsgruppe 1 (in mm)	S. 73
Tab. 12:	Zusammenfassung der Messwerte der mikroskopischen Randspaltanalyse für alle 16 Prüfkörper der Prüfungsgruppe 2 (in mm)	S. 74
Tab. 13:	Zusammenfassung der Messwerte der mikroskopischen Randspaltanalyse für alle 16 Prüfkörper der Prüfungsgruppe 3 (in mm)	S. 75
Tab. 14:	Messwerte der Vermessung des apikalen Durchmessers der Wurzelstifte nach Anpassung der SSA (in mm)	S. 76
Tab. 15:	Gemessene Friktionswerte aller 16 Prüfkörper der Prüfungsgruppe 1 (in N)	S. 77
Tab. 16:	Gemessene Friktionswerte aller 16 Prüfkörper der Prüfungsgruppe 2 (in N)	S. 78
Tab. 17:	Gemessene Friktionswerte aller 16 Prüfkörper der Prüfungsgruppe 3 (in N)	S. 79
Tab. 18:	Zeitdokumentation Prüfungsgruppe 1	S. 80
Tab. 19:	Zeitdokumentation Prüfungsgruppe 2	S. 81
Tab. 20:	Zeitdokumentation Prüfungsgruppe 3	S. 82
Tab. 21:	Übersicht der Ergebnisse von Mittelwert und Standardabweichung nach Datenanalyse der Prüfungsgruppen 1 – 3	S. 82

9. Literaturverzeichnis

3Shape. 2017: TRIOS Benutzerhandbuch. <https://www.3shape.com/de/support-docs> (02.05.2020)

3Shape. 2013: 3Shape bringt CAD-Lösung für Stiftaufbau-Restaurationen auf den Markt, <https://3shape.com/de/press/2013/cad-solution-for-post-and-core-restorations> (31.03.2020)

Abramovitz L, Lev R, Fuss Z, Metzger Z. The unpredictability of seal after post space preparation: a fluid transport study. *J Endod.* 2001; 27: 292–295

Al Hamad KQ. Learning curve of intraoral scanning by prosthodontic residents. *J Prosthet Dent.* 2020; 123: 277–283

Al-Omari WM, Zagibeh AM. The Retention of Cast Metal Dowels Fabricated by Direct and Indirect Techniques. *J Prosthodont.* 2010; 19: 58–63

Anderson GC, Perdigão J, Hodges JS, Bowles WR. Efficiency and effectiveness of fiber post removal using 3 techniques. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2007; 38: 663–670

Assif D, Gorfil C. Biomechanical considerations in restoring endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1994; 71: 565–567

Assif D, Oren E, Marshak BL, Aviv I. Photoelastic analysis of stress transfer by endodontically treated teeth to the supporting structure using different restorative techniques. *J Prosthet Dent.* 1989; 61: 535–543

Awad MA, Marghalani TY. Fabrication of a custom-made ceramic post and core using CAD-CAM technology. *J Prosthet Dent.* 2007; 98: 161–162

- Balkenhol M, Wöstmann B, Rein C, Ferger P. Survival time of cast post and cores: A 10-year retrospective study. *J Dent.* 2007; 35: 50–58
- Baratieri LN, de Andrada MAC, Arcari GM, Ritter AV. Influence of post placement in the fracture resistance of endodontically treated incisors veneered with direct composite. *J Prosthet Dent.* 2000; 84: 180–184
- Baroudi K, Ibraheem SN. Assessment of Chair-side Computer-Aided Design and Computer-Aided Manufacturing Restorations: A Review of the Literature. *J Int Oral Health.* 2015; 7: 96–104
- Bateman G, Ricketts DNJ, Saunders WP. Fibre-based post systems: a review. *Br Dent J.* 2003; 195: 43–48
- Bayer S, Stark H, Mues S, Keilig L, Schrader A, Enkling N. Retention force measurement of telescopic crowns. *Clin Oral Investig.* 2010; 14: 607–611
- Beschnidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth: MARGINAL ACCURACY OF ALL-CERAMIC CROWNS. *J Oral Rehabil.* 1999; 26: 582–593
- Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J.* Mai 2008; 204: 505–511
- Beuer F, Schweiger J, Güth J, Edelhoff D. Nach der IDS ist vor der IDS: Was kommt in der intraoralen Datenerfassung als Nächstes? *Die Quintessenz* 2012; 5: 645-650
- Bilgin MS, Erdem A, Dilber E, Ersoy İ. Comparison of fracture resistance between cast, CAD/CAM milling, and direct metal laser sintering metal post systems. *J Prosthodont Res.* 2016; 60: 23–28

Bittner N, Hill T, Randi A. Evaluation of a one-piece milled zirconia post and core with different post-and-core systems: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2010; 103: 369–379

Bolhuis P, de Gee A, Feilzer A. Influence of fatigue loading on four post-and-core systems in maxillary premolars. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2004; 35: 657–667

Borelli B, Sorrentino R, Zarone F, Ferrari M. Effect of the length of glass fiber posts on the fracture resistance of restored maxillary central incisors. *Am J Dent.* 2012; 25: 79–83

Brauner H. Elektrochemische Korrosionsmessungen an Stiftaufbauten. *Dtsch Zahnärztl Z* 1986; 40: 1009–1014

Brückel C, Rehmann P, Seelbach P, Wöstmann B. Passgenauigkeit von Kronen nach optischer Abformung im Vergleich mit konventionellen Verfahren. *ZWR - Dtsch Zahnärztl. 2012; 12: 394–401*

Butz F, Lennon AM, Heydecke G, Strub JR. Survival rate and fracture strength of endodontically treated maxillary incisors with moderate defects restored with different post-and-core systems: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2001; 14: 58–64

Caputo AA, Standlee JP, Collard EW. The mechanics of load transfer by retentive pins. *J Prosthet Dent.* 1973; 29: 442–449

Carossa S, Lombardo S, Pera P, Corsalini M, Rastello ML, Preti PG. Influence of posts and cores on light transmission through different all-ceramic crowns: spectrophotometric and clinical evaluation. *Int J Prosthodont.* 2001; 14: 9–14

Cecchin D, Spazzin A, Pires-de-Souza F de C, Dartora N, Mesquita M, Farina A. Evaluation of resistance to displacement of metal posts with different lengths. *Indian J Dent Res.* 2012; 23: 613

Chen Z, Li Y, Deng X, Wang X. A Novel Computer-Aided Method to Fabricate a Custom One-Piece Glass Fiber Dowel-and-Core Based on Digitized Impression and Crown Preparation Data: CAD/CAM of Custom One-Piece Glass Fiber Dowel-and-Core. *J Prosthodont.* 2014; 23: 276–283

Cormier CJ, Burns DR, Moon P. In vitro comparison of the fracture resistance and failure mode of fiber, ceramic, and conventional post systems at various stages of restoration. *J Prosthodont Off J Am Coll Prosthodont.* 2001; 10: 26–36

da Costa JB, Pelogia F, Hagedorn B, Ferracane JL. Evaluation of Different Methods of Optical Impression Making on the Marginal Gap of Onlays Created with CEREC 3D. *Oper Dent.* 2010; 35: 324–329

Creugers NHJ, Mentink AGM, Fokkinga WA, Kreulen CM. 5-year follow-up of a prospective clinical study on various types of core restorations. *Int J Prosthodont.* 2005; 18: 34–39

Davidowitz G, Kotick PG. The Use of CAD/CAM in Dentistry. *Dent Clin North Am.* 2011; 55: 559–570

Delize V, Bouhy A, Lambert F, Lamy M. Intrasubject comparison of digital vs. conventional workflow for screw-retained single-implant crowns: Prosthodontic and patient-centered outcomes. *Clin Oral Implants Res.* 2019; 30: 892–902

Edelhoff D, Aachen, Kern M. Vollkeramik von A bis Z für Praktiker. *ZWR - Dtsch Zahnärz-
tebl.* 2003a; 112: 276–281

Edelhoff D, Heidemann D, Kern M, Weigl P. 2003b: Aufbau endodontisch behandelte-
r Zähne. Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK, der DGZPW und der DGZ.
[https://www.dgzmk.de/documents/10165/1936443/Aufbau_endodontisch_behandel-
ter_Zaehne.pdf/3031a355-3a8e-4cf6-989b-626d8e3a8291](https://www.dgzmk.de/documents/10165/1936443/Aufbau_endodontisch_behandelte_Zaehne.pdf/3031a355-3a8e-4cf6-989b-626d8e3a8291) (30.06.2020)

Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent.* Februar 2013; 109: 121–128

Ferrari M, Vichi A, García-Godoy F. Clinical evaluation of fiber-reinforced epoxy resin posts and cast post and cores. *Am J Dent.* 2000; 13:15-18.

Ferro KJ, Morgano SM, Driscoll CF. The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthet Dent.* 2017; 117: 101-105

Figueiredo FED, Martins-Filho PRS, Faria-e-Silva AL. Do Metal Post–retained Restorations Result in More Root Fractures than Fiber Post–retained Restorations? A Systematic Review and Meta-analysis. *J Endod.* 2015; 41: 309-316

Fokkinga WA, Kreulen CM, Bronkhorst EM, Creugers NHJ. Up to 17-year controlled clinical study on post-and-cores and covering crowns. *J Dent.* 2007; 35: 778–786

Fokkinga WA, Kreulen CM, Vallittu PK, Creugers NHJ. A structured analysis of in vitro failure loads and failure modes of fiber, metal, and ceramic post-and-core systems. *Int J Prosthodont.* 2004; 17: 476–482

Friedel W, Kern M. Fracture strength of teeth restored with all-ceramic posts and cores. *Quintessence Int Berl Ger* 1985. 2006; 37: 289–295

Gesi A, Magnolfi S, Goracci C, Ferrari M. Comparison of Two Techniques for Removing Fiber Posts. *J Endod.* 2003; 29: 580–582

Goodacre CJ, Spolnik KJ. The Prosthodontic Management of Endodontically Treated Teeth: A Literature Review. Part I. Success and Failure Data, Treatment Concepts. *J Prosthodont.* 1994; 3: 243–250

Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review: Post systems. *Aust Dent J.* 2011; 56: 77–83

Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent.* 2000; 83: 40–49

Guzy GE, Nicholls JI. In vitro comparison of intact endodontically treated teeth with and without endo-post reinforcement. *J Prosthet Dent.* 1979; 42: 39–44

Hagge MS, Wong RDM, Lindemuth JS. Effect of three root canal sealers on the retentive strength of endodontic posts luted with a resin cement. *Int Endod J.* 2002; 35: 372–378

Hellwig E, Klimek J, Attin T. Spezielle endodontische und postendodontische Maßnahmen. In: Hellwig E, Schäfer E, Klimek J, Attin T, Hrsg. Einführung in die Zahnerhaltung: Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie. 6., überarb. Auflage. Köln: Dt. Zahnärzte-Verlag; 2013: 431–452

Herzog M, Czirjak K. Untersuchungen zur Passgenauigkeit gegossener Stiftaufbauten aus Nichtedelmetall. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1990; 49: 260–263

Heydecke G, Butz F, Strub JR. Fracture strength and survival rate of endodontically treated maxillary incisors with approximal cavities after restoration with different post and core systems: an in-vitro study. *J Dent.* 2001; 29: 427–433

Heydecke G, Peters MC. The restoration of endodontically treated, single-rooted teeth with cast or direct posts and cores: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2002; 87: 380–386

Holmes DC, Diaz-Arnold AM, Leary JM. Influence of post dimension on stress distribution in dentin. *J Prosthet Dent.* 1996; 75: 140–147

Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989; 62: 405–408

Isidor F, Brøndum K, Ravnholt G. The influence of post length and crown ferrule length on the resistance to cyclic loading of bovine teeth with prefabricated titanium posts. *Int J Prosthodont.* 1999; 12: 78–82

Jerg A, Spitznagel F. 2021: S-3 Leitlinie (Langfassung) Vollkeramische Kronen und Brücken. https://register.awmf.org/assets/guidelines/083-012I_S3_Vollkeramische_Kronen_Bruecken_2021-06.pdf (22.11.2021)

Jeon JH, Lee KT, Kim HY, Kim JH, Kim WC. White light scanner-based repeatability of 3-dimensional digitizing of silicon rubber abutment teeth impressions. *J Adv Prosthodont.* 2013; 5: 452

Joda T, Brägger U. Time-Efficiency Analysis Comparing Digital and Conventional Workflows for Implant Crowns: A Prospective Clinical Crossover Trial. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015; 30: 1047–1053

Joda T, Ferrari M, Brägger U. Monolithic implant-supported lithium disilicate (LS2) crowns in a complete digital workflow: A prospective clinical trial with a 2-year follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017; 19: 505–511

Jordan R, Michaelis W. Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V). Deutscher Zahnärzterverlag DÄV, Köln; 2016

Juloski J, Radovic I, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Ferrule Effect: A Literature Review. *J Endod.* 2012; 38: 11–19

Kanduti D, Korat L, Kosec T, Legat A, Ovsenik M, Kopač I. Comparison Between Accuracy of Posts Fabricated Using a Digital CAD/CAM Technique and a Conventional Direct Technique. *Int J Prosthodont.* 2021; 34: 212–220

Kern M. Digitalisierung erweitert das Spektrum - Vollkeramik und CAD/CAM-Einsatz klinisch bewährt. *ZWR - Dtsch Zahnärztebl.* 2012; 121: 176–178

Koçkapan C. Curriculum Endodontie. Berlin: Quintessenz Verl; 2003

Koutayas SO, Kern M. All-ceramic posts and cores: the state of the art. Quintessence Int Berl Ger 1985. 1999; 30: 383–392

Koutayas SO, Vagkopoulou T, Pelekanos S, Koidis P, Strub JR. Zirconia in dentistry: part 2. Evidence-based clinical breakthrough. Eur J Esthet Dent. 2009; 4: 348–380

Kvinnslund I, Oswald RJ, Halse A, Grønningsaeter AG. A clinical and roentgenological study of 55 cases of root perforation. Int Endod J. 1989; 22: 75–84

Lang H, Korkmaz Y, Schneider K, Raab WHM. Impact of Endodontic Treatments on the Rigidity of the Root. J Dent Res. 2006; 85: 364–368

Lindemann M, Yaman P, Dennison J, Herrero A. Comparison of the Efficiency and Effectiveness of Various Techniques for Removal of Fiber Posts. J Endod. 2005; 31: 520–522

Liu P, Deng XL, Wang XZ. Use of a CAD/CAM-fabricated glass fiber post and core to restore fractured anterior teeth: A clinical report. J Prosthet Dent. 2010; 103: 330–333

Liu W, Qing H, Pei X, Wang J. Internal adaptation of cobalt-chromium posts fabricated by selective laser melting technology. J Prosthet Dent. 2019; 121: 455–460

Lloyd PM, Palik JF. The philosophies of dowel diameter preparation: a literature review. J Prosthet Dent. 1993; 69: 32–36

Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkyänen A. Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. Opt Lasers Eng. 2014; 54: 203–221

Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. J Dent. 2007; 35: 819–826

- Mehl A, Hickel R. Current state of development and perspectives of machine-based production methods for dental restorations. *Int J Comput Dent*. Januar 1999; 2: 9–35
- Meyenberg KH, Lüthy H, Schärer P. Zirconia Posts: A New All-Ceramic Concept for Nonvital Abutment Teeth. *J Esthet Restor Dent*. 1995; 7: 73–80
- Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc*. 2006; 137: 7-13
- Mörmann WH, Brandestini M, Lutz F. Das CEREC®-System: Computergestützte Herstellung direkter Keramikinlays in einer Sitzung. *Quintessenz*. 1987; 38: 457–470
- Moustapha G, AlShwaimi E, Silwadi M, Ounsi H, Ferrari M, Salameh Z. Marginal and internal fit of CAD/CAM fiber post and cores. *Int J Comput Dent*. 2019; 22: 45–53
- Naumann M. Wann Wurzelstifte indiziert sind - Klassifikation und Therapiekonzept. *Die Quintessenz*. 2008; 931-938
- Naumann M. Postendodontische Versorgung. *Zahnmed Up2date*. 2010; 4: 395–412
- Naumann M, Blankenstein F, Dietrich T. Survival of glass fibre reinforced composite post restorations after 2 years—an observational clinical study. *J Dent*. 2005; 33: 305–312
- Naumann M, Frankenberger R. Adhäsive Stiftsysteme. In: Frankenberger R, Hrsg. *Adhäsive Zahnheilkunde Wissenschaft und Praxis*. Köln: Dt. Zahnärzte-Verlag, 2013: 295-334
- Naumann M, Kiessling S, Seemann R. Treatment concepts for restoration of endodontically treated teeth: A nationwide survey of dentists in Germany. *J Prosthet Dent*. 2006; 96: 332–338
- Naumann M, Kölpin M. Sind schraubenförmige Aufbaustifte noch zeitgemäß? *Die Quintessenz*. 2011; 337-346

Naumann M, Schmitter M, Frankenberger R, Krastl G. "Ferrule Comes First. Post Is Second!" Fake News and Alternative Facts? A Systematic Review. *J Endod.* 2018; 44: 212–219

Nawafleh NA, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh MM. Accuracy and Reliability of Methods to Measure Marginal Adaptation of Crowns and FDPs: A Literature Review: Methods to Measure Marginal Adaptation of Crowns and FDPs. *J Prosthodont.* 2013; 22: 419–428

Nergiz I, Schmage P. Wurzelstifte im Wandel der Zeit. *Endodontie Journal.* 2004; 10-17

Nergiz I, Schmage P, Ozcan M, Platzer U. Effect of length and diameter of tapered posts on the retention. *J Oral Rehabil.* 2002; 29: 28–34

Newman MP, Yaman P, Dennison J, Rafter M, Billy E. Fracture resistance of endodontically treated teeth restored with composite posts. *J Prosthet Dent.* 2003; 89: 360–367

van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012; 28: 3–12

Odor TM, Chandler NP, Watson TF, Ford TRP, McDonald F. Laser light transmission in teeth: a study of the patterns in different species. *Int Endod J.* 1999; 32: 296–302

de Oliveira NRC, Pigozzo MN, Sesma N, Laganá DC. Clinical efficiency and patient preference of digital and conventional workflow for single implant crowns using immediate and regular digital impression: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2020; 31: 669–686

Papa J, Cain C, Messer H. Moisture content of vital vs. endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol.* 1994; 10: 91-93

Patzelt SBM, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig.* 2014; 18: 1687–1694

Persson ASK, Odén A, Andersson M, Sandborgh-Englund G. Digitization of simulated clinical dental impressions: Virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater.* 2009; 25: 929–936

Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. A survey of failed post-retained restorations. *Clin Oral Investig.* 2008; 12: 37-44

Pospiech P. Exkurs 2 : Schraubenaufbau. In: Pospiech P, Hers. Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen. 1. Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2001: 154-156

Poticny DJ, Klim J. CAD/CAM In-office Technology. *J Am Dent Assoc.* 2010; 141: 5-9

Rayyan MR, Aldossari RA, Alsadun SF, Hijazy FR. Accuracy of cast posts fabricated by the direct and the indirect techniques. *J Prosthet Dent.* 2016; 116: 411–415

Reich S, Vollborn T, Wolfart S. Die optische intraorale Abformung - vier Systeme im Überblick. *Dtsch Zahnärztl Z.* 2012; 67: 177-189

Reiss B. CAD/CAM-Systeme in der Zahmedizin. *Quintessez Zahntech.* 2003; 54: 489-493

Reißmann DR, Heydecke G. Evidenz zu Stiftsystemen. *Die Quintessenz.* 2008; 59: 957-966

de Rijk WG. Removal of fiber posts from endodontically treated teeth. *Am J Dent.* 2000; 13: 19-21

Schaefer O, Decker M, Wittstock F, Kuepper H, Guentsch A. Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. *J Dent.* 2014; 42: 677–683

Sailer I, Mühlemann S, Fehmer V, Hämmerle CHF, Benic GI. Randomized controlled clinical trial of digital and conventional workflows for the fabrication of zirconia-ceramic fixed partial dentures. Part I: Time efficiency of complete-arch digital scans versus conventional impressions. *J Prosthet Dent.* 2019; 121: 69–75

Schiavetti R, García-Godoy F, Toledano M, Mazzitelli C, Barlattani A, Ferrari M, u. a. Comparison of fracture resistance of bonded glass fiber posts at different lengths. *Am J Dent.* 2010; 23: 227–230

Schmalz G, Federlin M, Reich E. Effect of dimension of luting space and luting composite on marginal adaptation of a class II ceramic inlay. *J Prosthet Dent.* 1995; 73: 392–399

Signore A, Benedicenti S, Kaitsas V, Barone M, Angiero F, Ravera G. Long-term survival of endodontically treated, maxillary anterior teeth restored with either tapered or parallel-sided glass-fiber posts and full-ceramic crown coverage. *J Dent.* 2009; 37: 115–121

Sorensen JA, Martinoff JT. Intracoronar reinforcement and coronal coverage: a study of endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 1984; 51: 780–784

Standlee JP, Caputo AA. The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J Prosthet Dent.* 1992; 68: 436–442

Standlee JP, Caputo AA, Collard EW, Pollack MH. Analysis of stress distribution by endodontic posts. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1972; 33: 952–60

Steiner N, Nergiz I, Niedermeier W. Korrosion an Stiftaufbau-Systemen bei Verwendung unterschiedlicher Legierungen. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1998; 3: 211–214

Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM. The effect of clinically relevant thermocycling on the flexural properties of endodontic post materials. *J Dent.* 2010; 38: 437–442

Stockton LW. Factors affecting retention of post systems: a literature review. *J Prosthet Dent.* 1999; 81: 380–385

Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. Curriculum Prothetik Band I-III. 4.Auflage. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH; 2011a

Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. Kronen-Brücken-Prothetik: Gestaltung und Herstellung von Gussteilen. In: Curriculum Prothetik Band II. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH; 2011b. S. 587–615

Testori T, Badino M, Castagnola M. Vertical root fractures in endodontically treated teeth: A clinical survey of 36 cases. *J Endod.* 1993; 19: 87–90

Torbjörner A, Fransson B. A literature review on the prosthetic treatment of structurally compromised teeth. *Int J Prosthodont.* 2004; 17: 369–376

Trope M, Maltz DO, Tronstad L. Resistance to fracture of restored endodontically treated teeth. *Endod Dent Traumatol.* 1985; 1: 108–111

Weidhüner W. Potenzial-Analyse im Dentallabor. *Zahntech Mag.* 2016; 20: 124–131

Wittneben JG, Gavric J, Belser UC, Bornstein MM, Joda T, Chappuis V, u. a. Esthetic and Clinical Performance of Implant-Supported All-Ceramic Crowns Made with Prefabricated or CAD/CAM Zirconia Abutments: A Randomized, Multicenter Clinical Trial. *J Dent Res.* 2017; 96: 163–170

TFWöstmann B, Seelbach P. Abformung: konventionell oder digital? *Die Quintessenz.* 2012; 63: 1567-1575

Zimmermann M, Mehl A. CAD/CAM-Technologie. In: Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U, Hrsg., *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin.* Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2018. S. 425–446

10. Danksagung

An dieser Stelle danke ich all denjenigen, die mir bei der Verwirklichung und Ausführung dieser Arbeit behilflich waren und unterstützt haben.

Herrn Prof. Dr. H. Stark danke ich für die Überlassung dieses Dissertationsthemas, die hilfreiche und ausdauernde Betreuung und Unterstützung in allen Phasen dieser Arbeit, sowie für die ermöglichte Nutzung der wissenschaftlichen Einrichtungen.

Besonderer Dank gilt Herrn Dr. D. Kraus für die ausgezeichnete Betreuung bei der Durchführung und Umsetzung dieser Dissertation. Ohne dessen Geduld, Engagement und natürlich zahnmedizinisches Wissen wäre eine Umsetzung der Arbeit nicht möglich gewesen. Danke für die Ausdauer und Unterstützung sowie kurzfristigen Besprechungstermine während der gesamten Zeit.

Auch besonders danken möchte ich Herrn Dr. J. Schroeder, ohne dessen Vermittlung und Mitwirkung bei der Ideenfindung diese Arbeit nie zu Stande gekommen wäre.

Bei dem Dentallabor, Dental Technik Kiel, insbesondere bei Herrn Andreas Hoch bedanke ich mich ausdrücklich für die Bereitstellung der Gerätschaften und Materialien sowie für die freundliche und fachliche Unterstützung während der Herstellungsprozesse.

Zu guter Letzt möchte ich allen Personen danken, die mir wiederholt bei der Überarbeitung dieser Arbeit geholfen haben. Ganz besonders Birk für die Durchsicht und produktiven Anregungen. Danke an meine Eltern sowie meinen Freund Eike für die liebevolle Unterstützung während meines Studiums und auch bei der Verwirklichung dieser Dissertation.