

**Vergleich zwischen konventionellen und digitalen
Abformungen präparierter Zähne
-Eine in-vivo Studie -**

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnmedizin
des Fachbereichs Medizin
der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von Bosniac, Patricia Alessandra
aus Lohr am Main

Gießen 2016

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

der Justus-Liebig-Universität Gießen

(Leiter: Prof. Dr. Bernd Wöstmann)

Gutachter: Prof. Dr. B. Wöstmann

Gutachterin: PD Dr. H. Schaaf

Tag der Disputation: 28.03.2017

*Meinen Eltern und
meinem Großvater*

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	1
2	ZIEL DER ARBEIT	2
3	LITERATURÜBERSICHT	3
3.1	Konventionelle Abformung	3
3.1.1	Abformmaterialien	4
3.1.2	Konventionelle Abformtechniken.....	8
3.1.3	Klinische Faktoren	11
3.1.4	Konventioneller Arbeitsablauf.....	12
3.1.5	Bewertung der konventionellen Abformung	14
3.2	Digitale Abformung.....	15
3.2.1	Digitaler Arbeitsablauf.....	16
3.2.2	Indirektes Verfahren	18
3.2.3	Direktes Verfahren.....	22
3.2.4	Fehlerquellen.....	27
3.2.5	Bewertung der digitalen Abformung	28
3.3	Marginale Diskrepanz.....	29
3.3.1	Definition der marginalen Diskrepanz.....	30
3.3.2	Bestimmung der marginalen Diskrepanz.....	31
3.3.3	Bisherige Untersuchungen zur marginalen Diskrepanz.....	33
4	MATERIAL UND METHODE	37
4.1	Rahmenbedingungen	37
4.2	Ein- und Ausschlusskriterien	37

4.3	Ablauf der Untersuchung.....	37
4.4	Präparation.....	39
4.5	Abformung und Scan.....	39
4.5.1	Retraktion und Trockenlegung	39
4.5.2	Intraoraler Scan.....	40
4.5.3	Abformung.....	42
4.6	Scan der Abformung.....	44
4.7	Datenaustausch	45
4.8	Herstellung der Zirkoniumoxid-Käppchen.....	46
4.9	Beurteilung der marginalen Passgenauigkeit.....	47
4.9.1	Herstellung der Replika	47
4.9.2	Messung der marginalen Diskrepanz.....	48
4.10	Stichprobengröße.....	50
4.11	Zielgrößen.....	50
4.12	Statische Analyse.....	51
5	ERGEBNISSE	52
5.1	CEREC AC Omnicam	53
5.2	Cara TRIOS	55
5.3	Laborscan der konventionellen Abformung	57
5.4	Vergleich der Abformmethoden getrennt nach Kiefer	59
5.5	Vergleich der Abformmethoden getrennt nach Zahntyp.....	60
5.6	Vergleich der Abformmethoden insgesamt.....	61

5.7	Zusammenfassung	62
6	DISKUSSION.....	63
6.1	Diskussion der Methodik.....	63
6.1.1	Auswahl der Zähne	63
6.1.2	Lage und Form der Präparation	63
6.1.3	Weichgewebsmanagement.....	64
6.1.4	Abformung und Scan	65
6.1.5	Scan der Abformung	66
6.1.6	Herstellung der Zirkoniumoxid-Käppchen	67
6.1.7	Replika-Methode.....	67
6.1.8	Statistische Auswertung.....	69
6.2	Diskussion der Ergebnisse.....	70
6.2.1	CEREC AC Omnicam	70
6.2.2	Cara TRIOS	71
6.2.3	Laborscan der konventionellen Abformung	72
6.2.4	Vergleich der Abformmethoden in den Kiefern	73
6.2.5	Vergleich der Abformmethoden in den Zahntypen	73
6.2.6	Vergleich der Abformmethoden insgesamt	74
6.2.7	Einordnung der Ergebnisse	75
6.3	Schlussfolgerung.....	78
7	ZUSAMMENFASSUNG	79
8	LITERATURVERZEICHNIS	81
9	ANHANG	96
9.1	Tabellen (Ergebnisteil)	96

9.2	Tabellenverzeichnis	105
9.3	Abbildungsverzeichnis	107
10	ERKLÄRUNG.....	109
11	DANKSAGUNG.....	110

1 Einleitung

Die prothetische Versorgung eines Zahnes mit einer Krone verfolgt das therapeutische Ziel Kaufunktion, Ästhetik und Phonetik wiederherzustellen.^[177] Für die Realisierung dieser Ziele setzen Zahnärzte und Zahntechniker immer mehr auf den Einsatz der CAD/CAM Technik. Das Akronym CAD/CAM (computer **a**ided **d**esign/ computer **a**ided **m**anufacturing) bezeichnet die computergestützte dreidimensionale Planung eines Werkstücks und die anschließende automatisierte Herstellung desselben mithilfe einer Fräsmaschine.^[12] Die Technik ist vor Allem deswegen von immensem Interesse, weil sich vollkeramische Restaurationen überwiegend auf diesem Wege herstellen lassen.^[170] Aufgrund ihrer hervorragenden ästhetischen und biokompatiblen Eigenschaften erfreuen sich keramische Werkstoffe, wie beispielsweise Zirkoniumoxid, immer größerem Zuspruch in der zahnärztlichen Praxis.^[27]

Dank der stetigen Weiterentwicklung computertechnischer Verfahren stellt die CAD/CAM-Technik mittlerweile auch aus Sicht der Qualitätssicherung eine sinnvolle Alternative zum herkömmlichen Herstellungsweg laborgefertigter Restaurationen dar. Die schiere Anzahl an Werkstoffen und Arbeitsschritten in der konventionellen Herstellung birgt die Gefahr der Potenzierung verfahrenstechnischer und materialbedingter Fehler. Das Einschlagen des digitalen Weges ermöglicht es, einige dieser Fehlerquellen zu eliminieren. Voraussetzung für die Umsetzung des CAD/CAM-Verfahrens ist ein virtuelles Modell der intraoralen Situation. Dieses lässt sich durch die Digitalisierung des Gipsmodells, die Digitalisierung der Abformung oder die direkte intraorale Digitalisierung anfertigen.^[44, 97] Von großer Relevanz ist hierbei die Genauigkeit der Informationsübertragung, da schon kleinste Fehler dazu führen können, dass das Werkstück nicht passt. Klinische Studien zeigen, dass zu große Randspalten vermehrte Plaqueanlagerung^[140, 145] und infolgedessen die Entstehung von Sekundärkaries und marginaler Parodontitis begünstigen.^[53, 174] Die Qualität des Kronenrandes ist also ausschlaggebend für den Erfolg der Restauration.^[12, 67] In der vorliegenden Studie wird deshalb die marginale Passgenauigkeit keramischer Restaurationen untersucht.

Viele Zahnärzte zögern aus Gründen der Wirtschaftlichkeit einen Intraoralscanner anzuschaffen. Daher ist die Digitalisierung des Gipsmodells im Labor noch immer der gebräuchlichste Digitalisierungsweg. Sollte sich die Digitalisierung einer Abformung in der vorliegenden Studie als klinisch akzeptable Alternative erweisen, könnte im Praxis- und Laboralltag zukünftig die Fehlerquelle der Gipsexpansion und die damit verbundenen Materialkosten ausgeschaltet werden, ohne dass die Anschaffung eines Intraoralscanners notwendig wird.

2 Ziel der Arbeit

Das Ziel dieser Arbeit ist es, die Genauigkeit einer indirekten und zwei direkter digitaler Abformmethoden in-vivo miteinander zu vergleichen. Aufgrund der ergänzungswürdigen Studienlage wird als indirekte Methode der Laborscan einer konventionellen Abformung gewählt. Dieser wird mit den direkten Scans zweier etablierter Intraoralscanner verglichen.

Zähne, die für die Aufnahme einer Krone präpariert wurden, werden konventionell und digital abgeformt. Auf Basis der drei genannten Abformungen werden Zirkoniumoxid-Käppchen angefertigt, anhand derer die marginale Diskrepanz nach *Holmes et al.*^[63] unter einem Mikroskop ermittelt wird. Die marginale Diskrepanz dient hierbei zur Beurteilung der Genauigkeit der Abformmethode.

Die folgende Nullhypothese wird untersucht: Es besteht kein signifikanter Unterschied zwischen der erzielbaren marginalen Diskrepanz von Restaurationen, die anhand des Laborscans einer konventionellen Abformung oder anhand eines direkten intraoralen Scans hergestellt werden.

3 Literaturübersicht

3.1 Konventionelle Abformung

Die Abformung hat die dimensions- und detailgetreue Wiedergabe der intraoralen Situation des Patienten zum Ziel. Diese muss für die Herstellung von Zahnersatz möglichst fehlerfrei auf ein zahntechnisches Modell übertragen werden. Der Prozess der Abformung ist somit das entscheidende „Bindeglied zwischen zahnärztlicher und zahntechnischer Arbeit“.^[182]

Das Grundprinzip der konventionellen Abformung besteht darin, dass eine plastisch-verformbare Masse in einen Abformlöffel eingebracht und dieser anschließend im Mund des Patienten auf dem abzuformenden Bereich platziert wird. Die Masse geht durch eine chemische Reaktion von einem plastischen in einen festen Zustand über, sodass die Struktur der intraoralen Hart- und Weichgewebe abgegriffen wird. Seit der von *Pfaff* im 18. Jahrhundert erstmals beschriebenen Verwendung von Siegelwachs zur Abformung von Einzelzähnen,^[61] haben sich sowohl Werkstoffe und Techniken stetig weiterentwickelt. In den letzten Jahrzehnten hat sich vor Allem die konventionelle Abformung mittels irreversibler elastischer Abformmaterialien, wie etwa Silikonen oder Polyethern, etabliert. Diese ermöglichen mittlerweile eine hohe Präzision, die für die Passgenauigkeit des herzustellenden Zahnersatzes maßgeblich ist.

3.1.1 Abformmaterialien

Die Klassifikation von Abformmaterialien wird aufgrund ihrer physikalischen Eigenschaften vorgenommen. Üblich ist eine Einteilung der Materialien in vier Gruppen anhand folgender Kriterien: Verhalten sich die Materialien im abgebundenen Zustand starr oder elastisch? Ist dieser Zustand reversibel oder irreversibel?^[32, 80, 98, 108] (Tab. 1) Für die Herstellung von fest-sitzendem Zahnersatz gilt, trotz des zunehmenden Einsatzes digitaler Techniken, die Präzisionsabformung mit Elastomeren immer noch als Goldstandard.^[57] Da auch in dieser Studie ausschließlich Silikone zum Einsatz kamen, wird im Folgenden nur auf diese näher eingegangen.

Tab. 1: Einteilung der Abformmaterialien

starr		elastisch	
irreversibel	reversibel	irreversibel	reversibel
Abformgips	Guttapercha	Alginat	Hydrokolloid
Zinkoxid-Eugenol-Pasten	thermoplastische Kompositionsmassen	Elastomere	
		- Silikone	
		- Polyether	
		- Polysulfide	
		- lichthärtendes - Abformmaterial	

Silikone

Man unterscheidet bei Silikon-Abformmassen zwischen C-Silikonem und A-Silikonem. C-Silikone sind Zwei-Komponenten-Materialien, die nach dem Anmischen unter der Freisetzung von Ethanol aushärten. Sie unterliegen bei Lagerung aufgrund ihrer Kondensationsreaktion einer Kontraktion.^[108] A-Silikone, auch Polyvinylsiloxane genannt, härten unter einer Additionspolymerisation, ohne die Bildung weiterer Nebenprodukte, aus und sind somit in Hinblick auf die Polymerisationsschrumpfung den C-Silikonem überlegen. Die Dimensions-

änderung liegt auch nach mehreren Tagen unter 0,1% linear.^[32, 92] A-Silikone werden aus zwei Komponenten im gleichen Mengenverhältnis angemischt. Hierbei reagieren die terminalen Vinylgruppen des Polydimethylsiloxans der einen Paste mithilfe eines Hexachlorplatin säure-Katalysators mit den Wasserstoffgruppen des Hydrogensiloxans der zweiten Paste.^[32, 80] Durch die Bildung von Äthylbrücken kommt es zu einer Verlängerung und Vernetzung der Siloxan-Makromoleküle untereinander.^[108] Der Abbindevorgang beginnt kurz nach dem Anmischen der Abformmasse und verläuft in einer sogenannten Snap-Set-Reaktion - einer sehr raschen Vernetzungsreaktion. So ist beim Einbringen der Abformmasse in den Patientenmund kaum Vorvernetzung zu erwarten, was ein vermindertes Auftreten endogener Spannungen zur Folge hat.^[166, 182] Die meisten Anbieter liefern Polyvinylsiloxane in Automix- oder Kartuschensystemen, sodass eine gleichmäßige Durchmischung ohne Lufteinschlüsse erreicht und das exakte Mischverhältnis einfach und kosteneffektiv eingehalten werden können.^[30, 86, 147, 187] Auch die Verarbeitungszeit des Materials lässt sich hierdurch zum Vorteil des Zahnarztes verlängern.^[105]

Nach ISO 4823 werden elastomere Abformmaterialien nach ihrer Konsistenz in knetbare (Typ 0/ Putty), schwerfließend (Typ 1/ Heavy Body), mittelfließend (Typ 2/ Medium Body) und leichtfließend (Typ 3/ Light Body) eingeteilt.^[71] Die Viskosität wird durch den Anteil der zugesetzten anorganischen Füllstoffe bestimmt. Je höher die Viskosität eines Abformmaterials, desto geringer ist die Polymerisationsschrumpfung und desto höher die Dimensionstreue.^[25, 95] Die Art und die Menge der beigefügten Partikel bedingen zudem auch ein Charakteristikum, das als Thixotropie bezeichnet wird. Sie bezeichnet die Eigenschaft einer Flüssigkeit unter Scherbelastung ihre Viskosität zeitabhängig zu verringern und in Ruhe wieder zur ursprünglichen Viskosität zurückzukehren.^[23, 106, 159] Dieses Phänomen ist auf eine kurzzeitige Strukturänderung durch die Kraftereinwirkung zu erklären.^[23] Für den zahnmedizinischen Gebrauch impliziert diese Eigenschaft, dass das Abformmaterial durch die Scherbelastung beim Positionieren im Patientenmund flüssiger wird und so besser an Details anfließen kann. In Ruhe erreicht es jedoch wieder eine ausreichende Standfestigkeit um die Integrität der Abformung zu erhalten und ein unkontrolliertes Verschieben des Abformlöffels zu verhindern.

Hinsichtlich der Genauigkeit haben Studien erwiesen, dass Silikone Details in der Größenordnung von 1-25µm wiedergeben können, wobei dünnfließende Materialien feinere Strukturen erfassen können als knetbare oder schwerfließende.^[24, 36] Da die Kristallgröße gängiger Modellgipse jedoch bereits 15 bis 25µm beträgt, stellen diese den limitierenden Faktor in Bezug auf die Detailwiedergabe des zahntechnischen Modells dar.^[105] Auch die Hydrophilie

einer Abformmasse spielt für die detailgetreue Wiedergabe oraler Strukturen eine entscheidende Rolle. Einerseits findet die Abformung immer, auch bei sorgfältiger Trockenlegung, im feuchten Milieu statt, da Feuchtigkeit aus den kleinen Speicheldrüsen und aus den Sulci der Zähne hervortritt. Andererseits ist die Benetzbarkeit der abgebundenen Abformung mit Gips für eine fehlerfreie Modellherstellung von Bedeutung.^[6, 33] A-Silikone sind jedoch aufgrund ihrer molekularen Zusammensetzung hydrophob. Kontaktwinkeluntersuchungen haben gezeigt, dass durch die Zugabe nicht-ionischer Tenside die Hydrophobie moderner Polyvinylsiloxane nachweisbar herabgesetzt werden konnte.^[6, 32, 33, 159, 188] Dies gilt vor Allem für den abgebundenen Zustand des Silikons und nimmt durch Verringerung der Blasenbildung an der Oberfläche hauptsächlich Einfluss auf die Kompatibilität des Materials mit Modellgips.^[9, 33, 188] Das Verhalten während der Applikation im Mund ist also nachwievor hydrophob, sodass auf eine adäquate Trockenlegung nicht verzichtet werden darf.^[15, 133, 135]

Die anatomische Form der Zähne führt im bezahnten Kiefer unumgänglich zur Anwesenheit unterschrittener Bereiche. Elastische Abformmaterialien weisen eine gewisse Flexibilität und Rückstellvermögen auf, die es ihnen ermöglichen auch im abgebundenen Zustand durch Stauung aus dem Patientenmund entnommen zu werden.^[108] Man unterscheidet zwischen einer elastischen, also durch das Rückstellvermögen reversiblen, und einer plastischen, irreversiblen Deformation einer Abformung.^[188] Der Betrag der durchschnittlich plastischen Deformation von Polyvinylsiloxanen ist mit Werten unter 2 % sehr klein.^[32, 64, 108, 159] Verglichen mit anderen Elastomeren zeigen Polyvinylsiloxane eine geringere Reißfestigkeit - eine für den klinischen Gebrauch günstige Eigenschaft, da ein Riss in der Abformung durch den Zahnarzt optisch wesentlich sicherer zu identifizieren ist als eine Deformation.^[32]

Einen erheblichen Nachteil gegenüber anderen Elastomeren zeigen Polyvinylsiloxane in Hinblick auf die Wechselwirkungen mit anderen, in der Zahnmedizin gebräuchlichen Materialien. An erster Stelle ist hier die Inhibition der Polymerisation durch Latex-Handschuhe zu nennen. Direkter Kontakt mit Latexhandschuhen, aber auch Kontakt mit Strukturen, die zuvor mit Latexhandschuhen oder auch Kofferdam in Berührung kamen, kann sich negativ auf das Abbindeverhalten von A-Silikon auswirken.^[79, 126] Hamalian *et al.* berichten über eine Inhibition durch Methacrylat-Rückstände in der Sauerstoffinhibitionsschicht von Kompositaufbauten am Zahn.^[57] Auch diverse Metallsalze, die als Adstringentien zur Retraktion und Hämostase im kritischen Sulkusbereich zum Einsatz kommen, nehmen Einfluss. Es wird empfohlen, Epinephrine und Aluminiumsulfate ihnen vorzuziehen, da diese kompatibel mit Polyvinylsiloxanen sind.^[34] Vorsicht ist außerdem im Umgang mit Rückständen von Reinigungsmitteln, wie etwa Orangenöl, welches zur Reinigung von Metallabformlöffeln verwen-

det wird, geboten.^[57] Sollten diese Materialien zum Einsatz kommen, wird dringlich dazu geraten, vor der Abformung mit Polyvinylsiloxanen eine gründliche Zwischenreinigung durchzuführen.^[57] Auch die Liegedauer im Desinfektionsbad ist in Hinblick auf die Dimensionstreue einer Abformung von Bedeutung.^[22]

Dennoch erfreuen sich Polyvinylsiloxane aufgrund ihrer günstigen physikalischen Eigenschaften seit der Markteinführung in den 1970er Jahren zunehmender Beliebtheit und finden seither in der Prothetik bei der Fertigung von festsitzendem, herausnehmbarem und auch implantatgetragenen Zahnersatz Verwendung.^[26, 105]

3.1.2 Konventionelle Abformtechniken

Abformverfahren werden grundsätzlich anhand der Arbeitsschritte in einzeitige und zweizeitige sowie entsprechend der Anzahl an verwendeten Materialviskositäten in einphasige und zweiphasige Verfahren unterteilt.^[20] Heutzutage kommen klinisch hauptsächlich die Monophasentechnik, die Doppelmischtechnik und die Korrekturtechnik zur Anwendung.^[125]

Wird mit einem Material einheitlicher Viskosität die Abformung in einem Arbeitsschritt genommen, handelt es sich um ein einphasiges, einzeitiges Verfahren und wird als Monophasentechnik bezeichnet.^[125] Verwendet man im gleichen Arbeitsschritt zwei unterschiedliche Materialviskositäten - eine standfestere im Abformlöffel und eine dünnfließendere für das Umspritzen des präparierten Zahnes - ist dies eine zweiphasige, einzeitige Methode, wie etwa die Doppelmischtechnik.^[125] Die Korrekturtechnik bezeichnet ein zweizeitiges, zweiphasiges Verfahren, wobei in zwei Arbeitsschritten zwei unterschiedlich visköse Materialien verwendet werden. In der vorliegenden Studie kommt ausschließlich die Korrekturtechnik zum Einsatz, weshalb auch nur diese im Folgenden genauer erörtert wird.

Zur Durchführung einer Korrekturabformung wird zunächst mithilfe eines mit hochviskösem Material (Typ 0/ Putty) beschickten, perforierten Serienlöffels eine Vorabformung genommen und nach der vom Hersteller empfohlenen Abbindezeit aus dem Patientenmund entfernt.^[107] Als Vorbereitung für den zweiten Arbeitsschritt werden alle Unterschnitte und Interdentalsepten, die durch unbeschiffene Nachbarzähne in den Abformungen entstehen können, mit einem Skalpell herausgeschnitten.^[69] Die Ränder der Vorabformung werden eingekürzt und Abflusswege für das dünnfließende Material (Typ 3/Light Body) der zweiten Phase geschaffen.^[107] Danach sollte die Vorabformung zur Kontrolle auf die Zahnreihe reponiert werden. Wenn keine Unterschnitte mehr stören und die Abformung ungehindert reponierbar ist, wird die Abformung von Blut- und Speichelresten befreit und getrocknet.^[107] Nur so können die beiden Materialien unterschiedlicher Viskosität später aneinander haften. Die Erstabformung erfüllt die Funktion eines individuellen Abformlöffels.^[20, 107]

Im zweiten Arbeitsschritt wird die Vorabformung zunächst mit dem niedrigviskösen Material beschickt. Nach Entfernen in den Sulkus eingebrachter Retraktionsfäden und ausreichender Trockenlegung wird zusätzlich der präparierte Zahn mit dem gleichen niedrigviskösen Material umspritzt. Nun wird der Abformlöffel auf die Zahnreihe des Patienten reponiert und zu Beginn für fünf Sekunden mit kräftigem Staudruck und dann nur noch drucklos in Position gehalten, bis der Abbindevorgang abgeschlossen ist.^[107] Zum Entnehmen der Abformung aus

dem Patientenmund wird die Abzugrichtung entsprechend der Lokalisation des präparierten Zahnes eingehalten um eine plastische Deformation aufgrund übermäßiger Stauchung zu vermeiden.^[150] Das Einbringen einer zweiten Phase in die Vorabformung führt durch die Rückstellung des niedrigviskösen Materials zu einem engeren Lumen, sodass im Gipsmodell kleinere Stümpfe resultieren.^[45, 46] Dies wird im weiteren Verlauf im Zahntechnikerlabor durch die gezielte Applikation von Distanzlack auf dem Gipsstumpf entsprechend ausgeglichen.

Über die Vorabformung lässt sich die Menge des niedrigviskösen Korrekturmateri- als kontrollieren. Dieses weist gegenüber höherviskösen Materialien eine stärkere Polymerisations- schrumpfung auf.^[69, 122] Während der Korrekturabformung bleibt die Fähigkeit zur besseren Detailwiedergabe erhalten, wobei die Reduktion der Materialmenge zu einer verringerten Endkontraktion^[122] und weniger Verzerrung führt.^[123] Die Vorabformung ermöglicht zudem den Aufbau eines Staudruckes, der die Korrekturphase zum Fließen bringt und in den eröffneten Sulkus treibt. So lässt sich eine subgingival gelegene Präparationsgrenze zuverlässig und blasenfrei abformen.^[107]

Zu den Nachteilen der Technik gehört zweifelsfrei der erhöhte Zeitaufwand durch die Teilung in zwei Arbeitsschritte. Darüber hinaus ist die Methode sehr techniksensitiv. Beseitigt man nicht alle Unterschnitte im ersten Arbeitsschritt kann es im Zuge der zweiten Phase zu folgen- schweren Verzerrungen der Abformung kommen,^[107] die sich negativ auf die Passgenauigkeit der Restauration auswirken. Wird länger als 5 Sekunden Staudruck ausgeübt, kann es zu Ver- drängungseffekten kommen, durch die die zweite Phase in einer gegenüber der ersten Phase falschen Position aushärtet.^[107]

Einige Autoren halten vor Allem die Auswahl des Abformmaterials entscheidend für den Er- folg einer Abformung.^[25, 66, 124, 151] In der Literatur herrscht jedoch Uneinigkeit. *Donovan et al.* schreiben, dass die richtige Handhabung von Abformmaterialien in Bezug auf die Genau- igkeit wichtiger ist als die Auswahl des Abformmaterials.^[38] Da Abformmaterialien in den letzten Jahren stark verbessert und weiterentwickelt wurden, teilen viele Autoren die Ansicht, dass daher die Technik den ausschlaggebenden Faktor darstellt.^[20, 31, 123, 178, 186] *Wöstmann et al.* wiederum halten die Kombination aus Material und Abformtechnik entscheidend für die Genauigkeit der Abformung.^[187] Auch *Samet et al.* zeigten eine signifikante Korrelation zwi- schen Abformmaterial und Technik.^[151]

Auf die Frage welche Abformtechnik die Genauste sei, findet man ebenfalls widersprüchliche Aussagen in der Literatur. Vor Allem bei der Untersuchung von A-Silikonem zeigten diverse

Studien keine signifikanten Unterschiede zwischen den Abformtechniken.^[49, 66, 69, 95, 147, 173]
Betrachtet man die Dimensionstreuung einer Abformmethode, sehen viele Autoren die Doppelmischtechnik^[6, 45, 101, 147, 160, 187] eher im Vorteil als die Korrekturtechnik^[20, 123, 178]. Alle diese Untersuchungen fanden jedoch in-vitro statt, sodass sich die Frage stellt, ob diese Erkenntnisse auch auf klinische Situationen am Patienten übertragbar sind. Tatsächlich wird in in-vivo Untersuchungen eher die marginale Diskrepanz, also die Passgenauigkeit des Zahnersatzes evaluiert, wobei hier eher der Korrekturtechnik der Vorzug gegeben wird.^[124, 186] Dies lässt sich darauf zurückführen, dass eine infragingivale Lokalisation der Präparationsgrenze am Patienten wesentlich häufiger vorliegt^[50] und mithilfe der Korrekturtechnik im Gegensatz zur Doppelmischtechnik der benötigte Staudruck aufgebracht werden kann, um die Abformmasse in den Sulkus zu pressen.^[184]

Sowohl die Materialien, als auch die Verfahren haben Vor- und Nachteile. Daher empfiehlt es sich, diese genau abzuwägen und entsprechend der jeweiligen klinischen Situation auszuwählen.^[184]

3.1.3 Klinische Faktoren

Neben den werkstoffkundlichen Aspekten, wie der Abformtechnik,^[20, 31, 123, 178, 186] Wahl des Abformmaterials,^[25, 66, 124, 151] Verarbeitungsweise des Materials^[30, 86, 147, 187] und Wahl des Abformlöffels^[21, 65, 114, 115] oder auch der Legierung der Restauration^[179] beeinflussen auch klinische Faktoren den Erfolg einer Abformung erheblich.^[184] Begonnen bei der Präparation des Zahnes hat ein steiler Präparationswinkel vor Allem unter Verwendung der Korrekturtechnik Auswirkungen auf die erzielbare Dimensionstreu der Abformung.^[45, 46] Betrachtet man die Lage der Präparationsgrenze, so lässt sich feststellen, dass eine supragingival angelegte Grenze unproblematischer abzuformen ist als eine infragingival gelegene.^[104, 179] Die Abformbarkeit dieses kritischen Bereichs hängt in komplexer Weise mit einer Vielzahl weiterer Faktoren zusammen. So beeinflusst die Mundhygiene den Zustand des Parodontiums und dieser entsprechend die Abformung^[186] indem er auf die durch Retraktionsmaßnahmen erzielbare Sulkusweite^[8, 93] und Trockenlegung^[15] Einfluss nimmt. Das Auftreten einer Sulkusblutung kann in vielen Fällen durch die adäquate Wahl der Retraktionsmaßnahmen, des Anästhetikums sowie des Anästhesieverfahrens unterbunden werden um eine ausreichende Trockenlegung zu erzielen.^[179] Zusätzlich spielt der Zeitpunkt der Abformung eine wichtige Rolle, wobei eine Wartezeit von zehn Tagen zwischen Präparation und Abformung sich als am günstigsten erwies.^[179-181] Auch der Einfluss der individuellen Erfahrung des Behandlers mit der Abformtechnik und der klinischen Handling-Eigenschaften des Materials auf das Endergebnis ist keinesfalls zu unterschätzen.^[102]

3.1.4 Konventioneller Arbeitsablauf

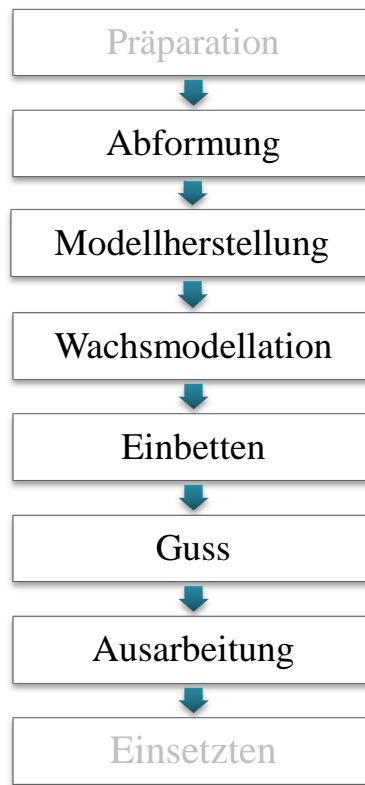


Abb. 1: Konventioneller Arbeitsablauf ^[180]

Auf die Abformung (siehe Kapitel 2.1) folgt im konventionellen Arbeitsweg (Abb. 1) die Modellherstellung. Die Abformung wird für die Herstellung von feststehendem Zahnersatz mit Superhartgips (Typ IV)^[70] ausgegossen (Abb. 1). Dieser eignet sich besonders, da er eine hohe Härte bietet, die zu einer verminderten Abnutzung der Oberfläche im weiteren Arbeitsprozess beiträgt.^[107] Zur Herstellung eines passgenauen Gussstücks wird ein möglichst dimensionstreuere Modell der präparierten Zahnstümpfe benötigt. Superhartgips weist gegenüber anderen Gipstypen mit weniger als 0,15% linear eine sehr geringe Expansion und somit hohe Dimensionstreuere auf.^[107] Ist die vom Hersteller empfohlene Zeit verstrichen, kann das ausgehärtete Modell aus der Abformung entnommen werden. Damit alle relevanten Bereiche auf dem Modell zugänglich werden, wird es zunächst getrimmt und versäubert. Für die Herstellung von Kronen und Brücken wird ein sogenanntes Sägemodell angefertigt. Dieses bietet die Möglichkeit Segmente des Zahnkranzes einzeln von einem Sockel zu entnehmen und erleichtert im weiteren Prozess das Freilegen der Präparationsgrenze, die Modellation der Krone in Wachs und das Ausarbeiten des Gussstücks (Abb. 1). Zunächst sollte das Gipsmodell je-

doch ein bis zwei Tage reifen, damit die Expansion vollständig abgeschlossen ist und sich nicht negativ auf die Passgenauigkeit des späteren Gussstücks auswirkt.^[107] Nach der Applikation eines Härters und eines Spacers auf den Zahnstumpf erfolgt die Modellation der Krone in Wachs. Das Gusswachs unterliegt bei Abkühlung einer starken thermischen Kontraktion, sodass es an dieser Stelle erneut zu einer Dimensionsänderung kommen kann.^[108] Zum Überführen der Wachsmodellation in Metall wird sie in eine feuerfeste Einbettasse auf Gipsbasis eingebettet, Anschließend wird das Wachs ohne Rückstände verbrannt, wodurch ein Hohlraum entsteht, der im darauffolgenden Schritt mit der Legierungsschmelze ausgegossen wird. Auch diese unterliegt einerseits einer Erstarrungskontraktion von ca. 5% beim Übergang vom flüssigen in den festen Zustand und andererseits einer thermischen Kontraktion von ca. 1,6% linear beim weiteren Abkühlen auf Zimmertemperatur.^[108] Um die thermische Kontraktion zu kompensieren muss die Hohlform in der Einbettmasse „um den gleichen Betrag größer sein, als das eingebettete Wachsmodell“^[108]. Dies lässt sich durch die Wahl einer Einbettmasse mit einer darauf abgestimmten thermischen und Abbindeexpansion erreichen.^[108] Nach vollständigem Abkühlen des Gussstückes wird dieses aus der Einbettmasse entfernt. Der Gusskanal wird abgetrennt und das Gussstück ausgearbeitet und gegebenenfalls noch mit einer Keramik verblendet. Während des konventionellen Herstellungswegs kommt es also zu mehreren Positiv-Negativ-Wechseln (Abb. 1), die zu weitreichenden Dimensionsänderungen führen können, sofern die Arbeitsschritte nicht ausreichend aufeinander abgestimmt werden.

3.1.5 Bewertung der konventionellen Abformung

Der konventionellen Abformung kommt in der Arbeitskette zur Herstellung von festsitzen- dem Zahnersatz ein dominanter Stellenwert zu. Die zuvor beschriebenen (Kapitel 2.1.1 bis 2.1.3) werkstoffkundlichen und klinischen Einflussfaktoren lassen erahnen, dass Fehler, die im Verlauf der Abformung eintreten, nicht im weiteren Verlauf korrigierbar sind, sondern eine Wiederholung dieses ersten Arbeitsschrittes erfordern.^[141] Die Rahmenbedingungen einer Abformung können aufgrund der klinischen Variablen und veränderlichen Umgebungs- faktoren im klinischen Umfeld, wie etwa Temperatur oder Luftfeuchtigkeit, nicht konstant gehalten werden.^[184] Wie die Abformung unterliegt auch jeder weitere Arbeitsablauf im kon- ventionellen Herstellungsweg einer gewissen Variabilität.^[184] Entgegen des weitverbreiteten Trugschlusses, dass ein Fehler sich mit einem weiteren kompensieren lässt, ist die Potenzie- rung entstandener Fehler also unvermeidbar.^[184] Die konsequente Standardisierung und Ab- stimmung aller weiteren Arbeitsabläufe des Zahnarztes und des Dentallabors ermöglichen jedoch eine Verkleinerung der Fehler-Streubreite.^[184]

Samet et al. haben 193 Abformungen von 41 niedergelassenen Zahnärzten in elf Zahntechni- kerlaboren untersucht und stellten fest, dass 89,1% der Abformungen einen oder mehrere er- kennbare Fehler aufwiesen.^[151] Zu diesen gehörten unter anderem unzureichende Haftung der Abformung am Abformlöffel, in der Abformung eingebettete Retraktionsfäden, unzureichen- der Verbund der Materialien, relevante Bereiche außerhalb der Begrenzung des Abformlöff- fels, Durchdrücken abzuformender Bereiche bis auf den Abformlöffel, Luftblasen, Hohlräume und Risse an der Präparationsgrenze.^[151] Dies sind alles Fehler die durch den Behandler er- kannt werden müssen und eine Wiederholung der Abformung verlangen. Seitens des Behand- lers ist es umso wichtiger die Abformung fachgerecht vorzubereiten und durchzuführen und zu überprüfen, bevor diese für die weitere Arbeitskette freigegeben wird.^[129]

Trotz langjähriger Bestrebungen die konventionelle Abformung und ihre multiplen Fehler- quellen durch digitale Systeme zu umgehen gilt sie immer noch als Goldstandard. Die kon- ventionelle Abformung ist eine etablierte Methode die orale Situation abzugreifen, durch die sich bei fachgerechter Durchführung eine klinisch ausreichende Dimensionstreue^[6, 45, 101, 147] und ein guter Randschluss der resultierenden Restauration^[185, 186] erreichen lassen.

3.2 Digitale Abformung

Die digitale Abformung beschreibt die Umwandlung der räumlichen Information der intraoralen Hart- und Weichgebe in einen digitalen Datensatz, der EDV-gestützt weiterverarbeitet werden kann und ist Bestandteil der CAD/CAM-Fertigungstechnik. Der Begriff CAD/CAM (computer aided design/ computer aided manufacturing) steht für das computergestützte Konstruieren und die computergestützte Fertigung eines Werkstücks, deren Ursprung im Maschinenbau liegt. Es handelt sich hierbei um eine Variante des industriellen „Reverse Engineering“.^[168] Diese Technologie erhielt 1973 durch die Arbeit des Franzosen *Duret* mit dem Titel „Empreinte Optique“ (Optische Abformung) erstmals Einzug in die Zahnmedizin.^[40] Ihm folgten 1979 *Heitlinger und Rödder* mit der Vorstellung eines weiteren experimentellen Systems zur Herstellung von Zahnersatz.^[60] Mit der Entwicklung des bis heute etablierten CEREC-Systems begannen *Mörmann und Brandestini* 1980.^[118] Das CEREC-System wurde 1985 durch Siemens Dental (heute Sirona Dental) auf dem Dentalmarkt eingeführt und ist, spätestens seit der effizienten Bearbeitung von Zirkoniumoxid im Weißling Zustand, etabliert und verbreitet.^[170]

Die CAD/CAM-Technologie findet heutzutage sowohl im Zahntechniklabor als auch in der Zahnarztpraxis Anwendung. Es stehen verschiedene Ansatzpunkte für den Übergang vom konventionellen zum digitalen Arbeitsweg zur Verfügung.^[44, 97]

- Direkter intraoraler Scan
- Indirekter Scan der Abformung
- Indirekter Scan des Gipsmodells

Auf diese wird in den folgenden Kapiteln (Kapitel 2.2.2 und 2.2.3) genauer eingegangen.

3.2.1 Digitaler Arbeitsablauf

CAD/CAM-Systeme lassen sich anhand des Fertigungswegs der Restauration einteilen.^[13] Befinden sich alle Komponenten des CAD/CAM-Systems in der Zahnarztpraxis, handelt es sich um eine sogenannte „chairside“-Lösung.^[13] Die Digitalisierung der Präparation erfolgt direkt am Patienten unter Verwendung eines Intraoralscanners. Integrierte Software ermöglicht die Konstruktion der Restauration „chairside“ am Computer und ihre Herstellung durch eine dazugehörige CNC-Fräse im direkten Verfahren (Abb.2).^[170] Derzeit bieten nur das CEREC-System (Sirona Dental, Bensheim, Deutschland) und das E4D-System (D4D Technologies, Richardson, USA) diese Möglichkeit.^[78, 118] Alle weiteren Systeme erfordern eine Fertigung der Restauration im indirekten Verfahren (Abb. 2) „labside“ im Dentallabor oder eine ausgelagerte Fertigung im industriellen Fräszentrum.^[13, 170]

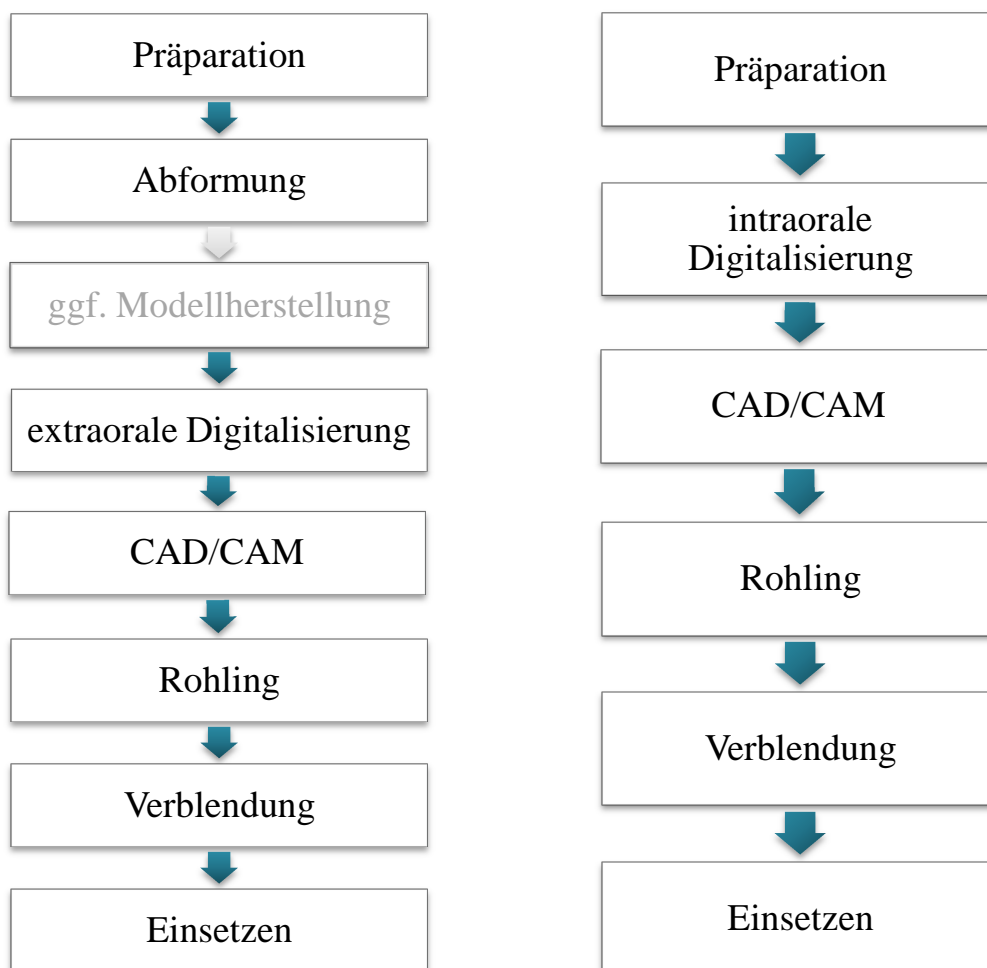


Abb. 2: Digitaler Arbeitsablauf - indirektes (links) und direktes (rechts) Verfahren

Die digitale Arbeitskette, die häufig als digitaler Workflow bezeichnet wird, lässt sich im Wesentlichen in drei Komponenten einteilen: Digitalisiersystem, Computer aided design (CAD) und Computer aided manufacturing (CAM).^[112]

Der Workflow beginnt mit der Erfassung des analogen Signals, also des präparierten Zahnes durch einen Intraoral- oder Laborscanner. Mithilfe dieser erfolgt eine Umwandlung der Information in einen virtuellen Datensatz.^[13, 138, 168] Die räumliche Information der Objektoberfläche befindet sich zunächst in einer Punktwolke, wobei jeder Punkt eine Raumkoordinate darstellt.^[73, 168] Der Datenerfassung schließt sich die Datenverarbeitung an, deren Ziel es ist durch automatisierte Softwarealgorithmen die Daten zu filtern und zusammenzuführen.^[138] Man erhält eine optimierte Punktwolke, die ein digitales Replika des präparierten Zahns darstellt.^[128, 138]

Daraufhin folgt der Schritt des CAD, der sich in Nachbearbeitung des Scans und Konstruktion der Restauration untergliedert. Die Nachbearbeitung, auch Post-Processing genannt, dient der Umwandlung der Punktwolke in ein geometrisches Modell, welches als dreidimensionales, digitales Meistermodell fungiert.^[168] Das gebräuchlichste Dateiformat hierfür heißt stl (Standard Tessellation Language).^[138] Es gibt jedoch auch Systeme, die andere gebräuchliche oder sogar eigene Dateiformate verwenden, da derzeit noch keine Standardisierung der Exportformate existiert. Durch die Verbindung der Punkte innerhalb der Punktwolke untereinander ergibt sich ein polygonales Modell mit einer kontinuierlichen Oberfläche, welches sich aus Dreiecksfacetten zusammensetzt.^[168]

Die Restauration wird automatisiert durch die CAD-Software generiert und auf das digitale Meistermodell angepasst.^[13, 138, 168] Softwarealgorithmen, wie zum Beispiel das mathematische Modell der „Biogenerik“ von *Mehl et al.*^[111], sorgen für eine funktionelle Okklusionsflächengestaltung, eine anatomisch korrekte Form und Beziehung zu den Nachbarzähnen der Restauration.^[111, 170] Die CAD-Datei, die die konstruierte Restauration enthält, wird nun an die CAM-Software übergeben.

Die CAM-Software dient dazu, das digitale Modell der Restauration in einen Fräsprozess zu überführen. Zunächst müssen die Fräse mit ihren Spezifikationen, wie Schleifgeschwindigkeit und Schleifvorschub und auch das Material des Rohlings, aus dem die Restauration gefräst werden soll, festgelegt werden.^[168] Gemäß dieser Daten generiert die Software einen Fräsvorgang und schreibt ein Programm, das im Anschluss durch eine CNC-Fräse umgesetzt wird.^[13, 138, 168] Man erhält einen nach Programmvorgaben gefrästen Rohling, der zur Weiterverarbeitung bereit steht.

3.2.2 Indirektes Verfahren

Die indirekte Datenerfassung findet „labside“ außerhalb der Zahnarztpraxis statt. Die Grundlage hierfür bildet daher die konventionelle Abformung (Abb. 2) (Kapitel 2.1). Derzeit sind zwei Methoden der indirekten Digitalisierung verbreitet, einerseits das mechanische Verfahren mit einem Kontaktsonden-Scanner und andererseits optische Verfahren, die Laser oder weißes Licht verwenden.^[13, 83, 130, 138]

Mechanisches Verfahren

Das Procera-Systems (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden) ist ein repräsentatives Kontaktsonden-Scanner-System, das derzeit klinische Anwendung in der Zahnmedizin findet. Für die Digitalisierung werden ein Gipsmodell und folglich auch eine Abformung der Präparation benötigt. Das Gipsmodell wird auf einem Teller positioniert, der sich während der Datenaquisition in konstanter Geschwindigkeit um die vertikale Achse dreht.^[5, 132] Eine Kontaktsonde, an deren Spitze sich eine Saphir-Kugel befindet, umfährt das Modell zeilenweise. Die Sonde steht in einem Winkel von 45° zum Modell und hält den Kontakt mit einem Anpressdruck von etwa 20g.^[5] Es werden 360 Datenpunkte pro Drehung des Gipsmodells registriert, was einem Datenpunkt pro Grad entspricht. Die Kontaktsonde verschiebt sich nach jeder Zirkumferenz automatisch um 200µm in vertikaler Richtung und umfährt das Objekt erneut bis auf diese Weise die gesamte Oberfläche erfasst wurde.^[5]

Durch dieses Verfahren lassen sich Gipsstümpfe mit einer hohen Präzision digitalisieren und nachweislich qualitativ gute CAD/CAM-gefertigte Restaurationen herstellen.^[109, 132] Zu erwähnen ist jedoch, dass diese Art der Datenaquisition im Vergleich zu optischen System erheblich mehr Zeit in Anspruch nimmt,^[116] wenn auch eine hohe Zahl an Datenpunkten ermittelt werden kann.^[132] Die Form und Größe des Tasterkopfes ist ausschlaggebend für die Genauigkeit der Erfassung feiner Strukturen und bildet vor Allem bei der Digitalisierung komplexer Präparationsformen den limitierenden Faktor.^[103, 132] Auch Fehler, die bei der konventionelle Abformung und der Herstellung des Gipsmodells unbemerkt auftreten können, lassen sich durch das Procera-System nicht umgehen. Möchte man die Fehlerquelle der Gipsexpansion vermeiden, liegt es nahe, die Abformung direkt zu digitalisieren. Hierfür eignen sich jedoch ausschließlich optische Systeme, da elastomere Abformmaterialien eine nachgiebige Oberfläche aufweisen, was zum einen zu Fehlern im Scanvorgang selbst führen und zum anderen eine Verformung der Abformung zur Folge haben kann.^[73, 76, 137]

Optisches Verfahren

In den letzten Jahren haben sich im zahnmedizinischen CAD/CAM-Bereich zunehmend berührungsfreie, optische Verfahren etabliert. Diese ermöglichen im Gegensatz zum taktilen Verfahren auch das Erfassen weicher und zerbrechlicher Materialien.^[130, 137]

Ein optischer Laborscanner besteht aus drei wesentlichen Bauteilen – der Projektoreinheit, dem Objektträger und der Detektoreinheit.^[87, 103] Die Erfassung des Objekts geschieht in der Regel nach dem Prinzip der aktiven optischen Triangulation.^[87] Das zu digitalisierende Objekt, hier also die Abformung oder das Gipsmodell, wird auf dem Objektträger positioniert. Die Projektoreinheit ist eine Lichtquelle, die ein Raster aus Licht auf die Oberfläche des Objektes projiziert.^[87, 103] Das Lichtsignal verändert sich auf der Objektoberfläche durch die Oberflächenstruktur und wird durch die Detektoreinheit, zumeist einem lichtempfindlichen CCD-Sensor (charged coupled device), erfasst.^[62, 83, 87] Die Lichtquelle und der Detektor bilden mit dem Lichtpunkt auf dem zu vermessenden Objekt ein Dreieck (Abb. 3). Mithilfe des definierten Winkels zwischen Projektor und Detektor und des erfassten 2D-Bildes der Oberfläche lassen sich die 3D-Raumkoordinaten der Modelloberfläche mathematisch errechnen.^[62, 73, 83, 103, 170]

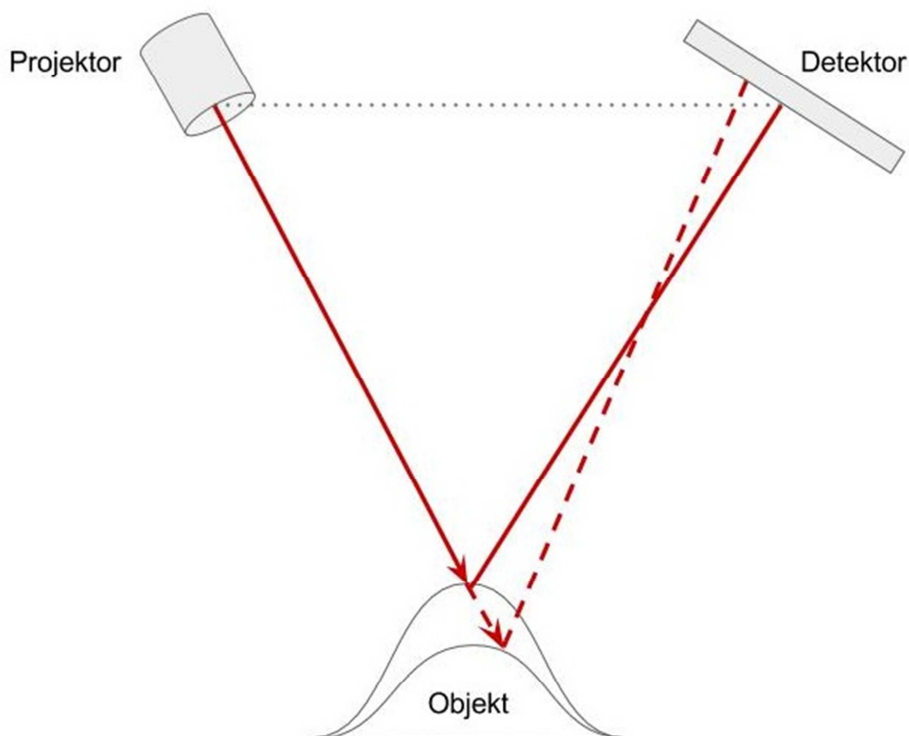


Abb. 3: Aktive optische Triangulation

Hierbei sind mehrere Einzelansichten aus verschiedenen Richtungen notwendig, da die Geometrie des Objekts, welches häufig Unterschnitte aufweist, stets eine adäquate Ausrichtung der Lichtquelle und des Detektors zur Objektoberfläche erfordert. Der Objektträger ermöglicht eine präzise Ausrichtung des Objekts über bis zu fünf bewegliche Achsen.^[13] Zusätzlich schafft die sogenannte „Multi-View-Technik“ die Möglichkeit mit mehreren Detektoren simultan Aufnahmen aus verschiedenen Richtungen anzufertigen.^[87]

Dieses Verfahren führt im Vergleich zum oben beschriebenen taktilen Verfahren in einer Zeitspanne von wenigen Minuten zu einer höheren Messpunktezahl,^[83, 103] weist aber im Gegenzug auch eine geringere Messgenauigkeit auf.^[170] Die Messgenauigkeit ist zum einen von der geometrischen Anordnung der Bauteile abhängig. So führt ein großer Winkel zwischen Projektor- und Detektoreinheit sowie ein geringer Abstand zum Objekt zu einer höheren Messgenauigkeit.^[100, 170] Zum anderen ist sie zu großen Teilen abhängig von der Präzision des durch den Detektor erfassten Bildes.^[73] Auf diese nimmt auch die Funktionsweise der Projektoreinheit Einfluss, denn die Schärfe der Lichtprojektion ist ausschlaggebend für die Schärfe der Reflektion auf der Objektoberfläche.^[62] Beim Einsatz von weißem Licht kann es zur chromatischen Aberration, einer Unschärfe, die durch die ungleiche Reflektion des Lichtspektrums an der Objektoberfläche entsteht, kommen.^[62] Laser sind sehr präzise, doch auch hier kann es zu Unregelmäßigkeiten in der Lichtintensität kommen.^[62] Das Digitalisierungsgerät sollte außerdem entsprechend der optischen Eigenschaften der Objektoberfläche kalibriert sein.^[73, 130] Ein weiterer limitierender Faktor ist zudem die Auflösung des CCD-Sensors der Detektoreinheit.^[62, 116]

Abformungsscan

Das Digitalisieren von Gipsmodellen ist besonders bei der Herstellung von Keramikrestaurationen weit verbreitet. *Hollenbeck et al.* sehen jedoch in der direkten Digitalisierung der Abformung die Zukunft.^[62] Dafür spricht ein weiteres Minimieren werkstoffkundlicher Fehlerquellen durch die Eliminierung des gesamten Arbeitsschrittes der Gipsmodellherstellung.^[48] Dies führt gleichzeitig zu einer Steigerung der Prozesseffizienz durch Einsparung von Material und Zeit.^[35, 48, 62] Der Scan einer Abformung bringt aber auch zusätzliche Schwierigkeiten mit sich. Der zu erfassende Bereich besteht hier fast ausschließlich aus tiefen Hohlräumen, sogenannten Innenkonturen.^[62, 87] Um diese gleichzeitig mit Licht zu bestrahlen und zu erfassen bedient man sich der Technik des „adaptive impression scanning“, die es ermöglicht, dass sich Detektor und Lichtquelle der Situation entsprechend zueinander ausrichten.^[62] Einen

weiteren Einflussfaktor stellen die Materialeigenschaften der Abformmasse dar. Silikone sind transluzent und somit eigentlich lichtdurchlässig. Durch die Zugabe von Füllern und Farbpartikeln lässt sich eine matte, reflektierende Oberfläche schaffen, die mit ihren optischen Eigenschaften gerätespezifisch an den Laborscanner angepasst ist.^[97] *Jeon et al.* ermittelten bei einer Untersuchung der Genauigkeit von Abformungsscans eine Richtigkeit von 6,2µm bis 21,8µm. *Persson et al.* verglichen Modellscans mit Abformungsscans in-vitro und stellten keine signifikante Unterschiede zwischen den Techniken fest.^[131]

D700 Modell- und Abdruckscanner (3Shape, Kopenhagen, Dänemark)

In der vorliegenden Studie wurde der Modell- und Abdruckscanner D700 (Abb. 4) der Firma 3Shape zur Digitalisierung von Abformungen verwendet. Dieses Modell arbeitet nach dem Triangulationsverfahren mit einem roten Laser sowie zwei 1,3 Megapixel Detektoren. Der Objektträger weist drei Rotationsachsen zur Positionierung des Objektes auf. Die Scangerauigkeit wird vom Hersteller mit 20µm angegeben. Die Ausgabe ist entweder im offenen stl-Format oder im dcm-Format möglich.^[88] *Lee et al.* untersuchten in einer in-vitro Studie die marginale Passgenauigkeit von Restaurationen, die auf den Daten des Modellscans mit einem D700 hergestellt wurden. Mit Mittelwerten von 54,1µm im Prämolarenbereich und 74,5 µm Molarenbereich liegen diese in einem klinisch als gut zu wertendem Bereich.^[97]



Abb. 4: D700 in offener Position ^[88]

3.2.3 Direktes Verfahren

Der Begriff CAI (computer aided impressioning) bezeichnet die direkte intraorale Digitalisierung eines präparierten Stumpfes mithilfe eines Intraoralscanners.^[56] Das Durchführen einer konventionellen Abformung ist hierbei nicht notwendig (Abb.2), sodass die Arbeitsschritte der Abformung und der Gipsmodellherstellung sowie die damit assoziierten Fehlerquellen entfallen. Die intraorale Datenakquisition stellt jedoch besondere Anforderungen an das Digitalisierungssystem. Da eine starre Fixierung des Patientenmundes nicht möglich ist, eignen sich hierzu nur optische Systeme.^[87, 90] Intraoralscanner bestehen grundsätzlich aus einem Handstück mit der Optik für die intraorale Datenerfassung, welches mit der Gerätesoftware auf einem Computer verbunden ist. Die limitierte Größe des Mundraums erfordert eine kompakte Bauweise des Handstücks.^[87] Durch unvermeidbare Bewegung des Patienten und des Behandlers kann es zu Verwackelungen bei der Aufnahme kommen, weshalb die Aufnahmezeit nur wenige Millisekunden betragen darf.^[87] Die Erfassung einer großflächigen Komplettansicht ist somit aufgrund des begrenzten Abstands zum Objekt und der kurzen Aufnahmezeit nicht möglich. Daher wird eine Vielzahl sich überlappender Einzelaufnahmen angefertigt, welche die Software zu einem Gesamtmodell zusammensetzt.^[87] Da optische Digitalisierer Licht auf die Objektoberfläche projizieren, spielen die Oberflächeneigenschaften des Objekts eine entscheidende Rolle. Menschlicher Zahnschmelz weist eine transluzente Oberfläche auf und agiert dadurch als sogenannter Volumenstreuer.^[58] Das Licht wird nicht direkt an der Oberfläche reflektiert, sondern dringt weiter in die Tiefe des Objekts ein und führt so zu Fehlern bei der Erfassung.^[58] Einige Intraoralscanner empfehlen daher vor dem Scanvorgang die Applikation eines mattierenden Puders, welches eine reflexfreie, gut scanbare Oberfläche schaffen soll.^[136] *Quaas et al.* zeigten, dass die Puderapplikation zu Formabweichungen bis zu 55,6µm führen können.^[136] Neuere Modelle auf dem Markt arbeiten deshalb auch gänzlich puderfrei.

Zum Zeitpunkt der vorliegenden Studie findet sich eine Vielzahl an Intraoralscannern auf dem Dentalmarkt, die mit verschiedenen Aufnahmeprinzipien arbeiten. Tab. 2 soll einen Überblick über diese schaffen. Es lässt sich schnell erkennen, dass die Aufnahmeprinzipien der Triangulation und der konfokalen Mikroskopie am weitesten verbreitet sind. Daher wurden für die vorliegende Studie zwei repräsentative und etablierte Intraoralscanner gewählt, die nach diesen Prinzipien arbeiten.

Tab. 2: Marktübersicht Intraoralscanner^[100, 192]

Aufnahmemodus	Intraoralscanner	Hersteller
Triangulation	CEREC Omnicam	Sirona Dental
	CEREC BlueCam	Sirona Dental
	CS 3500	Carestream
	DirectScan	HINT-ELs
	IOS Fastscan	IOS Technologies
	Lythos	KaVo
	MIA3d	Densys 3D
	PlanScan	Planmeca
	Rainbow iOS	Dentium
Konfokale Mikroskopie	3D Progress	MHT
	Apollo DI	Sirona Dental
	Intrascan	Zfx
	iTero	Cadent
	TRIOS	3Shape
Wavefront Sampling	True Definition Scanner	3M Espe
Optische Koheränztomographie	E4D	D4D Technologies

Die in der vorliegenden Studie verwendeten Intraoralscanner Cara TRIOS (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) (Abb. 8) und CEREC AC Omnicam (Sirona Dental, Wals, Österreich) (Abb. 6) werden im Folgenden genauer vorgestellt.

CEREC AC Omnicam (Sirona, Wals, Österreich)

CEREC steht für „Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics“. Seit der erstmaligen Markteinführung 1987 durch Sirona Dental wurde das System regelmäßig technischen Neuerungen unterzogen und liegt seit 2009 mit der CEREC AC-Einheit in der vierten Generation vor.^[164] Das dazugehörige Handstück „BlueCam“ arbeitet mit blauem Licht im Wellenlängenbereich von 460nm. Zur Reflexionsunterdrückung der Objektoberfläche ist eine kontinuierliche Puderung der Objektoberfläche mit Titaniumoxid notwendig.^[112] Im Jahr 2012 hat Sirona Dental eine puderfreie Alternative zur „BlueCam“ namens „Omnicam“ auf den Markt gebracht (Abb. 6.)^[164] Kurz *et al.* untersuchten den Einfluss verschiedener ungepuderter Objektoberflächen auf die Genauigkeit des Scans und stellten keine Beeinträchtigung durch diese fest.^[91] Die Arbeitsweise beider Handstücke basiert auf dem Prinzip der aktiven optischen Triangulation (Kapitel 2.2.2). Im Unterschied zu einem Laborscanner, der nach diesem Prinzip arbeitet, ändert sich bei einem Intraoralscanner nicht die Position des Objektes, sondern die des Sensors.^[153] Die Omnicam wird im Abstand von 0-15mm über die Zähne geführt, wobei durch die kontinuierliche Datenaquisition im Videomodus ein echtfarbenähnliches 3D-Modell auf dem Bildschirm generiert wird. Der Anbieter gibt das Scanfeld mit einer Größe von 20x15mm an.^[72] Das CEREC-System bietet die Möglichkeit zur chairside-Konstruktion und Fertigung der Restaurationen.^[164] Es handelt sich hierbei um ein geschlossenes System. Dies bedeutet, dass das digitale 3D-Modell in einem proprietären Dateiformat bereitgestellt wird, welches ausschließlich mit von Sirona unterstützen Geräten kompatibel ist.^[164]

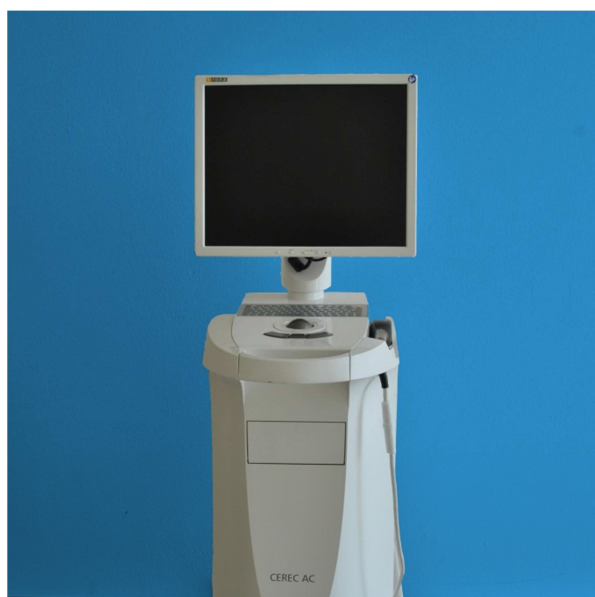


Abb. 5: CEREC AC Omnicam



Abb. 6: Scankopf der CEREC AC Omnicam

Laut *Seelbach et al.* ist die durch das CEREC-System erreichbare Genauigkeit vergleichbar mit der einer konventionellen Abformung.^[156] Eine in-vivo Studie von *Brawek et al.* zeigte bei der Herstellung von Kronen mit dem CEREC-System einen durchschnittlichen Randspalt von $83 (\pm 51) \mu\text{m}$, während *Boeddinghaus et al.* in-vivo Werte um $149 \mu\text{m}$ ermittelten.^[14, 18]

Cara TRIOS (Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland)

Der Intraoralscanner TRIOS der Firma 3Shape wurde 2011 auf dem deutschen Markt eingeführt und wird seither von der Firma Heraeus Kulzer vertrieben (Abb. 8 & Abb. 9).^[164] Das Aufnahmeprinzip basiert auf der konfokalen Mikroskopie.^[99, 100] Der Aufbau ähnelt dem eines Lichtmikroskops.^[100] Das Anregungslicht einer LED^[89] wird über eine Linse auf das Objekt fokussiert.^[100, 153] Der kohärente Lichtstrahl erzeugt auf dem Objekt einen Brennfleck geringer Schärfentiefe.^[75, 100, 113] Das reflektierte Licht fällt durch die gleiche Linse zurück und wird dahinter durch einen Strahlteiler auf eine Lochblende umgeleitet.^[100, 153] Dieser Abschnitt des optischen Aufbaus ist konfokal, was bedeutet, dass das emittierte und das reflektierte Licht übereinander liegen.^[75, 153] Die Lochblende filtert extrafokale Strahlen heraus, sodass nur der Fokusbereich durch den Detektor hinter der Lochblende erfasst wird (Abb. 7).^[100, 113, 153]

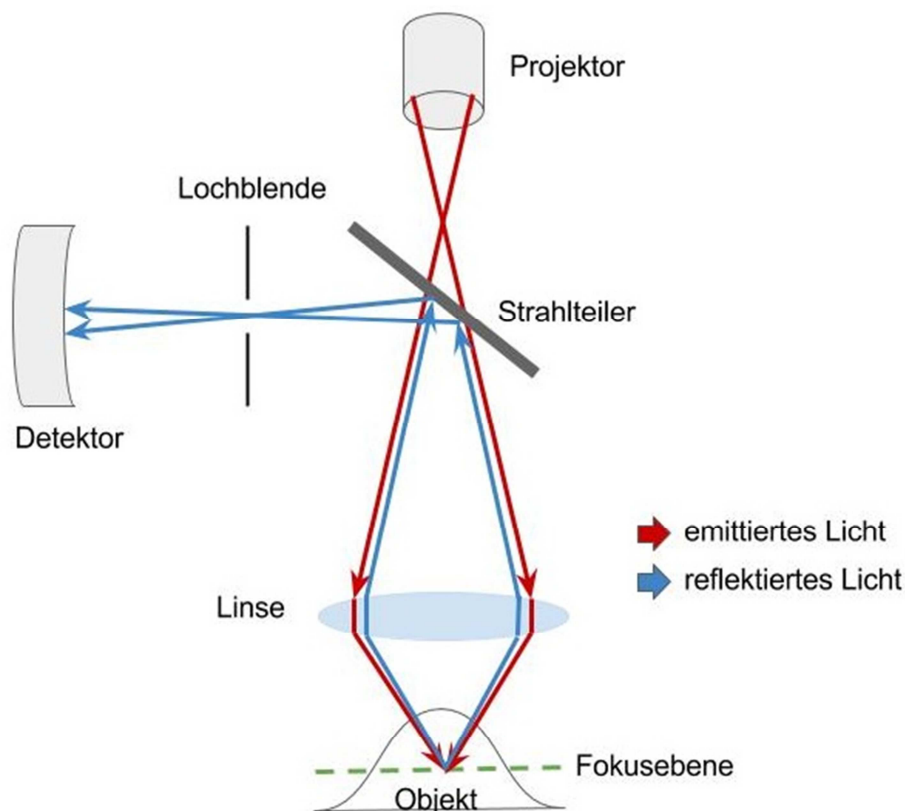


Abb. 7: Konfokale Mikroskopie

Durch diesen Aufbau wird lediglich eine schmale Brennebene von $50\mu\text{m}$ auf einmal beleuchtet und scharf dargestellt.^[75, 100, 153] Das dreidimensionale Bild entsteht durch das Zusammenführen der Einzelbilder zu einem Bilderstapel.^[100] Zusätzlich erlaubt die Verwendung des „Ultrafast Optical Sectioning“ die Aufnahme von bis zu 3000 Bildern pro Sekunde, sodass die Datenerfassung auf dem Bildschirm als Echtzeitvideo nachvollziehbar ist.^[99, 100] Wie die Omnicam, arbeitet auch der TRIOS-Intraoralscanner puderfrei.^[89] Über das Schnittstellenprogramm „Dental Manager“ von 3Shape ist gegen Gebühr ein Export der Dateien im stl-Format möglich.^[72] Das Scanvolumen wird vom Vertrieb mit $17\times 20\times 18\text{mm}$ und die Scangenaugigkeit mit $< 20\mu\text{m}$ angegeben.^[89] *Yang et al.* maßen in-vitro mit $7,06\mu\text{m}$ eine höhere Präzision.^[190] *Schaefer et al.* ermittelten in einer in-vitro Untersuchung von Zirkoniumoxid-Kronen, die auf dem Scan einer TRIOS-Intraoralscanners hergestellt wurden, eine durchschnittliche marginale Diskrepanz von $128\mu\text{m}$.^[152] *Berenderro et al.* erzielten in-vivo ähnliche Werte und zeigten keinen signifikanten Unterschied zwischen einer konventionellen Abformungen und einer digitalen Abformung mittels eines TRIOS-Scanners.^[10]



Abb. 8: Cara TRIOS



Abb. 9: Handstück des Cara TRIOS

3.2.4 Fehlerquellen

Ganz am Anfang der Prozesskette steht der Zahn als zu digitalisierendes Objekt. Jeder Zahn präsentiert verschiedene, individuelle Unregelmäßigkeiten in seiner Form^[130] und besitzt somit eine komplexe Freiformgeometrie.^[170] Eine vollständige Erfassung des Zahnes ist also essentiell, da eine mathematische Rückführung der Form aus wenigen Eckdaten nicht möglich ist. Intraoralscanner sind optische Systeme, die unweigerlich nur jene Bereiche erfassen können, die optisch zugänglich sind. Die Grundvoraussetzung hierfür ist das Freilegen der Präparationsgrenze durch adäquate Retraktion der Gingiva und eine Trockenlegung des Scanfeldes.^[44] *Kurz et al.* zeigten, dass die Präsenz eines Wasserfilms im Scanfeld zu Fehlern bis zu 1600µm führen kann, während Restaurationsmaterialien wie Komposite, Metalle oder Keramik keinen signifikanten Einfluss auf die Genauigkeit zeigten.^[91] Der Blutstillung, Retraktion und Trockenlegung kommt bei der digitalen Abformung also der gleiche Stellenwert zu wie auch bei der konventionellen Abformung mit Elastomeren. *Ender et al.* untersuchten den Einfluss des vom Hersteller vorgegebenen Scanpfades während des Erfassungsprozesses und stellten fest, dass eine Abweichung davon zu signifikant niedrigeren Genauigkeiten führte.^[41] Der Scanpfad bezeichnet ein vom Hersteller empfohlenes Bewegungsmuster entsprechend dessen der Intraoralscanner über die Zahnreihe geführt werden soll.^[192] Der Behandler durchläuft beim Erlernen der Scanstrategie eine Lernkurve, wobei die Genauigkeit mit zunehmender Routine steigt.^[41] Ziel ist es hierbei die Einzelaufnahmen so anzuordnen, dass eine optimale Überlagerung dieser erreicht wird.^[192] Das Zusammenführen der Einzelaufnahmen, auch Matching genannt, kann entsprechend einer Untersuchung von *Rudolph et al.* zu Abweichungen von bis zu 14,2µm im Oberkiefer und 17,2µm im Unterkiefer führen.^[148] *Rehmann et al.* untersuchten den Einfluss regelmäßiger Kalibrierung auf verschiedene Intraoralscanner und zeigten eine signifikante Abnahme der Genauigkeit durch Dekalibrierung.^[142] *Klein et al.* fordern für digitale Datensätze eine Genauigkeit von <10µm an der Präparationsgrenze.^[83] Um sich dieser Forderung anzunähern, muss der Behandler sich der Fehlerquellen der direkten digitalen Abformung bewusst werden und - wie auch für die konventionellen Abformung - Vorkehrungen treffen um diese zu eliminieren.

3.2.5 Bewertung der digitalen Abformung

Wie bereits in Kapitel 2.1.5. eruiert wurde, nimmt die Abformung als erster Schritt in der Prozesskette zur Herstellung einer Restauration einen besonderen Stellenwert ein. Die digitale Abformung birgt jedoch gegenüber dem konventionellen Weg einige Vorteile.

Die sofortige Darstellung des dreidimensionalen Modells auf dem Monitor ermöglicht dem Behandler sowohl die Präparation, als auch die digitale Abformung vergrößert aus allen Richtungen zu betrachten.^[144, 192] In die Software integrierte Tools erlauben ein direktes Feedback hinsichtlich untersichgehender Bereiche, Substanzabtrag oder auch der Disparalellitäten zweier Pfeiler.^[44, 144] Korrekturen können direkt umgesetzt und betroffene Bereiche selektiv nachgescannt werden, sodass im Gegensatz zur konventionellen Abformung keine Wiederholung des gesamten Arbeitsschrittes notwendig wird.^[192] Kommt es im weiteren Verlauf zu Unklarheiten, liegen die Datensätze zur Besprechung parallel beim Behandler und im Zahntechnikerlabor vor, wodurch die Kommunikation erleichtert wird.^[56, 144] Der Datensatz kann im Anschluss unverändert und platzsparend archiviert und jederzeit zur Verlaufskontrolle erneut herangezogen werden.^[44, 116, 144] Im Zahntechnikerlabor führt die Implementierung einer abgestimmten CAD/CAM-Prozesskette zu einer Kosten- und Risikominimierung sowie einer Reduktion der effektiven Arbeitszeit.^[48] Die Automatisierung des Ablaufs ermöglicht zudem eine kontinuierliche Qualitätskontrolle.^[48]

Zu den Nachteilen gehören die gegenwärtig hohen Kosten, die bei der Anschaffung eines Intraoralscanners anfallen. Manche Anbieter erheben außerdem zusätzliche Gebühren für jeden angefertigten Scan, sodass kein wirtschaftlicher Nutzen vorhanden ist.^[192] Im Hinblick auf das Exportformat der Dateien ist derzeit keine Standardisierung vorhanden, weswegen es bei Geräten von Herstellern geschlossener Systeme zu Formatproblemen im Workflow kommen kann.^[116, 192] Der digitale Workflow stellt hohe technische Anforderungen an Gerätesoftware und Mechanik, die deshalb regelmäßiger Überprüfung und Wartung bedürfen.^[87] Die Problematik hierbei ist, dass der Behandler Zahnarzt und selten ein Fachmann auf dem Gebiet der CAD/CAM-Technik ist. Fehlerquellen sind so schwieriger identifizierbar als im konventionellen Arbeitsablauf, was ein Hindernis für das Erreichen klinischer Erfordernisse darstellen kann.^[168] Nach *Reich et al.* ist der derzeit größte Nachteil der Technik, dass die optischen Verfahren „bezogen auf die Indikationsbreite und den Funktionsumfang ein noch nicht vollständiges Korrelat zu den konventionellen Verfahren“ darstellen.^[144] Etwa subgingival gelegene Präparationsgrenzen sind nicht immer vollständig darstellbar.^[56]

3.3 Marginale Diskrepanz

Der Kronenrand stellt die größte Schwachstelle und somit auch einen der wichtigsten Aspekte im Hinblick auf die Haltbarkeit einer Restauration dar.^[47] In der Literatur lässt sich der Themenkomplex des Kronenrandes in die Kategorien „Lage des Kronenrandes“, „Präparationsform“ und „marginale Passung der Restauration“ unterteilen.^[47] Insbesondere wird jedoch die Passgenauigkeit am Kronenrand für ein biologisches oder mechanisches Versagen einer Restauration verantwortlich gemacht.^[47, 68] Die häufigste Ursache hierfür stellt Karies im Zusammenhang mit dem Kronenrand dar.^[154, 174] Eine schlechte marginale Passung der Restauration, die sich üblicherweise durch einen zu großen Randspalt zwischen Zahn und Kronenrand manifestiert,^[68] führt zu einer erhöhten Plaqueakkumulation.^[140, 145] Diese begünstigt wiederum die Entstehung von Karies.^[53, 81, 167, 174] Auch die Entstehung von Gingivitiden und marginaler Parodontiden steht, besonders bei subgingivaler Lage des Kronenrandes,^[162] hiermit in Verbindung.^[7, 85, 145, 161] Das Auftreten pulpitischer Beschwerden aufgrund von Mikroleakage im Dentin wird ebenfalls beschrieben.^[52] Das Ausmaß der Mikroleakage ist unter anderem abhängig von der marginalen Passgenauigkeit der Krone,^[117] wobei ein vergrößerter Randspalt zu einem Auswaschen des Zements und dadurch zu einem Freilegen von Dentin führen kann.^[74] Die Haltbarkeit der Restauration betreffend kann eine Zementspaltbreite >70 µm zu einer signifikanten Abnahme der Bruchfestigkeit der Keramikverblendung führen.^[172]

Walton et al. weisen darauf hin, dass mangelhafte Kronenränder für über 10% der Restorationsverluste verantwortlich sind.^[174]

In der Literatur sind verschiedene Ansichten hinsichtlich der Definition der Breite eines klinisch akzeptablen Randspaltes zu finden. *Dreyer Jørgensen* forderte im Jahr 1956 dass der Randspalt einer Restauration 50µm nicht überschreitet.^[39] *McLean und Fraunhofer* definierten im Jahr 1971 120µm als klinisch akzeptabel.^[110] Im Jahr 1999 veröffentlichte die DGZMK eine Stellungnahme, in der ein Randschluss kleiner als 100µm gefordert wird.^[177] Seither wird ein Randspalt von 100µm bis maximal 120µm in der Literatur als akzeptabel angesehen.

3.3.1 Definition der marginalen Diskrepanz

Zwischen Zahn und Restauration liegt eine Vielzahl von Punkten, die zur Messung des Randspaltes herangezogen werden können. In älteren Studien ist daher keine einheitliche Terminologie für die marginale Diskrepanz einer Restauration zu finden.^[63] *Holmes et al.* führten erst 1989 eine seither etablierte Definition für die marginale Passung ein.^[63] Die Fehlpassung („misfit“) einer Restauration wird hierbei zugrunde gelegt, wobei für jede Konfiguration eine Messstrecke definiert wird. Die Senkrechte von der Innenwand der Restauration auf die axiale Präparationswand des Zahnes wird als interne Diskrepanz (a in Abb. 10) beschrieben, während die gleiche Messung auf Höhe des Präparations- oder Restaurationsrandes als marginale Diskrepanz (b in Abb. 10) benannt wird.^[63] Auch eine mögliche Über- oder Unterkonturierung der Restauration wird berücksichtigt. Der Begriff der absoluten marginalen Diskrepanz (g in Abb. 10) bezeichnet das volle Ausmaß der marginalen Fehlpassung^[63] und stellt die Hypotenuse in einem rechtwinkligen Dreieck mit den Katheten Extensionsfehler (c und d in Abb. 10) und marginaler Diskrepanz (b in Abb. 10) dar. Sie zeigt daher per definitionem immer den größten Wert.^[63] *Contrepois et al.* stellten in ihrem Review zur marginalen Passung keramischer Kronen fest, dass in Studien jedoch überwiegend die marginale Diskrepanz (b in Abb. 10) von Restaurationen ermittelt wird.^[28]

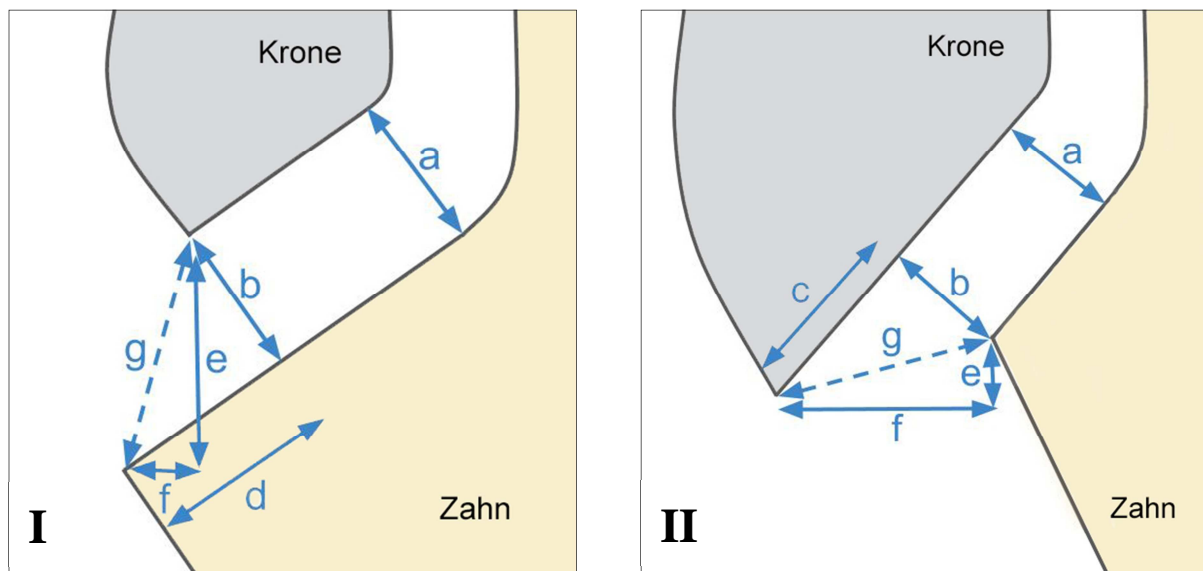


Abb. 10: Terminologie zur Fehlpassung einer Restauration nach *Holmes et al.*^[63] (I: unterkonturierter Kronenrand, II: überkonturierter Kronenrand; a: interne Diskrepanz; b: marginale Diskrepanz; c: überextendierter Rand; d: unterextendierter Rand; e: vertikale marginale Diskrepanz; f: horizontale marginale Diskrepanz; g: absolute marginale Diskrepanz)

3.3.2 Bestimmung der marginalen Diskrepanz

Es werden verschiedene Methoden zur Ermittlung der marginalen Passgenauigkeit in der Literatur beschrieben (Tab. 3). Abhängig ist die Wahl der Methode vor Allem davon, ob es sich um eine in-vitro oder eine in-vivo Studie handelt. Nicht alle Methoden eignen sich gleichermaßen für beide Studienaufbauten.^[94] In-vitro werden üblicherweise kleinere Werte für die marginale Diskrepanz erzielt als in-vivo.^[94] Dies ist darauf zurückzuführen, dass im Laborversuch standardisierte Bedingungen im Verlauf aller Arbeitsschritte aufrechterhalten werden können, während sich die klinischen Variablen^[179, 183] (Kapitel 3.1.3) in einem in-vivo Studienaufbau nicht vollständig eliminieren lassen.

Tab. 3: Methoden zur Bestimmung der marginalen Diskrepanz^[28, 94]

In-vitro	In-vivo
Mikroskopie	Bissflügel Röntgenaufnahme
Querschnitte	Taktile Beurteilung mittels Messsonde
Replika Methode	Replika Methode
Microcomputertomografie	Prospektive Studie an extrahierten Zähnen
Laborscan	Retrospektive Studie an extrahierten Zähnen
	Abformung des Kronenrandes

Am weitesten verbreitet ist die Messung des Randspaltes mithilfe der direkten Mikroskopie.^[120] Sowohl die Verwendung von Auflichtmikroskopen, als auch die von Rasterelektronenmikroskopen wird in der Literatur beschrieben.^[55] Diese Methode ist nicht invasiv und dadurch günstig wie auch zeitsparend.^[120] Die Anwendung ist jedoch nur in-vitro möglich. Eine der Schwierigkeiten, von der berichtet wird, ist es, einen senkrechten Aufsichtswinkel auf den Randspalt einzustellen.^[55] Zudem lassen sich die Messpunkte nicht immer eindeutig identifizieren,^[11] da sich die rein optische Unterscheidung zwischen Zement und Zahn als diffizil erweist.^[176]

Zu den neueren Methoden zählt die Anwendung der Microcomputertomografie. Auch sie ist aufgrund der Belastung mit Röntgenstrahlen nur in-vitro anwendbar. Die hochauflösende Bildgebung ermöglicht eine zwei und dreidimensionale Darstellung in Schnittbildern.^[17] Im Gegensatz zu herkömmlichen Querschnitten ist so eine Vielzahl präziser Messungen pro Prüfkörper realisierbar.^[28]

Im klinischen Alltag werden hauptsächlich Röntgenaufnahmen und die taktile Untersuchung mithilfe einer Sonde zur Evaluation des Randspaltes herangezogen.^[110] Bei einer Bissflügel-Röntgenaufnahme handelt es sich um eine Sammelaufnahme, sodass alle Objekte im Strahlengang übereinander abgebildet werden und dadurch auch Überlagerungseffekte und Artefakte auftreten können.^[155] Von der alleinigen Verwendung von Röntgenbildern zur Beurteilung des Randspaltes wird daher abgeraten.^[175] *McLean et al.* geben für die taktile Untersuchung des Randspaltes zu bedenken, dass sich die Spitze einer Sonde im Laufe der Zeit abnutzt.^[110] Durch ihre Abhängigkeit von der individuellen Taktilität des Behandlers stößt diese Methode, besonders bei der Untersuchung des Approximalbereichs an ihre Grenzen.^[51] Beide Methoden erlauben keine reproduzierbare quantitative Erfassung der marginalen Diskrepanz.^[124]

Am aussagekräftigsten sind Schnittuntersuchungen an extrahierten überkronten Zähnen. Hierfür besteht die Möglichkeit bereits überkronte Zähne, die nach ihrer Funktionsperiode aufgrund parodontaler Schäden extrahiert wurden, retrospektiv zu untersuchen.^[134] Eine zweite Option stellt die prospektive Untersuchung dar. Zähne, die im Rahmen eines neuen Behandlungsplans extrahiert werden müssen, werden vor der Extraktion experimentell präpariert und mit einer Krone versorgt.^[176] Diese beiden Studienaufbauten sind durch ihren invasiven Charakter mit einem sehr großen Aufwand verbunden und werden daher nicht häufig gewählt oder entsprechend immer häufiger von den zuständigen Ethik-Kommissionen abgelehnt.

In in-vivo Studien ist die Verwendung der sogenannten Replika-Technik am weitesten verbreitet.^[28] Die zu untersuchende Krone wird mit einem dünnfließenden A-Silikon aufgefüllt und mit Fingerdruck auf dem präparierten Zahnstumpf positioniert. Nach dem Aushärten wird die Krone vom Zahnstumpf entfernt. Dabei verbleibt eine dünne Silikonschicht auf der Innenseite der Krone haften. Diese entspricht dem Zementspalt einer zementierten Krone.^[94, 139] Das ausgekleidete Lumen der Krone wird mit einem schwerfließenden A-Silikon stabilisiert. Es entsteht ein Silikon-Replika des Zahns, dessen Querschnitte untersucht werden können. *Rahmé et al.* und *Laurent et al.* validierten diese Technik für die Untersuchung des Zementspalts.^[94, 139] Vorteilhaft ist, dass es sich um eine vollkommen zerstörungsfreie Methode handelt.^[143] Zu den Nachteilen gehört, dass nur eine zweidimensionale Darstellung des Zementspalts möglich ist.^[16] Besonders bei subgingival liegenden Präparationsgrenzen kann sich die Interpretation des Querschnitts als schwierig erweisen.^[16]

Nawafleh et al. stellten große Unterschiede zwischen den Ergebnissen verschiedener Messmethoden fest und hielten diese nicht für untereinander vergleichbar.^[120]

3.3.3 Bisherige Untersuchungen zur marginalen Diskrepanz

Aufgrund der maßgeblichen Bedeutung des Randschlusses für den Erfolg einer Restauration ist die marginale Diskrepanz Gegenstand zahlreicher Untersuchungen. Der Randschluss von laborgefertigtem Zahnersatz wurde bereits vielfach untersucht. Ältere in-vivo Untersuchungen, wie zum Beispiel eine Studie von *Donath und Roth* zeigten bei einem Mittelwert von 252µm, dass weniger als 1% der Kronen den klinischen Anforderungen gerecht werden.^[37] Eine Studie von *Spiekermann* ergab mit einem Mittelwert 382µm noch höhere Werte.^[163] *Wöstmann et al.* erzielten etwa 10 Jahre später mit Werten von 87µm bis 159µm deutlich niedrigere Randschlussfehler für verschiedene Abformmaterialien.^[186] Neuere in-vivo Untersuchungen bewegen sich mit Werten im Bereich von 70µm bis 134µm in einem ähnlichen, klinisch akzeptablen Bereich.^[2, 10, 165, 191] Tab. 4 und Tab. 5 sollen einen Überblick über die in-vitro und in-vivo Studienlage zur erzielbaren marginalen Diskrepanz von Keramikronen unter der Verwendung von Intraoralscannern verschaffen. Die in der vorliegenden Studie verwendeten Intraoralscanner wurden nur in jeweils zwei weiteren in-vivo Studien untersucht, wobei der Intraoralscanner CEREC AC marginale Diskrepanzen von 83µm bis 149µm und der Intraoralscanner Cara TRIOS Werte von 106µm bis 112µm erzielten.^[10, 14, 18]

Tab. 4: In-vitro Studien zur durch Intraoralscanner erzielbaren marginalen Diskrepanz

Autor	Jahr	Untersuchungsmethode	Marginale Diskrepanz
<i>Abdel-Azim et al.</i> ^[11]	2015	Mikroskopie	Lava COS 89,8µm ±25,4µm
		Mittelwert	iTero 89,6µm ±30,1µm
		Laborscan Gipsmodell	112,3µm ±35,3µm
<i>Renne et al.</i> ^[146]	2015	Replika Methode	E4D 81,0µm
		Mittelwert	CEREC AC Omnicam 82,1µm
<i>An et al.</i> ^[4]	2014	Mikroskopie	iTero 103,6µm ±16,5µm
		Mittelwert	Konventionelle Abformung 92,7µm ±19,9µm

Literaturübersicht

<i>Keul et al.</i> ^[82]	2014	Replika-Methode	iTero 89,6µm ±33,5µm
		Mittelwert	Laborscan Gipsmodell 106,0µm ± 64,3µm
<i>Mously et al.</i> ^[119]	2014	Micro- Computertomografie Median	E4D mit verschiedenen Zement- spalt Einstellungen 30,8µm bis 55,2µm
<i>Ng et al.</i> ^[121]	2014	Mikroskopie	Lava COS 48µm ±25µm
		Mittelwert	Konventionelle Abformung 74µm ±47µm
<i>Schaefer et al.</i> ^[152]	2014	Laborscan	iTero 90 µm
		Mittelwert	Cara TRIOS 128µm
			CEREC AC BlueCam 146µm
			Lava COS 109µm
<i>Tidehag et al.</i> ^[169]	2014	Replika-Methode	Lava COS 107µm ±47µm
		Mittelwert	iTero 128µm ±59µm
<i>Almeida e Silva et al.</i> ^[3]	2013	Replika-Methode	Lava COS 64µm
		Mittelwert	Laborscan Gipsmodell 65µm
<i>Cook et al.</i> ^[29]	2012	Replika-Methode	CEREC 3 RedCam 58,6µm
		Mittelwert	CEREC AC BlueCam mit unter- schiedlicher Puderapplikation 61,1µm bis 66,8µm
<i>Lee et al.</i> ^[96]	2008	Replika-Methode Mittelwert	CEREC 3D 94,4µm ± 11,6µm

Tab. 5: In-vivo Studien zur durch Intraoralscanner erzielbaren marginalen Diskrepanz

Autor	Jahr	Untersuchungsmethode	Marginale Diskrepanz
<i>Ahrberg et al.</i> ^[2]	2016	Replika-Methode	Lava COS 61.1µm ±24.8µm
		Mittelwert	Laborscan Gipsmodell 70.4µm ±28.9µm
<i>Berenderro et al.</i> ^[10]	2016	Replika-Methode	Cara TRIOS 106,6µm ± 69,6µm
		Mittelwert	Laborscan Gipsmodell 119,9µm±59,9µm
<i>Boeddinghaus et al.</i> ^[14]	2015	Replika-Methode	CEREC AC Omnicam 149µm
		Median	Cara TRIOS 112µm
			Lava True Definition 88µm
			Laborscan Gipsmodell 113µm
<i>Zarauz et al.</i> ^[191]	2015	Replika-Methode	iTero 80,29µm ±26,24µm
		Mittelwert	Laborscan Gipsmodell 133,51µm ±48,78µm
<i>Brawek et al.</i> ^[18]	2013	Replika-Methode	Lava COS 51µm ±38µm
		Mittelwert	CEREC AC 83µm ±51µm
<i>Reich et al.</i> ^[143]	2011	Replika-Methode	CEREC 3D 100µm ±61µm
<i>Syrek et al.</i> ^[165]	2010	Replika Methode	Lava COS 49µm
		Median	Laborscan Gipsmodell 71µm

Eine PubMed-Suche (Stand 09.05.2016) ergab jedoch lediglich zwei in-vitro-Studien zur erzielbaren marginalen Diskrepanz von Zahnersatz, der auf Basis des Laborscans einer Abformung hergestellt wurde (Tab. 6). *Shembesh et. al.* fanden statistisch signifikante Unterschiede zwischen verschiedenen Digitalisierungs-Methoden. Hierbei erzielte der Laborscan einer Silikon-Abformung mit einem Mittelwert von 81,4µm für die marginale Diskrepanz den höchsten Wert, bewegte sich jedoch innerhalb des klinisch akzeptablen Bereichs.^[158] Eine Studie von *Lee et al.* zeigte, dass der Laborscan eines Gipsmodells signifikant bessere Ergebnisse erzielte

als der einer Silikon-Abformung, wobei auch hier alle Ergebnisse als klinisch akzeptabel einzustufen sind.^[97]

Tab. 6: In-vitro Studien zur durch digitalisierte Abformungen erzielbaren marginalen Diskrepanz

Autor	Jahr	Untersuchungsmethode	Marginale Diskrepanz
<i>Shembesh et al.</i> ^[158]	2015	Mikroskopie Mittelwert	Laborscan Silikon-Abformung 81,4µm ±6,8µm
			Laborscan Gipsmodell 50,2 µm ±6,1µm
			iTero 62,4 µm ±5,0µm
			Lava True Definition 26,6 µm ±4,7µm
<i>Lee et al.</i> ^[97]	2014	Replika Methode Mittelwert	Laborscan Silikon-Abformung Prämolar: 68,8µm ±34,1µm Molar: 117,7µm ±39,9µm
			Laborscan Gipsmodell Prämolar: 54,1 µm ±16,4µm Molar: 74,5 µm ±21,6µm

4 Material und Methode

4.1 Rahmenbedingungen

Die Ethik-Kommission des Fachbereichs Medizin der Justus-Liebig-Universität Gießen hat der Durchführung der vorliegenden Studie am 07.07.2015 mit einem positiven Votum zugestimmt (AZ.: 267/13). Im Anschluss erfolgte die Registrierung der in-vivo Studie im Deutschen Register klinischer Studien (DRKS ID: DRKS00009371). Die Rekrutierung der Patienten fand in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Uniklinik in Gießen im Rahmen des Studentenkurses des achten und neunten Semesters und der Patientenbehandlung durch Assistenzärzte statt. Jeder Studienteilnehmer wurde durch die Prüferin mündlich und durch einen von der Ethik-Kommission überprüften Aufklärungsbogen schriftlich über die Studie aufgeklärt. Die schriftliche Zustimmung wurde durch die Unterschrift der Studienteilnehmer auf einer Einverständniserklärung eingeholt. Die Prüferin hat die Behandlung der Patienten begleitet. Im weiteren Verlauf wurden aus Gründen des Datenschutzes die Patientendaten durch Fallkürzel ersetzt. Jeweils zwei intraorale Scans und eine konventionelle Abformung wurden pro Patient durch die Prüferin selbst durchgeführt.

4.2 Ein- und Ausschlusskriterien

Folgende Versorgungen wurden in der vorliegenden Studie berücksichtigt:

- Vollgußkronen und -brückenpfeiler
- Verblendkronen und -brückenpfeiler
- Vollkeramische Kronen und Brückenpfeiler
- Primärkronen von Teleskopprothesen

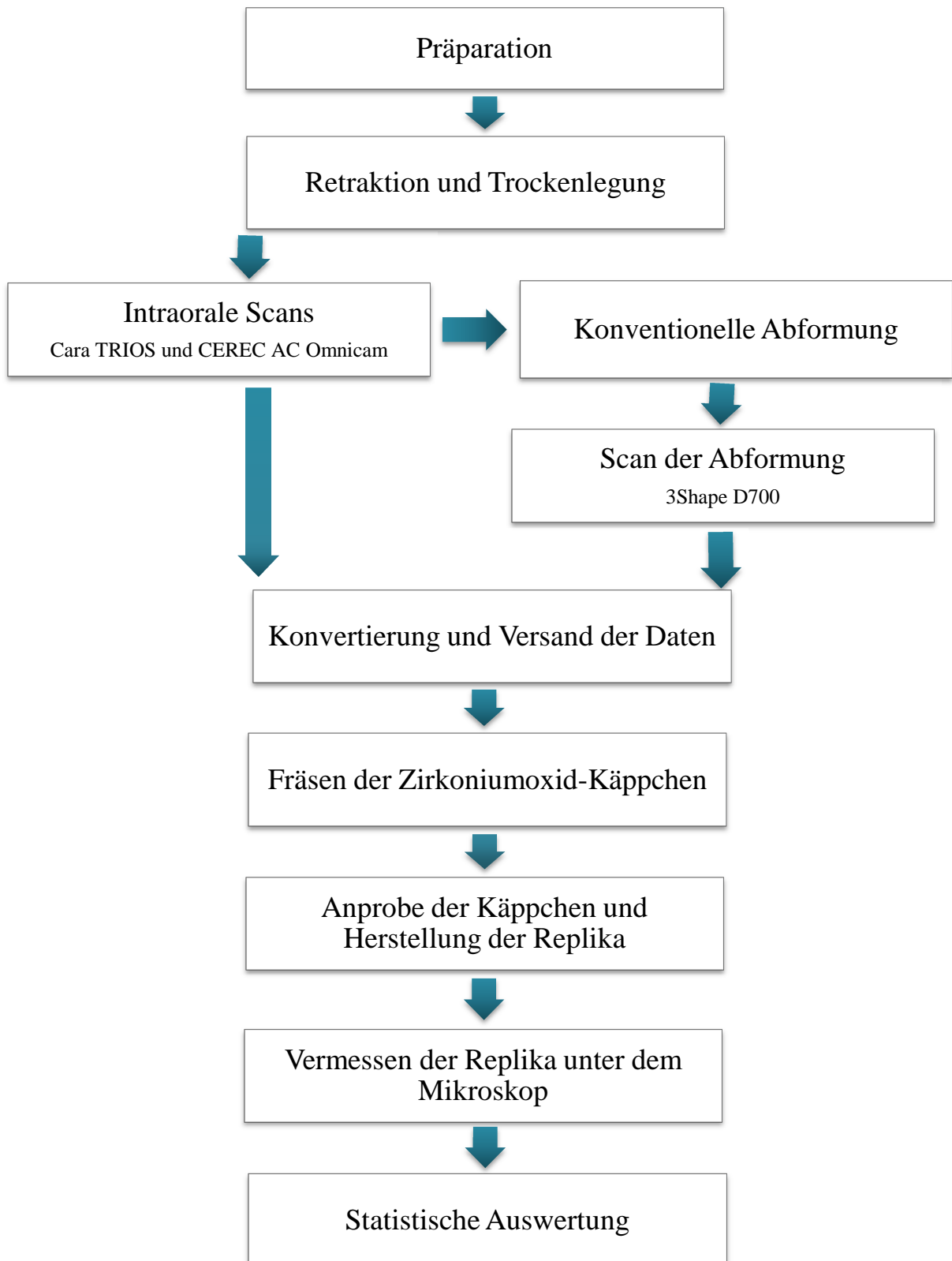
Zähne, deren Präparationsgrenze einsehbar war und trockengehalten werden konnte, konnten in die Studie aufgenommen werden. Hierbei war es nicht von Relevanz, ob sich die Präparationsgrenze infra-, para-, oder supragingival befand.

Zähne, deren Präparationsgrenze nicht einsehbar war oder die aufgrund von Blutung, Speichelfluss oder Sulkusfluid nicht trockengehalten werden konnten, schieden aus der Studie aus.

4.3 Ablauf der Untersuchung

Abb. 11 zeigt den Ablauf der Untersuchung. Dieser wird im Folgenden genauer erörtert.

Abb. 11: Ablauf der Untersuchung



4.4 Präparation

Vor der Präparation wurde sichergestellt, dass alle kariösen Läsionen und eventuell vorhandene Füllungen vom Zahn entfernt wurden. Sofern notwendig wurde der Zahn mit einem Komposit (Rebilda LC, Voco, Cuxhaven, Deutschland) aufgebaut. Die Präparation erfolgte durch einen Studenten oder einen Assistenzarzt mit einem modifizierten Präparationsset nach Marxkors und wurde durch einen Oberarzt der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig-Universität, Gießen abgenommen. Die Präparationsgrenze wurde als Hohlkehle angelegt.

4.5 Abformung und Scan

Die Präparation eines Zahns geht unweigerlich mit einem Trauma der marginalen Gingiva einher. Der Heilungsprozess lässt Granulationsgewebe entstehen, welches bei Manipulation, wie etwa beim Legen von Retraktionsfäden, zu starken Blutungen führen kann. Die Abformung wird dadurch erheblich erschwert oder ist nicht durchführbar. Um eine ausreichende Heilung zu gewährleisten wurde daher in der vorliegenden Studie eine Wartezeit von 7-10 Tagen zwischen Präparation und Abformung eingehalten.

4.5.1 Retraktion und Trockenlegung

Zunächst wurde eine intrapapilläre Anästhesie mit Ultracain D-S forte 1:100.000 (Sanofi-Aventis, Frankfurt, Deutschland), einem adrenalinhaltigen Articain-Präparat gesetzt. Dies diente dazu, eine schmerzfreie Retraktion zu ermöglichen und einen blutleeren Sulkus zu schaffen. Zur Retraktion der Gingiva wurde die Doppelfadentechnik angewandt. Mit Fadengelege-Instrumenten wurden zunächst ein dünner Faden (Ultrapak, Ultradent, South Jordan, USA) und darüber ein zweiter, eine Größe dickerer Faden im Sulkus platziert. Die Fäden wurden zuvor mit einer 25%igen Aluminium-Sulfat-Lösung (Orbat sensitive, Lege Artis, Dettenhausen, Deutschland) getränkt. Entsprechend der individuellen Sulkusweite wurden die Fadengrößen 00 bis 2 verwendet.

Lippen und Wangen wurden mit OptraGate (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) abgehalten. Daneben dienten Speichelabsorber (Dry Tips, Microbrush, Grafton, USA), handelsübliche Watterollen und Druckluft zur Trockenlegung des Arbeitsfeldes.

4.5.2 Intraoraler Scan

In der vorliegenden Studie wurden auf dem deutschen Markt frei verkäufliche Intraoralscanner verwendet (Tab. 7).

Tab. 7: Verwendete Intraoralscanner

Scanner	Hersteller	Softwareversion
Cara TRIOS	Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland	2013-1
CEREC AC Omnicam	Sirona, Wals, Österreich	4.2.4

Der Intraoralscanner CEREC AC Omnicam wurde vor Beginn der Studie nach Herstellerangaben kalibriert und benötigte im Verlauf der Studie keine weitere Kalibrierung. Die Software des TRIOS-Scanners forderte den Benutzer standardmäßig in regelmäßigen Abständen auf das Handstück zu kalibrieren. Dies wurde fachgerecht durch das Anbringen einer Kalibrier Spitze durchgeführt. Um ein Beschlagen der Optik im Patientenmund zu verhindern, wurden die Intraoralscanner 30 Minuten vor jedem Scan in Betrieb genommen. Auf diese Weise konnten die Handstücke ausreichend vorheizen. Die Prüfärztin erhielt von den Herstellern beider Intraoralscanner Unterweisungen in deren Handhabung, um den Betrieb nach Herstellervorgaben jederzeit zu gewährleisten.

Vor jedem Scan wurde zunächst der oben liegende Retraktionsfaden vorsichtig entfernt und die Position des unteren Retraktionsfadens unterhalb der Präparationsgrenze sichergestellt und gegebenenfalls korrigiert. Das zu scannende Areal wurde mithilfe eines Luftstroms erneut getrocknet. Die Reihenfolge der verwendeten Intraoralscanner wurde für jeden Probanden gewechselt. Die Durchführung des Scans erfolgte jeweils nach den von den Herstellern empfohlenen Scanpfaden. Im Anschluss wurde jeder Scan auf dem Bildschirm des Intraoralscanners (Abb. 12 & Abb. 13) auf Sichtbarkeit der Präparationsgrenze und Vollständigkeit geprüft und wenn nötig ergänzt. Die Datensätze verblieben bis zur weiteren Verwendung auf den Computern der Intraoralscanner.

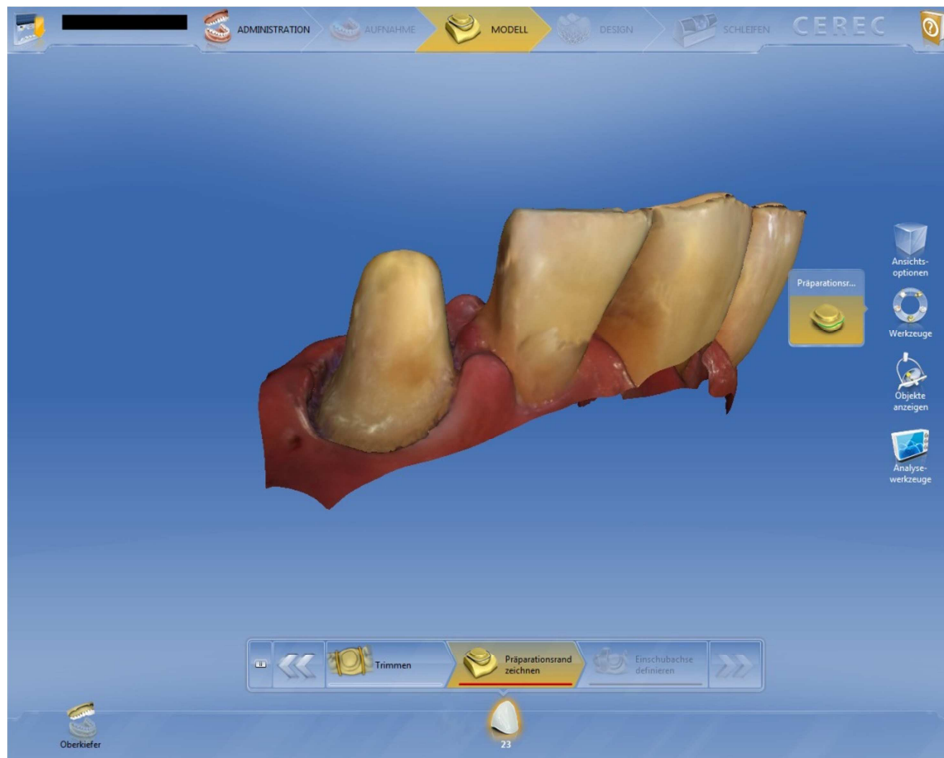


Abb. 12: Screenshot einer Präparation des Zahnes 23 mit der CEREC AC Omnicam

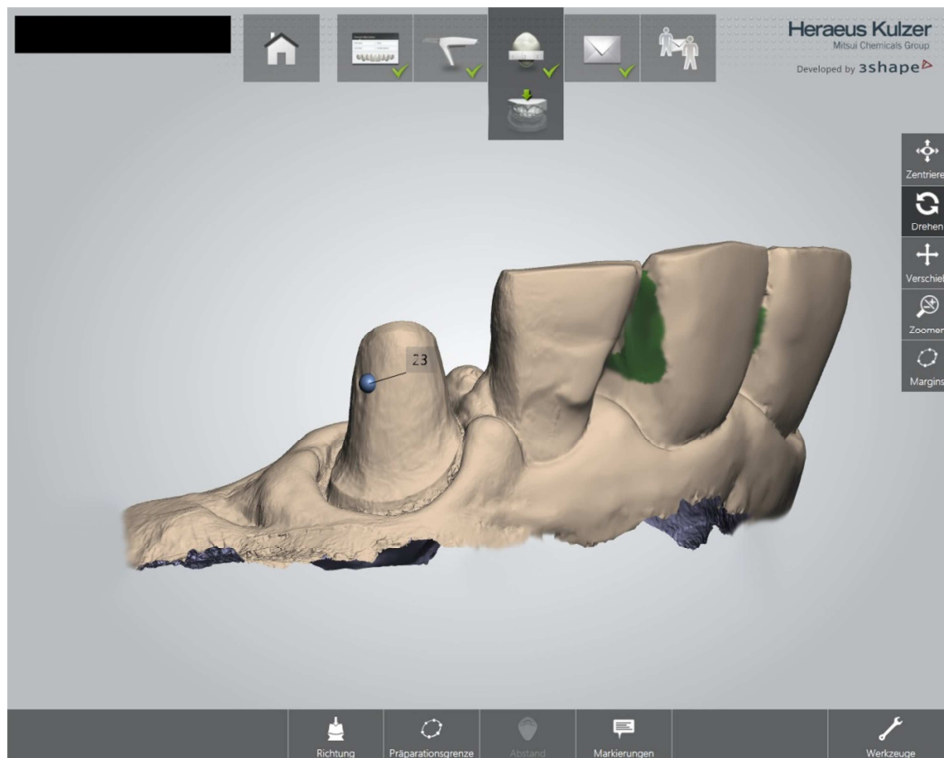


Abb. 13: Screenshot derselben Präparation des Zahnes 23 (wie in Abb. 12) mit dem Cara TRIOS

4.5.3 Abformung

Um gleichbleibende Abformbedingungen zu gewährleisten, wurde die konventionelle Abformung stets im Anschluss an die intraoralen Scans durchgeführt. Vor der Abformung wurden die Speichelabsorber und das OpraGate entfernt.

Durch Anprobe am Patienten wurde zunächst ein konfektionierter, perforierter Metalllöffel (Aesculap, Tuttlingen Deutschland) in der passenden Größe ausgewählt. Das hausinterne Zahntechnikerlabor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik des Uniklinikums in Gießen sägte den Löffelgriff bis auf circa 3cm ab (Abb. 14). Dies war unumgänglich, da die konventionelle Abformung im weiteren Verlauf für einen indirekten Laborscan im D700-Laborscanner (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) platziert werden sollte. Dessen Innenraum erwies sich in den Vorversuchen zu dieser Studie als zu klein für handelsübliche Metall-Abformlöffel, wobei ausschließlich der Löffelgriff den Scanprozess behinderte. Daraufhin wurde auf den Abformlöffeln eine dünne Schicht des vom Hersteller des Silikons empfohlenen Haftlacks aufgetragen (Universal Adhesive, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland).

Folgende scanbare Abformmaterialien wurden in der vorliegenden Studie verwendet (Tab. 8):

Tab. 8: Verwendete Abformmaterialien

Abformmaterial	Hersteller	Verarbeitungszeit	Mindestverweildauer im Mund
Flexitime Fast & Scan Putty, Dynamix	Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland	1:30 min	2 min
Flexitime Fast & Scan Light Flow	Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland	1:30 min (intraoral 30 Sek.)	2 min

Es handelt sich hierbei ausschließlich um auf dem Dentalmarkt käuflich erworbene A-Silikon-Abformmassen. Diese wurden bis zur endgültigen Verwendung in einem Kühlschrank bei 5-10 °C gelagert. Die Abformtechnik „Korrekturtechnik“ (siehe Kapitel 2.1.2) wurde angewandt (Abb. 15). Die leichtfließende Phase wurde hierbei sowohl in den Zahnkranz der Vorabformung, als auch intraoral um den präparierten Stumpf appliziert. Das Putty-Material lag in einer Kartusche im Verhältnis 5:1 der Basis-zur Katalysatorpaste vor und wurde in einem automatischen Mixgerät (Pentamix 3, 3M Espe, Neuss, Deutschland) angemischt. Das Light-Body-Material wurde mithilfe eines Kartuschensystems im Verhältnis 1:1 angemischt und appliziert. Die vom Hersteller empfohlene Verarbeitungszeit und Mindestverweildauer im Mund (Tab. 8) wurden streng eingehalten.

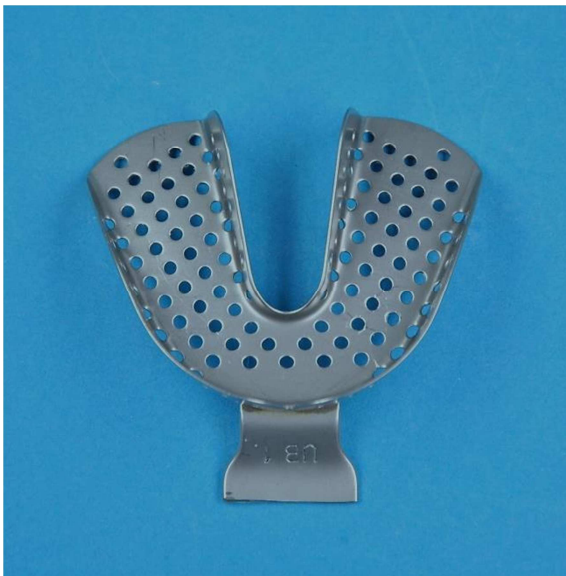


Abb. 14: Abformlöffel mit gekürztem Griff



Abb. 15: Korrekturabformung der Zähne 13 und 16

4.6 Scan der Abformung

Die Korrekturabformung wurde per Kurier in das Vertragslabor (Zahntechnik Zentrum Eisenach GmbH & Co. KG, Eisenach, Deutschland) der Poliklinik versendet. Dort wurde die Abformung stets vom selben, geschulten Mitarbeiter beschnitten und indirekt mit einem Laborscanner digitalisiert (Tab. 9). Freiliegende Stellen des Metalllöffels wurden vor dem Laborscan mit einem schwarzen Permanent-Marker entspiegelt. Auch hier erhielt die Prüferin vor Beginn der Studie eine Schulung vom Hersteller des Laborscanners und erarbeitete gemeinsam mit dem Mitarbeiter des Zahntechnikerlabors ein Protokoll zur Durchführung des Scans.

Die Silikon-Abformung wurde im Anschluss vom Zahntechnikerlabor zur konventionellen Herstellung des geplanten Zahnersatzes verwendet.

Tab. 9: Laborscan

	Bezeichnung	Hersteller	Version
Laborscanner	D700	Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland	5.0.7.3
Software	3Shape Dental Manager	3Shape, Kopenhagen, Dänemark	2.9.9.1

4.7 Datenaustausch

Die Patientendaten wurden vor jedem Datenaustausch durch Fallkürzel pseudonymisiert. Die Datei des Laborscans wurde vom Zahntechnik-Zentrum Eisenach im dcm-Format über den Filehosting-Dienst WeTransfer (www.wetransfer.org) in einem verschlüsselten zip-Ordner an die Prüffärztin versendet.

Der Intraoralscan der CEREC AC Omnicam wurde über die geräteeigene Software im cdt-Format exportiert, während der Cara TRIOS-Scanner einen Upload der Scandatei auf die Hersteller-Plattform 3Shape Communicate (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) verlangte. Nach Angaben des Herstellers wurden die Dateien dort aufgearbeitet, bevor ein Download dieser mit der Software 3Shape Dental Manager (Version 2013-1, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark) möglich war. Der Export erfolgte hierbei direkt im stl-Format.

Die Prüffärztin führte mithilfe der Software CrossManager (Version 2015.1.7, Datakit, Lyon, Frankreich) eine Konvertierung der Dateien im dcm- und cdt-Format in das stl-Format durch. Die drei Datensätze - D700, CEREC AC Omnicam und Cara TRIOS - wurden gesammelt als stl-Datensätze in einem verschlüsselten zip-Ordner über den Filehosting-Dienst WeTransfer an das Zahntechnikerlabor Kappert (Peter Kappert Dental Labor GmbH, Essen, Deutschland) versendet.

4.8 Herstellung der Zirkoniumoxid-Käppchen

Auf Grundlage der Datensätze wurden im Zahntechniklabor Kappert Offset-Käppchen stets vom selben, geschulten Mitarbeiter mithilfe der Software Exocad (Engine Build: 5541, Exocad, Darmstadt, Deutschland) nach folgenden Vorgaben designt (Tab. 10):

Tab. 10: Designparameter der Offset-Käppchen

Zementspalt	65 μm
Schichtstärke	600 μm
Randverstärkung	200 μm

Der Begriff „Offset-Käppchen“ bezeichnet ein Käppchen, welches ausschließlich die Oberfläche des Stumpfes in einer einheitlichen Schichtdicke nachvollzieht. Die Offset-Käppchen (Abb. 16) wurden mit einer 5-Achsen-Fräseinheit (DWX 50, Roland, Irvine, USA) aus gepressten Rohlingen aus polykristallinem Zirkoniumoxid (Copran Zr ungefärbt, White Peaks Dental Solutions, Essen, Deutschland) gefräst. Im Anschluss wurden diese bei 1500 °C gesintert.



Abb. 16: Offset-Käppchen aus Zirkoniumoxid

4.9 Beurteilung der marginalen Passgenauigkeit

Die Anprobe der Offset-Käppchen fand im Rahmen der weiteren Patienten-Behandlung, vor der definitiven Eingliederung der Restaurationen statt. Die Käppchen wurden ohne weitere Manipulation anprobiert. Ließen sie sich nicht in Sollposition bringen, wurde dies dokumentiert. Die Vermessung der Passgenauigkeit war hier somit nicht möglich. Mit allen auf Anrieb passenden Käppchen wurden von der Prüferärztin Replika angefertigt.

4.9.1 Herstellung der Replika

Vor der Anfertigung der Replika musste das Arbeitsfeld mit handelsüblichen Watterollen relativ trockengelegt werden. Für die Darstellung des Zementspaltes wurde ein dünnfließendes A-Silikon (Fit Test C & B, Voco, Cuxhaven, Deutschland) (Tab. 11) verwendet, das eigens für die Kontrolle prothetischer Restaurationen entwickelt wurde. Dieses wurde in das trockene Lumen des Offset-Käppchens appliziert. Das befüllte Käppchen wurde auf dem präparierten Zahn positioniert und drei Sekunden mit maximalem Fingerdruck in Position gehalten. Der Vorgang simulierte das definitive Zementieren einer Krone. Nach drei Minuten (Tab. 11) konnte das Käppchen vorsichtig vom Zahnstumpf gelöst werden, wobei der Silikonfilm an der Innenseite des Käppchens haften blieb. Löste sich der Silikonfilm oder waren Einrisse an diesem erkennbar, musste der Vorgang wiederholt werden. Der im Käppchen verbliebene Silikonfilm wurde mit einem andersfarbigen A-Silikon (Express 2 Ultra Light Body Quick, 3M Espe, Neuss, Deutschland) (Tab. 11) aufgefüllt. Da die Applikation hierbei extraoral und nicht intraoral stattfand, wurde eine gegenüber den Herstellerangaben (Tab. 11) verlängerte Aushärtezeit von fünf Minuten eingehalten. Die Prüferärztin löste im Anschluss das Silikon-Replika vorsichtig aus dem Offset-Käppchen (Abb. 17). Nach diesem Schritt waren keine weiteren Maßnahmen am Studienteilnehmer notwendig, sodass die prothetische Behandlung weitergeführt werden konnte.

Tab. 11: Materialien zur Herstellung der Replika

Material	Hersteller	Verarbeitungszeit	Mindestverweildauer im Mund
Fit Test C & B	Voco, Cuxhaven, Deutschland	1 min	2 min
Express 2 Ultra Light Body Quick	3M Espe, Neuss, Deutschland	1:30 min	2 :30 min

4.9.2 Messung der marginalen Diskrepanz

Zur Beurteilung der marginalen Passgenauigkeit der Offsetkappchen wurden mit einem scharfen Skalpell (No. 11 Einwegskalpell, Feather Safety Razor, Osaka, Japan) Schnitte der Silikon-Replika angefertigt. Aus einem mesio-distalen und einem oro-vestibulärem Schnitt resultierten vier Replika-Schnittstücke. Jedes Schnittstück wurde mithilfe einer Parallelpresse (Leitz, Wetzlar, Deutschland) planparallel in Silikonknetmasse (Giroform Putty, Amann Girschbach, Pforzheim, Deutschland) eingebettet (Abb. 18). Die zu vermessende Seite des Schnittstücks konnte so für die Betrachtung unter dem Mikroskop ausgerichtet werden. Hierfür wurde ein digitales Mikroskop (Smartzoom 5, Zeiss, Jena, Deutschland) verwendet. Die Vergrößerung wurde je nach Bedarf zwischen 200-fach bis 300-fach (Objektiv: PlanApo D 1,6x/0.1 FWD 36 mm, Zeiss, Jena, Deutschland) eingestellt. Die Messung erfolgte mit dem Tool „Distanz“ in der Mikroskop-Software (Version 1.1, Smartzoom 5, Zeiss, Jena, Deutschland). Die marginale Diskrepanz nach *Holmes et al.*^[63] (Kapitel 2.3) (Abb. 10) wurde ermittelt, indem die Schichtdicke des blauen Silikonfilms (Fit Test C & B, Voco, Cuxhaven, Deutschland) am Kronenrand erhoben wurde (Abb. 19). Insgesamt wurden pro Silikon-Replika vier Messungen an den Messstellen „vestibulär“, „oral“, „mesial“ und „distal“ durchgeführt.

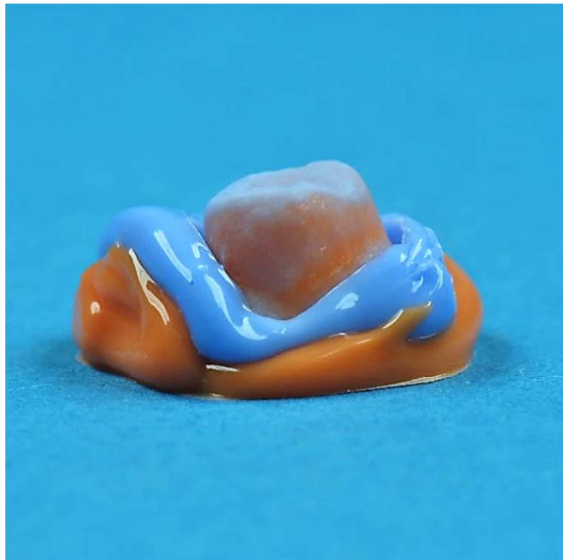


Abb. 17: Replika ohne Offset-Käppchen



Abb. 18: Schnittstück in Puttymasse eingebettet

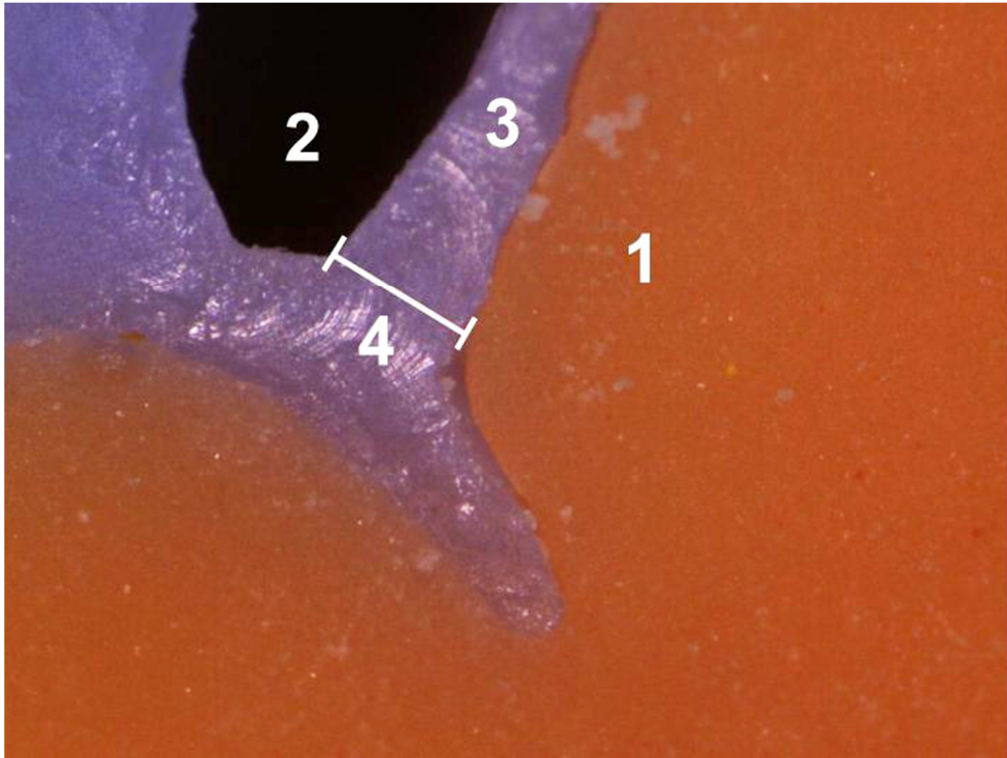


Abb. 19: Replika unter dem Mikroskop (1 Zahn, 2 Krone, 3 Zementspalt, 4 marginale Diskrepanz)

4.10 Stichprobengröße

Zur Schätzung der benötigten Stichprobengröße wurde anhand der Daten einer vorangegangenen Studie aus der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik von *Breloer*^[19] eine Power-Analyse durchgeführt. Eine Differenz von 21µm zwischen den Gruppen und eine Standardabweichung von 60µm wurden angenommen. Um eine Power von 0,8 zu erzielen müssen 60 Patienten untersucht werden.

4.11 Zielgrößen

Hauptkriterium:

- Vergleich von drei verschiedenen Abformmethoden (zwei Intraoralscanner, ein Laborscan einer konventionellen Abformung) anhand der in-vivo erzielbaren marginalen Diskrepanz von Zirkonoxid-Käppchen

Nebenkriterien:

- Vergleich der in-vivo erzielbaren marginalen Diskrepanz von Ober- und Unterkiefer innerhalb der jeweiligen Abformmethode
- Vergleich der in-vivo erzielbaren marginalen Diskrepanz der verschiedenen Zahntypen innerhalb der jeweiligen Abformmethode
- Vergleich der in-vivo erzielbaren marginalen Diskrepanz der verschiedenen erhobenen Messstellen innerhalb der jeweiligen Abformmethode
- Vergleich der in-vivo erzielbaren marginalen Diskrepanz von Ober- und Unterkiefer über alle Abformmethoden
- Vergleich der in-vivo erzielbaren marginalen Diskrepanz der einzelnen Zahntypen über alle Abformmethoden

4.12 Statische Analyse

Die Daten wurden mithilfe der Software SPSS (Version 22, IBM Statistics, Armonk, USA) statistisch ausgewertet. Das Signifikanzniveau wurde hierfür bei $p < 0,05$ festgesetzt. Die Analysen wurden mit der Prozedur „MIXED“ durchgeführt. Die durch die Messung an den gleichen Zirkoniumoxid-Käppchen bedingten Abhängigkeiten in den Daten wurden in einer Modellierung als Varianzkomponentenmodell berücksichtigt (Random/Intercept-Modell). Die Residuen aus den Modellen wurden mithilfe des Levene-Tests auf Varianzhomogenität getestet und auf erhebliche Schiefe und Ausreißer geprüft. Aufgrund der Schiefe der Verteilungen wurden die Daten zunächst mithilfe des natürlichen Logarithmus umtransformiert und anschließend analysiert.

Im Falle eines signifikanten F-Tests für die vierstufigen Faktoren „Messstelle“ oder „Zahntyp“ wurden die paarweisen Vergleiche der geschätzten Randmittel (korrigiert für multiples Testen nach Sidak) interpretiert. Interaktionen zwischen Kiefer, Zahntypen und Messstellen wurden nicht modelliert. Stattdessen wurden nach einzelnen Faktorstufen (Kiefer, Zahntypen, Messstellen) getrennte Modelle innerhalb der Abformmethoden und über alle Abformmethoden gerechnet. Interpretiert wurden p-Werte und deskriptive Statistiken.

5 Ergebnisse

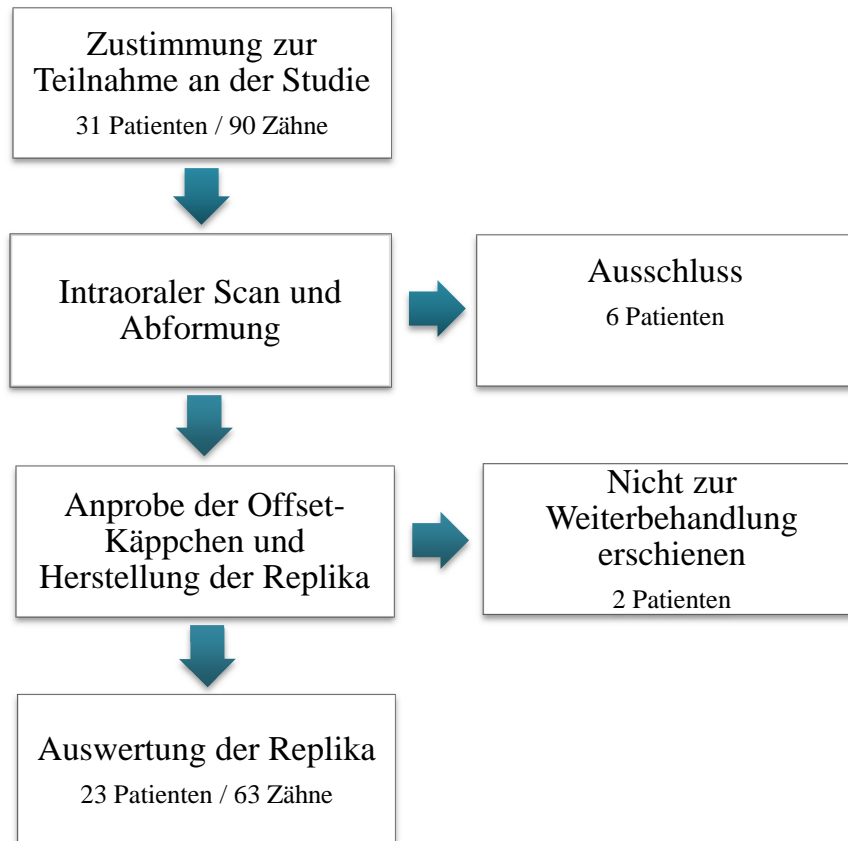


Abb. 20: Selektion der Studienteilnehmer

31 Patienten mit 90 zu versorgenden Zähnen haben der Teilnahme an der Studie im Zeitraum vom 08.07.2015 bis zum 08.03.2016 zugestimmt. Sechs Patienten konnten aufgrund nicht einsehbarer Präparationsgrenzen oder nicht stillbarer Sulkusblutungen nicht gescannt oder abgeformt werden. Zwei weitere sind zur Weiterbehandlung und zur Herstellung der Replika nicht mehr erschienen. Insgesamt wurden 63 Zähne von 23 Patienten in die vorliegende Studie aufgenommen (Abb. 20).

Ein Offset-Käppchen auf Basis des Intraoralscans CEREC AC Omnicam und fünf Käppchen auf Basis des Laborscans der Abformung waren initial nicht auf den Zahnstümpfen positionierbar und konnten somit nicht ausgewertet werden.

5.1 CEREC AC Omnicam

Für den Intraoralscanner CEREC Omnicam AC konnten 62 Zähne ausgewertet werden. Es wurden die beiden Kiefer, die vier Zahntypen und die vier Messstellen innerhalb dieser Abformmethode miteinander verglichen. Zwischen Ober- und Unterkiefer (Abb. 21 & Tab. 12) konnte kein statistisch signifikanter Unterschied festgestellt werden ($p=0,982$). Auch der Vergleich der Zahntypen untereinander (Abb. 22, Tab. 13 & Tab. 14) und der Messstellen untereinander (Abb. 23, Tab. 15 & Tab. 16) zeigte keinen signifikanten Unterschied hinsichtlich der gemessenen marginalen Diskrepanz ($p>0,1$).

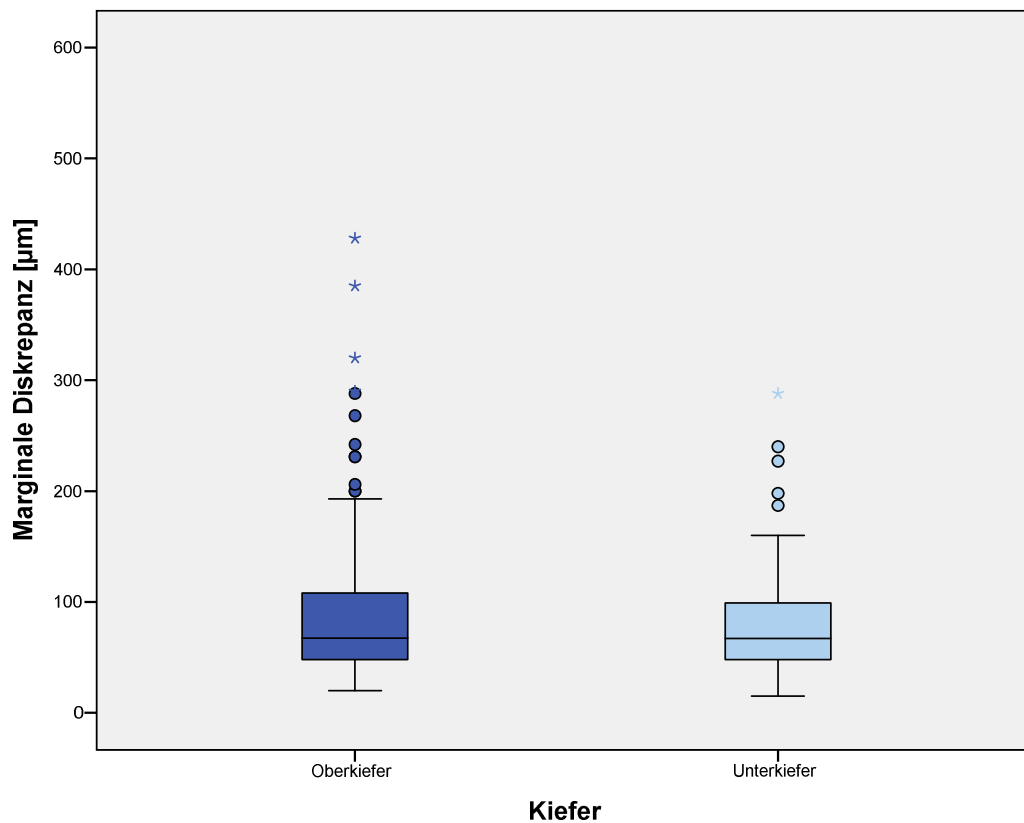


Abb. 21: CEREC AC Omnicam - Marginale Diskrepanz der Kiefer getrennt

Ergebnisse

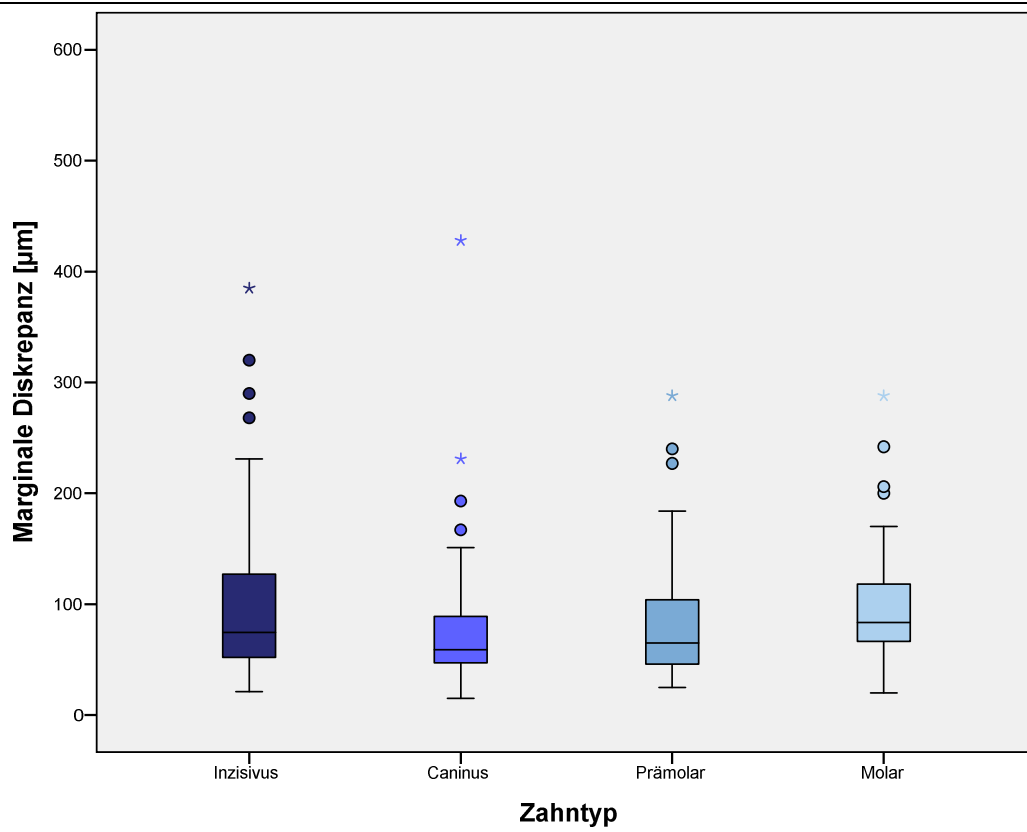


Abb. 22: CEREC AC Omnicam - Marginale Diskrepanz der einzelnen Zahntypen

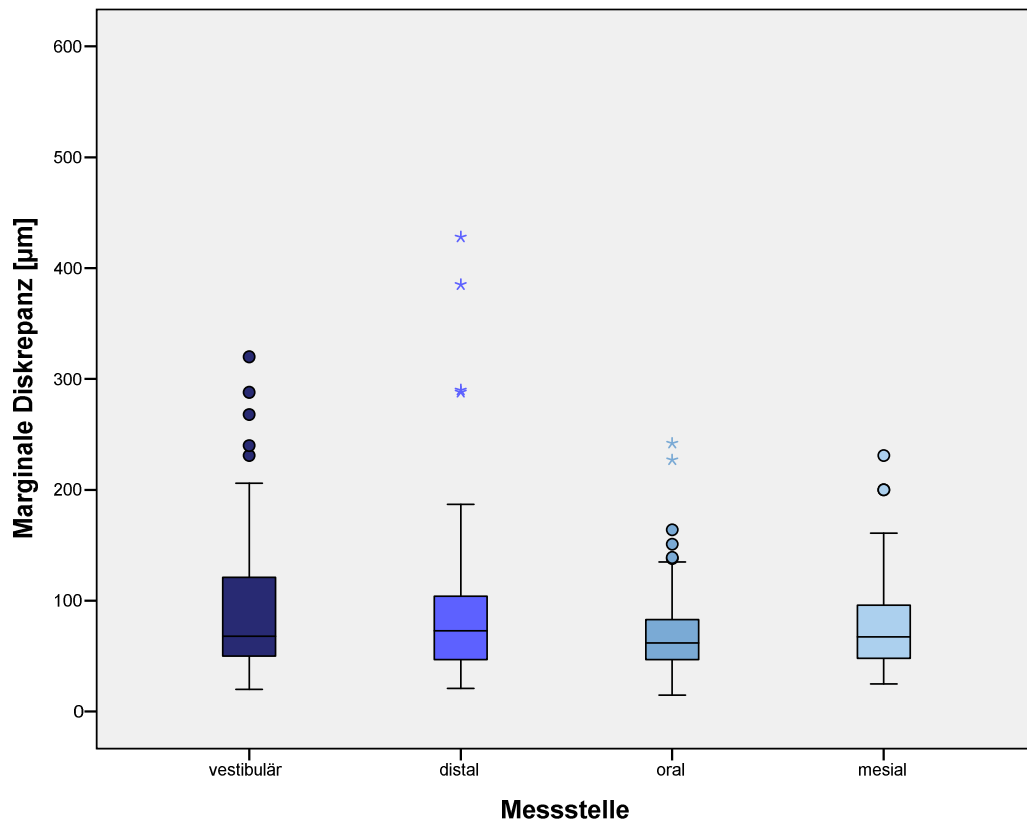


Abb. 23: CEREC AC Omnicam - Marginale Diskrepanz der einzelnen Messstellen

5.2 Cara TRIOS

Für den Intraoralscanner wurden 63 Zähne in die statistische Auswertung aufgenommen. Es wurden die beiden Kiefer, die vier Zahntypen und die vier Messstellen innerhalb dieser Abformmethode miteinander verglichen. Der Vergleich zwischen Ober- und Unterkiefer (Abb. 24, Tab. 17) zeigte keinen statistisch signifikanten Unterschied ($p=0,650$). Ebenso wies der Vergleich der Zahntypen untereinander (Abb. 25, Tab. 18 & Tab. 19) und der Messstellen untereinander (Abb. 26, Tab. 20 & Tab. 21) keine statistisch signifikanten Unterschiede auf ($p < 0,06$). Dennoch zeigte der Zahntyp „Molar“ eine deutlich größere Streubreite gegenüber den übrigen drei Zahntypen.

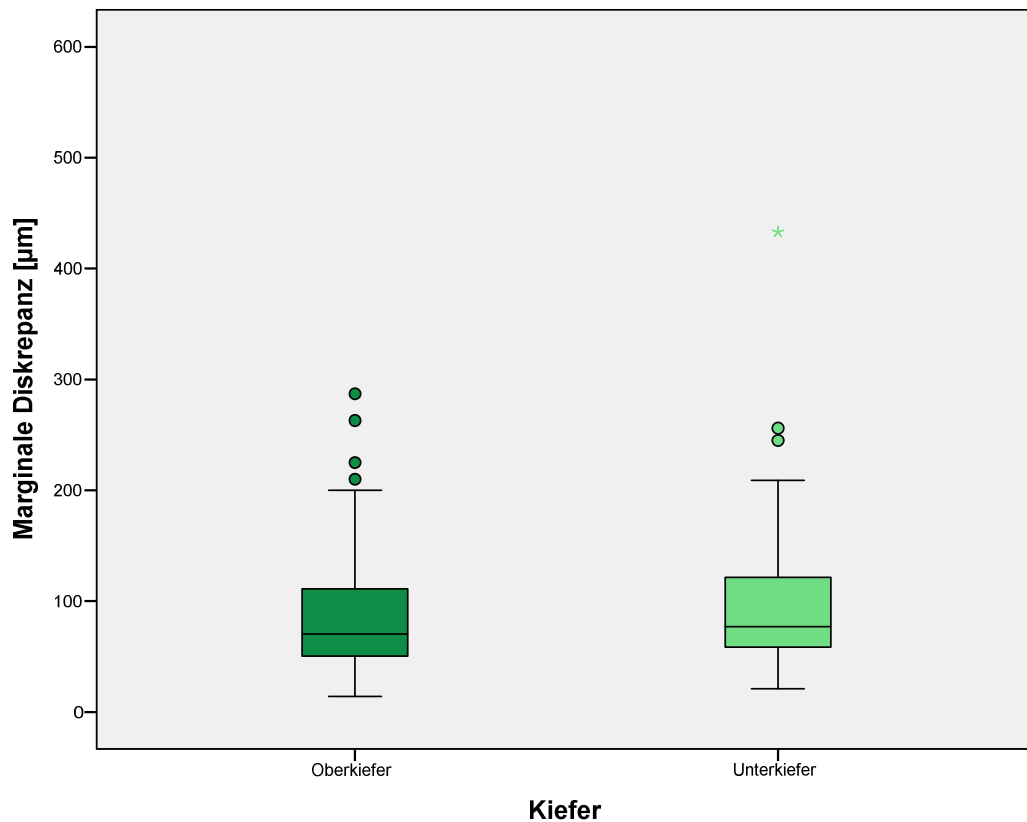


Abb. 24: Cara TRIOS - Marginale Diskrepanz der Kiefer getrennt

Ergebnisse

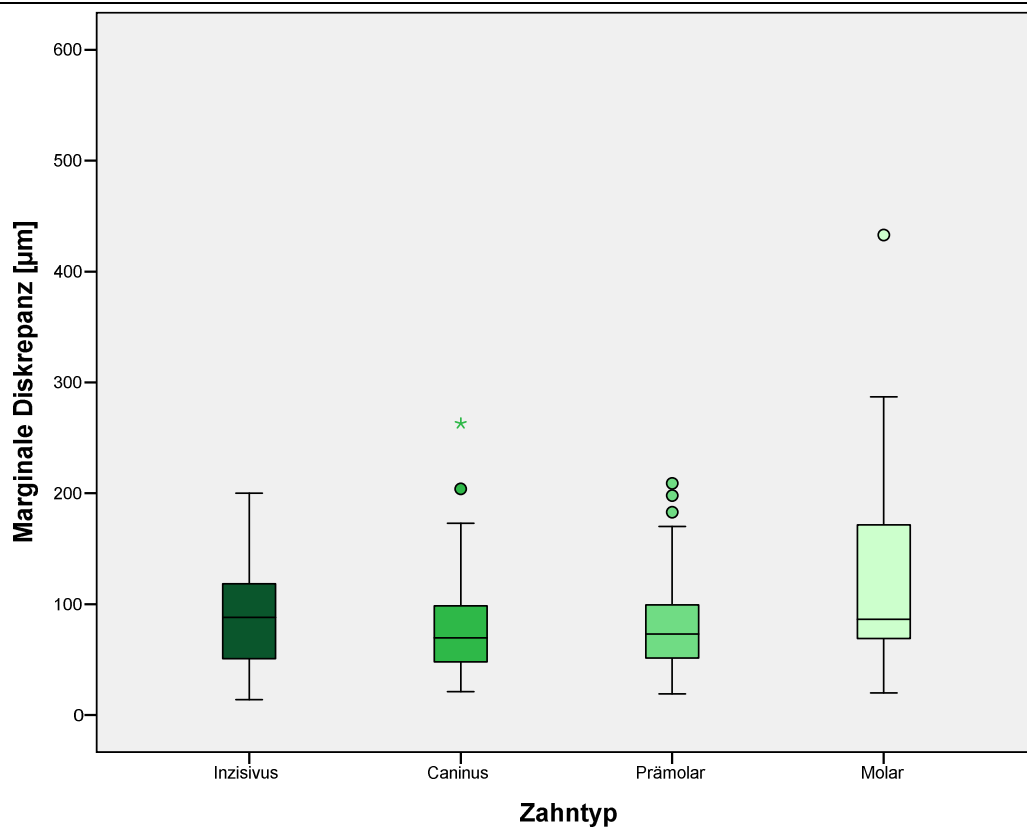


Abb. 25: Cara TRIOS - Marginale Diskrepanz der einzelnen Zahntypen

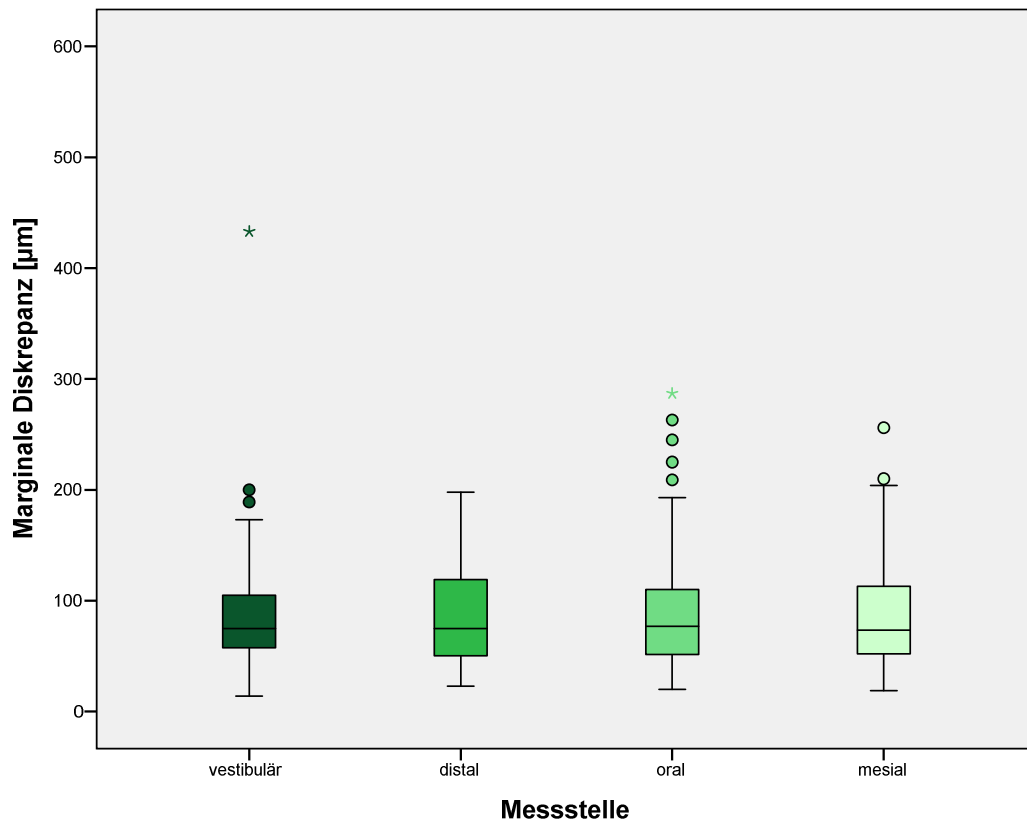


Abb. 26: Cara TRIOS - Marginale Diskrepanz der einzelnen Messstellen

5.3 Laborscan der konventionellen Abformung

In die Auswertung des Laborscans der konventionellen Abformung konnten lediglich 58 Zähne einbezogen werden, da fünf Zirkoniumoxid-Käppchen nicht auf dem Zahn positionierbar waren und folglich keine Replika hergestellt wurden. Es wurden die beiden Kiefer, die vier Zahntypen und die vier Messstellen innerhalb dieser Abformmethode miteinander verglichen. Zwischen der erzielbaren marginalen Diskrepanz in Ober- und Unterkiefer (Abb. 27 & Tab. 22) ließ sich kein statistisch signifikanter Unterschied erkennen ($p=0,702$). Ferner zeigte auch der Vergleich der Zahntypen untereinander (Abb. 28, Tab. 23 & Tab. 24) und der Messstellen untereinander (Abb. 29, Tab. 25 & Tab. 26) keine statistisch signifikanten Unterschiede ($p>0,1$). Jedoch ist darauf hinzuweisen, dass die Zahntypen „Inzisivus“ und „Caninus“ gegenüber den anderen zwei Zahntypen eine deutlich größere Streuung aufwiesen.

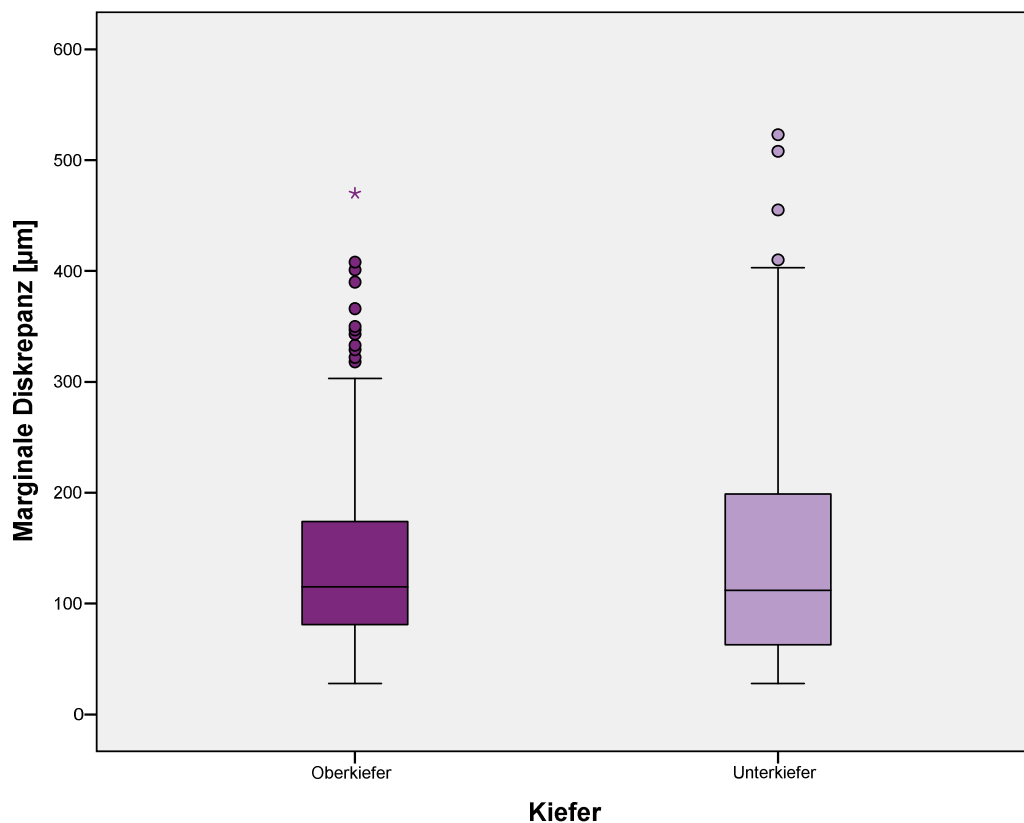


Abb. 27: Laborscan der konventionellen Abformung - Marginale Diskrepanz der Kiefer getrennt

Ergebnisse

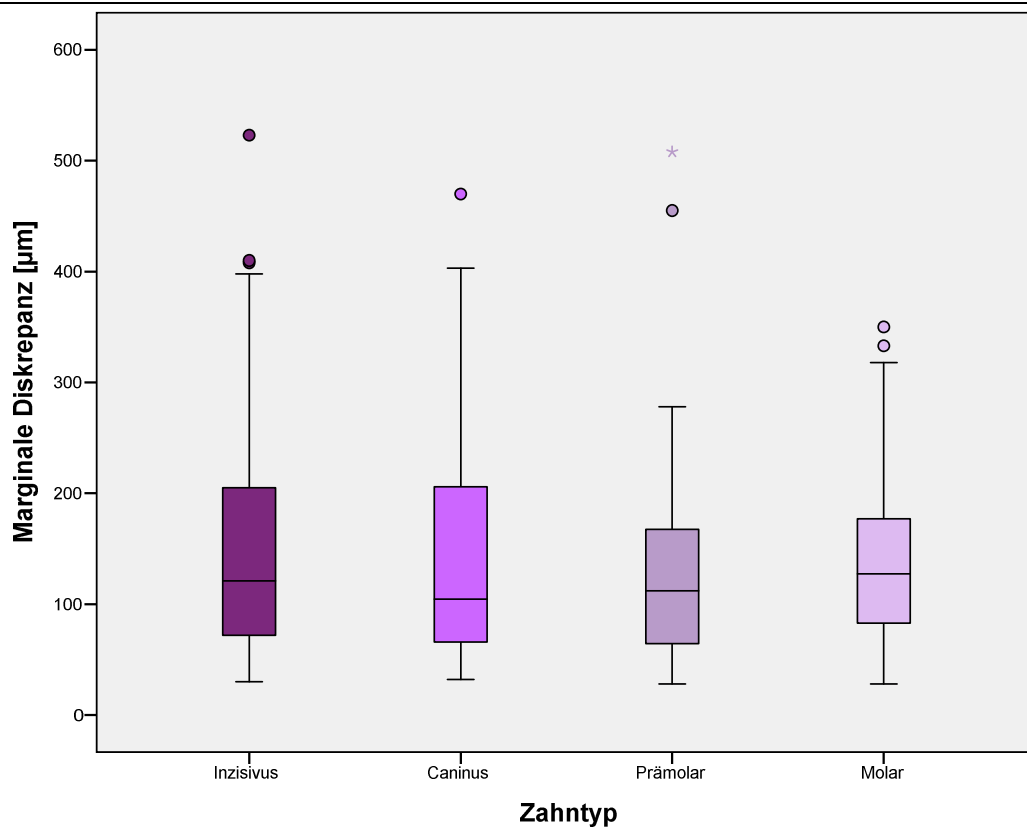


Abb. 28: Laborscan der konventionellen Abformung - Marginale Diskrepanz der einzelnen Zahntypen

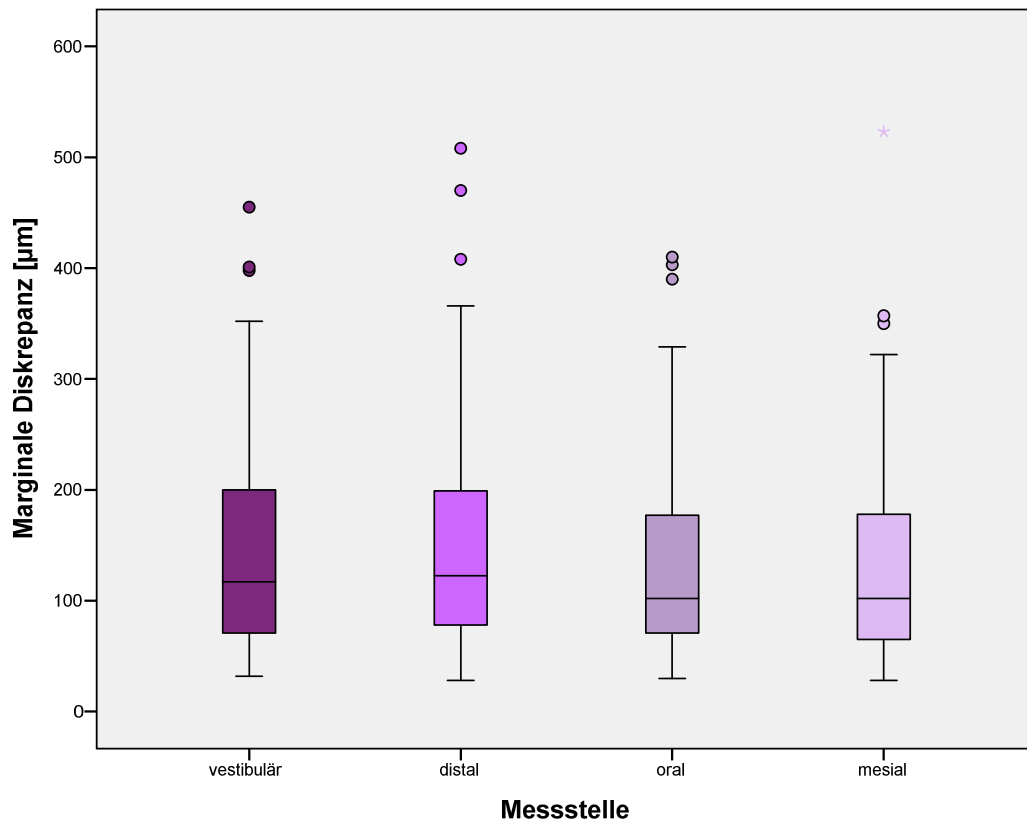


Abb. 29: Laborscan der konventionellen Abformung - Marginale Diskrepanz der einzelnen Messstellen

5.4 Vergleich der Abformmethoden getrennt nach Kiefer

Die Abformmethoden wurden getrennt nach Ober- und Unterkiefer, anhand der Mittelwerte und Medianwerte miteinander verglichen (Abb. 30, Tab. 12, Tab. 17 & Tab. 22).

Sowohl im Unterkiefer als auch im Oberkiefer zeigte sich ein statistisch signifikanter Unterschied des Laborscans der konventionellen Abformung gegenüber den beiden Intraoralscannern CEREC AC Omnicam und Cara TRIOS ($p < 0,05$). Zwischen den Intraoralscannern war kein statistisch signifikanter Unterschied festzustellen ($p > 0,1$). (Tab. 27)

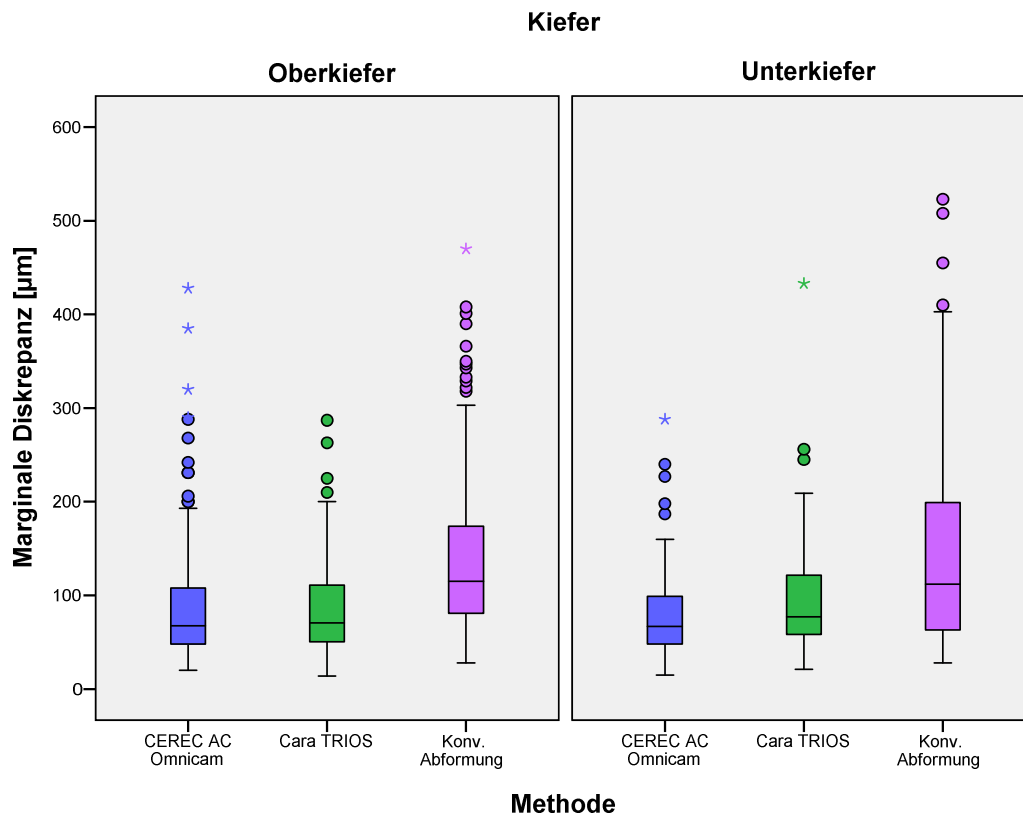


Abb. 30: Vergleich der marginalen Diskrepanz der Abformmethoden getrennt nach Kiefer

5.5 Vergleich der Abformmethoden getrennt nach Zahntyp

Die Abformmethoden wurden getrennt nach den Zahntypen „Inzisivus“, „Caninus“, „Prämolar“ und „Molar“ anhand der Mittelwerte und Medianwerte miteinander verglichen. (Abb. 31, Tab. 13, Tab. 18& Tab. 23)

Für die Zahntypen „Inzisivus“, „Caninus“ und „Prämolar“ zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede im Vergleich des Laborscans der konventionellen Abformung zu den beiden Intraoralscannern CEREC AC Omnicam und Cara TRIOS ($p < 0,05$). Zwischen den beiden Intraoralscannern ließen sich keine statistisch signifikanten Unterschiede feststellen ($p > 0,1$). Für den Zahntyp „Molar“ zeigte nur der Vergleich zwischen dem Laborscan der konventionellen Abformung und dem Intraoralscanner CEREC AC Omnicam einen statistisch signifikanten Unterschied ($p < 0,05$) (Tab. 28).

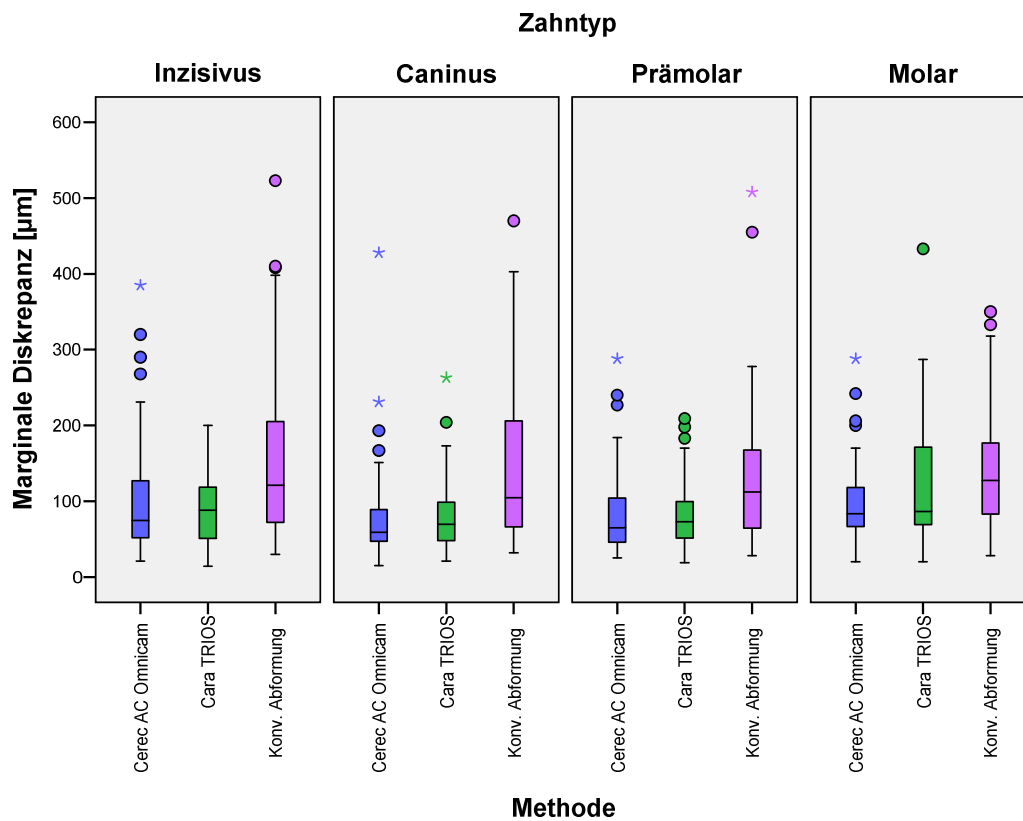


Abb. 31: Vergleich der marginalen Diskrepanz der Abformmethoden getrennt nach Zahntyp

5.6 Vergleich der Abformmethoden insgesamt

Die Gesamtwerte der Abformmethoden wurden anhand der Mittelwerte und Medianwerte miteinander verglichen (Abb. 32, Tab. 29& Tab. 30).

Die Mittelwerte betragen für CEREC AC Omnicam $86,09\mu\text{m}$ ($\pm 64,46\mu\text{m}$), für Cara TRIOS $88,95\mu\text{m}$ ($\pm 54,46\mu\text{m}$) und für den Laborscan der konventionellen Abformung $143,29\mu\text{m}$ ($\pm 100,71\mu\text{m}$) (Tab. 29).

Die Medianwerte betragen für CEREC AC Omnicam $67\mu\text{m}$ (Q1: $48,00\mu\text{m}$; Q3: $103,00\mu\text{m}$), für Cara TRIOS $75\mu\text{m}$ (Q1: $52\mu\text{m}$; Q3: $113\mu\text{m}$) und für den Laborscan der konventionellen Abformung $113,50\mu\text{m}$ (Q1: $71,00\mu\text{m}$; Q3: $181,00\mu\text{m}$) (Abb. 32& Tab. 29).

Statistisch signifikante Unterschiede waren im Vergleich des Laborscans der konventionellen Abformung zu den zwei Intraoralscannern CEREC AC Omnicam und Cara TRIOS feststellbar ($p < 0,05$). Zwischen den zwei Intraoralscannern war kein statistisch signifikanter Unterschied erkennbar ($p < 0,1$) (Tab. 30).

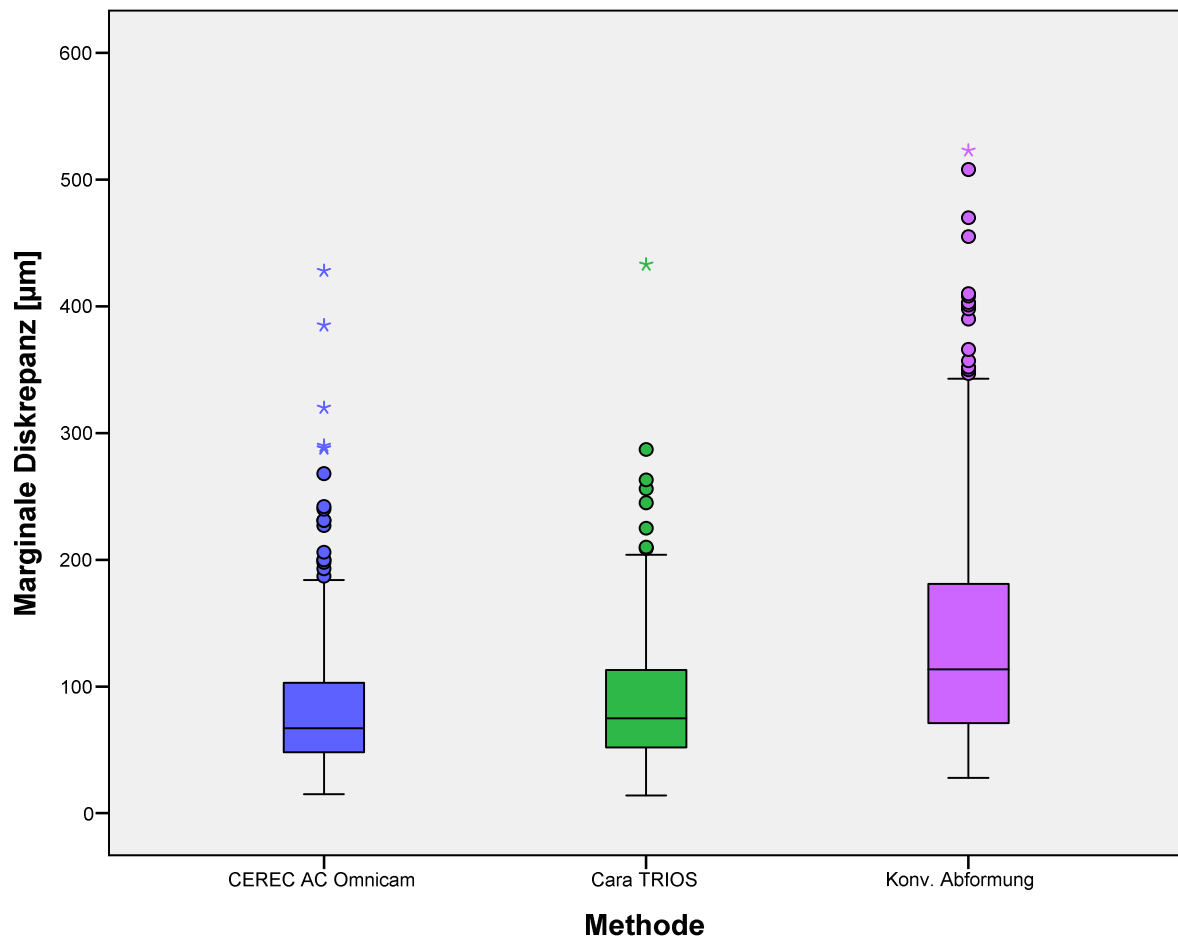


Abb. 32: Vergleich der marginalen Diskrepanz der Abformmethoden insgesamt

5.7 Zusammenfassung

Die statistische Auswertung der drei Abformmethoden anhand der gemessenen marginalen Diskrepanz zeigte statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Abformmethoden „Laborscan der konventionellen Abformung“ und „CEREC AC Omnicam“ sowie zwischen „Laborscan der konventionellen Abformung“ und „Cara TRIOS“. Zwischen den Intraoralscannern CEREC AC Omnicam und Cara TRIOS war kein statistisch signifikanter Unterschied festzustellen.

Ein Vergleich der drei Abformmethoden nach Ober- und Unterkiefer getrennt zeigte für beide Kiefer statistisch signifikante Unterschiede des Laborscans der konventionellen Abformung gegenüber den Intraoralscannern CEREC AC Omnicam und Cara TRIOS. Auch hier war zwischen den Intraoralscannern kein statistisch signifikanter Unterschied feststellbar.

Die Auswertung der drei Abformmethoden getrennt nach den Zahntypen zeigte für die Zahntypen „Inzisivus“, „Caninus“ und „Prämolar“ statistisch signifikante Unterschiede zwischen dem Laborscan der konventionellen Abformung gegenüber den Intraoralscannern CEREC AC Omnicam und Cara TRIOS. Für den Zahntyp „Molar“ war ausschließlich zwischen dem Laborscan der konventionellen Abformung und dem Intraoralscanner CEREC AC Omnicam ein statistisch signifikanter Unterschied erkennbar.

Innerhalb der einzelnen Abformmethoden zeigten weder die Kiefer, die Zahntypen, noch die Messstellen im Vergleich untereinander statistisch signifikante Unterschiede.

Die Nullhypothese, dass kein signifikanter Unterschied zwischen der erzielbaren marginalen Diskrepanz von Restaurationen, die anhand Laborscans einer konventionellen Abformung oder anhand eines direkten intraoralen Scans hergestellt werden, bestehe, musste somit verworfen werden.

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Methodik

6.1.1 Auswahl der Zähne

Da die vorliegende Studie in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Uniklinik in Gießen durchgeführt wurde, war es möglich aus dem Patientenstamm der Abteilung eine große Anzahl an Studienteilnehmern zu akquirieren. Voraussetzung für den Einschluss in die Studie waren die Indikation zur Überkronung (Kronen-, Brücken- oder Teleskopfeiler). Um eine ausreichende Zahl an Messungen zu ermöglichen, war es trotzdem notwendig die Zähne unabhängig von ihrer Lage oder ihrem Zahntyp in die Studie aufzunehmen. Auch die Präparationen unterschieden sich voneinander, da sie von unterschiedlichen Behandlern an unterschiedlichen Zähnen durchgeführt wurden. Natürlich nehmen die individuelle Anatomie der einzelnen Zähne und die differierende Qualität der Präparation Einfluss.^[146] Jedoch unterlagen alle Präparationen den gleichen Richtlinien und wurden vor der Abformung und den Scans von einem Oberarzt der Abteilung und der Prüferärztin evaluiert. Die Tatsache, dass jeder Zahn mit jeder Methode abgeformt wurde, trägt zur Vergleichbarkeit der Ergebnisse bei. Betrachtet man Ergebnisse von in-vitro- Studien, fallen jene von in-vivo- Studien sicherlich schlechter aus, da das extraorale Abformen von Modellstümpfen mit eliminierbaren Umgebungsfaktoren generell weniger fehleranfällig ist.^[28] Das Ziel dieser Studie war es jedoch, Ergebnisse zu erzielen, die sich im klinischen Alltag reproduzieren lassen.

6.1.2 Lage und Form der Präparation

Die Lage der Präparationsgrenze war für die vorliegende Studie nicht relevant. Es spielte jedoch eine Rolle, dass sie einsehbar war. Wichtig war dies besonders für die Verwendung von Intraoralscannern, da diese nur optisch zugängliche Areale erfassen können und sonst gegenüber der konventionellen Abformung im Nachteil gewesen wären. Eine gut sichtbare Präparationsgrenze war mit Sicherheit für beide Methoden profitabel, denn auch die Applikation des Abform-Silikons an frei zugängliche Areale war dadurch erleichtert. Als Präparationsform wurde die Hohlkehlpräparation gewählt, welche sich in der Abteilung als Standard bewährt hat. *Tsitrou et. al.* detektierten keinen signifikanten Unterschied zwischen verschiedenen Präparationsformen hinsichtlich der marginalen Diskrepanz.^[171]

6.1.3 Weichgewebsmanagement

Um einen optimalen Zustand der Weichgewebe zu gewährleisten, wurden alle Abformungen und Scans 7-10 Tage nach der Präparation durchgeführt.^[183] Die zueinander gehörigen Abformungen und Scans fanden stets am selben Termin statt. Dies diente einerseits dazu, gleichbleibende Bedingungen innerhalb einer Messreihe sicherzustellen und andererseits dazu, dem Patienten die Unannehmlichkeiten, die mit der Abformung verbunden sind, wie die Anästhesie und das Fadenlegen, nur einmal zuzumuten. Eine randomisierte Reihenfolge der Abformmethoden konnte nur für die Intraoralscanner realisiert werden, da zur Retraktion der Gingiva die Doppelfadentechnik angewandt wurde. Vor den intraoralen Scans wurde der erste Faden, vor der konventionellen Abformung der zweite Faden aus dem Sulkus entfernt. Dies ermöglichte eine ausreichende Retraktion für alle Abformmethoden. Beim Legen eines einzelnen Fadens ist das Risiko groß, dass nach der Entfernung desselben der Sulkus kollabiert und ein erneutes Fadenlegen notwendig wird. Letzteres birgt die Gefahr die Gingiva unnötig zu traumatisieren und eine Sulkusblutung zu provozieren, welche im weiteren Arbeitsablauf einen negativen Einfluss auf die konventionelle Abformung nehmen könnte. Um einer Blutung vorzubeugen, wurde vor dem Fadenlegen stets eine intrapapilläre Anästhesie durchgeführt, welche im abzuformenden Gebiet eine relative Blutleere schaffte.^[183] Des Weiteren wurden die Fäden mit 25%iger Aluminiumsulfat-Lösung getränkt, die eine zu Adrenalin-Präparaten gleichwertige Retraktion, jedoch ohne deren unerwünschte Nebenwirkungen ermöglichte.^[77] Die Retraktionsmaßnahmen erwiesen sich als äußerst effektiv und dadurch sowohl für die intraoralen Scans, als auch für die konventionelle Abformung als vorteilhaft. Während der intraoralen Scans wurden zur Trockenlegung des Arbeitsfeldes eine Einweg-Mundspange und Speichelabsorber verwendet.^[157] Diese mussten vor der konventionellen Abformung entfernt werden, da sie sich hierfür als störend und nicht unabdinglich erwiesen haben.

6.1.4 Abformung und Scan

Die intraoralen Scans umfassten ausschließlich die vollständige Erfassung der einzelnen Zahnstümpfe. Benachbarte Zähne, der Gegenkiefer oder die Relation der Kiefer zueinander waren für die Herstellung der Offset-Käppchen nicht von Belang, da nur die marginale Passung der Zirkoniumoxid-Käppchen Gegenstand der vorliegenden Studie war. Im Verlauf der Studie fiel die Größe des Handstücks des Intraoralscanners Cara TRIOS auf. Durch das vergleichsweise große Scanfeld war es zwar immer möglich alle benötigten Areale des Zahnstumpfes zu erfassen, aber besonders im Molarenbereich war dies mit größeren Anstrengungen hinsichtlich der Positionierung des Scankopfs und mit einer längeren Scanzeit verbunden. Ein Vorteil beider Intraoralscanner war die Analyse des virtuellen Modells am Computerbildschirm und die Möglichkeit fehlerhaft erfasste oder fehlende Stellen nachzuscannen. Die konventionelle Abformung musste hingegen stets vollständig wiederholt werden, sobald ein Fehler detektiert wurde. *Wöstmann et al.* schreibt in diesem Zusammenhang von einem „point of no return“ (einen Punkt, von dem es kein Zurück mehr gibt) - den Moment, an dem der Behandler feststellt, dass die Abformung nicht gelingen wird, aber bis zum Ende durchgeführt werden muss.^[189]

Im Anschluss an die intraoralen Scans wurde die konventionelle Abformung mit einem scanbaren Abformmaterial durchgeführt. Eine Untersuchung von *Rupf et al.* zeigte für den Laborscan mit dem hier verwendeten Material Flexitime fast & scan in-vitro eine sehr gute Präzision.^[149]

Als Abformtechnik kam die Korrektur-Technik zur Anwendung, welche in in-vivo Studien gute Ergebnisse zeigte und in der Abteilung als Standard angewendet wird.^[124, 186] Zu den Vorteilen der Korrektur-Technik gehört die hohe Detailwiedergabe und Dimensionsstabilität, was besonders für die dreidimensional korrekte Darstellung der Präparationsgrenze unabdingbar ist.^[122, 123] Ein besonderer Stellenwert kommt der Möglichkeit zu, über die Vorabformung einen Staudruck aufzubauen, der die niedrigvisköse Phase in den Sulkus treibt. Auch subgingival gelegene Präparationsgrenzen lassen sich so zuverlässig erfassen.^[107]

6.1.5 Scan der Abformung

In den Vorversuchen zu dieser Studie behinderte der Löffelgriff immer wieder den Scanvorgang der Abformung im Laborscanner. Während der Bewegung des Objektträgers schlug dieser gegen die Innenwände des Laborscanners, veränderte dadurch die Position der Abformung auf dem Objektträger und kompromittierte den Scan. Somit war es für den Laborscan der Abformung erforderlich, den Griff der metallenen Abformlöffel zu kürzen. Eine andere Möglichkeit dieses Problem zu lösen, wäre die Verwendung von konfektionierten Kunststofflöffeln gewesen. Verschiedene Studien haben jedoch gezeigt, dass diese weniger Formstabilität bieten als metallene Abformlöffel.^[21, 62] Da die Hitzeentwicklung während des Sägevorgangs zu einer Verformung des Metalllöffels führen könnte, wurden die Löffelgriffe stets vor dem Durchführen der Abformung um circa 3cm gekürzt und auf Raumtemperatur abgekühlt. So wurde eine nachträgliche Verformung der Abformung verhindert.

Im Zahntechnikerlabor musste die Abformung von Unterschnitten befreit werden, um die präparierten Zahnstümpfe für den optischen Scanner zugänglich zu machen. Dies geschah stets durch denselben geschulten Mitarbeiter. Der Scan der Abformung lief nach dem Positionieren der Abformung und der Auswahl des zu scannenden Bereichs in der Software automatisiert ab. Die differierenden Formen und Längen der präparierten Stümpfe in Kombination mit der variierenden Anatomie der Kiefer führten dazu, dass nicht jeder Scan auf Anhieb gelang. Wurden durch den Zahntechniker offensichtliche Fehler oder Fehlstellen im Scan detektiert, positionierte dieser die Abformung neu auf dem Objektträger des Laborscanners und wiederholte den Scan bis augenscheinlich keine Fehler mehr auszumachen waren. Die Auswahl einer für den Abformungsscan idealen Ausgangssituation war aufgrund des in-vivo Studienaufbaus nicht möglich. Da im Gegensatz zu in-vitro verwendeten Modellstümpfen eine ideale Präparation nicht umsetzbar war und eine ideale anatomische Situation im Patientenmund nicht existierte, wurden in der vorliegenden Studie Einschränkungen hinsichtlich einer standardisierten Ausgangssituation in Kauf genommen. Ein vom Hersteller des Laborscanners empfohlenes Höhen zu Breitenverhältnis der Zahnstümpfe von 1,5 zu 1 konnte nicht grundsätzlich gewährleistet werden.

6.1.6 Herstellung der Zirkoniumoxid-Käppchen

Aus allen drei Abformmethoden entstanden digitale Modelle. Diese wurden von den Intraoralscannern und dem Laborscanner in unterschiedlichen Dateiformaten bereitgestellt. Für die Weiterverarbeitung der Datensätze im Labor mussten diese in das standardisierte, offene stl-Format überführt werden. Die Software CrossManager dient ausschließlich dazu, CAD-Dateiformate ineinander umzuwandeln. Ob dieser Vorgang zu Ungenauigkeiten oder Veränderungen gegenüber dem ursprünglichen digitalen Modell führt, ist zum Zeitpunkt der Studie nicht auszuschließen, da der Hersteller keinen Einblick in den Umwandlungsprozess gewährt.

Nach dem Datenversand unterlagen alle Datensätze einem standardisierten Verarbeitungsweg. Die Zirkoniumoxid-Käppchen wurden alle in einem von den Geräteherstellern unabhängigen Zahntechniklabor einheitlich designt, gefertigt und auf dem Postweg an die Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik versendet. In dieser Studie wurden die Offset-Käppchen aus Zirkoniumoxid gefertigt. Aufgrund der hervorragenden werkstoffkundlichen und biokompatiblen Eigenschaften ist Zirkoniumoxid als Gerüstwerkstoff in der Praxis weit verbreitet.^[170] Auch in der Wissenschaft verwendeten zahlreiche Autoren Zirkoniumoxid-Werkstücke zur Ermittlung der marginalen Passgenauigkeit von Restaurationen.^[2-4, 10, 14, 42, 82, 84, 121, 165, 191] Von Nachteil ist, dass der notwendige Sinterprozess zu einem Verziehen des Gerüsts führen kann.^[170] Auch ein späteres Verblenden des Gerüsts, auf das in der vorliegenden Studie verzichtet wurde, kann die marginale Passung der Restauration nachträglich verändern.^[43] Für weiterführende Studien zu Einzelzahnrestaurationen wäre die Verwendung neuer vorgesinterter, monolithischer Keramiken von Interesse, da diese zwei o.g. Faktoren hierauf keinen Einfluss nehmen.

6.1.7 Replika-Methode

Die Replika-Methode ist eine validierte und etablierte Methode zur quantitativen Ermittlung des marginalen Randschlusses einer Restauration.^[94, 139] Sie ist nicht invasiv und die Restauration muss zur Vermessung des Randspalts nicht zerstört werden.^[143] Dies trägt im Gegensatz zu anderen in-vivo Methoden (siehe Kapitel 3.3.3) zur ethischen Vertretbarkeit bei. Von Vorteil ist zudem die schnelle Durchführbarkeit, die Wiederholbarkeit und Kostengünstigkeit, da sich der Materialaufwand auf das Silikon beschränkt. Von Nachteil ist, dass die Methode nur eine zweidimensionale Betrachtung erlaubt, da Schnittstücke angefertigt und beurteilt werden. In-vivo stößt die Methode bei subgingival liegenden oder nicht eindeutigen Präparationen an ihre Grenzen. Die Messung der marginalen Diskrepanz erfordert eine genaue Dar-

stellung des Randbereichs der Restauration, da die durch *Holmes et al.* definierten Punkte zur Streckenmessung klar identifizierbar sein müssen.^[63] Zudem limitiert die Größe des Replika eines Zahnes die mögliche Anzahl an Schnittstücken. *Groten et al.* fordern bei einer Fallzahl von 30 Zähnen mindestens 50 Messungen pro Zahn für in-vitro Studien.^[54] *Nawafleh et al.* schreiben jedoch, dass die meisten Studien vier bis 12 Messungen pro Zahn durchführen und eine geringe Anzahl an Messungen pro Zahn sich durch eine ausreichend große Fallzahl kompensieren lässt.^[120] In der vorliegenden Studie wurden 63 Zähne à vier Schnittstücke pro Replika untersucht, da zum Zeitpunkt der Durchführung keine weiteren ethisch vertretbaren und validierten Methoden bekannt waren, die eine größere Anzahl an Messungen erlaubt hätten. Das mit einem dünnfließenden Silikon befüllte Zirkoniumoxid-Käppchen wurde mit Fingerdruck auf dem Zahnstumpf positioniert und für drei Sekunden in Soll-Position gehalten. Der Fingerdruck entspricht im Gegensatz zur Applikation mithilfe eines Dynamometers der klinischen Realität beim Zementieren einer Krone und wurde in vielen vergleichbaren Studien angewendet.^[2, 10, 14, 18, 143, 165, 191] Auch wenn die gängige Praxis den Patienten auf eine Watte-rolle beißen zu lassen sicherlich die Kraft, die mit dem Finger ausgeübt werden kann, übersteigt, eliminiert die Positionierung durch denselben Behandler interindividuelle Unterschiede.^[143] Die Schichtdicke des im Zirkoniumoxid-Käppchen entstandenen Silikonfilms entspricht der gängiger Zemente, die heutzutage für das definitive Zementieren einer Krone verwendet werden. *Rahmé et al.*^[139] belegten dies für Glasionomer-Zemente, *Laurent et al.*^[94] für Zink-Phosphat-Zemente und *Tsitrou et al.*^[171] für Komposit-Zemente. Während der Durchführung der vorliegenden Studie erwies sich die Replika-Methode als techniksensitiv, da es gelegentlich beim Entnehmen des Zirkoniumoxid-Käppchens aus dem Patientenmund zu einem Ablösen des Silikonfilms kam und eine Wiederholung notwendig war. In der vorliegenden Studie wurde im Gegensatz zu anderen Studien ein dünnfließendes Silikon zur Stabilisierung des Silikonfilms im Käppchen verwendet. Dies zeigte in den Vorversuchen deutlich weniger Blasenbildung als das schwerfließende Silikon und trug insgesamt zur Qualität der Replika bei. Das dünnfließende Silikon zeigte überdies auch einen starken farblichen Kontrast zum Silikonfilm im Käppchen.

In-vivo Untersuchungen des Randspalts von Restaurationen implementieren hauptsächlich die Replika-Methode (siehe Kapitel 3.3.3). Zwischen den Ergebnissen verschiedener Messmethoden gibt es große Unterschiede, sodass es sinnvoll ist im Hinblick auf die Vergleichbarkeit mit der Literatur einheitliche Methoden - in diesem Fall die Replika-Methode - anzuwenden.^[120]

6.1.8 Statistische Auswertung

Aufgrund der ausreichenden Stichprobengröße wurden die statistisch signifikanten Effekte als inhaltlich von Bedeutung angesehen. Es wurden Median- und Mittelwerte berichtet. Die Medianwerte waren hier von Interesse, da sie gegenüber Ausreißern weniger empfindlich sind.

Als Voraussetzung für die statistische Auswertung wurden zunächst die Unabhängigkeit der Daten, die Varianzhomogenität und die Normalverteilung geprüft. Alle präparierten Zahnstümpfe wurden als unabhängig voneinander angesehen, auch wenn mehrere Zähne desselben Patienten untersucht wurden. Dies erschien plausibel, da jeder Zahnstumpf einzeln betrachtet und untersucht wurde. Die wiederholten Messungen (vier Messstellen und drei Abformmethoden) an einem Zahnstumpf können jedoch Abhängigkeiten begründen, weshalb die Stichproben-ID in der Prozedur „MIXED“ als Clustervariable mitmodelliert wurde. Die Fehlervarianzen wurden mittels Levene-Test auf Heterogenität überprüft und erwiesen sich als ausreichend homogen. Erhebliche Verletzungen der Normalverteilung können Testergebnisse ungewünscht beeinflussen. Insbesondere Ausreißer oder schiefe Verteilungen können die Analyse der Mittelwerte fragwürdig machen.^[59] Die vorliegenden Daten waren schief verteilt. Dieses Problem konnte jedoch durch eine Transformation der Variablen (natürlicher Logarithmus) behoben werden.^[59]

Die Analysen wurden mit der Prozedur „MIXED“ durchgeführt. Diese hat den Vorteil, dass es bei den paarweisen Vergleichen nicht zu einem listenweisen Fallausschluss kommt.^[127] Letzterer hätte automatisch eine gesamte Messreihe ausgeschlossen, sobald nur eine einzelne Messung nicht gelungen war. So nahmen beispielsweise die fünf Zirkoniumoxid-Käppchen, die aus dem Laborscan der konventionellen Abformung resultierten und nicht auf dem Zahnstumpf passten, keinen Einfluss auf den Vergleich zwischen den zwei Intraoralscannern.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

6.2.1 CEREC AC Omnicam

Die Auswertung der Daten des Intraoralscanners CEREC AC Omnicam ergab keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Kiefern, den Zahntypen oder den Messstellen. In der Literatur sind derzeit keine Untersuchungen zu den Parametern „Kiefer“ oder „Zahntyp“ zu finden. Lediglich *Boeddinghaus et al.* untersuchten auch die einzelnen Messstellen und erzielten, in Übereinstimmung mit der vorliegenden Studie, keine statistisch signifikanten Unterschiede.^[14] Auffällig, wenn auch nicht statistisch signifikant, war in der vorliegenden Studie eine größere Streuung des Zahntypen „Incisivus“ gegenüber den restlichen Zahntypen (Abb. 22). Eine mögliche Erklärung lässt sich in der Form präparierter Frontzähne finden. Die großen glatt-finierten Flächen erschweren den Matching-Prozess, da wenig Struktur zur Orientierung für den Überlagerungsprozess vorhanden ist.

Für die Abformmethode insgesamt betrug der Mittelwert $86,09\mu\text{m}$ ($\pm 64,46\mu\text{m}$) und der Median $67\mu\text{m}$. *Renne et al.* erzielten in-vitro mit einem Mittelwert von $82\mu\text{m}$ ein ähnliches Ergebnis.^[146] Die o.g. in-vivo Untersuchung von *Boeddinghaus et al.* zeigte mit einem Medianwert von $149\mu\text{m}$ ein deutlich schlechteres Ergebnis.^[14] Eine Erklärung dafür könnte sein, dass die Studie mit einer älteren Software-Version des Intraoralscanners CEREC AC Omnicam durchgeführt wurde. Auffällig war zudem die stark differierende Fallzahl an Zahntypen in der Studie von *Boeddinghaus et al.*^[14], die einen negativen Einfluss auf das Ergebnis genommen haben könnte. Nicht auszuschließen ist zudem, dass eine Erklärung in den Individualitäten der Patienten, die an der in-vivo Studie teilgenommen haben, zu finden ist. Andere Studien untersuchten ältere Handstücke des CEREC-Systems, welche alle eine Puderapplikation voraussetzten. *Cook et al.* untersuchten die BlueCam in Kombination mit verschiedenen Pudern in-vitro und erzielten Werte zwischen $61\mu\text{m}$ und $67\mu\text{m}$.^[29] *Schaefer et al.* untersuchten die marginale Passung von Teilkronen, die auf Basis eines Scans mit dem gleichen Handstück hergestellt wurden und ermittelten einen Mittelwert von $146\mu\text{m}$ ($\pm 17\mu\text{m}$).^[152] Die Unterschiede in der marginalen Passung lassen sich auf die zwei verschiedenen Arten untersuchter Restaurationen – Teilkrone und Mantelkrone zurückführen. Eine in-vivo Untersuchung von *Brawek et al.* erzielte einen Mittelwert von $83\mu\text{m}$ ($\pm 51\mu\text{m}$),^[18] welcher mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie konform ist und darauf hindeutet, dass die Omnicam mittlerweile in-vivo eine ebenso präzise, puderfreie Alternative zur BlueCam darstellt.

6.2.2 Cara TRIOS

Die Analyse der Daten des Intraoralscanners Cara TRIOS zeigte keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Kiefern, den Zahntypen oder den Messstellen. Auch hier untersuchten ausschließlich *Boeddinghaus et al.* den Einfluss der verschiedenen Messstellen und zeigten, wie auch die vorliegende Studie, keine statistisch signifikanten Unterschiede.^[14] Bei der Betrachtung des Boxplot-Diagramms, welches den Vergleich zwischen den Zahntypen untereinander darstellt, fällt eine größere Streuung des Zahntypen „Molar“ auf (Abb. 25). Die Analyse erwies sich erst nach der Korrektur für multiples Testen nach Sidak als statistisch nicht mehr signifikant, was sich mit einer vergleichsweise kleinen Fallzahl von neun Zähnen erklären lässt (Tab. 18). Eine größere Fallzahl könnte möglicherweise zu einem statistisch signifikanten Ergebnis führen. Eine Begründung hierfür kann die Größe des Handstücks liefern. Besonders im Molarenbereich war es schwierig alle Areale der präparierten Zähne zu erfassen, da sich die Hart- und Weichgewebe mit dem Scankopf nicht ausreichend verdrängen ließen. Der Hersteller will dieses Problem durch die neue Version des TRIOS-Scanners (TRIOS 3, 3Shape, Kopenhagen, Dänemark), mit einem deutlich kleineren Scankopf, beheben.

Für die Abformmethode insgesamt wurde ein Mittelwert von $88,95\mu\text{m}$ ($\pm 54,46\mu\text{m}$) und ein Median von $75\mu\text{m}$ ermittelt. In-vitro untersuchte bis dato ausschließlich *Schaefer et al.* die marginale Passung von Teilkronen auf Basis des Intraoralscanners Cara TRIOS und ermittelte einen Mittelwert von $128\mu\text{m}$ ($\pm 9\mu\text{m}$). In-vivo untersuchten *Boeddinghaus et al.* die Passgenauigkeit von Kronen und erzielten einen Medianwert von $112\mu\text{m}$. Eine neuere in-vivo Untersuchung von *Berenderro et al.* erzielte mit einem Mittelwert von $106,6\mu\text{m}$ ($\pm 59,9\mu\text{m}$) ein noch besseres Ergebnis. Das im Vergleich zu den genannten Studien sehr gute Ergebnis der vorliegenden Studie lässt sich auch hier einerseits durch die Verwendung einer neueren Software-Version und durch die Individualitäten der verschiedenen Patientengruppen erklären.

6.2.3 Laborscan der konventionellen Abformung

Die Auswertung der Daten des Laborscans der konventionellen Abformung lieferte keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den Kiefern, den Zahntypen oder den Messstellen. Das Boxplot-Diagramm, das die marginalen Diskrepanzen in den Kiefern getrennt darstellt (Abb. 27), zeigt für den Unterkiefer jedoch eine größere Streuung der Messwerte. Zurückführen lässt sich dies auf generelle Schwierigkeiten, die eine konventionelle Abformung im Unterkiefer birgt. Aufgrund der Schwerkraft und der Lage der Speicheldrüsen ist die Menge an Speichel im Unterkiefer wesentlich höher als im Oberkiefer und kann eine konventionelle Abformung mit hydrophobem Silikon kompromittieren. Die Anatomie des Unterkiefers weist zudem im Allgemeinen Unterschnitte auf, die zu einer irreversiblen Verformung der Abformung während der Entnahme beitragen können.^[108] Die Begutachtung der für die Zahntypen ermittelten Werte (Tab. 23) zeigt für die Zahntypen „Incisivus“ und „Caninus“ eine deutlich größere Streuung als für die Zahntypen „Prämolar“ und „Molar“. Auch *Lee et al.* untersuchten die Unterschiede zwischen den Zahntypen „Prämolar“ und „Molar“ und erzielten statistisch signifikante Unterschiede hinsichtlich der marginalen Passgenauigkeit. Das Abgreifen unterschrittener Innenkonturen stellt eine große Herausforderung für rein optische Systeme dar.^[62, 87] Das durchschnittliche Höhen-Breiten-Verhältnis ändert sich je nach Zahntyp. Während ein Molar ein Verhältnis von circa 1:1 ausweist, zeigt ein Incisivus schon ein Verhältnis von circa 2:1.^[98] Werden gängige Präparationsregeln^[98] eingehalten, ändert sich dieses Verhältnis nicht durch die Präparation des Zahns zur Aufnahme einer Krone. Daher ist es nur verständlich, dass sich ein Molar besser erfassen lässt, als ein Prämolar oder ein Incisivus. Verstärkt werden solche Effekte, wenn die Zahnkrone durch Rezessionen oder parodontale Schäden verlängert erscheint.

Für die Abformmethode insgesamt wurden ein Mittelwert von 143,29µm (±100,71µm) und ein Medianwert von 113,50µm erzielt. In-vitro ermittelten *Shembesh et al.* einen Mittelwert von 81,4µm (± 6,8µm) und *Lee et al.* Mittelwerte zwischen 69µm und 118µm für verschiedene Zahntypen.^[97, 158] Hier lässt sich ein deutlicher Unterschied zwischen der in-vitro und der in-vivo erzielbaren marginalen Passung erkennen. Die Möglichkeit zur annähernd vollständigen Standardisierung und Idealisierung der Modellstümpfe und Arbeitsabläufe in einem in-vitro Studienaufbau ist sicherlich eine Erklärung für diese Diskrepanz. Aber auch die Technik zur Digitalisierung einer Abformung scheint im klinischen Umfeld an ihre Grenzen zu stoßen.

6.2.4 Vergleich der Abformmethoden in den Kiefern

Sowohl im Oberkiefer als auch im Unterkiefer zeigten sich die Ergebnisse der beiden Intraoralscannern gegenüber dem Laborscan der konventionellen Abformung als signifikant unterschiedlich, während die beiden Intraoralscanner gegeneinander kein signifikantes Ergebnis erzielten (Tab. 27). Innerhalb der einzelnen Abformmethoden zeigten die Kiefer gegeneinander kein signifikantes Ergebnis (Tab. 12, Tab. 17, Tab. 22). Insgesamt lässt sich daraus schließen, dass der Kiefer auf keines der Abformsysteme Einfluss nimmt. Zu erwarten wären schlechtere Ergebnisse für den Unterkiefer aufgrund des im Vergleich zum Oberkiefer höheren Speichelaufkommens. Dies manifestierte sich nur in geringem Maße für den Laborscan der konventionellen Abformung durch eine breitere Streuung der Ergebnisse im Unterkiefer (siehe Kapitel 6.2.3).

6.2.5 Vergleich der Abformmethoden in den Zahntypen

Für die Zahntypen „Inzisivus“, „Caninus“ und „Prämolar“ zeigten sich statistisch signifikante Unterschiede im Vergleich des Laborscans der konventionellen Abformung zu den beiden Intraoralscannern (Abb. 28). Für den Zahntyp „Molar“ zeigte nur der Vergleich zwischen dem Laborscan der konventionellen Abformung und dem Intraoralscanner CEREC AC Omnicam einen statistisch signifikanten Unterschied (Abb. 28). Im Vergleich zu den Intraoralscannern erscheinen die Ergebnisse des Laborscans der konventionellen Abformung getrennt nach den einzelnen Zahntypen kongruent mit den Ergebnissen der Abformmethoden insgesamt (siehe Kapitel 6.2.3). Eine breitere Streuung der Zahntypen „Inzisivus“ und „Caninus“ deutete auf geringfügige Ungleichheiten zwischen den Zahntypen innerhalb dieser Abformmethode hin (siehe Kapitel 6.2.3). Das innerhalb der zwei Intraoralscanner schlechte Abschneiden des Zahntypen „Molar“ für den Intraoralscanner Cara TRIOS lässt sich mit der Größe des Handstückes erklären (siehe Kapitel 6.2.2). Abgesehen von dieser Ausnahme nimmt der Zahntyp offensichtlich keinen Einfluss auf die erzielbare marginale Diskrepanz der zwei Intraoralscanner.

6.2.6 Vergleich der Abformmethoden insgesamt

Die Auswertung der Abformmethoden insgesamt zeigte mit Mittelwerten von 86,09 μm für CEREC AC Omnicam und 88,95 μm Cara TRIOS signifikant bessere Ergebnisse für die beiden Intraoralscanner als für den Laborscan der konventionellen Abformung, die einen Mittelwert von 143,29 μm erzielte. Die einzige Studie, die ebenfalls Intraoralscanner mit dem Laborscan einer konventionellen Abformung verglichen hat, stammt von *Shembesh et al.*^[158] Ein Intraoralscanner der, wie auch der Cara TRIOS, auf dem Prinzip der Konfokalen Mikroskopie basiert (iTero, Cadent, San Jose, USA) und ein Intraoralscanner, der nach dem Prinzip des Wavefront Sampling arbeitet (Lava True Definition, 3M Espe, Saint Paul, USA) wurden untersucht. In-vitro erzielten *Shembesh et al.* für die Intraoralscanner Werte zwischen 27 μm und 62 μm , welche im Vergleich zur vorliegenden in-vivo Studie deutlich besser ausfielen.^[158] Auch für den Laborscan der konventionellen Abformung erzielten sie mit Mittelwerten um 81 μm schlechtere Ergebnisse als für die Intraoralscanner, aber bessere Ergebnisse als die gleiche Abformmethode in der vorliegenden in-vivo Studie. Wenn auch die Werte sich unterscheiden, zeigten sowohl die in-vitro, also auch die in-vivo Studie die gleiche Tendenz. Die deutlich besseren Ergebnisse der Intraoralscans deuten darauf hin, dass die direkte intraorale Digitalisierung eine Genauigkeit aufweisen kann, die der Digitalisierung einer konventionellen Abformung überlegen ist. Die schlechteren Ergebnisse der vorliegenden Studie lassen sich mit den klinischen Umständen eines in-vivo Studienaufbaus erklären.^[179, 183] *Shembesh et al.* untersuchten die Restaurationen mithilfe eines Mikroskops,^[158] während in der vorliegenden Studie die Replika-Methode zur Anwendung kam. Zudem wurden in der in-vitro Studie dreigliedrige Brücken untersucht, wohingegen vorliegend Einzelzahnrestaurationen evaluiert wurden. Ein lückenloser Vergleich der beiden Studien ist also nicht möglich. Festzuhalten ist jedoch, dass der Laborscan der konventionellen Abformung mit dem gleichen Laborscanner (D700) durchgeführt wurde. In-vitro konnten marginale Randspalten, die als klinisch gut zu werten sind, erzielt werden, wohingegen die marginale Passung von größer als 100 μm in-vivo Studienaufbau als nicht mehr akzeptabel gewertet werden muss.^[177]

6.2.7 Einordnung der Ergebnisse

Für festsitzende Restaurationen wird im Allgemeinen ein Randspalt gefordert, der 100µm bis 120µm nicht überschreiten sollte.^[110, 177] Die direkten Vergleiche zwischen der vorliegenden Untersuchung und Studien, welche die gleichen Abformsysteme untersuchten (Kapitel 6.2.1. bis 6.2.5), zeigen, dass alle Systeme, zumindest in-vitro in der Lage sind, diesen Anforderung gerecht zu werden. Im Folgenden soll durch den Vergleich mit Studien, die andere digitale Methoden untersuchten, eine Einordnung in einen größeren Kontext stattfinden.

Abdel-Azim et al. untersuchten in-vitro zwei Intraoralscanner und den Laborscan eines Gipsmodells hinsichtlich der erzielbaren marginalen Diskrepanz. Für den Intraoralscanner Lava COS ermittelten sie einen Mittelwert von 89,8µm und für den Intraoralscanner iTero einen Mittelwert von 89,6µm.^[1] Beide bewegten sich in der Größenordnung der marginalen Diskrepanzen, die auch mithilfe der Intraoralscanner in der vorliegenden in-vivo Studie erzielt werden konnten. Wenn auch keine signifikanten Unterschiede festzustellen waren, zeigte der Laborscan des Gipsmodells in der Untersuchung von *Abdel-Azim et al.* höhere Werte, die sich im grenzwertigen Bereich über 100µm befanden.^[1] *An et al.* vergleichen die Passung von Zirkoniumoxid-Käppchen auf Basis des Intraoralscanners iTero mit Kronen aus der konventionellen Herstellung. Letztere erzielten einen Mittelwert von 92,7µm, während die Zirkoniumoxid-Käppchen einen Mittelwert von 106µm erreichten.^[4] Auch *Keul et al.* untersuchten den Intraoralscanner iTero im Vergleich zum Laborscan eines Gipsmodells und ermittelten Werte um 89,6µm für den Intraoralscanner und 106µm für das Gipsmodell.^[82] *Ng et al.* führten eine Studie zur marginalen Passung von Restaurationen die mithilfe des Intraoralscanners Lava COS und auf dem konventionellen Herstellungsweg gefertigt wurden durch. Die Restaurationen auf Basis des Intraoralscans erzielten einen Mittelwert von 48µm, wohingegen jene aus der konventionellen Herstellung 74µm erzielten.^[121] Hier zeigte der digitale Fertigungsweg bessere Ergebnisse als der konventionelle, wenn auch beide klinisch akzeptable Werte erreichten. *Schäfer et al.* untersuchten zusätzlich zu den Intraoralscannern CEREC AC Blue-Cam und Cara TRIOS auch die Intraoralscanner iTero und Lava COS. Letztere zwei erzielten für die marginale Passung von Teilkronen mit 90µm für iTero und 109µm für Lava COS die besten Ergebnisse innerhalb der Studie.^[152] Auch *Tidehag et al.* verglichen die Intraoralscanner Lava COS und iTero hinsichtlich der marginalen Diskrepanz miteinander. Trotz des in-vitro Studienaufbaus wurden für beide Intraoralscanner vergleichbar hohe Werte ermittelt. Der Intraoralscanner Lava COS erzielte einen Mittelwert von 107µm, iTero zeigte einen Mittelwert von 128µm.^[169] *Almeida e Silva et al.* untersuchten Restaurationen auf Basis des

Intraoralscannern Lava COS und erzielten eine mittlere marginale Passung von 64µm. Restaurationen auf Grundlage eines gescannten Gipsmodells erzielten hier mit 65µm ein ähnliches Ergebnis.^[3] *Shembesh et al.* vergleichen die Intraoralscanner iTero und Lava True Definition mit dem Laborscan eines Gipsmodells und erzielten für alle Systeme in-vitro niedrige Werte für die marginale Passung, die zwischen 26,6µm und 62,4µm lagen.^[158] Die hier genannten in-vitro Studien erzielten größtenteils marginale Passungen, die als klinisch akzeptabel zu werten sind. Die Mittelwerte für den Intraoralscanner Lava COS reichten von 48µm bis 109µm,^[1, 3, 121, 152, 169] wohingegen der Intraoralscanner iTero mit einer Spanne von 89,6µm bis 128µm grundsätzlich etwas höhere Mittelwerte erzielte.^[1, 4, 82, 152, 169] Gleiches gilt für Untersuchungen zum Laborscan eines Gipsmodells, die marginale Diskrepanzen zwischen 65µm und 112µm ermittelten.^[1, 3, 82]

Ahrberg et al. untersuchten den Intraoralscanner Lava COS in-vivo im Vergleich zum Laborscan eines Gipsmodells und erzielten Werte für die marginale Diskrepanz, die denen der in-vitro Untersuchungen ähneln. Der Intraoralscanner Lava COS ermöglichte die Herstellung von Restaurationen mit einer mittleren marginalen Diskrepanz von 61,1µm, der Laborscan des Gipsmodells erzielte einen Mittelwert von 70,4µm.^[2] *Boeddinghaus et al.* untersuchten zusätzlich zu den Intraoralscannern, die auch in der vorliegenden Studie verwendet wurden, den Intraoralscanner Lava True Definition und den Laborscan eines Gipsmodells. Letzterer erzielte für die marginale Diskrepanz einen Mittelwert von 113µm, während der Lava True Definition einen Mittelwert von 88µm erreichte.^[14] Dies ist konform mit den Ergebnissen, welche die Intraoralscanner in der vorliegenden Studie erzielten. *Zarauz et al.* zeigten in ihrer Untersuchung für den Intraoralscanner iTero eine mittlere marginale Passung von 80,29µm. Für den Laborscan eines Gipsmodells erzielten sie mit 133,51µm einen signifikant höheren Mittelwert.^[191] *Brawek et al.* untersuchten im Vergleich zum Intraoralscanner CEREC AC auch Lava COS und ermittelten für letzteren eine mittlere marginale Diskrepanz von 51µm.^[18] Auch *Syrek et al.* untersuchten den Intraoralscanner Lava COS und verglichen die marginale Passung darauf basierender Restaurationen mit der des Laborscans eines Gipsmodells. Die Mediane betragen für Lava COS 49µm und für den Laborscan 71µm.^[165] Im Vergleich zu den in-vitro Ergebnissen desselben Intraoralscanners, die sich in einem Bereich von 48µm bis 109µm bewegten, ist dieses Ergebnis als außerordentlich gut zu einzustufen. Insgesamt zeigte der Intraoralscanner Lava COS mit Werten zwischen 49µm bis 61µm in-vivo bessere Ergebnisse als in-vitro.^[2, 18, 165] Die Intraoralscanner Lava True Definition und iTero erzielten in-vivo Werte um 80µm und 88µm.^[14, 191] Diese Ergebnisse entsprechen denen der vorliegenden Studie, auch wenn andere Modelle mit anderen Aquisitionsprinzipien untersucht

wurden. Restaurationen auf der Grundlage des Laborscans eines Gipsmodells erzielten in-vivo marginale Passungen von $71\mu\text{m}$ bis $133\mu\text{m}$.^[10, 14, 165, 191]

Insgesamt zeigen die verschiedenen Untersuchungen zu digitalen Abformmethoden sehr heterogene Ergebnisse. Tendenzen lassen sich jedoch erkennen. Restaurationen die auf Basis eines Intraoralscans hergestellt wurden, zeigten überwiegend marginale Diskrepanzen, die der Größenordnung derer der vorliegenden Studie entsprachen. Da sich die Werte mehrheitlich im von der DGZMK^[177] gesetzten Rahmen befanden, kann eine Empfehlung für den klinischen Einsatz von Intraoralscannern ausgesprochen werden. Studien, die die Passgenauigkeit von Kronen untersuchten, die auf dem konventionellen Herstellungsweg gefertigt wurden, erzielten vergleichbare Ergebnisse.^[4, 121] Die intraorale Digitalisierung stellt mittlerweile also eine Alternative zum konventionellen Herstellungsweg dar. Restaurationen, denen der Laborscan eines Gipsmodells zu Grunde lag, erzielten etwas schlechtere marginale Passungen. Doch auch diese Ergebnisse waren größtenteils noch als klinisch akzeptabel einzustufen. Die Passung von Restaurationen, die auf Basis des Laborscans einer konventionellen Abformung hergestellt wurden, wurde bisher nur in-vitro untersucht und erzielten dort klinisch akzeptable marginale Passungen. Die Ergebnisse der vorliegenden in-vivo Studie unterscheiden sich jedoch stark davon. Die Vermutung liegt nahe, dass die Vielzahl klinischer Faktoren, welche in einem in-vivo Studienaufbau unweigerlich Einfluss nehmen, dafür verantwortlich ist. Weitere in-vivo Studien sind notwendig, um die Ergebnisse der vorgestellten Studie zu validieren.

6.3 Schlussfolgerung

Der Fokus der vorliegenden Studie lag auf der klinischen Genauigkeit der indirekten Digitalisierung einer konventionellen Abformung im Hinblick auf die marginale Passgenauigkeit daraus resultierender Restaurationen. Die Auswertung der Replika zeigte statistisch signifikante Unterschiede zwischen dem indirekten Laborscan einer konventionellen Abformung und der direkten Digitalisierung mittels Intraoralscanner.

Zwischen den zwei untersuchten Intraoralscannern CEREC AC Omnicam und Cara TRIOS war kein statistisch signifikanter Unterschied festzustellen. Beide Systeme ermöglichten die Herstellung von Restaurationen mit einer akzeptablen Passgenauigkeit von $100\mu\text{m}$ und kleiner. Trotz der inhomogenen Studienlandschaft lassen sich in den Literatur vergleichbare Ergebnisse finden, sodass davon auszugehen ist, dass beide Intraoralscanner auch im klinischen Einsatz bei der Herstellung von Einzelzahnrestaurationen konsequent und zuverlässig arbeiten.

Im Gegensatz dazu zeigte der indirekte Laborscan einer konventionellen Abformung in-vivo mit einem Mittelwert von $143,29\mu\text{m}$ ($\pm 100,71\mu\text{m}$) deutlich höhere Werte, die klinisch als grenzwertig einzustufen sind. Die hohe Standardabweichung von $100,71\mu\text{m}$ deutet außerdem darauf hin, dass diese Methode hier keine zuverlässigen Resultate erzielte. In-vitro Untersuchungen zu dieser Abformmethode zeigten deutlich bessere Ergebnisse, sodass zu vermuten ist, dass die Technik grundsätzlich dazu in der Lage ist, die Situation mit einer ausreichenden Genauigkeit zu erfassen. Wieso es in-vivo zu Schwierigkeiten, besonders im Front- und Eckzahngebiet kam, lässt sich nur mutmaßen. Die Individualitäten der Patienten, das Abformmaterial oder die Methode stellen denkbare Ansatzpunkte dar. Es sind zunächst weitere Studien notwendig, um die Ergebnisse der vorliegenden Studie zu validieren.

Die Nullhypothese muss folglich verworfen werden, da der Laborscan einer konventionellen Abformung im Vergleich zu der Digitalisierung mit zwei verschiedenen Intraoralscannern statistisch signifikant schlechtere Ergebnisse erzielte. Die marginale Diskrepanz, die mithilfe des direkten Laborscans in dieser Studie erzielbar war, lässt schlussfolgern, dass diese Methode für den klinischen Einsatz derzeit nicht zu empfehlen ist und keine Alternative zur konventionellen oder intraoralen digitalen Abformung darstellt.

Die guten Ergebnisse vorangegangener in-vitro Untersuchungen deuten jedoch auf das Potential der Methode hin, sodass eine Weiterentwicklung dieser in Bezug auf die Genauigkeit der Datenakquisition wünschenswert wäre.

7 Zusammenfassung

Das Ziel dieser in-vivo Studie war es, die marginale Diskrepanz von Zirkoniumoxid-Käppchen, die mithilfe zwei direkter und einer indirekten digitalen Abformmethode hergestellt wurden, miteinander zu vergleichen.

Insgesamt wurden bei 23 Patienten 63 Zähne zur Aufnahme einer Kronenrestauration präpariert und nachfolgend intraoral digitalisiert sowie konventionell abgeformt. Hierfür wurden die zwei Intraoralscanner CEREC AC Omnicam und Cara TRIOS verwendet. Die konventionelle Abformung wurde mit dem scanbaren A-Silikon Flexitime fast&scan nach der Korrektur-Technik ausgeführt und anschließend mit dem Laborscanner D700 indirekt digitalisiert. Auf Grundlage der resultierenden Datensätze wurden Offset-Käppchen aus Zirkoniumoxid gefräst. Für die Erhebung der marginalen Diskrepanz wurden Replika der Käppchen hergestellt und unter einem digitalen Mikroskop vermessen.

Die statistische Auswertung zeigte keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Intraoralscannern CEREC AC Omnicam (Mittelwert: $86,09\mu\text{m} \pm 61,46\mu\text{m}$) und Cara TRIOS (Mittelwert: $88,95\mu\text{m} \pm 54,46\mu\text{m}$). Dahingegen war zwischen den Intraoralscannern und dem Laborscan der konventionellen Abformung (Mittelwert: $143,29\mu\text{m} \pm 100,71\mu\text{m}$) ein statistisch signifikanter Unterschied festzustellen. Beide Intraoralscanner erzielten Werte für die marginale Diskrepanz, die der Forderung der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde,^[177] dass der Randspalt unter $100\mu\text{m}$ betragen soll, gerecht werden. Der Laborscan der konventionellen Abformung musste jedoch mit durchschnittlich deutlich höheren Werten als klinisch nicht mehr akzeptabel eingestuft werden.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass sich mithilfe der zwei Intraoralscanner im klinischen Umfeld Einzelzahn-Restaurationen mit einer guten Passgenauigkeit herstellen lassen, sofern die Präparationsgrenze gut einsehbar und trocken zu halten ist. Die Methode des indirekten Laborscans einer konventionellen Abformung stieß im klinischen Studienaufbau an ihre Grenzen und führte zu Restaurationen mit zu großen Randspalten. Eine Verbesserung dieser Methode wäre also wünschenswert.

Summary

This in-vivo study aimed at comparing the marginal discrepancy of zirconia copings, manufactured on the basis of two direct and one indirect digital impression method.

A total of 63 teeth in 23 patients were prepared for receiving full-coverage crowns. Subsequently these teeth were scanned intraorally using CEREC AC Omnicam and Cara TRIOS and a conventional impression was taken with the PVS Flexitime fast&scan, implementing a two-step putty-wash technique. The conventional impression was then digitized extraorally using the laboratory scanner D700. Zirconia copings were manufactured on the basis of all resulting datasets. In the following silicone-replica of the copings were produced and sectioned for the measurement of the marginal discrepancy under a digital microscope at 200-300 magnification.

The statistical analysis showed no significant differences between the two intraoral scanners CEREC AC Omnicam ($86.09\mu\text{m} \pm 61.46\mu\text{m}$) and Cara TRIOS ($88.95\mu\text{m} \pm 54.46\mu\text{m}$). However, the comparison of the intraoral scans and the laboratory scan of the conventional impression ($143.29\mu\text{m} \pm 100.71\mu\text{m}$) demonstrated statistically significant differences. Both intraoral scanners achieved marginal discrepancy below $100\mu\text{m}$, which met the requirements of the DGZMK,^[177] whereas the laboratory scan exhibited considerably higher values, which exceeded the requirements and therefore classified as clinically not acceptable.

Concluding the above, it is possible to state that intraoral scanners allow the production of single-tooth-restorations with an adequate marginal fit, provided that the finish line is visible and can be kept dry. The method of digitizing a conventional impression using a laboratory scanner seemed to have reached its limits in the clinical environment, as it lead to vast marginal gaps in the copings. A future improvement of the latter method would therefore be favorable.

8 Literaturverzeichnis

1. Abdel-Azim T , Rogers K , Elathamna E , Zandinejad A , Metz M, Morton D. Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent* 114: 554-559, 2015.
2. Ahrberg D , Lauer HC , Ahrberg M, Weigl P. Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAM fabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalization: a double-blinded, randomized clinical trial. *Clin Oral Investig* 20: 291-300, 2015.
3. Almeida e Silva JS , Erdelt K , Edelhoff D , Araujo E , Stimmelmayer M , Vieira LC, Guth JF. Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig* 18: 515-523, 2014.
4. An S , Kim S , Choi H , Lee JH, Moon HS. Evaluating the marginal fit of zirconia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. *J Prosthet Dent* 112: 1171-1175, 2014.
5. Andersson M , Razzoog ME , Oden A , Hegenbarth EA, Lang BR. Procera: A new way to achieve an all-ceramic crown. *Quintessence Int* 29: 285-296, 1998.
6. Bader F, Setz J. Benetzbarkeit und Wiedergabegenauigkeit von Abformmassen. *Dtsch Zahnärztl Z* 46: 346-348, 1991.
7. Bader JD , Rozier RG , McFall WT, Jr., Ramsey DL. Effect of crown margins on periodontal conditions in regularly attending patients. *J Prosthet Dent* 65: 75-79, 1991.
8. Baharav H , Kupersmidt I , Laufer BZ, Cardash HS. The effect of sulcular width on the linear accuracy of impression materials in the presence of an undercut. *Int J Prosthodont* 17: 585-589, 2004.
9. Barry K , Norling BK, Reisbick MH. The effect of nonionic surfactants on bubble entrapment in elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent* 42: 342-347, 1979.
10. Berrendero S , Salido MP , Valverde A , Ferreiroa A, Pradies G. Influence of conventional and digital intraoral impressions on the fit of CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Investig* [Epub ahead of print 23. Jan. 2016], 2016.
11. Beschmidt SM, Strub JR. Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 26: 582-593, 1999.

12. Beuer F , Aggstaller H , Richter J , Edelhoff D, Gernet W. Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence Int* 40: 243-250, 2009.
13. Beuer F , Schweiger J, Edelhoff D. Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 204: 505-511, 2008.
14. Boeddinghaus M , Breloer ES , Rehmann P, Wostmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig* 19: 2027-2034, 2015.
15. Boening KW , Walter MH, Schuette U. Clinical significance of surface activation of silicone impression materials. *J Dent* 26: 447-452, 1998.
16. Boening KW , Wolf BH , Schmidt AE , Kastner K, Walter MH. Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 84: 419-424, 2000.
17. Borba M , Cesar PF , Griggs JA, Della Bona A. Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater* 27: 1119-1126, 2011.
18. Brawek PK , Wolfart S , Endres L , Kirsten A, Reich S. The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow--the comparison of two systems. *Clin Oral Investig* 17: 2119-2125, 2013.
19. Breloer ES. Studie zur Passgenauigkeit von Zirkoniumoxidkappchen auf Basis eines direkten und eines indirekten Scans präparierter Zähne. Med Diss Gießen, 2015.
20. Caputi S, Varvara G. Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 99: 274-281, 2008.
21. Carrotte PV , Johnson A, Winstanley RB. The influence of the impression tray on the accuracy of impressions for crown and bridge work--an investigation and review. *Br Dent J* 185: 580-585, 1998.
22. Carvalhal CI , Mello JA , Sobrinho LC , Correr AB, Sinhorette MA. Dimensional change of elastomeric materials after immersion in disinfectant solutions for different times. *J Contemp Dent Pract* 12: 252-258, 2011.
23. Chai J, Pang IC. A study of the "thixotropic" property of elastomeric impression materials. *Int J Prosthodont* 7: 155-158, 1994.

24. Chee WW, Donovan TE. Fine detail reproduction of very high viscosity poly(vinyl siloxane) impression materials. *Int J Prosthodont* 2: 368-370, 1989.
25. Chen SY , Liang WM, Chen FN. Factors affecting the accuracy of elastometric impression materials. *J Dent* 32: 603-609, 2004.
26. Christensen GJ. What category of impression material is best for your practice? *J Am Dent Assoc* 128: 1026-1028, 1997.
27. Conrad HJ , Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent* 98: 389-404, 2007.
28. Contrepois M , Soenen A , Bartala M, Laviolle O. Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent* 110: 447-454, 2013.
29. Cook KT, Fasbinder DJ. Accuracy of CAD/CAM crown fit with infrared and LED cameras. *Int J Comput Dent* 15: 315-326, 2012.
30. Craig RG. Evaluation of an automatic mixing system for an addition silicone impression material. *J Am Dent Assoc* 110: 213-215, 1985.
31. Craig RG. Review of dental impression materials. *Adv Dent Res* 2: 51-64, 1988.
32. Craig RG , Powers JM, Wataha JC. Zahnärztliche Werkstoffe - Eigenschaften und Verarbeitung. Urban & Fischer, München, 2006.
33. Cullen DR , Mikesell JW, Sandrik JL. Wettability of elastomeric impression materials and voids in gypsum casts. *J Prosthet Dent* 66: 261-265, 1991.
34. de Camargo LM , Chee WW, Donovan TE. Inhibition of polymerization of polyvinyl siloxanes by medicaments used on gingival retraction cords. *J Prosthet Dent* 70: 114-117, 1993.
35. DeLong R , Pintado MR , Ko C-C , Hodges JS, Douglas WH. Factors influencing optical 3D scanning of vinyl polysiloxane impression materials. *J Prosthodont* 10: 78-85, 2001.
36. Derrien G, Le Menn G. Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. *J Prosthet Dent* 74: 1-7, 1995.
37. Donath K, Roth K. Histologisch-morphometrische Studie zur Bestimmung des zervikalen Randschlusses von Einzel-und Pfeilerkronen. *Z Stomatol* 84: 53-73, 1987.

38. Donovan TE, Chee WW. A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am* 48: 445-470, 2004.
39. Dreyer Jorgensen K. Prüfergebnisse zahnärztlicher Gußverfahren. *Dtsch Zahnärztl Z* 13: 461-468, 1956.
40. Duret F. *Empreinte Optique* Université Claude Bernard, 1973.
41. Ender A, Mehl A. Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent* 16: 11-21, 2013.
42. Euán R , Figueras-Alvarez O , Cabratosa-Termes J, Oliver-Parra R. Marginal adaptation of zirconium dioxide copings: influence of the CAD/CAM system and the finish line design. *J Prosthet Dent* 112: 155-162, 2014.
43. Fahmy NZ. Influence of veneering materials on the marginal fit and fracture resistance of an alumina core system. *J Prosthodont* 20: 45-51, 2011.
44. Fasbinder DJ. Computerized technology for restorative dentistry. *Am J Dent* 26: 115-120, 2013.
45. Fenske C , Sodat Khonsari MR, Jüde HD. Der Einfluss verschiedener Abformtechniken auf die Dimensionstreue von Modellstümpfen. *Dtsch Zahnärztl Z* 56: 35-38, 2001.
46. Fenske C , Sodat Khonsari MR , Stroink M, Jüde HD. Einfluss des Präparationswinkels auf die Dimensionstreue von Modellstümpfen unter Berücksichtigung der Abformtechnik. *ZWR* 109: 381-386, 2000.
47. Gardner FM. Margins of complete crowns--literature review. *J Prosthet Dent* 48: 396-400, 1982.
48. Geiselhoeringer H, Holst S. CAD CAM goes on. *digital_dental news* 3: 56-59, 2009.
49. Gelbard S , Aoskar Y , Zalkind M, Stern N. Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal castings. *J Prosthet Dent* 71: 1-6, 1994.
50. Gernet W, Mitteldorf J. Untersuchung über die Realisierbarkeit des supragingival gelegenen Kronenrandes. *Dtsch Zahnärztl Z* 39: 761 -763, 1984.
51. Geurtsen W. Der Kronen-und Füllungsrand. *Dtsch Zahnärztl Z* 45: 380-386, 1990.
52. Goldman M , Laosonthorn P, White RR. Microleakage-Full Crowns and the Dental Pulp. *J Endod* 18: 473-475, 1992.

53. Grasso JE , Nalbandian J , Sanford C, Bailit H. Effect of restoration quality on periodontal health. *J Prosthet Dent* 53: 14-19, 1985.
54. Groten M , Axmann D , Probster L, Weber H. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 83: 40-49, 2000.
55. Groten M , Girthofer S, Probster L. Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil* 24: 871-881, 1997.
56. Güth JF , Beuer F , Brandl S , M. R , Schweiger J, Edelhoff D. Computer Aided Impressioning - Die Zukunft der Abformung? *digital_dental news* 4: 26-38, 2010.
57. Hamalian TA , Nasr E, Chidiac JJ. Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont* 20: 153-160, 2011.
58. Häusler G, Ettl P. Über die kluge Auswahl und Anwendung optischer 3D-Sensoren. *Photonik* 5: 2-5, 2004.
59. Hedderich J, Sachs L. Angewandte Statistik. Springer Spektrum, Berlin, Heidelberg, 2016.
60. Heitlinger PD, Roedder F: Verfahren zur Herstellung von Zahnersatz und Vorrichtung zur Durchfuehrung des Verfahrens. Deutsches Patent- und Markenamt: DE2936847 A1, 1981.
61. Hoffmann-Axthelm W. Die Geschichte der Zahnheilkunde. Quintessenz Verlag, Berlin, 1985.
62. Hollenbeck K , Attin T, Van der Poel M. Dental Lab 3D Scanners - How they work and what works best: 3Shape Technology Research, Copenhagen, 2012.
63. Holmes JR , Bayne SC , Holland GA, Sulik WD. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 62: 405-408, 1989.
64. Hondrum SO. Tear and energy properties of three impression materials. *Int J Prosthodont* 7: 517-521, 1994.
65. Hoyos A, Soderholm KJ. Influence of tray rigidity and impression technique on accuracy of polyvinyl siloxane impressions. *Int J Prosthodont* 24: 49-54, 2011.
66. Hung SH , Purk JH , Tira DE, Eick JD. Accuracy of one-step versus two-step putty wash addition silicone impression technique. *J Prosthet Dent* 67: 583-589, 1992.

67. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival crown margin configurations: a review and discussion. Part I: Terminology and widths. *J Prosthet Dent* 64: 548-552, 1990.
68. Hunter AJ, Hunter AR. Gingival margins for crowns: a review and discussion. Part II: Discrepancies and configurations. *J Prosthet Dent* 64: 636-642, 1990.
69. Idris B , Houston F, Claffey N. Comparison of the dimensional accuracy of one- and two-step techniques with the use of putty/wash addition silicone impression materials. *J Prosthet Dent* 74: 535-541, 1995.
70. International Organization for Standardization. ISO 6873 for Gypsum Products. Technical Committee TC 106/SC 2, 2013.
71. International Organization for Standardization. ISO 4823 for Elastomeric Impression Materials. Technical Committee TC 106/SC 2, 2015.
72. Intraorale Scanner. *digital dental magazin*: 50-55, 2015.
73. Ireland AJ , McNamara C , Clover MJ , House K , Wenger N , Barbour ME , Alemzadeh K , Zhang L, Sandy JR. 3D surface imaging in dentistry - what we are looking at. *Br Dent J* 205: 387-392, 2008.
74. Jacobs MS, Windeler AS. An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent* 65: 436-442, 1991.
75. Jähne B. Digitale Bildverarbeitung. Springer, Berlin, Heidelberg, 2012.
76. Jeon JH , Kim HY , Kim JH, Kim WC. Accuracy of 3D white light scanning of abutment teeth impressions: evaluation of trueness and precision. *J Adv Prosthodont* 6: 468-473, 2014.
77. Jokstad A. Clinical trial of gingival retraction cords. *J Prosthet Dent* 81: 258-261, 1999.
78. Kachalia PR, Geissberger MJ. Dentistry a la carte: in-office CAD/CAM technology. *J Calif Dent Assoc* 38: 323-330, 2010.
79. Kahn RL, Donovan TE. A pilot study of polymerization inhibition of poly (vinyl siloxane) materials by latex gloves. *Int J Prosthodont* 2: 128-130, 1989.
80. Kappert HF, Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Thieme, Stuttgart, 2008.

81. Karlsson S. A clinical evaluation of fixed bridges, 10 years following insertion. *J Oral Rehabil* 13: 423-432, 1986.
82. Keul C , Stawarczyk B , Erdelt KJ , Beuer F , Edelhoff D, Guth JF. Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization--a laboratory study. *Dent Mater* 30: 400-407, 2014.
83. Klein H, Weck M. Entwicklung eines Systems zur Digitalisierung von Zahnpräparationen. In: *Zukunftsweisende Anwendungen integrierter Sensorsysteme*. VDI-Verlag, Düsseldorf, 2000, p. 85-100.
84. Korkut L , Cotert HS, Kurtulmus H. Marginal, internal fit and microleakage of zirconia infrastructures: an in-vitro study. *Oper Dent* 36: 72-79, 2011.
85. Kosyfaki P , del Pilar Pinilla Martin M, Strub JR. Relationship between crowns and the periodontium: a literature update. *Quintessence Int* 41: 109-126, 2010.
86. Kugel G , Swift EJ, Jr. , Sorensen JA , Tucker JH, Dunne JT, Jr. A prospective clinical evaluation of electronically mixed polyvinyl siloxane impression materials: results from the prosthetic "SuperStudy"- a consumer evaluation. *Compend Contin Educ Dent Suppl*: 3-21, 1999.
87. Kühmstedt P, Hintersehr J. Optische 3D-Messtechnik im Dentalbereich. *digital_dental news* 9: 40-45, 2008.
88. Heraeus Kulzer: 3shape D700/710 Modell- und Abdruckscanner. Link: http://cara-kulzer.de/de/de/scanner_2/3shape_lab_scanners/d700_710/3shape_d700_710_modell_und_abdruckscanner.html. (aktualisiert am: 16.01.2016)
89. Heraeus Kulzer: Intraoralscanner Cara TRIOS. Link: http://cara-kulzer.de/de/de/scanner_2/trios/intraoralscanner_cara_trios_1.html. (aktualisiert am: 05.02.2016)
90. Kurbad A. Impression-free production techniques. *Int J Comput Dent* 14: 59-66, 2011.
91. Kurz M , Attin T, Mehl A. Influence of material surface on the scanning error of a powder-free 3D measuring system. *Clin Oral Investig* 19: 2035-2043, 2015.
92. Lacy AM , Fukui H , Bellman T, Jendresen MD. Time-dependent accuracy of elastomer impression materials. Part II: Polyether, polysulfides, and polyvinylsiloxane. *J Prosthet Dent* 45: 329-333, 1981.

93. Laufer BZ , Baharav H, Cardash HS. The linear accuracy of impressions and stone dies as affected by the thickness of the impression margin. *Int J Prosthodont* 7: 247-252, 1994.
94. Laurent M , Scheer P , Dejou J, Laborde G. Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns-validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil* 35: 116-122, 2008.
95. Lee IK , DeLong R , Pintado MR, Malik R. Evaluation of factors affecting the accuracy of impressions using quantitative surface analysis. *Oper Dent* 20: 246-252, 1995.
96. Lee KB , Park CW , Kim KH, Kwon TY. Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems. *Dent Mater J* 27: 422-426, 2008.
97. Lee WS , Kim WC , Kim HY , Kim WT, Kim JH. Evaluation of different approaches for using a laser scanner in digitization of dental impressions. *J Adv Prosthodont* 6: 22-29, 2014.
98. Lehmann KM. Zahnärztliche Propädeutik - Einführung in die Zahnheilkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2011.
99. Logozzo S , Franceschini G , Kilpelä A , Caponi M , Governi L, Blois L. A Comparative Analysis Of Intraoral 3D Digital Scanners for Restorative Dentistry. *The Internet Journal of Medical Technology* 5: 1-18, 2008.
100. Logozzo S , Zanetti EM , Franceschini G , Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics – Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Optics and Lasers in Engineering* 54: 203-221, 2014.
101. Luthardt R. Randomisierte, kontrollierte klinische Studie zur dreidimensionalen Abformgenauigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 56: 603-607, 2001.
102. Luthardt R. Die Genauigkeit zahnärztlicher Abformungen für festsitzenden Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z* 59: 372-380, 2004.
103. Luthardt R , Weber A , Rudolph H , Schone C , Quaas S, Walter M. Design and production of dental prosthetic restorations: basic research on dental CAD/CAM technology. *Int J Comput Dent* 5: 165-176, 2002.
104. Luthardt RG , Koch R , Rudolph H, Walter MH. Qualitative computer aided evaluation of dental impressions in vivo. *Dent Mater* 22: 69-76, 2006.
105. Mandikos MN. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J* 43: 428-434, 1998.

106. Martinez JE , Combe EC, Pesun IJ. Rheological properties of vinyl polysiloxane impression pastes. *Dent Mater* 17: 471-476, 2001.
107. Marxkors R. Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2000.
108. Marxkors R, Meiners H. Taschenbuch der zahnärztliche Werkstoffkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2005.
109. May KB , Russell MM , Razzoog ME, Lang BR. Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 80: 394-404, 1998.
110. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 131: 107-111, 1971.
111. Mehl A , Blanz V, Hickel R. Biogeneric tooth: a new mathematical representation for tooth morphology in lower first molars. *Eur J Oral Sci* 113: 333-340, 2005.
112. Mehl A , Ender A , Mormann W, Attin T. Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. *Int J Comput Dent* 12: 11-28, 2009.
113. Meschede D. Optik, Licht und Laser. Vieweg + Teubner, Wiesbaden, 2008.
114. Millar BJ , Dunne SM, Robinson PB. In vitro study of the number of surface defects in monophasic and two-phase addition silicone impressions. *J Prosthet Dent* 80: 32-35, 1998.
115. Millstein P , Maya A, Segura C. Determining the accuracy of stock and custom tray impression/casts. *J Oral Rehabil* 25: 645-648, 1998.
116. Miyazaki T , Hotta Y , Kunii J , Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J* 28: 44-56, 2009.
117. Mondelli J , Ishikiriama A, Galan J. Marginal microleakage in cemented complete crowns. *J Prosthet Dent* 40: 632-636, 1978.
118. Mörmann WH. The evolution of the CEREC system. *J Am Dent Assoc* 137: 7-13, 2006.
119. Mously HA , Finkelman M , Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. *J Prosthet Dent* 112: 249-256, 2014.

120. 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. *J Prosthodont* 22: 419-428, 2013.
121. Ng J , Ruse D, Wyatt C. A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. *J Prosthet Dent* 112: 555-560, 2014.
122. Nissan J , Gross M , Shifman A, Assif D. Effect of wash bulk on the accuracy of polyvinyl siloxane putty-wash impressions. *J Oral Rehabil* 29: 357-361, 2002.
123. Nissan J , Laufer BZ , Brosh T, Assif D. Accuracy of three polyvinyl siloxane putty-wash impression techniques. *J Prosthet Dent* 83: 161-165, 2000.
124. Noack T , Balkenhol M , Ferger P, Wöstmann B. Klinisch erreichbare Abformgenauigkeit von A-Silikonem. *Dtsch Zahnärztl Z* 59: 590-592, 2004.
125. Noack T , Balkenhol M, Wöstmann B. Möglichkeiten und Grenzen der Doppelmischabformung bei prothetischer Versorgung. *ZWR* 113: 451-454, 2004.
126. Noonan JE , Goldfogel MH, Lambert RL. Inhibited set of the surface of addition silicones in contact with rubber dam. *Oper Dent* 10: 46-48, 1985.
127. Norušis M. IBM SPSS Statistics 19 Advanced Statistical Procedures Companion. Prentice Hall, Chicago, 2012.
128. Orth U, Wedler V: Method for obtaining a position match of 3D data sets in a dental CAD/CAM system. United States patent: US20060204078 A1, 2006.
129. Perakis N , Belser UC, Magne P. Final impressions: a review of material properties and description of a current technique. *Int J Periodontics Restorative Dent* 24: 109-117, 2004.
130. Persson A , Andersson M , Oden A, Sandborgh-Englund G. A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent* 95: 194-200, 2006.
131. Persson AS , Oden A , Andersson M, Sandborgh-Englund G. Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater* 25: 929-936, 2009.
132. Persson M , Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent* 74: 223-229, 1995.
133. Petrie CS , Walker MP , O'Mahony A M, Spencer P. Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist, and wet conditions. *J Prosthet Dent* 90: 365-372, 2003.

134. Pilo R, Cardash HS. In vivo retrospective study of cement thickness under crowns. *J Prosthet Dent* 79: 621-625, 1998.
135. Pratten DH, Craig RG. Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material. *J Prosthet Dent* 61: 197-202, 1989.
136. Quaas S , Loos R , Sporbeck RG, Luthardt R. Analyse des Einflusses der Puderapplikation auf die Genauigkeit optischer Digitalisierungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 60: 96-98, 2005.
137. Quaas S , Rudolph H, Luthardt RG. Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent* 35: 903-908, 2007.
138. Quaas SR, H. Kommunikation ist alles - Schnittstellen der CAD/CAM Systeme. *digital_dental news* 1: 20-23, 2007.
139. Rahmé HY , Tehini GE , Adib SM , Ardo AS, Rifai KT. In vitro evaluation of the "replica technique" in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract* 9: 25-32, 2008.
140. Ramfjord SP. Periodontal aspects of restorative dentistry. *J Oral Rehabil* 1: 107-126, 1974.
141. Rehmann P , Schierz S , Gohlke HL , Winkler G, Wöstmann B. Präzisionsabformung. *DFZ* 54: 67-79, 2010.
142. Rehmann P , Sichwardt V, Wöstmann B. Maintenance of Intraoral scanning systems. *Int J Prosthodont*, 2016 (Accepted).
143. Reich S , Uhlen S , Gozdowski S, Lohbauer U. Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique. *Clin Oral Investig* 15: 521-526, 2011.
144. Reich S , Vollborn T , Mehl A, Zimmermann M. Intraoral optical impression systems - an overview. *Int J Comput Dent* 16: 143-162, 2013.
145. Reitemeier B , Hansel K , Walter MH , Kastner C, Toutenburg H. Effect of posterior crown margin placement on gingival health. *J Prosthet Dent* 87: 167-172, 2002.
146. Renne W , Wolf B , Kessler R , McPherson K, Mennito AS. Evaluation of the Marginal Fit of CAD/CAM Crowns Fabricated Using Two Different Chairside CAD/CAM Systems on Preparations of Varying Quality. *J Esthet Restor Dent* 27: 194-202, 2015.

147. Rudolph H , Graf MR , Kuhn K , Rupf-Kohler S , Eirich A , Edelmann C , Quaas S, Luthardt RG. Performance of dental impression materials: Benchmarking of materials and techniques by three-dimensional analysis. *Dent Mater J*, 2015.
148. Rudolph H , Quaas S, Luthardt RG. Matching point clouds: limits and possibilities. *Int J Comput Dent* 5: 155-164, 2002.
149. Rupf S , Rudolph H , Graf M , Edelmann C, Luthardt R. 3D-Precision of Dies Made with Different impression Materials and Techniques. *J Dent Res* 91 (Spec Iss A): 1203, 2012.
150. Sadat-Khonsari MR , Fenske C , Taghavi M, Jüde HD. Der Einfluss der Abzugsrichtung des Abformlöffels auf die Abformung präparierter Stümpfe. *Dtsch Zahnärztl Z* 54: 658-661, 1999.
151. Samet N , Shohat M , Livny A, Weiss EI. A clinical evaluation of fixed partial denture impressions. *J Prosthet Dent* 94: 112-117, 2005.
152. 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* 42: 677-683, 2014.
153. Schubinski P. Die digitale Abformung - Computer Aided Impressioning (CAI). Kurzreferate 2011 - 40 Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie eV, 2011.
154. Schwartz NL , Whitsett LD , Berry TG, Stewart JL. Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. *J Am Dent Assoc* 81: 1395-1401, 1970.
155. Schwenzler N, Ehrenfeld M. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde Band 1 Allgemeine Chirurgie. Thieme, Stuttgart, 2000.
156. Seelbach P , Brueckel C, Wostmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig* 17: 1759-1764, 2013.
157. Seelbach P , Winkler G , Rehmann P, Wöstmann B. Digitale Abformverfahren in der zahnärztlichen Praxis. *ZMK* 26: 2-5, 2010.
158. Shembesh M , Ali A , Finkelman M , Weber HP, Zandparsa R. An In Vitro Comparison of the Marginal Adaptation Accuracy of CAD/CAM Restorations Using Different Impression Systems. *J Prosthodont*, 2016.
159. Shen C. Impression Materials. In: *Phillip's Science of Dental Materials*, edited by Anusavice KJ. Saunders, London, 2003.

160. Siemer A , Balkenhol M , Trost M , Ferger P, Wöstmann B. Abformgenauigkeit von Doppelmischabformungen vs. Korrekturabformungen - eine 3D-Scan In-vitro-Studie. *Dtsch Zahnärztl Z* 59: 585-589, 2004.
161. Silness J. Periodontal conditions in patients treated with dental bridges. 3. The relationship between the location of the crown margin and the periodontal condition. *J Periodontal Res* 5: 225-229, 1970.
162. Sorensen SE , Larsen IB, Jorgensen KD. Gingival and alveolar bone reaction to marginal fit of subgingival crown margins. *Scand J Dent Res* 94: 109-114, 1986.
163. Spiekermann H. Zur marginalen Paßform von Kronen und Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 41: 1015-1019, 1986.
164. Su TS, Sun J. Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J Prosthodont* 9: 1-9, 2014.
165. Syrek A , Reich G , Ranftl D , Klein C , Cerny B, Brodesser J. Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 38: 553-559, 2010.
166. Takahashi H, Finger WJ. Effects of the setting stage on the accuracy of double-mix impressions made with addition-curing silicone. *J Prosthet Dent* 72: 78-84, 1994.
167. Tanaka J , Mukai N , Tanaka M, Tanaka M. Relationship between Cariogenic Bacteria and pH of Dental Plaque at Margin of Fixed Prosthesis. *Int J Dent*: 1-4, 2012.
168. Tapie L , Lebon N , Mawussi B , Fron Chabouis H , Duret F, Attal JP. Understanding dental CAD/CAM for restorations--the digital workflow from a mechanical engineering viewpoint. *Int J Comput Dent* 18: 21-44, 2015.
169. Tidehag P , Ottosson K, Sjogren G. Accuracy of ceramic restorations made using an in-office optical scanning technique: an in vitro study. *Oper Dent* 39: 308-316, 2014.
170. Tinschert J, Natt G. Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien, Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2007.
171. Tsitrou EA , Northeast SE, van Noort R. Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent* 35: 68-73, 2007.
172. Tuntiprawon M, Wilson PR. The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J* 40: 17-21, 1995.

-
173. Varvara G , Murmura G , Sinjari B , Cardelli P, Caputi S. Evaluation of defects in surface detail for monophasic, 2-phase, and 3-phase impression techniques: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 113: 108-113, 2015.
174. Walton JN , Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. *J Prosthet Dent* 56: 416-421, 1986.
175. Weyns W, De Boever J. Radiographic assessment of the marginal fit of cast restorations. *J Prosthet Dent* 51: 485-489, 1984.
176. White SN , Yu Z , Tom JF, Sangsurasak S. In vivo marginal adaptation of cast crowns luted with different cements. *J Prosthet Dent* 74: 25-32, 1995.
177. Wichmann M. Kronen und Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 54: 469-470, 1999.
178. Wichmann M , Borchers L, Limmroth E. Bestimmung der Abformgenauigkeit verschiedener Elastomere mit Hilfe einer 3D-Koordinatenmeßmaschine. *Dtsch Zahnärztl Z* 45: 499-502, 1990.
179. Wöstmann B. Klinische Bestimmungsvariablen bei der Abformung präparierter Zähne. *Stomatologie* 93: 51-57, 1996.
180. Wöstmann B. Wie genau lassen sich präparierte Zähne am Patienten abformen? *ZWR* 105: 247-250, 1996.
181. Wöstmann B. *Zum derzeitigen Stand der Abformung*. Habil.-Schrift Westfälische Wilhelms-Universität, Münster, 1998.
182. Wöstmann B. Abformung und Modellherstellung. In: *Kronen- und Brückenprothetik*, edited by Koeck B. Urban & Fischer, 1999, p. 133-163.
183. Wöstmann B. Die Abformung präparierter Zahnhartsubstanz. *Zahnärztl Mitt* 89: 1216-1225, 1999.
184. Wöstmann B. Die Abformung als Grundlage für eine langfristige prothetische Versorgung. *Zahnärztl Mitt* 95: 2856- 2863, 2005.
185. Wöstmann B , Blosser T , Gouentenoudis M , Balkenhol M, Ferger P. Influence of margin design on the fit of high-precious alloy restorations in patients. *J Dent* 33: 611-618, 2005.
186. Wöstmann B , Dohle A, Rettberg S. Zur Frage der in vivo erreichbaren Abformgenauigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 679-682, 1994.

187. Wöstmann B , Höing M, Ferger P. Vergleich von hand- und maschinengemischten Abformmassen (Pentamix-System). *Dtsch Zahnärztl Z* 53: 753-756, 1998.
188. Wöstmann B, Powers JM. Präzisionsabformung - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. 3M Espe, 2009.
189. Wöstmann B, Seelbach P. Abformung: konventionell oder digital? *Quintessenz* 63: 1567-1575, 2012.
190. Yang X , Sun YF , Tian L , Si WJ , Feng HL, Liu YH. Precision of digital impressions with TRIOS under simulated intraoral impression taking conditions. *Beijing Da Xue Xue Bao* 47: 85-89, 2015.
191. Zarauz C , Valverde A , Martinez-Rus F , Hassan B, Pradies G. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Investig* 20: 799-806, 2015.
192. Zimmermann M , Mehl A , Mörmann WH, Reich S. Intraoralscanner: eine aktuelle Übersicht. *Int J Comput Dent* 18: 101-129, 2015.

9 Anhang

9.1 Tabellen (Ergebnisteil)

Tab. 12: CEREC AC Omnicam - Kiefer im Vergleich

	Oberkiefer [μm] (N=33)	Unterkiefer [μm] (N=29)
Mittelwert	91,29	80,01
Standardabweichung	$\pm 71,69$	$\pm 46,35$
Median	67,50	67,00
Q1	48,00	48,00
Q3	108,50	99,00
Signifikanz	p=0,982	

Tab. 13: CEREC AC Omnicam - Zahntypen im Vergleich

Omnicam	Inzisivus [μm] (N=15)	Caninus [μm] (N=22)	Prämolar [μm] (N=16)	Molar [μm] (N=9)
Mittelwert	101,72	74,30	80,98	98,64
Standardabweichung	$\pm 76,485$	$\pm 53,66$	$\pm 53,46$	$\pm 60,20$
Median	74,50	59,00	65,00	83,50
Q1	51,75	47,00	46,00	65,75
Q3	128,50	89,00	109,00	121,00

Anhang

Tab. 14: CEREC AC Omnicam - Statistische Unterschiede zwischen den Zahntypen

	Inzisivus	Caninus	Prämolar	Molar
Inzisivus		p=0,346	p=0,729	p=1,000
Caninus	p=0,346		0,997	p=0,455
Prämolar	p=0,729	p=0,997		p=0,817
Molar	p=1,000	p=0,455	p=0,817	

Tab. 15: CEREC AC Omnicam - Messstellen im Vergleich

	vestibulär [μm]	distal [μm]	oral [μm]	mesial [μm]
Mittelwert	95,77	93,62	74,03	81,00
Standard- abweichung	$\pm 68,350$	$\pm 79,032$	$\pm 44,385$	$\pm 45,950$
Median	68,00	73,00	62,00	67,50
Q1	49,50	46,50	45,50	48,00
Q3	124,00	106,50	87,00	97,75

Tab. 16: CEREC AC Omnicam - Statistische Unterschiede zwischen den Messstellen

	vestibulär	distal	oral	mesial
vestibulär		p=0,996	p=0,132	p=0,833
distal	p=0,996		0,383	p=0,990
oral	p=0,132	p=0,383		p=0,816
mesial	p=0,833	p=0,990	p=0,816	

Anhang

Tab. 17: Cara TRIOS - Kiefer im Vergleich

Cara TRIOS	Oberkiefer [μm] (N=33)	Unterkiefer [μm] (N=30)
Mittelwert	82,61	95,97
Standardabweichung	$\pm 48,80$	$\pm 59,53$
Median	70,50	77,00
Q1	50,25	58,00
Q3	111,00	123,00
Signifikanz	p=0,650	

Tab. 18: Cara TRIOS - Zahntypen im Vergleich

	Inzisivus [μm] (N=16)	Caninus [μm] (N=22)	Prämolar [μm] (N=16)	Molar [μm] (N=9)
Mittelwert	89,45	79,43	81,79	123,83
Standardabweichung	$\pm 47,56$	$\pm 45,05$	$\pm 43,112$	$\pm 84,86$
Median	88,00	69,50	73,00	86,50
Q1	50,50	48,00	51,00	69,00
Q3	118,75	99,25	100,00	180,25

Tab. 19: Cara TRIOS - Statistische Unterschiede zwischen den Zahntypen

	Inzisivus	Caninus	Prämolar	Molar
Inzisivus		p=0,908	p=0,894	p=0,440
Caninus	p=0,908		p=1,000	p=0,066
Prämolar	p=0,894	p=1,000		p=0,081
Molar	p=0,440	p=0,066	p=0,081	

Anhang

Tab. 20: Cara TRIOS - Messstellen im Vergleich

	vestibulär [μm]	distal [μm]	oral [μm]	mesial [μm]
Mittelwert	90,86	84,62	93,16	87,13
Standardabweichung	$\pm 60,281$	$\pm 43,748$	$\pm 61,540$	$\pm 51,195$
Median	75,00	75,00	77,00	73,50
Q1	56,00	50,00	51,00	51,75
Q3	113,00	120,00	110,00	113,00

Tab. 21: Cara TRIOS - Statistische Unterschiede zwischen den Messstellen

	vestibulär	distal	oral	mesial
vestibulär		p=0,976	p=1,000	p=0,989
distal	p=0,976		p=0,995	p=1,000
oral	p=1,000	p=0,995		p=0,998
mesial	p=0,989	p=1,000	p=0,998	

Tab. 22: Laborscan der konventionellen Abformung - Kiefer im Vergleich

	Oberkiefer [μm] (N=31)	Unterkiefer [μm] (N=27)
Mittelwert	143,75	142,75
Standardabweichung	$\pm 94,73$	$\pm 107,76$
Median	115,00	112,00
Q1	80,00	62,00
Q3	178,00	201,00
Signifikanz	p=0,702	

Anhang

Tab. 23: Laborscan der konventionellen Abformung - Zahntypen im Vergleich

	Inzisivus [μm] (N=14)	Caninus [μm] (N=20)	Prämolar [μm] (N=15)	Molar [μm] (N=9)
Mittelwert	153,56	147,44	129,67	141,61
Standard-abweichung	$\pm 110,31$	$\pm 109,17$	$\pm 89,29$	$\pm 84,73$
Median	121,00	104,50	112,00	127,50
Q1	72,00	65,75	64,25	82,50
Q3	205,50	206,75	169,25	177,50

Tab. 24: Laborscan der konventionellen Abformung - Statistische Unterschiede zwischen den Zahntypen

	Inzisivus	Caninus	Prämolar	Molar
Inzisivus		p=0,999	p=0,981	p=1,000
Caninus	p=0,999		p=1,000	p=1,000
Prämolar	p=0,981	p=1,000		p=0,997
Molar	p=1,000	p=1,000	p=0,997	

Tab. 25: Laborscan der konventionellen Abformung - Messstellen im Vergleich

	vestibulär [μm]	distal [μm]	oral [μm]	mesial [μm]
Mittelwert	150,05	151,59	136,14	135,09
Standard-abweichung	$\pm 102,92$	$\pm 106,96$	$\pm 92,67$	$\pm 101,17$
Median	117,00	122,50	102,00	102,00
Q1	68,00	76,50	69,00	64,50
Q3	201,50	200,75	189,00	178,00

Anhang

Tab. 26: Laborscan der konventionellen Abformung - Statistische Unterschiede zwischen den Messstellen

	vestibulär	distal	oral	mesial
vestibulär		p=1,000	p=0,995	p=0,824
distal	p=1,000		p=0,990	p=0,777
oral	p=0,995	p=0,990		p=0,991
mesial	p=0,824	p=0,777	p=0,991	

Tab. 27: Statistische Unterschiede zwischen den Abformmethoden getrennt nach Kiefern

Oberkiefer			
	CEREC AC Omnica	Cara TRIOS	Laborscan der konv. Abformung
CEREC AC Omnica		p=0,938	p=0,000
Cara TRIOS	p=0,938		p=0,000
Laborscan der konv. Abformung	p=0,000	p=0,000	
Unterkiefer			
	CEREC AC Omnica	Cara TRIOS	Laborscan der konv. Abformung
CEREC AC Omnica		p=0,136	p=0,000
Cara TRIOS	p=0,136		p=0,000
Laborscan der konv. Abformung	p=0,000	p=0,000	

Tab. 28: Statistische Unterschiede zwischen den Abformmethoden getrennt nach Zahntypen

Inzisivus			
	CEREC AC Omnica	Cara TRIOS	Laborscan der konv. Abformung
CEREC AC Omnica		p=0,682	p=0,006
Cara TRIOS	p=0,682		p=0,000
Laborscan der konv. Abformung	p=0,006	p=0,000	
Caninus			
	CEREC AC Omnica	Cara TRIOS	Laborscan der konv. Abformung
CEREC AC Omnica		p=0,717	p=0,000
Cara TRIOS	p=0,717		p=0,000
Laborscan der konv. Abformung	p=0,000	p=0,000	
Prämolar			
	CEREC AC Omnica	Cara TRIOS	Laborscan der konv. Abformung
CEREC AC Omnica		p=0,933	p=0,000
Cara TRIOS	p=0,933		p=0,000
Laborscan der konv. Abformung	p=0,000	p=0,000	

Anhang

Molar			
	CEREC AC Omnica	Cara TRIOS	Laborscan der konv. Abformung
CEREC AC Omnica		p=0,320	p=0,028
Cara TRIOS	p=0,320		p=0,628
Laborscan der konv. Abformung	p=0,028	p=0,628	

Tab. 29: Vergleich der Abformmethoden insgesamt

	CEREC AC Omnica [µm] (N=62)	Cara TRIOS [µm] (N=63)	Laborscan der konv. Abformung [µm] (N=58)
Mittelwert	86,09	88,95	143,29
Standardabweichung	±61,46	±54,46	±100,71
Median	67,00	75,00	113,50
Q1	48,00	52,00	71,00
Q3	103,00	113,00	181,00

Tab. 30: Statistische Unterschiede zwischen den Abformmethoden insgesamt

	CEREC AC Omnicom	Cara TRIOS	Laborscan der konv. Abformung
CEREC AC Omnicom		p=0,694	p=0,000
Cara TRIOS	p=0,694		p=0,000
Laborscan der konv. Abformung	p=0,000	p=0,000	

9.2 Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Einteilung der Abformmaterialien	4
Tab. 2: Marktübersicht Intraoralscanner ^[93, 182]	23
Tab. 3: Methoden zur Bestimmung der marginalen Diskrepanz ^[28, 87]	31
Tab. 4: In-vitro Studien zur durch Intraoralscanner erzielbaren marginalen Diskrepanz	33
Tab. 5: In-vivo Studien zur durch Intraoralscanner erzielbaren marginalen Diskrepanz	35
Tab. 6: In-vitro Studien zur durch digitalisierte Abformungen erzielbaren marginalen Diskrepanz.....	36
Tab. 7: Verwendete Intraoralscanner	40
Tab. 8: Verwendete Abformmaterialien.....	42
Tab. 9: Laborscan	44
Tab. 10: Designparameter der Offset-Käppchen.....	46
Tab. 11: Materialien zur Herstellung der Replika.....	47
Tab. 12: CEREC AC Omnicam - Kiefer im Vergleich.....	96
Tab. 13: CEREC AC Omicam - Zahntypen im Vergleich.....	96
Tab. 14: CEREC AC Omnicam - Statistische Unterschiede zwischen den Zahntypen.....	97
Tab. 15: CEREC AC Omnicam - Messstellen im Vergleich	97
Tab. 16 CEREC AC Omnicam - Statistische Unterschiede zwischen den Messstellen	97
Tab. 17: Cara TRIOS - Kiefer im Vergleich.....	98
Tab. 18: Cara TRIOS - Zahntypen im Vergleich	98
Tab. 19: Cara TRIOS - Statistische Unterschiede zwischen den Zahntypen.....	98
Tab. 20: Cara TRIOS - Messstellen im Vergleich	99
Tab. 21: Cara TRIOS - Statistische Unterschiede zwischen den Messstellen	99
Tab. 22: Laborscan der konventionellen Abformung - Kiefer im Vergleich.....	99
Tab. 23: Laborscan der konventionellen Abformung - Zahntypen im Vergleich.....	100

Tab. 24: Laborscan der konventionellen Abformung - Statistische Unterschiede zwischen den Zahntypen.....	100
Tab. 25: Laborscan der konventionellen Abformung - Messstellen im Vergleich	100
Tab. 26: Laborscan der konventionellen Abformung - Statistische Unterschiede zwischen den Messstellen	101
Tab. 27: Statistische Unterschiede zwischen den Abformmethoden getrennt nach Kiefern .	101
Tab. 28: Statistische Unterschiede zwischen den Abformmethoden getrennt nach Zahntypen	102
Tab. 29: Vergleich der Abformmethoden insgesamt	103
Tab. 30: Statistische Unterschiede zwischen den Abformmethoden insgesamt	104

9.3 Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Konventioneller Arbeitsablauf ^[170]	12
Abb. 2: Digitaler Arbeitsablauf - indirektes und direktes Verfahren.....	16
Abb. 3: Aktive optische Triangulation.....	19
Abb. 4: D700 in offener Position ^[81]	21
Abb. 5: Konfokale Mikroskopie.....	25
Abb. 6: Terminologie zur Fehlpassung einer Restauration nach <i>Holmes et al.</i> ^[60]	30
Abb. 7: Ablauf der Untersuchung	38
Abb. 8: Screenshot einer Präparation des Zahnes 23 mit der CEREC AC Omnicam	41
Abb. 9: Screenshot derselben Präparation des Zahnes 23 mit dem Cara TRIOS	41
Abb. 10: Abformlöffel mit gekürztem Griff	43
Abb. 11: Korrekturabformung der Zähne 13 und 16	43
Abb. 12: Offset-Käppchen aus Zirkoniumoxid.....	46
Abb. 13: Replika ohne Offset-Käppchen	48
Abb. 14: Schnittstück in Puttymasse eingebettet	48
Abb. 15: Replika unter dem Mikroskop.....	49
Abb. 16: Selektion der Studienteilnehmer	52
Abb. 17: CEREC AC Omnicam - Marginale Diskrepanz der Kiefer getrennt	53
Abb. 18: CEREC AC Omnicam - Marginale Diskrepanz der einzelnen Zahntypen	54
Abb. 19: CEREC AC Omnicam - Marginale Diskrepanz der einzelnen Messstellen	54
Abb. 20: Cara TRIOS - Marginale Diskrepanz der Kiefer getrennt	55
Abb. 21: Cara TRIOS - Marginale Diskrepanz der einzelnen Zahntypen	56
Abb. 22: Cara TRIOS - Marginale Diskrepanz der einzelnen Messstellen	56
Abb. 23: Laborscan der konventionellen Abformung - Marginale Diskrepanz der Kiefer getrennt.....	57

Abb. 24: Laborscan der konventionellen Abformung - Marginale Diskrepanz der einzelnen Zahntypen..... 58

Abb. 25: Laborscan der konventionellen Abformung - Marginale Diskrepanz der einzelnen Messstellen..... 58

Abb. 26: Vergleich der marginalen Diskrepanz der Abformmethoden getrennt nach Kiefer 59

Abb. 27: Vergleich der marginalen Diskrepanz der Abformmethoden getrennt nach Zahntyp 60

Abb. 28: Vergleich der marginalen Diskrepanz Abformmethoden insgesamt 61

10 Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nichtveröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten sowie ethische, datenschutzrechtliche und tierschutzrechtliche Grundsätze befolgt. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, oder habe diese nachstehend spezifiziert. Die vorgelegte Arbeit wurde weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt und indirekt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Mit der Überprüfung meiner Arbeit durch eine Plagiatserkennungssoftware bzw. ein internetbasiertes Softwareprogramm erkläre ich mich einverstanden.“

Gießen, den 04.07.2016

Patricia Bosniac

11 Danksagung

Allen voran möchte ich mich bei *Herrn Prof. Dr. Bernd Wöstmann* bedanken. Als mein Doktorvater überließ er mir das Thema, ermöglichte die Durchführung der Versuche in seiner Abteilung und stand jederzeit für konstruktive Unterstützung bereit.

Herrn PD Dr. Peter Rehmann danke ich für die vielen gute Ratschläge, die Hilfestellungen und das Korrekturlesen der Arbeit.

Herrn Dr. Johannes Herrmann danke ich besonders für die exzellente Hilfe bei der statistischen Auswertung der Daten.

Meinen lieben Freunden und Kollegen *Christopher, Esther, Fabian, Holger, Johannes und Luisa* danke ich für die Aufmunterung, den fachlichen Austausch und allen anderen Sinn und Unsinn.

Besonderer Dank gilt *meinen Eltern* für ihre ausnahmslose Unterstützung und Aufmunterung während des Studiums, des Promotionsvorhabens und meines bisherigen Lebensweges.

Meinem Freund *Matthias* für das gründliche Korrekturlesen der Arbeit und den Beistand und die Zuneigung während des Studiums und der Dissertation.

