

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
(Prof. Dr. med. dent. Ralf Bürgers)
im Zentrum Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät der Universität Göttingen

**Vergleichende Analyse der internen und marginalen Passgenauigkeit
CAD/CAM-gefertigter Einzelkronen aus Zirkoniumdioxid produziert auf
Basis der konventionellen und digitalen Abformtechnik**

INAUGURAL–DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
für Zahnheilkunde
der Medizinischen Fakultät der
Georg-August-Universität zu Göttingen

vorgelegt von

Arthur Christian Heinitz

aus

St. Paul, Minnesota, USA

Göttingen 2016

Dekan: Prof. Dr. rer. nat. H. K. Krömer

I. Berichterstatter/in: PD Dr. med. dent. M. Rödiger

II. Berichterstatter/in: Prof. Dr. med. dent. M. Hülsmann

III. Berichterstatter/in:

Tag der mündlichen Prüfung: 10. August 2016

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	I
Abbildungsverzeichnis.....	III
Tabellenverzeichnis.....	V
Abkürzungsverzeichnis	VI
1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht	3
2.1 Die dentale Abformung.....	3
2.1.1 Konventionelle Abformung	3
2.1.1.1 Klassifizierung von dentalen Abformmaterialien	4
2.1.1.2 Systematik konventioneller Abformverfahren.....	5
2.1.1.2.1 Abformmethodik	5
2.1.1.2.2 Abformtechnik	6
2.1.1.3 Übersicht über die Eigenschaften von Abformmaterialien in der Literatur ..	7
2.1.1.4 Additionsvernetzende Silikone/ Polyvinylsiloxane.....	9
2.1.1.5 Polyether.....	10
2.1.2 Digitale Abformung.....	11
2.1.2.1 Intraoralscanner	12
2.1.2.2 cara TRIOS Intraoral Scanner	14
2.2 Zirkoniumdioxid	18
2.2.1 Klinische Materialeigenschaften	18
2.2.2 Werkstoffkunde	19
2.2.2.1 Gefügestruktur und Phasenumwandlungen.....	19
2.2.2.2 Pressverfahren.....	21
2.2.2.3 Weich- oder Hartbearbeitung nach dem Pressvorgang	22
2.2.3 Weiterverarbeitungsverfahren von Zirkoniumdioxid	23
2.2.3.1 Kopierfräsen und CAM	23
2.2.3.2 CAD/CAM	24
2.2.3.3 Chairside- Systeme	25
2.3. Passgenauigkeit.....	25
2.3.1 Marginale Passgenauigkeit	27
2.3.2 Interne Passgenauigkeit.....	31
2.3.3 Replikatechnik.....	34
3. Material und Methode.....	37
3.1 Patienten.....	37
3.2 Herstellung der Silikon-Replika in der Praxis.....	38

3.3	Pseudonymisierung.....	41
3.4	Weiterverarbeitung der Silikon-Replika im Labor.....	42
3.5	Die Gussform	43
3.6	Überschichten der Proben.....	44
3.7	Segmentieren der Proben	46
3.8	Messungen	49
3.8.1	Messpunkte der internen Passung	50
3.8.2	Messpunkte der marginalen Passung	51
3.9	Statistische Analyse	53
3.9.1	Interne Passung	53
3.9.2	Marginale Passung.....	54
3.9.3	Statistische Berechnungen mit MATLAB	54
3.9.3.1	Statistischer Hintergrund im Detail	54
3.9.3.2	Statistischer Vortest: Evaluation richtungsabhängiger Passungsunterschiede	56
3.9.3.3	Kongruenz zwischen Mittelwerten und Medianen	57
4.	Ergebnisse	59
4.1	Interne Passung	60
4.2	Marginale Passung.....	68
4.3	Ergebnisse der Vortests	71
4.4	Zusammenfassung der Ergebnisse	73
5.	Diskussion.....	75
5.1	Diskussion der Ergebnisse	75
5.1.1	Interne Passung	75
5.1.2	Marginale Passung.....	78
5.1.3	Vortests.....	82
5.2	Diskussion der Methodik	84
5.2.1	Verarbeitung der Silikon-Replika bis zum Schnitt	84
5.2.2	Segmentieren der Replika	89
5.2.3	Messungen der internen und marginalen Passung.....	89
5.2.4	Festlegung der Messpunkte der marginalen und internen Passung	91
5.2.5	Die Silikon-Replikatechnik	92
6.	Zusammenfassung.....	94
7.	Anhang.....	96
7.1	Abstract.....	96
7.2	Verwendete Materialien und Geräte	97
8.	Literaturverzeichnis	98

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Das Prinzip der konfokalen Mikroskopie.	15
Abbildung 2:	Verschiedene Stufen einer Kronenversorgung mit cara TRIOS	16
Abbildung 3:	Marginale Passung modifiziert nach Holmes et al. 1989.....	30
Abbildung 4:	Präparierter Zahn mit Aufbaufüllung	37
Abbildung 5:	Präparierter Zahn mit Aufbaufüllung nach dem Legen von Retraktionsfäden	38
Abbildung 6:	Digitales Modell in der 3shape Dental Designer Software.....	39
Abbildung 7:	Klinische Einprobe eines Kronengerüsts aus Zirkoniumdioxid	40
Abbildung 8:	Verwendete Replika	41
Abbildung 9:	Replikaabformung	42
Abbildung 10:	Konstruktionszeichnung der Gussform	43
Abbildung 11:	Die Gussform für die Überschichtung der Replika	43
Abbildung 12:	Replikaviertel unter dem Mikroskop	44
Abbildung 13:	Vorbereitende Schritte zur Überschichtung.....	45
Abbildung 14:	Überschichtung und Auffüllen des Gusswürfels mit dem blauen Silikon .	45
Abbildung 15:	Lösung der überschichteten Replika aus Gusswürfel	46
Abbildung 16:	Konstruktionszeichnung der Schnittform.....	47
Abbildung 17:	Schnittform mit Silikonwürfel.....	47
Abbildung 18:	Einige Schritte beim Trennen eines Replikawürfels	48
Abbildung 19:	Getrennter Replikawürfel	49
Abbildung 20:	Benutzeroberfläche beim Mikroskopieren und Fotografieren	49
Abbildung 21:	Motic Calibration Slides	50
Abbildung 22:	Schematische Darstellung der Messpunkte	51
Abbildung 23:	„marginal gap“ und „absolute marginal discrepancy“	52
Abbildung 24:	Schematische Darstellung sich entsprechender Punkte an gegenüberliegenden Schnittflächen	52
Abbildung 25:	Schemazeichnung der Schnittrichtungen.....	57
Abbildung 26:	chamfer area – Vergleich der Messwerte.....	62
Abbildung 27:	Darstellung des Messpunkts „chamfer area“	62
Abbildung 28:	axial wall – Vergleich der Messwerte	63
Abbildung 29:	Darstellung des Messpunkts „axial wall“	63
Abbildung 30:	aw min – Vergleich der Messwerte	64
Abbildung 31:	aw max – Vergleich der Messwerte.	65
Abbildung 32:	Darstellung der Messpunkte „aw min“ und „aw max“	65
Abbildung 33:	axio-occlusal transition area – Vergleich der Messwerte.....	66

Abbildung 34: Darstellung des Messpunkts „axio-occlusal transition area“	66
Abbildung 35: occlusal area – Vergleich der Messwerte.....	67
Abbildung 36: Darstellung des Messpunkts „occlusal area“	68
Abbildung 37: marginal gap – Vergleich der Messwerte	70
Abbildung 38: absolute marginal gap – Vergleich der Messwerte.....	70
Abbildung 39: Darstellung der Messpunkte „marginal gap“ und „absolute marginal gap“71	
Abbildung 40: Vortest: Messwerte der „axio-occlusal transition area“ für die digitale Herstellung	72
Abbildung 41: Vortest: Messwerte des Punktes „aw min“ für die analoge Herstellung ...	72
Abbildung 42: Replik eines oberen rechten Molaren	84
Abbildung 43: Beispielhafte Darstellung eines zu vermessenden marginalen Bereichs am Replik	90
Abbildung 44: Kaum sichtbare helle Silikonschicht.....	91

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Pfeilerverteilung der präparierten und prothetisch versorgten Molaren ...	37
Tabelle 2:	Mittelwerte und Mediane der Messungen zur Erhebung der internen Passung	60
Tabelle 3:	Vortest: Mittelwerte und Mediane zur internen Passung der auf analoger Abformung basierenden Restaurationen in Bezug auf die Schnittebenen	60
Tabelle 4:	Vortest: Mittelwerte und Mediane zur internen Passung der auf digitaler Abformung basierenden Restaurationen in Bezug auf die Schnittebenen	61
Tabelle 5:	Mittelwerte und Mediane der Messungen zur marginalen Passung	68
Tabelle 6:	Vortest: Marginale Passung der auf analoger Abformung basierenden Restaurationen in Bezug auf die Schnittebenen	69
Tabelle 7:	Vortest: Marginale Passung der auf digitaler Abformung basierenden Restaurationen in Bezug auf die Schnittebenen	69
Tabelle 8:	Gesamtheit der Ergebnisse der marginalen und internen Passungen	74
Tabelle 9:	Vortest: Distomesial und bukkoooral ermittelte Ergebnisse innerhalb der Gruppen digital oder analog	74
Tabelle 10:	Gegenüberstellung der hier vorliegenden Studie mit internen Passungen vergleichbarer klinischer Studien.....	77

Abkürzungsverzeichnis

A	=	Analog
absol mg	=	absolute marginal gap = absoluter marginaler Randspalt, entspricht der absolute marginal discrepancy nach Holmes (1989).
aot	=	axio-occlusal transition area
A-Silikon	=	Additionsvernetzendes Silikon
aw	=	axial wall
aw max	=	die axial höchste Schichtdicke
aw min	=	die axial geringste Schichtdicke
b	=	bukkal
bo	=	bukkooral
Bsp.	=	Beispiel
bzw.	=	beziehungsweise
ca	=	chamfer area
CAD	=	computer aided design
CAD/ CAM	=	computer aided design / computer aided manufacturing
CAI	=	computer aided impressioning
CAI/ CAD/ CAM	=	computer aided impressioning/ computer aided design / computer aided manufacturing
CAM	=	computer aided manufacturing
CNC	=	computerized numerical control
D	=	digital
d	=	distal
dm	=	distomesial
et al.	=	et alii/ et aliae /et alia, bedeutet "und andere"
FSZ	=	fully stabilized zirconia
HIP	=	hot isostatic pressing
LED	=	light-emitting diode
m	=	mesial
mg	=	marginal gap= marginaler Randspalt entspricht marginal gap nach Holmes (1989)
mm	=	Millimeter
µm	=	Mikrometer
o	=	oral
oa	=	occlusal area

PSZ = partially stabilized zirconia
PVS = Polyvinylsiloxan
z.B. = zum Beispiel
ZrO₂ = Zirkoniumdioxid

1. Einleitung

Zahnverlust hat nicht nur funktionelle Auswirkungen auf das stomatognathe System, sondern kann die betroffenen Personen auch psychosozial negativ beeinflussen. Zu den zu erwartenden Funktionsbeeinträchtigungen und pathologischen Veränderungen des Kausystems gehören der Verlust der horizontalen und vertikalen Relation, Antagonistenelongation, Zahnwanderungen und –kippen mit sich anschließenden Störkontakten bei dynamischer und statischer Okklusion. Außerdem sind Störungen der Nahrungsaufnahme, eine Beeinflussung der Sprachfunktion und ästhetische Einbußen zu nennen. Es sollte das Ziel der zahnärztlichen Behandlung sein, sowohl im Rahmen der präventiven als auch der restaurativen Zahnheilkunde möglichst viele dieser möglichen Folgen zu minimieren oder sogar auszuschließen (Davis et al. 2001; Gernet et al. 2011; van Lierde et al. 2012).

Zahnverlust ist jedoch nicht als alleiniger Auslöser der genannten Vorgänge zu sehen. Eine Ursache kann die starke, etwa kariös bedingte, wie auch traumatisch verursachte großflächige Reduktion der Zahnhartsubstanz sein. Ebenso gelten Entwicklungsstörungen der Zähne und Zahnhartsubstanzen als ursächlich. Die Grenzen der restaurativen Therapie sind typischerweise dann erreicht, wenn der Zahn durch direkte oder indirekte Füllungsversorgungen nicht mehr restauriert werden kann, hier sollte neben dem Zahnersatz auch die (Wieder-) Herstellung ästhetischer Verhältnisse angestrebt werden (Schmidseder 2009). Das besondere Augenmerk auf die Ästhetik wird seit geraumer Zeit zunehmend von den Patienten erwünscht.

Vollkeramischer Zahnersatz hat daher in den vergangenen Jahrzehnten ebenfalls zunehmend an Beachtung gewonnen. Die fortwährende technische Weiterentwicklung führte von den anfangs ausschließlich von Zahntechnikern handgefertigten vollkeramischen Restaurationen über die maschinell unterstützte Fertigung bis zu den zunächst computerunterstützten Design- und Herstellungsverfahren. So entwickelte sich der heutige Stand der Technik, bei dem die intraorale lichteoptische Erfassung Ausgangspunkt für einen vollständig digitalisierten Arbeitsprozess bis zur computergesteuerten maschinellen Endproduktion des Zahnersatzes möglich ist (Tinschert und Natt 2007). Cara TRIOS (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) ist ein System, welches diese

Vorgehensweise für zirkoniumdioxidbasierten Zahnersatz ermöglicht. Der behandelnde Zahnarzt präpariert einen oder mehrere prothetisch zu versorgende Zähne und kann diese im Anschluss intraoral abscannen. Als Alternative gilt hier die herkömmliche bzw. konventionelle Abformung, bei der im Anschluss das entstehende Modell gescannt werden kann. Auf Basis des entstandenen Datensatzes entsteht am Ende des Fertigungsprozesses eine vollkeramische Restauration. Möglicherweise könnte durch diese Prozesskette die konventionelle Abformung mit plastischen Materialien zukünftig immer weiter ersetzt werden. Fraglich ist, ob die Entwicklung - weg von manuellen zahnärztlichen und zahntechnischen Arbeitsschritten - positiven Einfluss auf die Qualität der prothetischen Versorgung hat. Die Erwartung klinisch akzeptabler einsetzbarer Ergebnisse richtet sich sowohl an Restaurationen auf Basis konventioneller als auch digitaler Abformungen. Die Qualität einer Restauration ist auch heute noch maßgeblich von deren Passung auf dem präparierten Zahn abhängig. Die aktuelle Studienlage bietet eine Vielzahl von Passungsvergleichen (Boitelle et al. 2014) zwischen und innerhalb der unterschiedlichen Fertigungssysteme von Restaurationen aus Zirkoniumdioxid.

Unbeantwortet blieb bisher die Frage, welchen Einfluss die Auswahl des Abformverfahrens auf die Passung innerhalb eines Systems haben kann. Dies wurde in der vorliegenden Studie bei cara TRIOS (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) untersucht.

2. Literaturübersicht

2.1 Die dentale Abformung

Für die Herstellung von Zahnersatz ist die Überführung der intraoralen Patientensituation in ein bestmöglich naturgetreues Modell notwendig. Dies geschieht über die Herstellung einer Negativform - der Abformung. Diese wird mit einem Modellwerkstoff, meist Gips, wieder in eine Positivform übersetzt. Diverse konventionelle plastisch-elastische, jedoch auch plastisch-starre Abformmaterialien sind hierfür erhältlich. Mittlerweile ist es zusätzlich möglich, sowohl digitale als auch plastische Modelle herzustellen, die auf der lichteoptischen Erfassung der Gegebenheiten in der Mundhöhle basieren. Neben der konventionellen Abformung steht den Zahnärzten heute also auch eine digitale Alternative zur Verfügung (Gernet et al. 2011; Issel und Marxkors 1973).

2.1.1 Konventionelle Abformung

Im dentalen Fachhandel sind zahlreiche unterschiedliche Abformmaterialien verschiedener Hersteller erhältlich. So existiert eine große Auswahl an verwendbaren Materialien zur Abformung voll-, teil- oder unbezahnter Kiefer. Die möglichen Verwendungszwecke spielen in Bezug auf die Produktvielfalt und die Materialeigenschaften eine Rolle. Für alle Abformwerkstoffe bleiben jedoch die grundsätzlichen Anforderungen bestehen. Sie können je nach Anspruch an das mit Hilfe der Abformung entstandene Duplikat der Patientensituation variieren. So unterscheiden sich die erhältlichen Werkstoffe nicht nur zwischen den Herstellern, sondern auch jeweils nach deren Indikationsbereich (Kappert und Eichner 2005).

Für den Gebrauch von Abformmaterialien ist sehr wichtig, deren Eigenschaften gut zu kennen. Die Nichtkenntnis dieser kann zu einem unbefriedigenden Ergebnis führen, da aus den Eigenschaften der Materialien auch die möglichen Fehlerquellen resultieren (Rubel 2007; Stewardson 2005).

Als grundsätzliche Anforderung an dentale Abformmaterialien ist die Verarbeitung des Werkstoffs mit einem zufriedenstellenden Ergebnis zu nennen. Ebenfalls sollten die Kosten sowohl in Bezug auf den Abformungsprozess als auch für die Weiterverarbeitung vertretbar sein. Die Eigenschaften Festigkeit, Steifigkeit und

Widerstandsfähigkeit gegen einen Abrieb sollten nach ausreichend zügiger Aushärtung gegeben sein (Kappert und Eichner 2005). Dabei verbessert Hydrophilie des Werkstoffs die Qualität der Abformung im feuchten Milieu. Eine geringe Viskosität erhöht die Wiedergabefähigkeit feiner Details. Das Abformmaterial sollte in seiner Dimensionsstabilität durch eine sich anschließende Desinfektion der Abdrucknahme nicht beeinflusst werden.

Während der Abformung sollten sich die verwendeten Materialien nicht toxisch oder hypoallergen auswirken. Allergische Reaktionen auf Abformmaterialien beziehungsweise deren einzelne Inhaltsstoffe sind in der Literatur vereinzelt beschrieben worden (Batchelor und Todd 2010; Gangemi et al. 2009; Gawkrödger 2005; Mittermüller et al. 2012).

Bezogen auf die Weiterverarbeitung nach Abformung spielen als technische Eigenschaften vor allem die Dimensionstreuung, Detailwiedergabe, Genauigkeit, ein günstiges Festigkeitsverhalten und die Langzeitstabilität eine wesentliche Rolle (Bell und von Fraunhofer 1975; Harcourt 1978). Auch die Herstellung mehrerer akkurater Modelle sollte möglich sein (Hamalian et al. 2011). Dennoch bleiben Zweitmodelle aus ein und derselben Abformung den zuerst hergestellten Modellen unterlegen (Bell und von Fraunhofer 1975).

2.1.1.1 Klassifizierung von dentalen Abformmaterialien

Die Klassifizierung der zahnärztlichen Abformwerkstoffe erfolgt auf der Basis ihres physikalischen Verhaltens während der Verarbeitung. Zur Verarbeitungszeit gehört sowohl die Dauer der Vorbereitung als auch die Zeit des eigentlichen Abformungsprozesses. Hier spielt das Abbindeverhalten die maßgebliche Rolle. Dieses kann thermoplastisch reversibel oder chemoplastisch irreversibel erfolgen (Kappert und Eichner 2005; Manappallil 2003; Marxkors und Meiners 2005). Ebenfalls als relevant gelten die Verhaltensweisen des jeweiligen Materials nach der Abformung. Die abgebundenen Materialien können elastisch oder starr sein. Die Beurteilung der Materialien nach diesen Gesichtspunkten führt zur folgenden gängigen Einteilung der Abformwerkstoffe. Hiernach sind vier Gruppen zu unterscheiden:

1. Gruppe: thermoplastisch reversibel und starr
2. Gruppe: thermoplastisch reversibel und elastisch
3. Gruppe: chemoplastisch irreversibel und starr
4. Gruppe: chemoplastisch irreversibel und elastisch

Typischerweise lassen sich die auf dem Markt vorhandenen konventionellen zahnärztlichen Abformwerkstoffe diesen Gruppen zuweisen (Körber 1995; Lehmann et al. 2012; Weber 2010). So ergeben sich die zunächst dargestellten Zugehörigkeiten:

1. Gruppe: Abformguttapercha und Kompositionsmassen
2. Gruppe: Hydrokolloide
3. Gruppe: Zinkoxid-Eugenol-Pasten, Kunststoffpasten und Abformgipse
4. Gruppe: Silikone (additions- oder kondensationsvernetzend),
Polysulfide, Polyether und Alginate

2.1.1.2 Systematik konventioneller Abformverfahren

2.1.1.2.1 Abformmethodik

Die Abformung intraoraler Strukturen lässt sich mit Beachtung der Anzahl der verwendeten Materialien und gleichzeitig der Häufigkeit ihrer Applikation im Patientenmund einer Systematik unterwerfen. Diese wird als Abformmethodik bezeichnet. Wird nur ein Abformwerkstoff verwendet, so spricht man von einphasigen Abformungen. Folglich nennt man die Verwendung mehrerer verschiedener Materialien in einem Arbeitsgang als zwei- oder mehrphasig. Einmaliges Einsetzen des Abformlöffels wird als einzeitig klassifiziert. Das zweimalige Einsetzen eines Abformlöffels wird als zweizeitiges Verfahren bezeichnet (Körber 1995; Lehmann et al. 2012; Weber 2010). Daraus ergibt sich die folgende, allgemein gültige Systematik der Abformverfahren:

1. Einphasig und einzeitig
2. Zweiphasig und einzeitig
3. Zweiphasig und zweizeitig

2.1.1.2.2 Abformtechnik

Es existieren verschiedene Abformtechniken, welche sich der erwähnten Methodik zuordnen lassen. Diese Techniken können allesamt für die Herstellung von festsitzendem sowie herausnehmbarem Zahnersatz genutzt werden (Bell und von Fraunhofer 1975; Gernet et al. 2011; Körber 1995). Im folgenden Text werden sie kurz erläutert.

Die einzeitige Abformtechnik

Die einzeitige Abformtechnik appliziert ein Material einmalig im Mund und gilt als einphasiges und einzeitiges Verfahren. Ein Beispiel hierfür ist die Situationsabformung mit Alginat und der Präzisionsabdruck mit Polyether.

Die Doppelmischtechnik

Die Doppelmischtechnik bedient sich bei einmaliger Löffelapplikation zweier verschiedener Materialien unterschiedlicher Viskosität. Es handelt sich um ein zweiphasiges und einzeitiges Verfahren. Bei dieser Technik wird ein hochviskoses Material im Abformlöffel appliziert, während die abzubildenden Details intraoral mit einem niedrigviskosen Material umschichtet werden. Danach erst wird der Löffel eingesetzt. Typischerweise werden hier Silikone verwendet.

Die Sandwichtechnik

Die Sandwichtechnik bedient sich ebenso zwei verschieden viskoser Materialien. Jedoch wird hier das niedrigviskose Material im Gegensatz zur Doppelmischabformung nicht intraoral eingebracht. Das niedrigviskose Material wird erst nach der hochviskosen Phase in den Abformlöffel appliziert. Auch bei der Sandwichtechnik werden für gewöhnlich Silikone verwendet.

Die Korrekturabformung

Die Korrekturabformung erfolgt in zwei Schritten. Mit einem hochviskosen Abformmaterial wird zunächst eine erste Abbildung der intraoralen Situation erzeugt. In einem zweiten Arbeitsschritt wird ein weiteres niedrigviskoseres Material in diese Abformung eingebracht und der Löffel wird ein zweites Mal im Mund appliziert. Die Korrekturabformung ist somit eine zweiphasige und zweizeitige Technik. Silikone sind hierbei die standardmäßig verwendeten Materialien (Lehmann et al. 2012; Gernet et al. 2011; Körber 1995; Weber 2010).

2.1.1.3 Übersicht über die Eigenschaften von Abformmaterialien in der Literatur

Für festsitzenden und implantatgetragenen, aber auch für herausnehmbaren Zahnersatz, werden vor allem drei dieser Werkstoffe als mögliche Materialien der Wahl angesehen: additionsvernetzende Silikone (Polyvinylsiloxane), Polyether und reversible Hydrokolloide (Dahl et al. 1985; Manappallil 2003).

Für Hydrokolloide wird nach der Abformung die Lagerung unter hundertprozentiger relativer Luftfeuchtigkeit empfohlen, wodurch wenigstens eine Aufbewahrung von einer Stunde erreicht werden kann. So können Dimensionsveränderungen und Genauigkeitsverluste vermieden werden (Schleier et al. 2001; Sofou et al. 1998). Die sofortige Umsetzung in ein Gipsmodell ist jedoch anzustreben und sollte der Lagerung vorgezogen werden (Marxkors und Meiners 2005). Exzellente Abformergebnisse, bei denen die Vorteile den Nachteilen überwiegen, hängen mit Übung, Geschick und Sorgfalt zusammen (Nemetz und Tjan 1988). Die klinisch akzeptablen Ergebnisse mit reversiblen Hydrokolliden und elastomeren Abformmaterialien stehen für beide außer Frage, so dass persönliche Präferenzen des Behandlers und die korrekte Handhabung der zum entscheidenden Faktor für ein gutes Abformergebnis werden (Tjan et al. 1986). Aufgrund der überlegenen Materialeigenschaften von Silikonem und Polyethern, wie leichter Handhabung, geringen Dimensions- und Genauigkeitseinbußen, einer unkomplizierten Lagerung sowie sehr guten Abformungsergebnissen, werden diese mittlerweile hauptsächlich verwendet (Craig et al. 1990; Hamalian et al. 2011; Tjan et al. 1986).

Die große Auswahl an verwendbaren Abformmaterialien führt zwangsläufig dazu, sich mit den Anforderungen an den Werkstoff für den jeweiligen anzufertigenden Zahnersatz auseinanderzusetzen. Im Jahr 2013 zeigte eine Studie in Großbritannien, dass in 44,3% aller 206 untersuchten Abformungen nicht zufriedenstellende Ergebnisse erzielt wurden. Folglich stellte sich gezwungenermaßen die Frage, inwieweit derartige Ergebnisse der generellen Realität entsprechen (Storey und Coward 2013).

Doch nicht nur die Wahl der Abformmasse, sondern auch die der Abformmassträger spielt eine Rolle. Die Genauigkeit von Polyethern etwa wird von dem Abformlöffel beeinflusst (Steinhäuser-Andresen et al. 2011). Gleichmäßige Schichtstärken und ein der Genauigkeit zuträglicher Staudruck können mit individuellen Abformträgern erreicht werden (Esders 2007). Bei jeglichen Formen von intraoralen Abformungen muss mit Kontakt der Abformmaterialien mit Flüssigkeit gerechnet werden. Flüssigkeitskontakt beeinflusst die Anforderungen an Abformwerkstoffe. Die Forderung von Hydrophilie des verwendeten Materials wurde bereits erwähnt. So fand man 2003, dass Polyvinylsiloxane lediglich unter trockenen Bedingungen eine akzeptable Oberflächendetailwiedergabe zeigten, wohingegen sowohl im feuchten als auch im nassen Milieu mit Detaileinbußen zu rechnen sei (Petrie et al. 2003).

In-vitro-Vergleiche von Polyvinylsiloxanen und Polyethern zeigten keinen signifikanten Einfluss, bei Nutzung unter feuchten sowie unter trockenen Bedingungen, auf die Dimensionsstabilität der beiden Abformwerkstoffe. Die Oberflächendetailwiedergabe von Polyvinylsiloxanen jedoch zeigte unter feuchten Bedingungen in nur 29% der Fälle zufriedenstellende Ergebnisse. Im Gegensatz dazu hatte Feuchtigkeit bei Polyether keinen negativen Einfluss auf dessen Detailwiedergabe (Walker et al. 2005).

Der Kontakt mit kontaminierten körpereigenen Liquiden des Patienten wie Speichel und Blut ist nicht auszuschließen und macht die Desinfektion von Abformmaterialien zwingend nötig. Doch auch die Desinfektion kann je nach Verfahren Einfluss auf die Qualität der Abformung haben (Jagger et al. 2004; Jeraphat und Panyawongkhanti 1991). Die Desinfektion von Polyethern oder additionsvernetzenden Silikonen ist nicht zwangsläufig mit signifikanten Veränderungen der Abformmaterialien oder der resultierenden Modelldimension verbunden (Kotsiomiti et al. 2008; Kronström et al. 2010; Nandini et al. 2013;

Queiroz et al. 2013). Für gängige Abformmaterialien konnten kurzzeitige, jedoch keine dauerhaften antibakteriellen Eigenschaften nachgewiesen werden. Folglich können Kreuzkontaminationen nicht ausgeschlossen werden (Matalon et al. 2011). Die Desinfektion bleibt in jedem Fall obligat.

2.1.1.4 Additionsvernetzende Silikone/ Polyvinylsiloxane

Additionsvernetzende Silikone sind chemoplastisch irreversibel abbindende elastomere Abformmaterialien. Diese oft auch als Polyvinylsiloxane (PVS) bezeichnete Materialgruppe gehört zu den am häufigsten verwendeten jedoch neben den Polyethern preislich teuersten Abformmaterialien (Chee und Donovan 1992; Donovan und Chee 2004). Oligomere Silizium-Wasserstoffverbindungen verbinden sich unter Anwesenheit von Platin als Katalysator mit Vinylgruppenoligomeren und bilden ein kreuzvernetztes Polymerisat (Brantley und Eliades 2001) mit ausgezeichneten elastischen Eigenschaften (Chee und Donovan 1992; Mandikos 1998). Im Vergleich zu den kondensationsvernetzenden Silikonen, verdunstet bei den additionsvernetzenden Silikonen kein Alkohol und es findet keine Kondensationsschrumpfung des abbindenden Materials statt (Anusavice et al. 2014). Im Vergleich mit den üblichen anderen Abformwerkstoffen, weisen PVS die geringsten Dimensionsveränderungen während des Abbindens auf (Mandikos 1998). Insgesamt ist die Dimensionsstabilität von Polyvinylsiloxanen für den klinischen Gebrauch absolut zufriedenstellend (Pant et al. 2008). Außer Acht gelassen werden kann hier die sehr geringe lineare thermische Abbinde- und Abkühlungskontraktion, die maximal 0,2% beträgt (Hohmann und Hielscher 2012).

Mit individuellen Abformlöffeln und einem absolut trockenen Arbeitsfeld sind Abformungen mit sehr positiven physikalischen Eigenschaften zu erreichen (Chee und Donovan 1992; Mandikos 1998). Problematisch wird in der Literatur die Tatsache beschrieben, dass die Materialeigenschaften von Polyvinylsiloxanen einiger Hersteller bei Kontakt mit latexhaltigen Handschuhen oder Kofferdam negativ beeinflusst werden kann. Kontakt mit Latex führt zu einer Kontamination mit Sulfur oder Sulfurverbindungen, welche die Abbindereaktion inhibieren können. Sogar sulfurhaltige Retraktionsfäden, die vor der Abformung in den Gingivasulkus eingebracht werden, könnten davon ebenfalls betroffen sein (Chee et al. 1991; Chee

und Donovan 1992; Ravikumar und Sangur 2012; Reitz und Clark 1988). Auch nach Kontakt mit Sauerstoffinhibitionsschichten frisch applizierter Kompositfüllungen wurden resultierende Polymerisationsdefizite beschrieben (Hamalian et al. 2011). Andere Untersuchungen sehen das Risiko durch Latexkontakt unbrauchbare Abformungen zu produzieren als deutlich geringer an (Baumann 1995; Mandikos 1998). Ebenso findet man in der Studienlage Widersprüche in Bezug auf den Einfluss von Retraktionsfäden (Chee und Donovan 1992; de Camargo et al. 1993; Machado und Guedes 2011).

Um die erwähnten Kontaminationen zu verhindern, kann neben einer gründlichen Mundspülung vor der Abformung letztendlich immer der praktische Test der Materialien und die Karenzprophylaxe durch Nutzung latex- und sulfurfreier Materialien erwogen werden. Sind die genannten negativen Einflüsse vom behandelnden Zahnarzt unter Kontrolle gebracht worden, gehören Polyvinylsiloxane heutzutage zu den idealen Abformmaterialien zur Herstellung von Zahnersatz.

2.1.1.5 Polyether

Polyetherabformmaterialien wie z.B. Impregum™ (3M Deutschland GmbH, Neuss) sind Zweipastensysteme. Es handelt sich um chemoplastisch irreversibel additiv vernetzende elastomere Abformmaterialien. Die Vernetzung durch Polyaddition erfolgt zwischen aziridinringhaltiger mit Füllstoffen und Additiven durchsetzter Basispaste und Sulfonsäureestern in der Katalysatorpaste (Kappert und Eichner 2005).

Polyether zeigen eine exzellente Detailwiedergabe und Dimensionsstabilität sowie auch eine sehr gute Verträglichkeit mit Modellgipsen. Sie gelten noch nach zwei bis drei Jahren als wiederverwendbar (Chandra et al. 2000). Für Polyether, die als Zweipasten-System erhältlich sind, empfiehlt sich die Einphasenabformung mit individuellen Abformlöffeln. Dies gilt sowohl für die Darstellung präparierter Pfeiler als auch für Sammel- oder Übertragungsabformungen. Sie sind durch ihre geringe Hydrophobie imstande in Gegenwart von Speichel oder Blut suffiziente Abformungen herzustellen. Nichtsdestotrotz sollte die Präparation vor der Abformung trocken gehalten werden, um eine gute Qualität zu gewährleisten. Nachteilig sind die hohen Kräfte, die angewendet werden müssen, um die Abformungen mit diesem rigiden Material aus dem Patientenmund zu entfernen.

Teilweise liegen die nötigen anzuwendenden Kräfte über der Rissfestigkeit des Materials. Dennoch ist die Rissfestigkeit von Polyether vielen anderen Materialien überlegen. So machen Polyether die Abformung subgingivaler Strukturen leichter, da diese meist dünn-schichtigen Bereiche beim Entfernen der Abformung nicht ausreißen und somit erhalten bleiben (Hamalian et al. 2011). Die Eigenschaft der Wasseraufnahme von Polyethern kann sich problematisch auswirken, da dies in Dimensionsveränderungen durch Herauslösung von Weichmachen speziell während der Desinfektion resultieren kann (Manappallil 2003). Bei Verwendung in feuchter Umgebung zeigten sich Polyether in ihrer Detailwiedergabe den Polyvinylsiloxanen überlegen (Walker et al. 2005). Die relative Luftfeuchtigkeit während der Lagerung sollte unterhalb von 50% liegen (Goncalves et al. 2011). Polyether können effektiv durch eine stattfindende Spraydesinfektion desinfiziert werden. Als ein Grund für die Empfehlung der Spraydesinfektion gilt in der Literatur das hohe Wasserabsorptionspotential und die damit einhergehenden negativen Veränderungen im Vergleich mit trockenen Kontrollgruppen gegenüber der Tauchdesinfektion. Dennoch können modernere Polyether auch mittels Tauchdesinfektion ohne Qualitätseinbußen entkeimt werden (Kotsiomi et al. 2008; Yilmaz et al. 2007). Polyether gehören gemeinsam mit den Polyvinylsiloxanen aufgrund ihrer Materialeigenschaften zu den Abformmaterialien erster Wahl. Aus diesem Grund wurde an dieser Stelle auf dieses Material ebenfalls genauer eingegangen.

2.1.2 Digitale Abformung

Digitale Abformverfahren können in bestimmten Indikationsbereichen die Anwendung plastischer Abformmaterialien ersetzen.

Über verschiedene bildgebende Verfahren lässt sich die intraorale Patientensituation in einen Datensatz umwandeln. Man spricht von Computer Aided Impressioning (CAI), also der computerunterstützten Abformung.

Auf Basis des resultierenden errechneten Modells kann direkt der Zahnersatz via CAD/CAM-Verfahren, auf das im Folgenden eingegangen wird, gefertigt werden. Ebenso kann ein dreidimensionales plastisches Modell maschinell erstellt werden. Mit diesem lässt sich eine maschinell gefertigte Restauration der Patientensituation durch den Zahntechniker präzise anpassen, weiterverarbeiten

und individualisieren. Digitale Abformverfahren resultierten nicht zuletzt aus der ständigen technischen Weiterentwicklung seit Ende der 1970er. Zunächst maschineller Verarbeitung folgte später die computergestützte Bearbeitung des keramischen Werkstoffes Zirkoniumdioxid (ZrO_2).

(Christensen 2008; Ender und Mehl 2011; Gernet et al. 2011; Ting-Shu und Jian 2015; Tinschert und Natt 2007).

2.1.2.1 Intraoralscanner

Es sind zahlreiche Scansysteme für intraorale Abformungen auf dem Markt erhältlich. Einige in der Zahnmedizin namhafte Hersteller bieten Systeme an. Sirona (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim) vermarktet mit Apollo DI, der CEREC Bluecam und der CEREC Omnicam gleich drei verschiedene Kameras für den Intraoralscan. Daneben sind 3M ESPE (3M Deutschland GmbH, Neuss) mit Lava™ C.O.S., iTero® als Kooperation von Cadent (Cadent, Carlstadt, New Jersey, USA) und Straumann® (Straumann GmbH, Freiburg) oder ARCTICA der Firma KaVo (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß) nur namentlich bekanntere Beispiele, die neben dem cara TRIOS-System von Heraeus Kulzer (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) existieren.

Mit diesen Systemen stehen verschiedene Verfahrensweisen zur lichtoptischen Erfassung der Modellsituation zur Verfügung. Eine verbreitete Variante, die optische Triangulation, nutzt neben Laserpunkten oder Laserlinien auch Weißlicht um die Modelloberfläche zu erfassen. Die emittierten Strahlen werden in bestimmten Winkeln auf der Oberfläche des Objektes projiziert, reflektiert und am Sensor registriert. Der gesamte Strahlengang entspricht einem Dreieck. Eine andere Variante zur digitalen Modellerfassung ist die konoskopische Holographie mittels Laserstrahlen. Hier liegen emittierte, reflektierte und registrierte Strahlen jedoch in einer Achse (Keferstein und Marxer 2015).

Die digitale Abformung wird heutzutage von einigen Autoren als bereits bewährte Alternative zu den konventionellen analogen Verfahren gesehen. Passungsvergleiche spielen hier, neben Langzeitstudien, bei der Evaluation der Qualität eines digitalen Systems eine wichtige Rolle.

Die Passung digitaler Abformsysteme liefert zufriedenstellende, klinisch akzeptable Ergebnisse, dennoch bleibt Verbesserungsbedarf bei

Abformprozessen und den resultierenden Restaurationen (Almeida e Silva et al. 2014; Galhano et al. 2012; Kim et al. 2013; Schaefer et al. 2012). Denn nichtsdestotrotz können teils noch mit konventionellen Abformungen überlegene Passungsergebnisse erreicht werden (Syrek et al. 2010).

Es kann jedoch nicht jede prothetisch zu versorgende Patientensituation mittels intraoralem Scan „abgeformt“ werden. Einschränkungen sind bei Hybridrestaurationen vorhanden, die sowohl auf natürlichen Zähnen und Implantaten gelagert werden. Ebenso ist der typische kombiniert herausnehmbar-festsitzende Zahnerstz noch nicht auf alleiniger Basis eines intraoralen Scans herstellbar (Reich et al. 2013).

Auch innerhalb des Indikationsbereichs von Kronen und Brücken ist die Verwendbarkeit nicht in jedem Fall gegeben. Liegt die Präparationsgrenze beispielsweise in subgingivalen Bereichen sind intraorale Scansysteme nur eingeschränkt nutzbar. Hier ist es zumindest nötig, die wichtigen Randbereiche der Präparation mit Hilfe von Retraktionsfäden für lichteoptische Verfahren frei und trocken zu legen. Feuchtigkeitsbedingte Lichtreflektionen auf den Zahnoberflächen der Präparation können die Genauigkeit des Scans beeinflussen. So muss die Trockenlegung der Präparation möglich sein. Ebenfalls aufgrund von Reflektionen, ist es bei einigen Scansystemen nötig, vor der digitalen Abformung ein Puder auf die zu scannenden Bereiche aufzutragen, wie beispielsweise bei der CEREC Bluecam (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim) oder beim System Lava™ C.O.S. (3M Deutschland GmbH, Neuss). Problematisch sind hier mögliche Verfälschungen der zu scannenden Oberfläche durch zu dick aufgetragene Pulverschichten, Verklumpen des Puders durch Flüssigkeitskontakt, aber auch Lücken in der Puderschicht (Ting-Shu und Jian 2015). Puderfreie intraorale Scansysteme wie cara TRIOS (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau), iTero® (Cadent, Carlstadt, New Jersey, USA) und die CEREC Omnicam (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim) sind mittlerweile jedoch auch auf dem Markt erhältlich, kommen jedoch auch nicht immer ohne Trockenlegung aus.

2.1.2.2 cara TRIOS Intraoral Scanner

Der cara TRIOS Intraoral Scanner (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) ist als ein direktes Scansystem in der Lage, die Gegebenheiten in der Mundhöhle, ohne Umweg über eine konventionelle Abformung, in einen digitalen Datensatz zu übertragen. Das System nutzt das Prinzip der konfokalen Mikroskopie.

Hierbei werden Höhenunterschiede schrittweise registriert und kartographiert. Die variable Fokusebene wird hierbei über die gesamte abzuformende Oberfläche bewegt. Gerichtetes rotes LED-Licht wird aus verschiedenen Richtungen geradlinig auf die aufzunehmende Formation projiziert, reflektiert und durch einen Sensor wieder aufgenommen. Dieser liegt genau am Austrittspunkt der Lichtstrahlen, so dass die Position von Lichtemission und Lichtdetektion identisch sind. Dies entspricht der Funktionsweise eines Mikroskops. Bei zunehmender Vergrößerung verkleinert sich der Bereich, bei dem scharfe Bilder entstehen. Die Schärfentiefe bezeichnet den längs gerichteten Abstand zwischen zwei noch scharf in einem Bild dargestellten Punkten. Hohe Vergrößerungen führen zu einer geringen Schärfentiefe. Diese geringe Schärfentiefe eines Bildes mit kurzer Brennweite nutzt die konfokale Mikroskopie um ein Objekt dreidimensional abzutasten. Im Sinne einer Rastersonden-Methode, rastert der Brennfleck das Objekt ab. Dazu werden rasch auf einander folgende kohärente Lichtstrahlen versetzt über das Objekt bewegt. Jeder Lichtstrahl erzeugt hierbei einen Brennfleck, welcher Licht reflektiert. Der reflektierte Lichtstrahl wird auf eine Blende fokussiert. Strahlen aus einer anderen Ebene als der Brennfleck werden auch auf eine andere Ebene als die Blende fokussiert und dadurch unterdrückt. Sie werden unscharf dargestellt. Ein Photodetektor nimmt kontinuierlich die Lichtintensität der durch die Blende durchtretenden Strahlen auf und ein Computer verarbeitet diese Informationen zu einem Bild. Je nachdem ob ein reflektierter Lichtpunkt scharf dargestellt wird oder nicht, kann zurückgerechnet werden aus welcher vertikalen Dimension der Lichtstrahl stammt. Das zu scannende Objekt wird aus verschiedenen Richtungen belichtet. So wird ein dreidimensionales Bild errechnet. Mit dem Prinzip der konfokalen Mikroskopie (Abbildung 1) können im Idealfall auf diese Weise Auflösungen von 1 μm erreicht werden (Meschede 2015).

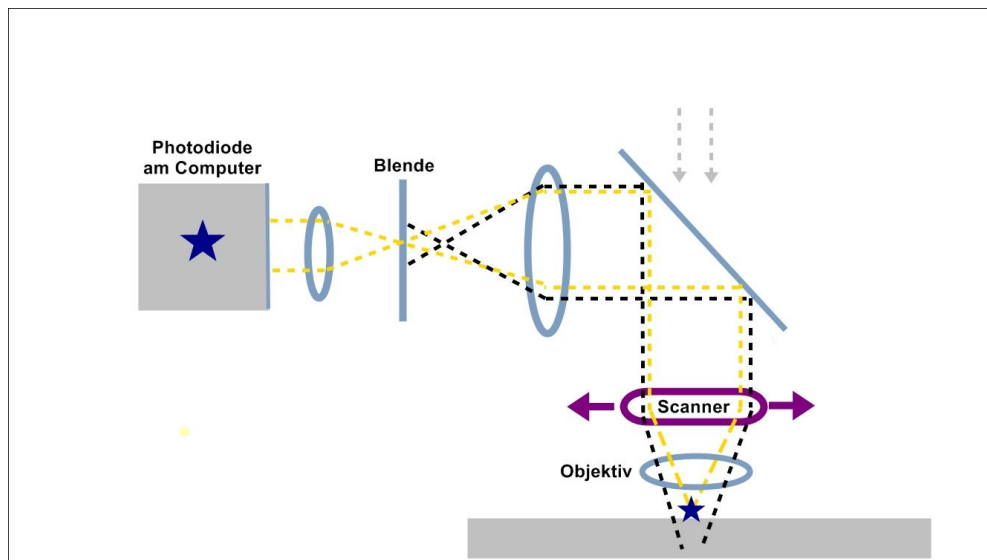


Abbildung 1: Das Prinzip der konfokalen Mikroskopie. Modifiziert nach Meschede D: Optik, Licht und Laser; Vieweg+Teubner Verlag, Wiesbaden 2015, Seite 158.

Das cara TRIOS-System wurde für die praktische Anwendbarkeit am Patienten in der Geschwindigkeit beschleunigt und optimiert. Es scannt Volumina im Bereich von 17 mm x 20 mm x 18 mm, bei denen eine Auflösung von < 20 µm erreicht werden kann. Durch die entstehende und bei diesem Verfahren zugleich erwünschte Lichtreflektion an der zu registrierenden Oberfläche erübrigt sich die Anwendung von Pudern, die bei manchen anderen Systemen nötig sind. Das Gesamtvolumen der gescannten Bereiche wird in Form von vielen einzelnen, dreidimensionalen, 17 mm x 20 mm x 18 mm großen Tiefenkarten digital im Handstück erfasst. Diese Datensätze wiederum werden an den im sogenannten „Cart“ integrierten Computer gesendet und dort als ein Gesamtbild zusammengesetzt. Hier spricht man vom sogenannten „matching“. Es resultiert eine etwa 100 Mb große Datei. Im Anschluss folgt die Aufbereitung des Datensatzes in der cara TRIOS (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) zugehörigen 3Shape Model Builder Software™ (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau). Hier entsteht ein finales digitales Modell der Mundsituation. Dieses kann, wenn gewünscht, nun in ein Kunststoffmodell umgesetzt werden. Auf diesem kann die Restauration aufgepasst und zahntechnisch weiter bearbeitet werden. Das eigentliche Gestalten der Restauration vor dem Fräsprozess erfolgt in der 3Shape Dental Designer™ CAD-Software (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) nach Erstellung des digitalen Modells.

Da cara TRIOS (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) ein offenes System ist, kann hiernach der Fräsprozess auf beliebigen CAM-Fräsen stattfinden. Abbildung 2 stellt beispielhaft verschiedene Stufen einer Kronenversorgung mit cara TRIOS im Rahmen dieser Arbeit dar.

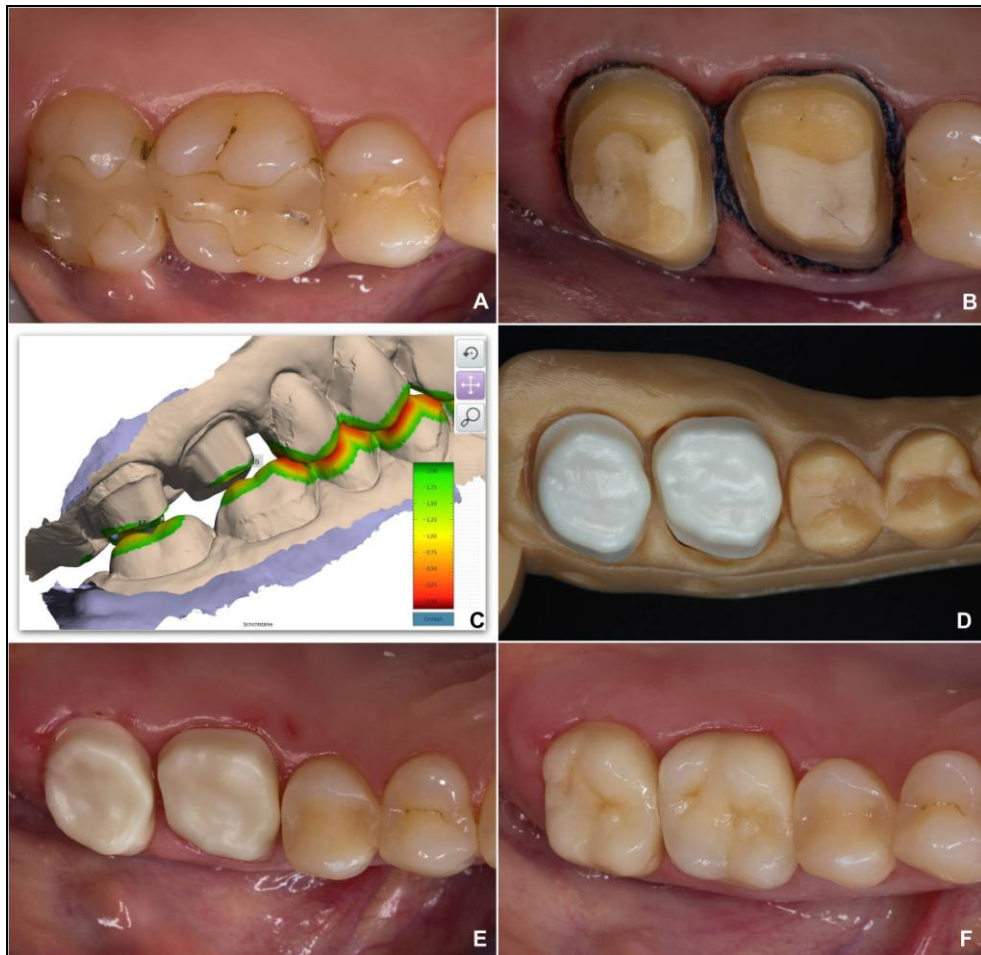


Abbildung 2: Verschiedene Stufen einer Kronenversorgung mit cara TRIOS: A) ursprüngliche Patientensituation, B) zwei präparierte Molaren nach Aufbaufüllung und Trockenlegung, C) eine digitale Modellsituation in Okklusion, D) Zwei Zirkoniumdioxid-Kronengerüste auf einem Kunststoffmodell, E) Klinische Anprobe zweier Zirkoniumdioxid-Kronengerüste, F) Fertiggestellte Zirkoniumdioxidkronen auf den Zähnen 26 und 27. Quelle: Rinke S, Rödiger M (2014): Integration der digitalen Abformung in ein restauratives Behandlungskonzept. *Digital Dentistry* 1/2014, S. 6–14. Abdruck mit freundlicher Genehmigung von PD Dr. Rinke.

Beschreibung des Scanvorgangs

Zunächst werden die zu überkronenden Zähne ausgewählt und die Zahnfarbe festgelegt. Ist die Restauration erstellt kann mit dem Scanprozess gestartet werden. Begonnen wird okklusal an den posterioren Zähnen. Die Scanrichtung ist zunächst nach mesial gerichtet. Danach werden orale und vestibuläre Anteile

abgescannt. Bei Schneidezähnen wird von inzisal aus gescannt, wobei die labialen und oralen Flächen gleichzeitig im Scanfenster erkennbar sein müssen. Das Scanfenster erscheint während der Aufnahme auf dem Bildschirm des „Carts“ rot, grün oder gelb. Ein grünes Scanfenster bedeutet, dass die Geschwindigkeit in welcher der Behandler abformt scannersynchron ist. Ein gelbes Scanfenster bedeutet, dass langsamere Bewegungen nötig sind. Ist das Scanfenster rot, wird nicht gescannt. Bei rotem Scanfenster können Korrekturen nötig werden. Zu korrigierende Bereiche können sofort auf der Bildschirmdarstellung gelöscht und neu eingescannt werden. Ähnlich wird auch im Falle einer Nachpräparation verfahren. Das virtuelle Modell wird im Anschluss getrimmt und unnötig abgeformte Bereiche werden so entfernt. Versehentlich gelöschte Bereiche können wiederhergestellt werden.

Die präparierten Zähne werden im Anschluss an den Scan markiert. Darauf folgend kann mit der „Abformung“ des Gegenkiefers fortgefahren werden. Sind beide Kieferbereiche digitalisiert, wird der Biss verschlüsselt. In Okklusion werden von vestibulär aus beide Zahnreihen, wieder von posterior beginnend, digitalisiert. Die Software ordnet anschließend die Kiefer einander auf Grundlage des Okklusionsscans zu. Im Anschluss können der Platz analysiert, die Einschubrichtung festgelegt und dem Scan Kommentare hinzugefügt werden. Nötigenfalls kann nachpräpariert und ausschließlich die nachzubessernden Bereiche neu gescannt werden. Ist die digitale Planung der Restauration fertig gestellt, wird der Datensatz an den zentralen Server von cara TRIOS (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) übermittelt und kann dort zur Endfertigung des Zahnersatzes vom ausführenden Dentallabor abgerufen werden.

2.2 Zirkoniumdioxid

2.2.1 Klinische Materialeigenschaften

Zirkoniumdioxid wird in der Zahnmedizin aufgrund seiner Werkstoffeigenschaften zur Herstellung vollkeramischen Kronen- und Brückenzahnersatzes, als Wurzelkanalstifte, in der Kieferorthopädie und auch als implantierbares Material genutzt.

Als vollkeramischer dentaler Werkstoff weist Zirkoniumdioxid ästhetische und physikalisch mechanische Vorzüge auf. Außerdem zeigt es als bioinertes Material in der Mundhöhle zusätzliche positive Verhaltensweisen wie Unlöslichkeit und Korrosionsbeständigkeit (Pospiech 2004). Ebenfalls nur eine wenig bedeutende Rolle spielt die Oxidation an dessen Oberfläche (Hoppert 1999) wie sie bei Metallen vorkommt.

Aus tertiärprophylaktischer Sicht zeigt Zirkoniumdioxid günstige Eigenschaften gegenüber Plaqueentstehung und –anhaftung. Im Vergleich zu konventioneller Feldspatkeramik zeigte sich in *In-vivo*-Untersuchungen, dass akkumulierte Plaque auf Zirkoniumdioxid-Keramik neben einer geringeren Kompaktheit auch eine inhomogenere Struktur aufweist (Re et al. 2011). Auch gegenüber anderen keramischen Werkstoffen wie Glaskeramik und Lithium-disilikat-Glaskeramik offenbarten sich geringere plaquebedeckte Oberflächen sowie dünnere Schichtdicken des Biofilms. Doch auch unter verschiedenen Formen des Zirkoniumdioxids zeigten sich Unterschiede in der Plaqueaffinität (Bremer et al. 2011). Eine qualitativ hochwertige Keramikoberfläche, wie sie durch Glasur zu erreichen ist, gilt sogar als weniger plaqueanfällig als natürlicher Zahnschmelz (Pospiech 2004). Die vergleichsweise geringe Plaqueakkumulation auf den Oberflächen stellt einen bedeutenden prophylaktischen Vorzug vollkeramischer, vor allem zirkoniumdioxidbasierter Restaurationen dar.

Die Oberflächenstruktur und -qualität ist nicht nur in Bezug auf biofilmassoziierte Risikofaktoren für den Erfolg derartigen vollkeramischen Zahnersatzes relevant, wie etwa marginalen Gingivitiden mit Ausbreitungstendenz zur Parodontitis. Auf den Zahnersatz wirkende Druck, Zug- und Biegebelastungen nehmen hier erheblichen Einfluss. Resultierende Materialdestruktionen können nicht nur die Restauration selbst schädigen, sondern auch traumatische Folgen für die

umliegenden Hart- und Weichgewebe in der Mundhöhle haben. Ebenfalls sei an Inkorporation durch Aspiration oder Ingestion zu denken.

Gerade das Sprödbruchverhalten von Keramik im Allgemeinen prädestiniert zu abruptem Totalversagen (Salmang et al. 2007; Seelbach et al. 2013). Üblicherweise versagen keramische Komponenten zum einen aufgrund von Defekten innerhalb ihrer Gefüge mit enger Lagebeziehung zu den Stellen maximaler Zug- oder Biegebelastungen. Zum anderen können die Ursachen des Versagens der Keramiken auch an der Oberfläche liegen (Gernet et al. 2011). Dauerhaft in der Mundhöhle gelegene Keramiken sind einem feuchten Milieu ausgesetzt. Der durch poröse oder defekte Oberflächen ermöglichte Zutritt von Feuchtigkeit in das keramische Gefüge kann Brüche begünstigen. Grund dafür ist, dass durch Flüssigkeit das Risswachstum von oberflächlich gelegenen Ursprüngen aus beschleunigt werden kann. Zurückzuführen ist dieses auf das als Rebinder-Effekt bezeichnete Vermögen einer Flüssigkeit, durch Verringerung der Festigkeit Rissentstehung herbeizuführen. Bindungen im keramischen Kristallgefüge werden an flüssigkeitsgefüllten Rissspitzen gespalten. Dies fördert zusätzlich das Fortschreiten bestehender Risse, Spannungsrisskorrosion genannt (Pospiech 2004). Übermäßiges Risswachstum führt schließlich zum Sprödbruch der Zirkoniumdioxidkeramik und somit zum Versagen der Restauration (Salmang et al. 2007; Seelbach et al. 2013).

Eine verdichtete, unporöse Oberfläche zirkoniumdioxidkeramischer Restaurationen wirkt Flüssigkeitsaufnahme und den erläuterten Folgen entgegen und beruht auf der im Folgenden detaillierter dargestellten Materialstruktur des Zirkoniumdioxids.

2.2.2 Werkstoffkunde

2.2.2.1 Gefügestruktur und Phasenumwandlungen

Das kristalline Zirkoniumdioxid ist der Gruppe der Oxidkeramiken zuzuordnen. Es gehört, genauer gesagt, der Untergruppe der polykristallinen Oxidkeramiken an. Diese Keramiken weisen im Gegensatz zu den konventionellen Silikatkeramiken einen nur geringen amorphen Glasanteil auf (Maier 2005; Seelbach et al. 2013). Die geordnete kristalline Struktur überwiegt.

Als dentaler Werkstoff wird Zirkoniumdioxid industriell gefertigt. Natürlicher Ausgangsrohstoff ist Zirkonsand ($ZrSiO_4$) (Kollenberg 2004). Nach komplexer Befreiung von starken Verunreinigungen steht das reine Zirkoniumdioxid zur Weiterverarbeitung zur Verfügung.

Die Kristallstruktur des reinen Zirkoniumdioxids lässt sich auf dessen drei typische Formen von Elementarzellen als kleinste Einheit des Kristallgefüges zurückführen: Es kann temperaturabhängig in monokliner, tetragonaler und kubischer Form vorliegen (Hohmann und Hielscher 2012; Tuntiprawon und Wilson 1995). Die monokline Form liegt bei Raumtemperatur vor. Sie beginnt bei 950°C mit einer Phasenumwandlung hin zur tetragonalen Form, welche bei 1170°C abgeschlossen ist und in ihrer Richtung umkehrbar ist. Dieser Vorgang wird t/m-Umwandlung genannt. Eine weitere Umwandlung findet bei 2370°C statt, hier geht die tetragonale Modifikation in eine kubische Raumordnung über. Beide Phasenumwandlungen sind mit Volumenveränderungen verbunden. Besonders zu beachten ist hier die t/m-Umwandlung. Sie bringt eine Volumenzunahme von 3% bis 4,9% mit sich, was zum Zerspringen der Keramik führen kann (Hohmann und Hielscher 2012; Kriven 1988). Diese Expansion ist ein maßgebliches Problem bei der Herstellung von Sinterprodukten aus Zirkoniumdioxid. Durch Sintertemperaturen um die 1500°C wird sowohl beim Erhitzen als auch beim wieder Abkühlen unweigerlich die t/m-Umwandlung induziert. Die durch Erhitzung auf Sintertemperatur entstandene tetragonale Phase wird beim Temperaturabfall auf Raumtemperatur wieder in die monokline Phase transformieren. Dadurch entstehen Volumensprünge. Diese führen zu Spannungen und provozieren somit herstellungsbedingte Materialdefekte des gesinterten Keramikblocks. Aus diesem Grund wird die tetragonale Phase des Zirkoniumdioxids bei Raumtemperatur mit Zusätzen teil- bzw. vollstabilisiert. Als Zusätze zur Stabilisierung werden hier meistens Magnesiumoxid oder Yttriumoxid verwendet. Je nach Menge der Zusätze spricht man von teilstabilisiertem (PSZ= Partially Stabilized Zirconia) oder bei hohen Konzentrationen, vollstabilisiertem Zirkoniumdioxid (FSZ= Fully Stabilized Zirconia). Dieses soll zum einen die Herstellung von möglichst defektfreien voll- oder teilgesinterten Zirkoniumdioxidblöcken ermöglichen, die Rohlinge oder Blanks genannt werden. Zum anderen hat das Hinzugeben von stabilisierenden Zusätzen wünschenswerte Auswirkungen auf die mechanischen Eigenschaften der Restauration beim Auftreten von Gefügedefekten (Kollenberg

2004; Kriven 1988; Seelbach et al. 2013). Der stabilisierende Effekt beruht auf der sogenannten Umwandlungsverstärkung. Gefügedefekte, etwa bei zugbelastungsbedingten Rissbildungen, können durch die Umwandlung der tetragonalen Kristalle in die monokline Form abgestoppt werden (Tuntiprawon und Wilson 1995). Dieser Effekt tritt vor allem an den Rissspitzen auf. Die hier auftretenden Kräfte setzen an der Spannungsspitze des Risses Energie frei. Die frei werdende Energie induziert die t/m-Umwandlung. Durch die Phasenveränderung der Kristalle mitsamt Volumenvergrößerung entstehen dort Druckspannungen, die den Zugspannungen entgegen wirken. So wird das Fortschreiten des Risses und somit auch der Bruch der Keramik verhindert (Hohmann und Hielscher 2012; Pospiech 2004).

2.2.2.2 Pressverfahren

Für die Herstellung der Rohlinge, dem Urformen, stehen unterschiedliche Verfahren zur Verfügung. Üblicherweise handelt es sich hierbei um Pressverfahren. Ziel ist es, pulverisiertes Zirkoniumdioxid einer Formgebung zu unterziehen, an deren Ende ein fester, fräsbarer Rohling steht. Es wird zwischen uniaxialem, kaltisostatischem und heissisostatischem Pressen unterschieden.

Die Formgebungen durch uniaxiales oder kaltisostatisches Pressen führen zum sogenannten „Grünling“. Ein Grünling ist ein zwar vorverdichteter, jedoch noch nicht bis auf größtmögliche Dichte gesinterter, sogenannter Keramikblank mit kreideartiger Konsistenz. Dessen weiterführende Bearbeitung wird dementsprechend „Grünbearbeitung“ genannt (Kollenberg 2004). Zu unterscheiden ist diese Verfahrensweise von der Weißbearbeitung, welche im vorgesinterten Zustand erfolgt (Tietz 1994). Der lediglich vorverdichtete Zustand des Grünlings führt dazu, dass er bei der weiteren Formgebung zur Herstellung zahnärztlicher Restaurationen zwar leichter und instrumentenschonender zu bearbeiten ist. Jedoch unterliegt der Grünling immer noch der Sinterschwindung von 20-25%, was einer Volumenschwindung von 40-45% entspricht. Bei der Weißbearbeitung hingegen tritt zwar keine derartig hohe Sinterschrumpfung mehr auf, da die Keramik aber noch nicht dichtgesintert ist, ist der Prozess des Volumenverlusts auch hier noch nicht abgeschlossen (Moeller 2008). Diese Schwindung wird in modernen CAD/CAM-Verfahren von der Planungs- und

Frässoftware der Hersteller mit einberechnet, so dass Dimensions- und Passgenauigkeit der gesinterten Bauteile bestmöglich gewährleistet bleiben (Pospiech 2004).

Höchste Isotropie und Verdichtung werden durch das heissisostatische Pressen (HIP= Hot Isostatic Pressing) erreicht. In einer verformbaren Pressform wird das Pulver zunächst verdichtet, dann erhitzt und unter Argon als Schutzgas mit bis zu rund 300 MPa hohem Druck von allen Seiten weiter verdichtet und vorgesintert (Westkämper und Warnecke 2006). Das Produkt ist ein sogenannter „gehipter“ Rohling, welcher durch seine besondere Dichte und sehr große Härte nur noch mit hohem Instrumentenverschleiß in CAD/CAM-Verfahren kostenintensiv (Moeller 2008) weiterbearbeitet werden kann. Das HIP-Verfahren wird im Wesentlichen bei vorgesinterten und vorverdichteten Werkstücken mit geschlossenen Restporositäten angewendet, um sie nachträglich weiter zu verdichten (Westkämper und Warnecke 2006).

2.2.2.3 Weich- oder Hartbearbeitung nach dem Pressvorgang

Es existieren verschiedene mögliche Zeitpunkte zur Bearbeitung keramischer Werkstoffe nach Pulveraufbereitung und Formgebung zu Blanks. Deren zugehörige Nomenklatur soll im Folgenden zusammenfassend dargestellt werden. Man unterscheidet:

- Weichbearbeitung
 - Grünbearbeitung
 - Weissbearbeitung
- Hartbearbeitung

Die Grünbearbeitung erfolgt im vorverdichteten Zustand. Die Keramik wurde einer Formgebung unterzogen, aber noch nicht gesintert. Man spricht von einem Grünling.

Die Weissbearbeitung erfolgt im vorgesinterten Zustand. Die Keramik wurde durch die Vorsinterung einer Härtung sowie Sinterschwindung, welche in diesem Zustand noch nicht abgeschlossen sind, ausgesetzt.

Die Hartbearbeitung ist die Bearbeitung im Endzustand des Werkstoffes. Sinterung samt Schwindung und Härtung sind abgeschlossen. Sie dient dem Erreichen der gewünschten endgültigen Oberflächengüte.

(Moeller 2008; Tietz 1994; Westkämper und Warnecke 2006)

2.2.3 Weiterverarbeitungsverfahren von Zirkoniumdioxid

2.2.3.1 Kopierfräsen und CAM

Bei diesen Verfahren handelt es sich um ein mechanisches oder computergesteuertes Konstruktions- und Bearbeitungsverfahren vollkeramischen Zahnersatzes.

CAM ist die Abkürzung des englischen Begriffs „computer-aided-manufacturing“. Sie steht für die computergestützte Herstellung eines Bauteils mittels elektrisch geregelter und gesteuerter Werkzeugmaschinen, auch CNC-Maschinen genannt.

Nach konventioneller Abformung mit darauffolgender Modellherstellung wird vom Zahntechniker auf dem Arbeitsmodell ein später zu verblendendes Käppchen aus Wachs modelliert. Für Brückenzahnersatz erfolgt die komplette Gerüstmodellation. Auch die Verwendung von Modellierkunststoff ist möglich. Im Anschluss wird die Wachsmodellation mit Hilfe eines mechanisch oder digital pantographischen Kopierschleifsystems in Zirkoniumdioxid umgesetzt (Strietzel und Lahl 2007).

Rein mechanisch pantographische Verfahren entsprechen zumeist einer 1:1 Übertragung in Zirkoniumdioxid. Die durch Erodierverfahren oder vor allem durch weit verbreitete Fräsverfahren erstellten Übertragungen können die Modellation aber auch vergrößern. Das Abtasten der Vorlage kann mechanisch oder lichtoptisch, z.B. durch einen Laser erfolgen (Hohmann und Hielscher 2012; Strietzel und Lahl 2007). Handelt es sich beim Fräsverfahren um eine Grünbearbeitung unterliegt das kopiergefräste Bauteil noch der Sinterschrumpfung während des Brandes. In diesem Fall muss durch die zwischen Abtastung und Fräsgerät geschaltete Computersoftware berechnet werden, um wie viel die abgetastete Modellation vergrößert hergestellt werden soll (Kohorst et al. 2011).

Der Grünling wird schließlich gesintert und im Anschluss verblendet und fertig gestellt. Bei der 1:1 Übertragung wird dichtgesintertes Zirkoniumdioxid bearbeitet. Die Sinterschrumpfung ist also nicht mehr mit einzubeziehen, es ist jedoch mit einem erhöhten Instrumentenverschleiß zu rechnen (Pospiech 2004).

2.2.3.2 CAD/CAM

CAD/CAM-Verfahren ersetzen die Wachsmodellation mit Hilfe digitaler Konstruktion des herzustellenden Bauteils durch sogenanntes „computer aided design“ (CAD). CAD bedeutet so viel wie computergestützte Gestaltung. Die Abformung nach der Präparation erfolgt konventionell. Auch hier wird im Anschluss ein Meistermodell hergestellt. Dieses wird nun extraoral optisch abgetastet, verrechnet und an die CAD- Software eines Computers gesendet (Strietzel und Lahl 2007). Die Art der lichteoptischen Modellerfassung variiert. Systeme wie Cercon® smart ceramics (DeguDent GmbH, Hanau), KaVo Everest® (KaVo Dental GmbH, Biberach/Riß), 3M ESPE Lava™ (3M Deutschland GmbH, Neuss) Straumann® cares® (Straumann GmbH, Freiburg) oder Bien Air® DCS (Bien-Air Medical Technologies, Bienne, Schweiz) nutzen das Verfahren der optischen Triangulation mittels Laserpunkten, Laserlinien oder alternativ Weißlicht. Andere wie das Procera™-System der Firma NobelBiocare® (Nobel Biocare Holding AG, Zürich, Schweiz) nutzen konoskopische Holographie zur Modellerfassung.

Es entsteht ein digitaler Datensatz des gescannten Modells. In der digitalisierten Gebissituation kann nun mit der CAD-Software die Modellation von Käppchen oder Brückengerüsten erfolgen. Nach digitaler Gestaltung wird der Datensatz an die CAM-Einheit gesendet und dort aus Blanks herausgefräst. Auch hier wird bei der Bearbeitung vor Endsinterung wieder der Vergrößerungsfaktor Endsinterung mit einberechnet, welcher die Sinterschrumpfung ausgleichen soll. Mittlerweile ist es auch möglich weitestgehend vollanatomische Restaurationen zu gestalten (Hohmann und Hielscher 2012).

Bei den aktuellen CAD/CAM-Systemen müssen das Design (CAD) und die Herstellung der Restauration (CAM) nicht mehr zwingend am gleichen Ort, also in der zahnärztlichen Praxis oder im Dentallabor, geschehen. Einige Hersteller von CAD/CAM-Systemen bieten die maschinelle Fräsung der Konstruktionen aus

Zirkoniumdioxid-Blanks in zentralen Fräszentren an. Dort laufen die Daten verschiedener CAD-Nutzer zusammen und werden in Form von industrieller Fertigung verarbeitet. Vorteil dieser Bearbeitung ist die optimale Betreuung und Wartung durch auf die Geräte spezialisierten Personals und die größtmögliche Auslastung der CAM-Fertigungseinheiten. Letzteres wird nicht nur durch das Zusammenfügen mehrerer Datensätze und deren anschließender Fräsung aus einem Blank erreicht, sondern auch durch Minimierung von Maschinenstillständen (Tinschert und Natt 2007).

2.2.3.3 Chairside- Systeme

Chairside CAD/CAM-Systeme unterscheiden sich dahingehend von den bisher vorgestellten Verfahrensprozessen, dass die lichtoptische Datenerfassung der Patientensituation intraoral am Behandlungsstuhl und nicht extraoral erfolgt. Intraorale Scansysteme ersetzen die konventionelle Abformung. Zusätzlich erübrigt sich die Herstellung von Meistermodellen aus Gips. Auch die oben beschriebene weiterführende lichtoptische Erfassung der Modellsituation entfällt (van Noort 2012). Mit Hilfe eines intraoralen Scansystems kann die Patientensituation vom Einzelzahnstumpf bis zum gesamten Zahnbestand inklusive gingivaler Strukturen abgeformt werden. Neuere Entwicklungen ermöglichen die Erfassung beider Kiefer mit deren okklusalen Kontaktbeziehungen zueinander (Wiedhahn 2011). Der aufgenommene Datensatz wird verrechnet und an die CAD-Software gesendet. Von diesem Punkt an entspricht die Weiterverarbeitung dem CAD/CAM-Verfahren.

2.3. Passgenauigkeit

Die Passgenauigkeit von Kronen- und Brückenversorgungen ist für den Langzeiterfolg einer Restauration ein wichtiges Kriterium.

Nicht nur mögliche negative Folgen wie Sekundärkaries bis hin zur Pulpaschädigung, parodontale oder gingivale Entzündungen durch Plaqueakkumulation, Dentin- oder Zahnhalshypersensibilitäten, sondern auch der Verlust an Halt der Restauration werden mit der Passgenauigkeit in Verbindung gebracht. Marginale Fehlpassungen können die initiale Ursache für den Verlust

einer Restauration sein. An und innerhalb undichten, über- oder unterkonturierten Kronenrändern lagert sich bevorzugt Plaque an. Plaqueanlagerungen begünstigen die Entstehung von Sekundärkaries mit Gefährdung der Pulpavitalität oder einer marginalen Parodontitis, welche auch in Kombination denkbar sind (Geurtsen 1990; Goldman et al. 1992; Rinke et al. 2012; Valderhaug und Birkeland 1976).

Das Vorkommen von Konkrementen und tiefen parodontalen Taschen in enger Lagebeziehung zu undichten Kronenrändern sind klinische Zeichen für resultierende fortgeschrittene parodontale Erkrankungen (Felton et al. 1991; Grasso et al. 1985; Roulet und Zimmer 2003).

Diese Faktoren begünstigen maßgeblich die Indikation von Kronen- und Brückenentfernungen und deren Neuanfertigung (Gardner 1982; Sailer et al. 2007). Diese Folgen zusätzlich fördernd ist die durch undichte Kronenränder bevorzugt auftretende Zementauswaschung, die bestehende Randspalten nur vergrößert. Im weiteren Verlauf wird auch die interne Passung in Mitleidenschaft gezogen, indem der befestigende Zementfilm durch die Feuchtigkeit in der Mundhöhle über die Zeit ausgespült wird. Ein breiterer Zementspalt begünstigt dessen Auflösung (Jacobs und Windeler 1991; Schwickerath 1979).

Ein Verlust an vertikalem, axialem Halt und Rotationsstabilität einer Restauration auf dem präparierten Zahnstumpf wird auf unzureichende interne Passung zurückgeführt (Gernet et al. 2011; Kohorst et al. 2009; Pospiech 2002; Rateitschak et al. 2003). Eine gute interne Passung wiederum erleichtert das Einsetzen der Restauration und verbessert die Primärretention durch den Befestigungszement und reduziert so Retentionsverluste (Beuer et al. 2009).

Die Passung einer Restauration wird an verschiedenen Bereichen evaluiert, denen teils unterschiedliche Folgen bei einer Fehlpassung zugeschrieben werden. Im Allgemeinen wird hier zwischen interner und marginaler Passung unterschieden (Christensen 1966; Bindl und Mörmann 2005; Huang et al. 2015; McLean und von Fraunhofer 1971).

Vielseitig sind die Einflussfaktoren auf den Randschluss und die Zementspaltbreite einer Restauration (Marxkors et al. 2008). Die Masse vorhandener Untersuchungen der Diskrepanz zwischen Zahn und Restauration resultieren in einer entsprechend großer Anzahl an Messergebnissen.

Diese Vielzahl ermittelter Passungen wirft zwangsweise auch die Frage nach einer Definition der maximal klinisch akzeptablen Diskrepanz auf. Auf die Fragestellung rund um die Passgenauigkeit wird im Folgenden mit besonderem Augenmerk auf die marginale und interne Passung eingegangen.

2.3.1 Marginale Passgenauigkeit

Ein besonderes Augenmerk wird in der Literatur auf den marginalen Randspalt gelegt (Christensen 1966; Holmes et al. 1989; Holmes et al. 1992; Larson 2012; Laurent et al. 2008; Richter-Snapp et al. 1988; Tsitrou et al. 2007).

Langzeitprophylaktisch ist vor allem die Eigenschaft des Kronenrandes als mögliche Eintrittspforte für Mikroorganismen und Speichel von Bedeutung. Als Qualitätsmerkmal mindestens genauso relevant ist jedoch die Bewertung des marginalen Randspaltes als Prädilektionsstelle für Plaqueretention (Goldman et al. 1992; Korkut et al. 2011; Larson 2012; Rossetti et al. 2008; Sorensen 1989).

Für konventionell zementierte Kronen ist der Zusammenhang zwischen marginaler Zementspaltbreite und Löslichkeit des Befestigungszements (Knappwost 1950) ein weiterer wichtiger Faktor (Sorensen 1989). Komplex sind außerdem die Faktoren, welche im Allgemeinen Einfluss darauf nehmen.

Die Verwendung von CAD/CAM-Systemen anstatt reiner CAM-Verfahrensweisen sowie auch die Weißbearbeitung von Zirkoniumdioxid anstatt dessen Grünbearbeitung resultieren in einer besseren Passung. Ebenso sorgen kurze Spannweiten und ungebogene Verläufe von Brückenversorgungen für eine bessere Passung (Abduo et al. 2010).

Keramische Verblendprozesse zirkoniumdioxidbasierter Restaurationen können sich bei einzelnen CAD/CAM-Systemen positiv auf den Randspalt auswirken (Vigolo und Fonzi 2008).

Auch die Wahl des Befestigungsmaterials kann auf die Passung Einfluss nehmen (Bottino et al. 2007; Martínez-Rus et al. 2012).

Ebenso können sich die meist variablen Voreinstellungen der gewünschten Zementspaltbreite während des digitalen Designs marginal auswirken. So fand man bei der Voreinstellung geringerer Zementspalten von 50 µm schlechtere Passungen, als im Vergleich zu dickeren Voreinstellungen von 100 µm (Hmaidouch et al. 2011). Im gesamten Herstellungsprozess einer Restauration

liegen also potentielle Fehlerquellen für den suffizienten Randschluss. Das gilt für digitalisierte Produktionsketten ebenso wie auch für die konventionelle Herstellung von Zahnersatz.

Die marginale Passgenauigkeit beschreibt die Präzision des Randschlusses einer Krone mit dem präparierten Zahn. Je besser die Passung, desto geringer der Spalt zwischen Zahn und Kronenrand.

Wie zufriedenstellend der Randschluss einer Restauration ist, lässt sich an der Diskrepanz zwischen dem Kronenrand und der Präparation messen. Im Idealfall lassen sich so die Passungen verschieden gefertigter Formen von feststehendem Zahnersatz vergleichen.

Voraussetzung ist zum einen eine einheitliche Definition der Messbereiche, wie auch eine eindeutige Nomenklatur dieser. So schlug Holmes 1989 eben jene, systematische Nomenklatur definierter Messungen vor (Holmes et al. 1989). Diese wurden seitdem in der breiten Masse von Studien über Passgenauigkeiten von Zahnersatz genutzt und gelten als allgemein anerkannt. Nichtsdestotrotz bleibt immer im Einzelfall zu prüfen, ob die Messungen verschiedener Studien nicht nur die gleiche Nomenklatur genutzt haben, sondern auch an den identisch definierten Bereichen durchgeführt wurden.

Mindestens ebenso relevant ist die Frage nach der maximal akzeptablen Breite eines Randspaltes. Das heißt, wie ungenau die Passung sein darf und welcher bestmöglicher Randschluss durch tatsächlich ermittelte Werte als realistisch angesehen werden kann.

Christensen postulierte 1966 bei seinen *In-vitro*-Untersuchungen an Goldinlays 39 μm für den sichtbaren bzw. okklusalen Bereich als ideal. Für den mit Kronen- und Brückenersatz besser vergleichbaren marginalen Randspalt beschrieb er Streubreiten der marginalen Randspalten zwischen 34 und 119 μm , der Mittelwert betrug 74 μm (Christensen 1966). Dessen Untersuchungen zeigen, dass die zu erwartende Passgenauigkeit einer Restauration innerhalb eines Zahnes der Lage nach schwanken kann. Marginale Spalten im Mittelwertbereich von 74 μm wie von Christensen bei Goldinlays beschrieben, scheinen Studien nach zu urteilen bei metallkeramischen, wie auch vollkeramischen Kronen und Brücken in Einzelfällen realistisch (Beuer et al. 2009; Bindl und Mörmann 2005; Bindl und Mörmann 2007; Colpani et al. 2013; Grenade et al. 2011; Karatasli et al. 2011; Lofstrom und Barakat 1989; Re et al. 2014; Rinke et al. 2012; Romeo et al. 2009; Tinschert et

al. 2001; Torabi Ardekani et al. 2012; Vigolo und Fonzi 2008). McLean und von Fraunhofer beschrieben 1971 einen marginalen Randspalt von $<120\ \mu\text{m}$ *in vivo* als klinisch akzeptabel (McLean und von Fraunhofer 1971). Dieser durch gegebene Studien doch als wesentlich realistischer erscheinende Maximalwert wird heutzutage weitestgehend eingehalten (Almeida e Silva et al. 2014; Att et al. 2009; Baig et al. 2010; Büchi et al. 2014; Colpani et al. 2013; Huang et al. 2015; Keul et al. 2014; Souza et al. 2012). Die Realisierbarkeit sowohl von Christensens Forderungen wie auch der Kriterien McLeans und von Fraunhofers (1971) an einen optimalen Randschluss, verdeutlicht die Streubreiten gemessener marginaler Spalten.

Die tatsächliche Erreichbarkeit von Idealwerten, einhergehend mit klinischer Akzeptanz und Eingliederungsfähigkeit einer Restauration, scheint heute nicht mehr das maßgebliche Problem moderner Verarbeitungssysteme zu sein. Das Bestreben jedoch, die bestmögliche Passung neben der allgemeinen Qualität festsitzenden Zahnersatzes zu erzielen, begründet die fortwährenden Vergleiche marginaler Randschlüsse in der Literatur. Schwierigkeiten bereiten hier jedoch die Art und Weise der Evaluation von marginalen Randungenauigkeiten. So unterscheiden sich nicht nur die verwendeten Herstellungssysteme und die verwendeten Restaurationsmaterialien mit Einfluss auf die Passung (Keshvad et al. 2011; Rinke et al. 2012). Auch die der Herstellung zugrunde liegenden und für die späteren Messungen eigens präparierten Masterstümpfe können aus verschiedenen Materialien bestehen (Contrepolis et al. 2013). Es kann sich um Metalle, Kunststoffe, Gips oder natürliche Zähne handeln. Diese Materialien unterscheiden sich in ihrer Oberflächenkontinuität und Form, welche Einfluss auf die Passungswerte haben kann (Habib et al. 2014). Der Unterscheidung zwischen *In-vitro*- und *In-vivo*-Studien kommt besondere Beachtung zu. Ideale Präparationen lassen sich am Patienten nicht derart realisieren wie dies *in vitro* der Fall ist. Noch schwieriger ist es, wenn es sich innerhalb einer Studie um verschiedene Probanden handelt. Gemeinsam bleibt den meisten Studien der Versuch, eine Distanz zwischen zwei Punkten an mehreren Stellen des Stumpfes zu ermitteln. Dabei ist es in Bezug auf die Vergleichbarkeit so lange unerheblich, ob es sich um identische Masterstümpfe als Ausgangspräparation handelt oder um sich stark ähnelnde, jedoch nicht identische Stümpfe, solange nicht auch nach

der gleichen Definition und Nomenklatur gemessen wird (Boitelle et al. 2014; Holmes et al. 1989).

Holmes (1989) beschreibt den im Lot zum marginalen Präparationsrand gemessenen Abstand der Innenfläche einer Krone als marginalen Spalt. Der Kronenrand in der Horizontalen kann, wenn er nicht passgenau ist, zusätzlich überextendiert oder unterextendiert sein. Der Grad der horizontalen Fehlpassung, horizontale marginale Diskrepanz genannt, lässt sich in der Waagerechten durch den Abstand der Präparationsgrenze zum Kronenrand messen. Kommt eine vertikale Komponente, die vertikale marginale Diskrepanz, hinzu, wird der Abstand dieser beiden Punkte im Lot zur vertikalen Komponente gemessen. Holmes betrachtete die marginale Passung im geometrischen Sinne eines rechtwinkligen Dreiecks (Abbildung 3). Hieraus ergibt sich nach dem Satz des Pythagoras ein Zusammenhang zwischen horizontaler marginaler Diskrepanz und vertikaler marginaler Diskrepanz als Katheten und der Hypotenuse, von Holmes als absolute marginale Diskrepanz bezeichnet (Holmes et al. 1989).

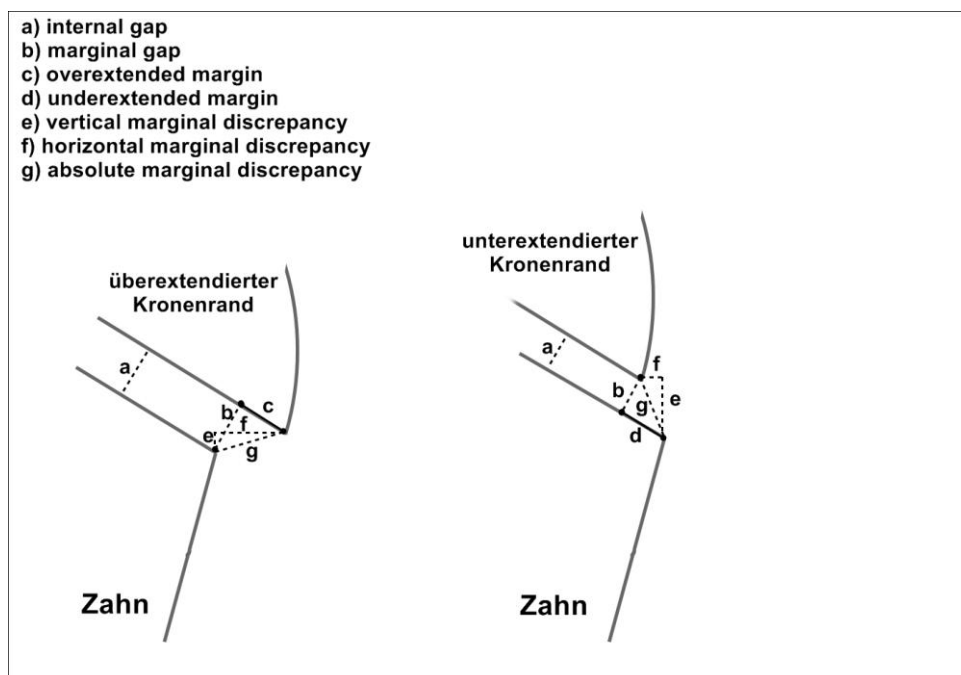


Abbildung 3: Marginale Passung modifiziert nach Holmes et al. 1989, *Considerations in measurement of marginal fit*. *J Prosthet Dent* 62(4), 405–408, Seite 406.

2.3.2 Interne Passgenauigkeit

Holmes beschreibt den im Lot zur Präparation gemessenen Abstand der Innenfläche einer Krone als internen Spalt (Holmes et al. 1989).

Noch vor der Kontrolle des marginalen Randspaltes, welcher sich intraoral erst ermitteln lässt, wenn eine Krone auf dem präparierten Zahnstumpf sitzt, kommt klinisch der internen Passung eine große Bedeutung zu. Spielpassungen resultieren in einfacherem Einsetzen der Krone und präzisere, einer Presspassung nähere kommende Kronengestaltungen erschweren das Eingliedern (Hohmann und Hielscher 2012). So kann das erste Einsetzen eine fühlbare erste Tendenz zur Bewertung der Spaltbreite zwischen Zahn und Stumpf liefern. Die Passgenauigkeit einer Krone vor dem Zementieren ist besser als hinterher (Weaver et al. 1991; Wilson 1992). Dennoch ist zum Einsetzen und Gewährleisten einer gleichmäßigen Zementschicht ein minimaler Zementspalt unabdingbar (Boitelle et al. 2014; Karlsson 1993).

Ishikiriama et al. untersuchten in diesem Zusammenhang verschiedene Methoden, Zahnersatz mit unterschiedlichen Befestigungsmaterialien einzugliedern, um Passungsunterschiede am marginalen Spalt abzulesen und fanden signifikante Unterschiede. Sie lieferten ein gutes Beispiel für die wechselseitigen Beziehungen zwischen den Faktoren interne Passung, marginaler Randschluss sowie Wahl und Verarbeitung der Befestigungsmaterialien (Ishikiriama et al. 1981).

Die optimale Zementierung hat sowohl die Retention als auch das Abdichten marginaler Spalten zum Ziel (Ohm und Silness 1978; Wilson 1992). Der tatsächliche Einfluss der Zementspaltbreite auf den Faktor Retention ist jedoch zu hinterfragen, da nur mäßige Veränderungen der Retention bei Erhöhung der Spaltbreiten nachgewiesen wurden (Jorgensen und Esbensen 1968; Wilson 1992).

Vor allem die Bruchresistenz gegenüber auftreffenden Kräften wird mit der Größe des Zementspaltes in Zusammenhang gebracht (Tuntiprawon und Wilson 1995; Beuer et al. 2009; Rafferty et al. 2010). Auf der einen Seite erhöht die Zementierung vollkeramischer Kronen zwar die Bruchfestigkeit des Materials (Mörmann et al. 1998), andererseits herrscht Uneinigkeit darüber, ob dickere oder dünnere Zementspalten anzustreben seien. So sehen einige Autoren in dünneren Spalten, also einer exakteren internen Passung, höhere Bruchfestigkeiten der zementierten

Restauration als Folge (Rafferty et al. 2010; Rekow und Thompson 2007; Torabi Ardekani et al. 2012; Tuntiprawon und Wilson 1995; Wiskott et al. 1999). Andere bezweifeln diesen Zusammenhang, zumindest bezüglich der Passung im okklusalen Bereich (Prakki et al. 2007; Scherrer et al. 1994). Okklusal konnten die höchsten Schichtdicken gemessen werden (Karlsson 1993; Kokubo et al. 2005; Reich et al. 2008, 2011; Scherrer et al. 1994).

Diskutiert wird auch die Wahl des Befestigungsmaterials für Zahnersatz aus Zirkoniumdioxid. Restaurationen aus diesem Material können sowohl mit konventionellen Zementen als auch mit adhäsiven Befestigungsmaterialien befestigt werden. Im Passungsvergleich scheinen letztere jedoch konventionellem Zinkoxidphosphatzement überlegen (Mörmann et al. 1998; Scherrer et al. 1994; Wiskott et al. 1999).

Die interne Passgenauigkeit korreliert mit der Langlebigkeit einer Restauration (Bindl und Mörmann 2005; Keshvad et al. 2011; Sjögren 1995). Sie ist neben der marginalen Passung als ein weiteres Hauptkriterium für den langfristigen klinischen Erfolg anzusehen (Abduo et al. 2010; Baig et al. 2010). Im Vergleich von metallkeramischen Restaurationen mit vollkeramischen zeigten sich für beide Gruppen klinisch akzeptable interne Passungen. Metallkeramischer Zahnersatz wies hierbei jedoch dünnere Spalten auf (Martins et al. 2012).

Die Herstellungsweisen, also etwa die Wahl des genutzten CAD/CAM-Systems, haben ebenfalls Einfluss auf die resultierende unterschiedliche Passgenauigkeit (Boitelle et al. 2014).

Neben der Wahl des Fertigungssystems ist auch die Abformungsvariante ein möglicher Faktor, der die Passgenauigkeit beeinflussen kann.

CAD/CAM-gefertigter Zahnersatz kann auf Basis konventioneller oder digitaler Abformungen gefertigt werden. Aktuellere Untersuchungen zeigten, dass digitale Abformverfahren intern eine bessere Passung aufweisen können als plastisch elastische Abformverfahren (Almeida e Silva et al. 2014).

Ein komplett digitalisierter Herstellungsprozess kann heutzutage folglich einen höherwertigeren Sitz produzieren, als dies noch vor knapp zwanzig Jahren der Fall war. Durch Zahntechniker handgefertigte Restaurationen galten bis vor wenigen Jahren noch in Bezug auf die Passung den computergestützten Systemen überlegen. Dennoch zeichnete sich im Bereich des CAD/CAM die weitere Entwicklung hin zu immer besseren Genauigkeiten bereits ab (Hickel et al. 1997).

Die Vielzahl an Studien, die sich mit der Passung von Kronen beschäftigen, steht wie erwähnt einer fast ebenso unterschiedlichen großen Anzahl von möglichen Spaltbreiten gegenüber. Ein Grund dafür ist, dass die Ermittlungsmethoden von Autor zu Autor abweichen, was insgesamt quantitative Abschätzungen zwar erleichtert, den direkten Passungsvergleich jedoch erschwert (Boitelle et al. 2014; Holmes et al. 1989).

Die tatsächlichen Richtwerte für die interne Passung sind somit schwierig zu benennen. Ein wichtiger Grund dafür ist nicht zuletzt, dass verschiedene Materialien zur endgültigen Befestigung auf dem Zahn in Frage kommen. Die erreichbaren kleinsten Filmdicken bei adhäsiven Befestigungssystemen können im Bereich von 20 bis 40 μm liegen. Konventionelle Befestigungszemente sind jedoch in der Lage, selbst diese Werte zu unterbieten (Levine 1989). Dennoch werden in anderen Studien für konservative Zementierungen nötige Mindestfilmdicken von 50 bis 100 μm angegeben, für Adhäsivsysteme seien sogar 200 bis 300 μm tolerabel (Hickel et al. 1997). Oberhalb von 300 μm ist mit signifikanten Einbußen in der Bruchfestigkeit zu rechnen (Scherrer et al. 1994). Letztgenannte Richtwerte stellen ein Vielfaches von den erreichbaren Mindestwerten dar. Die Frage nach der idealen Spaltbreite kann also auch durch Betrachtung der Befestigungssysteme nicht abschließend beantwortet werden. Hier liegt die Betrachtung der tatsächlich ermittelten Passungen nahe.

Boitelle et al. trugen in ihrer systematischen Literaturanalyse von Veröffentlichungen zwischen den Jahren 2000 und 2012 die internen Passungen CAD/CAM-gefertigter Restaurationen zusammen. Sie kamen zu dem Schluss, dass insgesamt Spaltbreiten unter 80 μm erreichbar seien und die Qualität der Restaurationen durch CAD/CAM-Systeme verbessert würde (Boitelle et al. 2014).

In diesem Zusammenhang soll für das cara TRIOS-System (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) die interne Passung von Restaurationen ermittelt werden, welche sowohl auf Basis konventioneller als auch digitaler Abformungen hergestellt wurden.

2.3.3 Replikatechnik

Die lichtmikroskopische Beurteilung der internen und marginalen Passung ist mit Hilfe der sogenannten Replikatechnik möglich (Fransson et al. 1985; Karlsson 1993; Laurent et al. 2008; Rahme et al. 2008). Bei der Replikatechnik wird der Zementspalt zwischen Zahn und Krone mit einem niedrigviskosen Silikon ausgefüllt, welches nach Aushärtung mit einem höherviskosen Silikon stabilisiert und fixiert wird (Boening et al. 2000; Reich et al. 2011). Derartige Passgenauigkeitsuntersuchungen CAD/CAM-gefertigter vollkeramischer Restaurationen sind in der Literatur in ähnlichen Studien beschrieben (Kohorst et al. 2009, 2010, 2011; Kokubo et al. 2005; Reich et al. 2008, 2011; Souza et al. 2012; Tsitrou et al. 2007).

Die ermittelten Daten deuten darauf hin, dass für die interne Passung ideale Richtwerte von 20-40 µm oder kleiner (Levine 1989) eher die Ausnahme darstellen. Mindestschichtstärken im Bereich von 50-100 µm und tolerierbare 200-300 µm (Hickel et al. 1997) scheinen realistischer. Mittlere Randspaltbreiten von 74 µm (Christensen 1966) scheinen kaum zu erwarten. Das von McLean postulierte Kriterium klinisch akzeptabler Passungsfehler unterhalb von 120 µm (McLean und von Fraunhofer 1971) scheint angebracht. Besondere Beachtung beim Vergleich mit beiden letztgenannten Richtwerten sollte jedoch der Tatsache gelten, dass Holmes' Definition des absoluten marginalen Randspalts später erschienen ist (Holmes et al. 1989). Die bereits erwähnte Problematik der Vergleichbarkeit zwischen verschiedenen Autoren (Boitelle et al. 2014; Holmes et al. 1989) bleibt bestehen.

Des Weiteren muss zwischen *In-vivo*- und *In-vitro*-Studien unterschieden werden. *In-vitro*-Messungen an Mastermodellen, zeigen geringere Zementspaltbreiten auf als *in vivo* am Patienten entnommene Replika (Karlsson 1993). So handelt es sich um *In-vitro*-Untersuchungen an Aluminiumstümpfen (Souza et al. 2012) oder Mastermodellen zum Vergleich des Einflusses verschiedener Typen der Präparationsrandgestaltung (Souza et al. 2012, Tsitrou et al. 2007). Ebenso liegen Studien an Nickel-Chrom-Masterstümpfen zwecks Passungsvergleich verschiedener CAD/CAM-gefertigter Brückengerüste (Kohorst et al. 2009, 2011) und nach keramischer Verblendung (Kohorst et al. 2010) vor.

Studien an Patientensituationen untersuchten interne und marginale Passungen vollkeramischer Restaurationen an Frontzähnen, Prämolaren und Molaren (Kokubo et al. 2005), Passgenauigkeiten viergliedriger, vollkeramischer Brückengerüste (Reich et al. 2008) oder Zementspaltbreiten vollkeramischer Einzelkronen (Reich et al. 2011).

Die Spaltbreiten waren bei diesen Passungsvergleichen mit der Replikatechnik im okklusalen Bereich am ausgeprägtesten (Kokubo et al. 2005; Reich et al. 2008, 2011). In dem Übergangsbereich der axialen Wand und dem okklusalen Anteil von Präparationen, kamen im Vergleich zu axialen Bereichen höhere Werte vor (Reich et al. 2008, 2011). Marginal lagen im Vergleich dazu die geringsten Spaltbreiten vor (Kokubo et al. 2005; Reich et al. 2008, 2011; Souza et al. 2012).

Insgesamt sind Maximalwerte aller Messpunkte der internen Passung am Zahn unter 200 µm (Kokubo et al. 2005) beschrieben worden. Dennoch wurden auch Spaltbreiten im tolerablen Bereich von 200-300 µm (Hickel et al. 1997) ermittelt.

Fraglich mag im Rahmen der Replikatechnik erscheinen, ob sich Silikon in seiner Verarbeitung mit den eigentlichen Befestigungswerkstoffen vergleichen lässt. Silikon ersetzt in der Replikatechnik den Befestigungszement. Die Fließeigenschaften eines Silikons beim Einsetzen einer Krone sind mit denen von Befestigungszementen vergleichbar (Fransson et al. 1985; McLean und von Fraunhofer 1971). Die Ausübung erhöhter Kräfte hat auf die marginalen Zementspaltbreiten keinen signifikanten Einfluss (Weaver et al. 1991).

Die Validität der Methode verhält sich unabhängig vom verwendeten Silikontyp sowie unabhängig von den gewählten Messpunkten. Sie erlaubt den Vergleich von Zementspalten nach dem Zementieren anhand von hergestellten Silikonreplika (Laurent et al. 2008; Rahme et al. 2008).

Karlsson fasste die Vorteile der Replikatechnik so zusammen, dass mittels Replikatechnik die vollständige dreidimensionale Zementspaltbreite auf eine einfache, relativ preisgünstige und zeitlich nicht intensive Weise *in vivo* untersucht werden könne. Daher könne die Replikatechnik als eine für den Patienten Nutzen bringende Qualitätskontrolle angesehen werden. Dennoch beständen besonders für den zervikalen Bereich Schwierigkeiten bei der Erhebung von Messergebnissen (Karlsson 1993).

Für das cara TRIOS-CAD/CAM-System (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) liegen nach aktuellem Stand der Wissenschaft keine Untersuchungen vor, die ein

besonderes Augenmerk auf verschiedene Abformmethodiken innerhalb dieses Systems legen. Es soll in diesem Zusammenhang herausgefunden werden, ob sich für dieses System sowohl die marginale als auch die interne Passung mittels Replikatechnik ermitteln lässt und ob es signifikante Passungsunterschiede gibt.

3. Material und Methode

3.1 Patienten

20 Zirkoniumdioxid-Einzelkronen auf Molaren wurden in der Praxis von Herrn PD Dr. Rinke in Hanau eingegliedert. Die behandelten Patienten wiesen im regulären Praxisablauf die Indikation für diese Art der prothetischen Versorgung auf. Jeder teilnehmende Patient wurde vor Behandlungsbeginn und somit Studienteilnahme ausführlich mündlich und schriftlich aufgeklärt. Außerdem wurde eine Einverständniserklärung von den Patienten unterschrieben. Den Patienten wurden alle aufkommenden Fragen beantwortet. Das positive Ethikvotum der lokalen Kommission wird unter der Referenznummer 5/11/11 geführt.

Pfeilerzahn	17	16	26	27	37	36	46	47
Anzahl	2	5	3	1	1	3	3	2

Tabelle 1: Pfeilerverteilung der präparierten und prothetisch versorgten Molaren

Alle Zähne wurden zirkulär mit einer 90°-Hohlkehhlpräparation bei Präparationstiefe von 1 mm und einer okklusalen Reduktion von 1,5 mm präpariert. Die Pfeilerverteilung ist in Tabelle 1 dargestellt. Vorhandene kariöse Läsionen und bestehende Füllungen wurden vor der Präparation entfernt und mit einem autopolymerisierenden Aufbaufüllungskomposit (CoreUp WEISS, KANIEDENTA GmbH & Co. KG, Herford mit Adhäsivsystem OptiBond FL, Kerr GmbH, Rastatt) gefüllt.

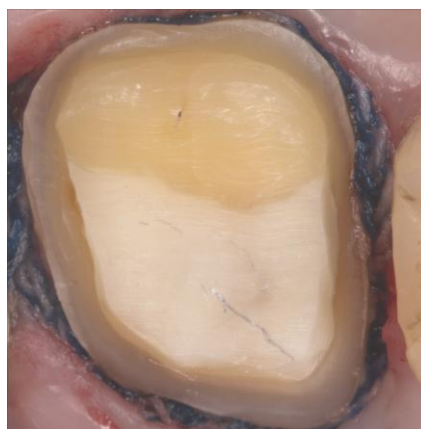


Abbildung 4: Präparierter Zahn mit Aufbaufüllung. Die Präparationsgrenze wurde mit Retraktionsfäden dargestellt und trockengelegt. Quelle: Rinke S, Rödiger M (2014): Integration der digitalen Abformung in ein restauratives Behandlungskonzept. *Digital Dentistry* 1/2014, S. 6–14. Abdruck mit freundlicher Genehmigung von PD Dr. Rinke.

Die Präparationsgrenzen wurden mit Retraktionsfäden (Ultra Clean Cut, Ultradent Products, Köln) dargestellt und in der Doppelfadentechnik trockengelegt (Abbildung 4). Die Fäden waren mit einer Xylometazolinhydrochlorid-haltigen Lösung (Nasentropfen, Otriven Novartis Consumer Health Care, München) getränkt, welche während der Liegedauer von fünf bis zehn Minuten und der Nutzung eines Kompressionshütchens die suffiziente Blutstillung unterstützte. So konnten auch subgingival gelegene Präparationsgrenzen der digitalen Abformtechnik zugänglich gemacht werden (Abbildung 5).



Abbildung 5: Präparierter Zahn mit Aufbaufüllung. Nach dem Legen von Retraktionsfäden konnten auch subgingival gelegene Präparationsgrenzen im Grenzbereich zur Zahnwurzel (mit * im Bild markiert) trockengelegt und dargestellt werden. Quelle: Rinke S, Rödiger M (2014): Integration der digitalen Abformung in ein restauratives Behandlungskonzept. *Digital Dentistry* 1/2014, S. 6–14. Abdruck mit freundlicher Genehmigung von PD Dr. Rinke.

3.2 Herstellung der Silikon-Replika in der Praxis

Zwei vollkeramische Gerüste aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (cara ZrO₂ trans, cara-System, Fa. Heraeus, Hanau) wurden für jeden Patienten hergestellt. Jeweils eines der Gerüste entstand auf Basis einer konventionellen zweiphasigen, einzeitigen Abformung mittels Doppelmischtechnik in Kombination mit einem Silikon (Aquasil Monophase und Aquasil XLV; Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz). Ein weiteres Gerüst entstand basierend auf einer digitalen Abformung (cara TRIOS-Scanner, Fa. Heraeus, Hanau). Die konventionelle Abformung wurde in ein Superhartgipsmodell (Sherapure Superhartgips, SHERA Werkstoff-Technologie GmbH & Co. KG, Lemförde) umgesetzt. Das entstandene Modell wurde mit dem zum cara TRIOS-CAD/CAM-System (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) gehörigen

3shape D700 Modellscanner (Fa. Heraeus, Hanau) digitalisiert. Mit einem von zwei 1,3-Megapixel-Kameras registriertem Laserstrahl wurde das Modell abgetastet und digitalisiert. Drei Achsen ermöglichten hierbei die Verschiebung, Rotation und Neigung der Modelle, um die gesamte Modellsituation digitalisieren zu können. So entstand auch nach konventioneller Abformung ein digitaler Datensatz zur weiteren Fertigung der Restauration(Abbildung 6).

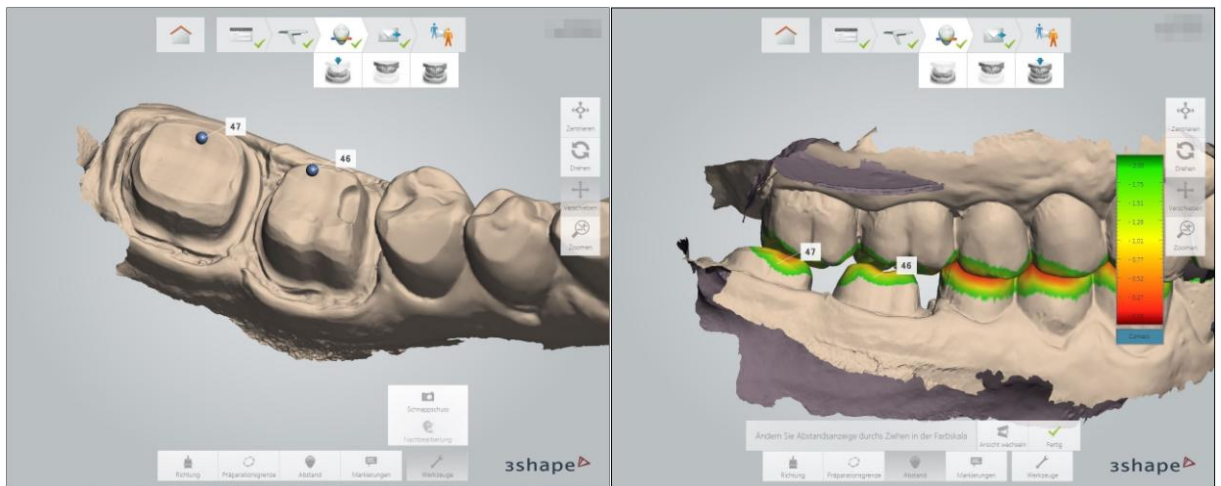


Abbildung 6: *Digitales Modell in der 3shape Dental Designer Software. Links im Bild ein Scan im vierten Quadranten mit den präparierten Zähnen 46 und 47. Rechts im Bild derselbe Quadrant während der Platzanalyse in Okklusion mit dem Gegenkiefer. Quelle: Rinke S, Rödiger M (2014): Integration der digitalen Abformung in ein restauratives Behandlungskonzept. Digital Dentistry 1/2014, S. 6–14. Abdruck mit freundlicher Genehmigung von PD Dr. Rinke.*

Auf beide Formen der Abformung folgte nach digitalem Design der Kronengerüste (3shape Dental Designer 2013, Fa. Heraeus, Hanau,) die Fertigung im CAD/CAM-Verfahren im Fräszentrum der Firma Heraeus (cara-System, Fa. Heraeus, Hanau). Die bei den Passungsparametern für die Einzelkronengerüste voreingestellte Zementspaltbreite betrug 0,04 mm. Das Gerüst mit der jeweils besseren klinischen Passung wurde zur Weiterverarbeitung und Eingliederung freigegeben (Abbildung 7).



Abbildung 7: *Klinische Einprobe eines Kronengerüsts aus Zirkoniumdioxid auf einem Zahn 26.*
Quelle: Rinke S, Rödiger M (2014): Integration der digitalen Abformung in ein restauratives Behandlungskonzept. Digital Dentistry 1/2014, S. 6–14. Abdruck mit freundlicher Genehmigung von PD Dr. Rinke.

Die Bewertung dieser Passgenauigkeit erfolgte durch zwei voneinander unabhängige, kalibrierte klinische Prüfer. Zusätzlich wurde eine zweiphasige Replikaabformung durchgeführt: Die Restaurationen wurden an ihren Innenflächen mit einem weißen Silikon (Coltex® extrafine, Coltène/ Whaledent GmbH + Co. KG, Langenau) befüllt und auf den präparierten Stumpf gesetzt und manuell mit maximalem Fingerdruck gesichert. Nach dem Abbinden des Silikons entfernte man die Restaurationen wieder. Die Silikonschicht wurde auf ihren präzisen und festen Sitz in den Kronen kontrolliert. Im Anschluss wurden diese Abformungen der Zementspalten durch Unterschichtung mit orangefarbenem A-Silikon (Aquasil Ultra XLV, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz) fixiert. Beide Silikone haben sich in allen Fällen miteinander verbunden und hafteten sicher aneinander. Es resultierten Replika der präparierten Stümpfe in orangenem Farbton mit den durch die weiße Schicht repräsentierten Zementspalten (Abbildung 8).

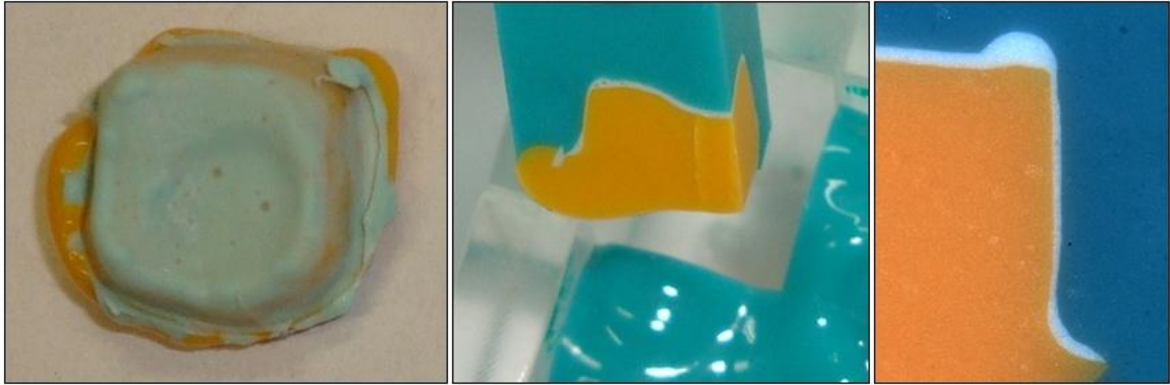


Abbildung 8: *Verwendete Replika. Links: Replik vor Überschichtung. Bei der hellen Schicht handelt es sich um das Silikon (Coltex® extrafine, Coltène/ Whaledent GmbH + Co. KG, Langenau), das in der ersten Phase der Replikaabformung den Spalt zwischen der Innenfläche der Krone und dem Zahnstumpf ausgefüllt hat. Ebenfalls zu erkennen ist das fixierende Silikon (Aquasil Ultra XLV, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz) in Orange. Es repräsentiert zugleich den präparierten Zahnstumpf. Mitte: Blick auf ein Replikaviertel nach Überschichtung und Schnitt in distomesialer und bukkooaler Richtung. Die Überschichtung ist im blauen Farbton zu erkennen. Sie repräsentiert im Grenzbereich zur hellen Silikonschicht die Innenseite der Krone. Zwischen dieser Innenseite der Krone und dem in Orange repräsentierten präparierten Zahn liegt der durch helles Silikon repräsentierte interne und marginale Spalt. Rechts: Aufsicht im Lot auf eine zu vermessende Schnittfläche eines Replik. Die Spaltbreite (Weiß) grenzt sich von Zahn (Orange) und Krone (Blau) ab.*

3.3 Pseudonymisierung

Alle Restaurationen, deren Replika verwendet und analysiert werden sollten, wurden vor deren Weiterverarbeitung pseudonymisiert und durchnummeriert. Die Pseudonymisierung erfolgte durch die Zuordnung zum digitalen oder analogen Workflow. Dabei wurden digital abgeformte Kronen mit „D“ und konventionell-analog abgeformte Kronen mit „A“ abgekürzt. Es erfolgte die Nummerierung jeder Probe, bezogen auf die Gesamtmenge aller Proben eines Workflows von 1 bis 20 (z.B. D1, D2, D3, A1, A2, A3). Die entstandenen Fotodateien, die im Anschluss vermessen wurden, wurden in digitalen Ordnern abgelegt. Die Ordner wurden durchgehend nummeriert und dem digitalen oder analogen Workflow zugeordnet. So entstanden Ordner 1-20 mit den Unterordnern „analog“ und „digital“, welche die jeweiligen Fotografien und Messungen enthielten. Die Fotodateien und Messungen waren somit komplett für Dritte anonymisiert.

3.4 Weiterverarbeitung der Silikon-Replika im Labor

Bereits bei erster Inspektion der Replika zeigten sich teils sehr schwache Schichten des hellen Silikons (Coltex® extrafine, Coltène/Whaledent GmbH + Co. KG Langenau). In einigen Fällen waren diese Schichten von so geringer Stärke, dass die tatsächliche Anwesenheit einer Silikonschicht nur durch dezente farbliche Kontraste innerhalb des orangenen Silikons sichtbar war (Abbildung 9).



Abbildung 9: Replikaabformung. Der Kasten markiert eine weiße Silikonschicht besonders geringer Stärke.

So erschien es fraglich, ob weißes Silikon derart schwacher Schichtstärke nach einem Schnitt der Replika noch erkennbar sein würde. Um eben auch diese dünnen Schichten mit einfachen Methoden sichtbar machen zu können, sollte ein durch Überschichtung mit blauem A-Silikon (Aquasil Ultra LV, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz) entstehender Farbkontrast zwischen den Silikonschichten diesem möglichen Problem entgegenwirken.

Hierzu wurden die Replika in eine eigens zum Zwecke dieser Studie hergestellten Kunststoff-Gussform eingesetzt. Diese stellte eine senkrechte axiale Ausrichtung der Replika sicher. Auch gewährleistete sie die an den Raumebenen orientierte Positionierung der Schnittflächen in distomesialer und bukkooraler Richtung. Dies hatte die Minimierung geometrischer Verzerrungen bei der folgenden lichtoptischen Vermessung zum Ziel.

3.5 Die Gussform

Bei der Gussform handelte es sich um geometrisch exakt gefertigte Kunststoff-Formen in Außenform eines Würfels (Sonderanfertigung der wissenschaftlichen Werkstatt, Göttingen). Die Kantenlängen der Innenflächen betragen 15 x 20 x 20 mm. Die Gussform war in zwei Teile zerlegbar, um die Entnahme der Replika nach der Überschichtung zu vereinfachen (Abbildung 10 und 11).

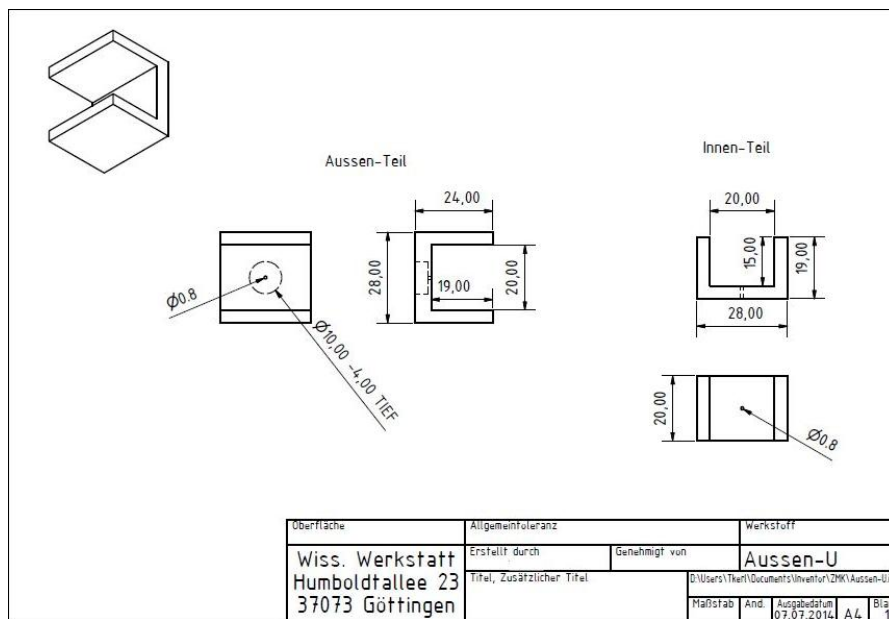


Abbildung 10: Konstruktionszeichnung der Gussform für die Überschichtung der Replika.

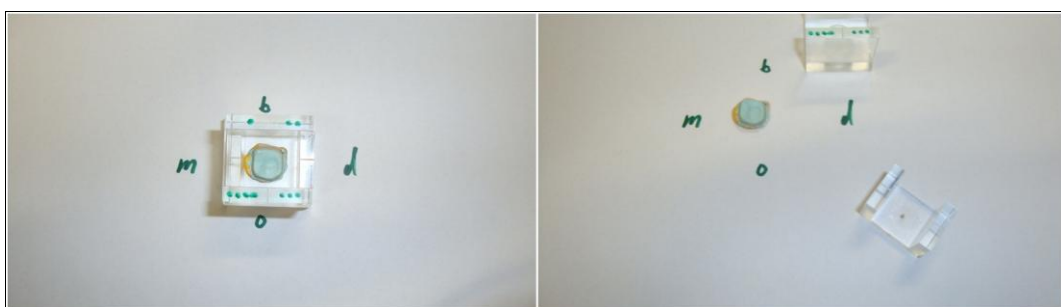


Abbildung 11: Die Gussform für die Überschichtung der Replika. Zur Anschauung links zusammengesetzt mit einer positionierten Replik, rechts in die beiden Einzelteile zerlegt. Eine Arbeitsunterlage aus Papier wurde mit den intraoralen Richtungsangaben mesial (m), distal (d), oral (o) und bukkal (b) beschriftet, um die Ausrichtung der Replika nach den beiden Schnittrichtungen (distomesial und bukkoooral) im Gusswürfel zu ermöglichen.

Die Ausrichtung der Replika innerhalb dieser geometrischen Form sollte gewährleisten, dass die späteren Schnittflächen parallel zu den Außenflächen des entste-

henden Silikonwürfels stehen. Die geschnittenen Replika konnten anschließend unter dem verwendeten Binokular-Mikroskop auf die Außenflächen der geviertelten Würfel gelegt werden. Die zu vermessenden Schnittflächen befanden sich dadurch parallel zur Tischebene (Abbildung 12). Optische Verzerrungen konnten so minimiert werden.

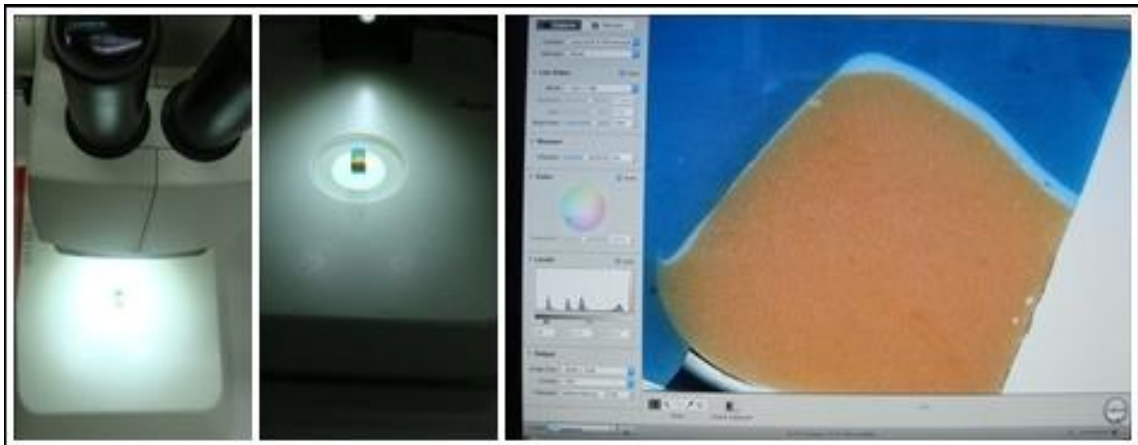


Abbildung 12: Links und Mitte: Position der Replikviertel unter dem Mikroskop, parallel zur Tischebene. Rechts: resultierende Echtzeitaufnahme einer zu vermessenden Schnittfläche während der Mikroskopie.

3.6 Übersichten der Proben

Die Innenflächen der Gussform aus Kunststoff wurden dünn mit Vaseline (Dirk Rossmann GmbH, Burgwedel) bestrichen. Somit wurde die Entnahme der Replikablocke nach der Übersichtung und Aushärtung des verwendeten Silikons erleichtert. Die Positionierung der Replika erfolgte auf einer einfachen Stecknadel (Werner Dorsch GmbH, Dieburg), die in einer dafür vorgesehenen Bohrung in der Gussform fixiert wurde (Abbildung 13).

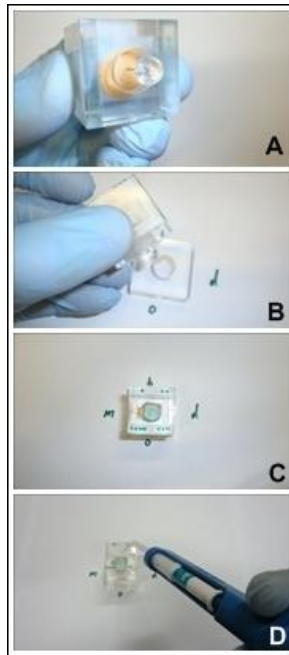


Abbildung 13: Vorbereitende Schritte zur Überschichtung. Stecknadeln fixierten die Replika nach deren Ausrichtung im Gusswürfel (A), hier Blick von unten auf den Gusswürfel. Der Gusswürfel wurde auf einem Ständer mit einer Aussparung für die überstehende Stecknadel positioniert (B und C). (D): Beginn des Überschichtens.

Die Lage der späteren Schnittführungen sowohl in der sagittalen als auch in der transversalen Ebene war auf dem Gussblock durch Einkerbungen im Kunststoff stets nachvollziehbar. Sobald die Replika positioniert waren, erfolgte die Überschichtung mittels blauem A-Silikon in Einmalkartuschen (Aquasil Ultra LV, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz). Das Vorgehen ist in Abbildung 14 dargestellt.

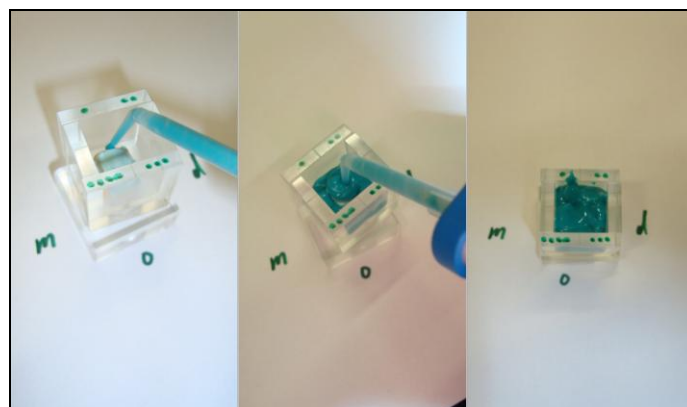


Abbildung 14: Überschichtung und Auffüllen des Gusswürfels mit dem blauen Silikon aus Einmalkartuschen. Zunächst wurde mit der zirkulären Auffüllung des Gusswürfels bis zur Lage der Präparationsgrenze begonnen (links). Die axialen Wände wurden mit Silikon überschichtet und alle Innenflächen des Gusswürfels wurden beschichtet bis die Okklusalfäche der Replika bedeckt war (Mitte). Die Abbindezeit der Silikonüberschichtung der Replika (rechts) betrug gemäß den Herstellerangaben fünf Minuten.

Durch die Verwendung von Einmalkartuschen konnte jede Probe mit frischem Silikon (Aquasil Ultra LV, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz) überschichtet werden. Es handelte sich hierbei um ein niedrig-visköses Silikon aus der identischen Abformmaterialreihe desselben Herstellers des zuvor verwendeten orangefarbenem Silikons (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz).

Der sichere Verbund zwischen den Materialien wurde zusätzlich im Vorfeld getestet. Nach der Abbindezeit gemäß den Herstellerangaben von fünf Minuten wurde der Silikonblock aus der Gussform entfernt. Zunächst wurde die Nadel wieder heraus gezogen. Daraufhin konnten die U-förmigen Einzelteile der Form voneinander getrennt und der entstandene Block entfernt werden (Abbildung 15). Alle verwendeten Hilfsmittel wurden den Replika zugeordnet und gemeinsam archiviert.

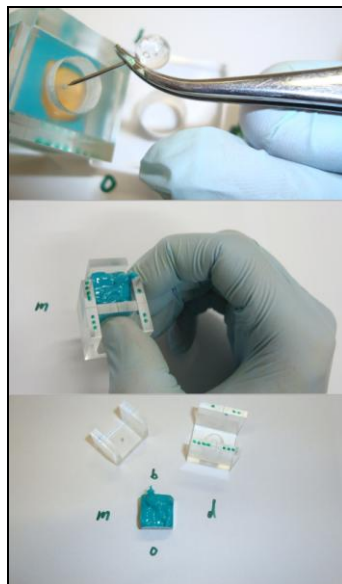


Abbildung 15: Lösung der überschichteten Replika aus Gusswürfel. Nach Entfernung der Stecknadeln (oben) konnte der Gusswürfel mit Fingerdruck in seine zwei Teile zerlegt werden (Mitte) und der entstandene Silikonblock freigelegt werden (unten).

3.7 Segmentieren der Proben

Zum Zerteilen in den gewünschten Raumachsen wurden die Replika nun in einen dazugehörigen zweiten speziell angefertigten Kunststoffwürfel eingesetzt. Dieser enthielt vier 0,2 mm breite Einschnitte als Führungsflächen für die Schnitte mit Rasierklingen, um eine saubere, achsgetreue Trennung zu gewährleisten. Diese wurden nach Maß für die verwendeten Rasierklingen (Wilkinson Sword Classic,

Wilkinson Sword GmbH, Solingen) hergestellt. Diese befanden sich an den Stellen, die bei Ausrichtung der Replika vor Überschichtung festgelegt wurden, denn die Führungsflächen entsprachen den Markierungen auf den Gusswürfeln (Abbildung 16 und 17).

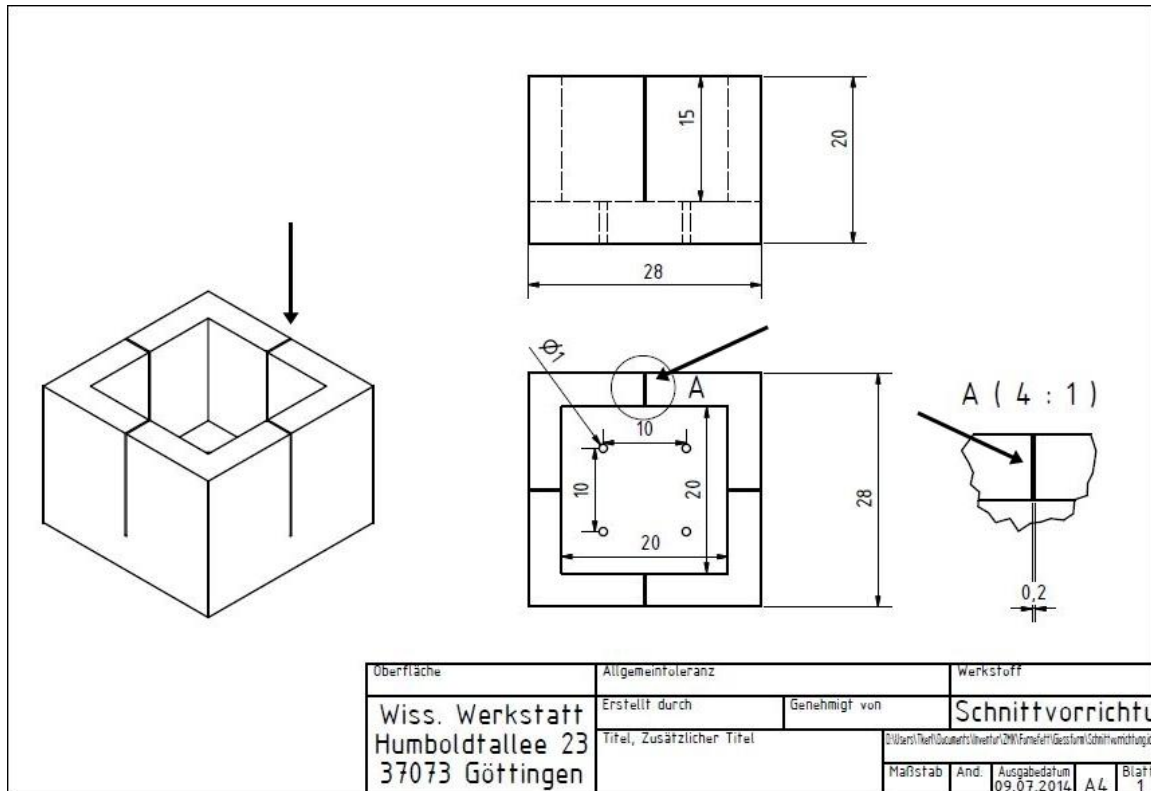


Abbildung 16: Konstruktionszeichnung der Schnittform. Erkennbar ist die dreidimensionale Darstellung der Schnittform sowie Darstellungen von der Seite und die Aufsicht. Die Schwarzen Pfeile zeigen auf eine der vier 0,2 mm breiten Einkerbungen, die als Schnittführungsflächen für die Rasierklingen dienten.

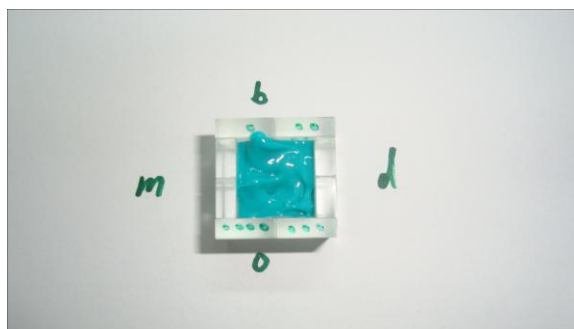


Abbildung 17: Schnittform mit Silikonwürfel. Auf der Arbeitsunterlage sind die intraoralen Lagebezeichnungen mesial (m), distal (d), bukkal (b) und oral (o) zu erkennen. Aus diesen ergeben sich die Schnittrichtungen distomesial und bukkooral.

Nach Einlegen des Silikonwürfels in die Schnittform (Abbildung 17) erfolgte das Trennen des Silikons in sagittaler und transversaler Richtung (Abbildung 18).

Hierzu wurden zweischneidige Rasierklingen verwendet (Wilkinson Sword Classic, Wilkinson Sword GmbH, Solingen). Jede Seite einer Klinge wurde nur einmalig für den jeweiligen sagittalen oder transversalen Schnitt genutzt. Dieses Vorgehen gewährleistete, dass jeder Schnitt mit einer neuen Schneide getätigt wurde. Die Qualität eines Schnittes ist vom Schneidspalt abhängig. Hierbei gilt, dass ein dünnerer Schneidspalt durch eine dünnere Klinge in einer höheren Qualität des Schnittes resultiert, wobei der Verschleiß der Schneide jedoch zunimmt (Risse 2012). Für jede der Replika waren zwei Schnitte möglichst gleicher Qualität nötig. Der beim Schneiden angewendete Druck war immer gerade so groß, dass die Klingen problemlos durch das Silikon gleiten konnten.

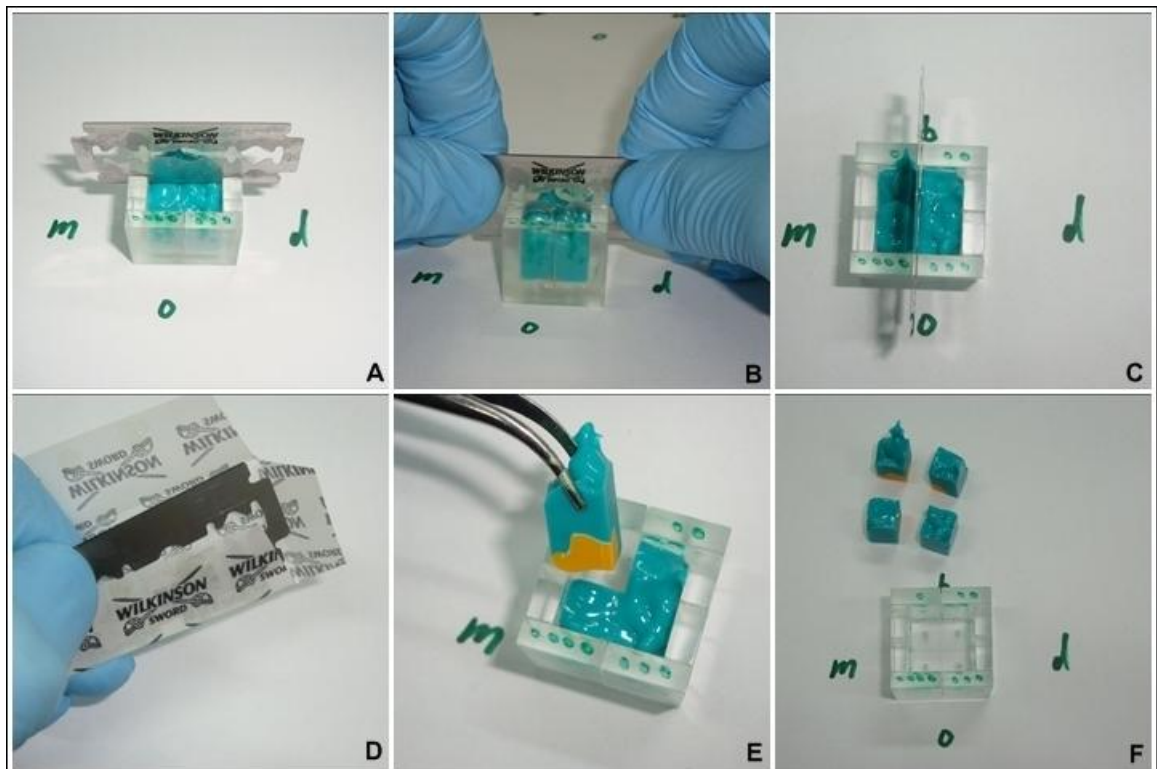


Abbildung 18: *Einige Schritte beim Trennen eines Replikawürfels. A) Darstellung der mesiodistalen Schnitttrichtung vor dem Schnitt - die Rasierklinge steckt in den Führungsflächen. B) Unter gleichmäßigem Druck gleitet die Rasierklinge durch den Silikonblock und trennt diesen. C) Darstellung der bukkoooralen Schnitttrichtung vor dem Schnitt - die Rasierklinge steckt in den Führungsflächen. D) Rückführung der Rasierklingen. E) Entfernen eines Segments des gewürfelten Silikonreplikawürfels. F) Die vier Replikasegmente nach dem Entfernen aus der Schnittform.*

Nach dem Schnitt wurde jede Klinge wieder verpackt und archiviert. Die entstandenen Viertel (Abbildung 19) wurden von eins bis vier im Uhrzeigersinn durchgehend nummeriert, immer oben links beginnend.

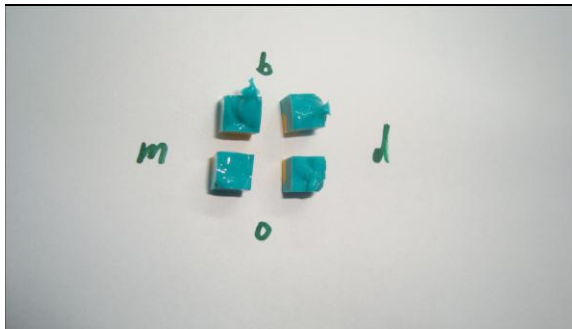


Abbildung 19: Getrennter Replikawürfel. Jede Schnittfläche konnte auch nach dem Schnitt intraoralen Richtungsbezeichnungen mesial (m), distal (d), bukkal (b) und oral (o) zugeordnet werden.

3.8 Messungen

Alle Schnittflächen wurden an einem Mikroskop (Leica EZ4D, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar) unter 35-facher Vergrößerung analysiert (Abbildung 20). Alle für die Messung relevanten Stellen wurden mit der Software Leica Acquire Version 1.0 (Leica- Microsystems, Wetzlar) fotografiert und im tiff-Dateiformat gespeichert.

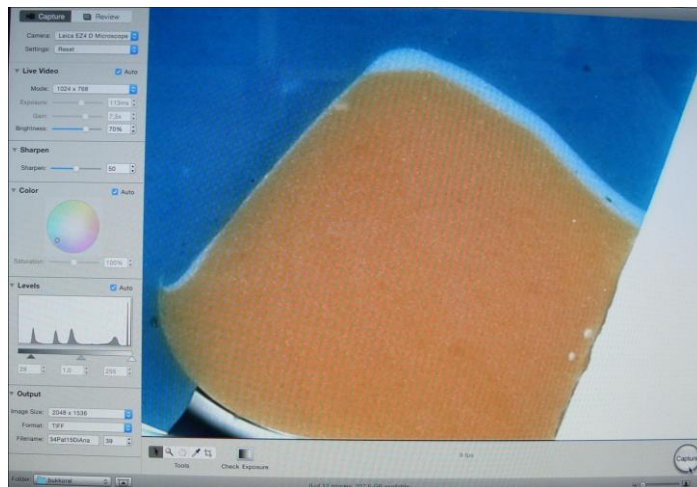


Abbildung 20: Benutzeroberfläche beim Mikroskopieren und Fotografieren. Orange: Präparierter Zahn, Blau: Krone, Weiß: die helle Silikonschicht gibt die interne und marginale Spaltbreite kontrastreich sichtbar wieder.

Es war in dieser Vergrößerung nicht möglich, alle relevanten Stellen in einer Einstellung scharf zu mikroskopieren und fotografieren. Dies ist der Tatsache geschuldet, dass der Durchmesser des Objektfelds vom Mikroskop in 35-facher Vergrößerung 5,7 mm betrug. Aus diesem Grund musste für jede Probe individuell entschieden werden, ob der gewünschte Messpunkt auf dem Foto enthalten war oder nicht.

Insgesamt handelte es sich um 2061 Photographien. Aus diesen wurden zum reinen Vermessungsvorgang 1580 Aufnahmen ausgewählt, vermessen und danach im Anschluss als .zvi-Datei gespeichert. Die Vermessung der Schichtdicken der weißen Silikonschicht erfolgte mit der Software der Firma Zeiss (Zeiss Axio Vision LE 4.8, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena). Jedes True Color Bild mit einer Farbtiefe von 24 Bit wurde hierzu in Originalgröße (2048 x 1536 Pixel) betrachtet und an den gewünschten Messpunkten vermessen. Hierzu wurde das Längenmesswerkzeug mit Aufnahmen einer Mikrometerskala (Motic Calibration Slides, Motic-Europe, Barcelona, Spanien) in der relevanten 35-fachen Vergrößerung kalibriert (Abbildung 21). Die Skalierungsfaktoren ergaben für die x-Achse 1,51 $\mu\text{m}/\text{Pixel}$, ebenso wie für die y-Achse: 1,51 $\mu\text{m}/\text{Pixel}$.

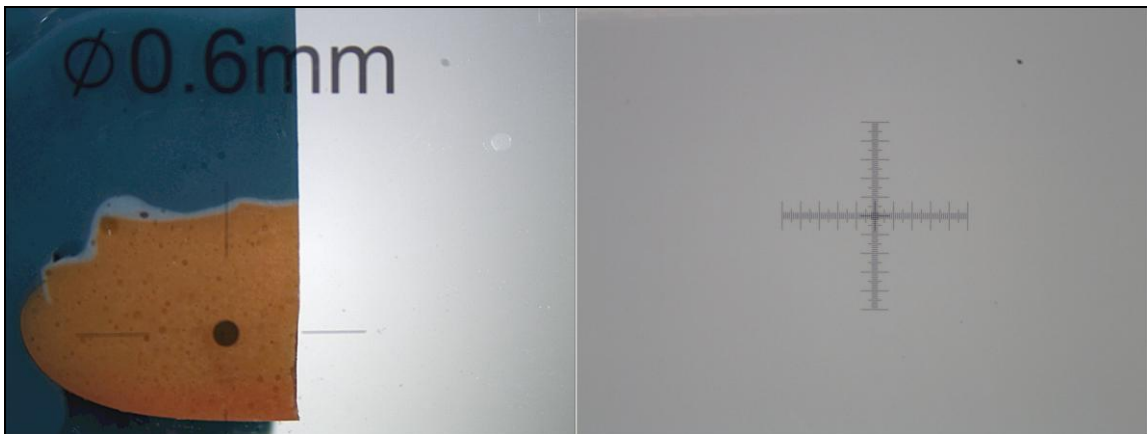


Abbildung 21: Motic Calibration Slides. Links: 0,6 mm Calibration Slide zur Anschauung über Replika gelegt und fotografiert. Rechts: Mikrometerskala der Motic Calibration Slides.

Alle Aufnahmen und Messungen wurden archiviert. Die ermittelten Messwerte wurden in eine Excel-Tabelle (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) übertragen. Insgesamt wurden 2560 Messungen durchgeführt.

3.8.1 Messpunkte der internen Passung

Zur Ermittlung der internen Passung wurden die Schichtdicken des weißen Silikons auf jeder Schnittfläche an der in der Literatur üblichen Positionen am Zahnstumpf ermittelt (Colpani et al. 2013; Huang et al. 2015; Kokubo et al. 2005; Reich et al. 2008). Zusätzlich wurden an der axialen Wand die geringsten und

höchsten Schichtstärken erfasst. Es handelte sich um insgesamt sechs Messpunkte, dargestellt in Abbildung 22.

Somit ergaben sich in Bezug auf die interne Passung in mesiodistaler Richtung 24 Messungen sowie in bukkooraler Richtung ebenfalls 24. Pro Replik wurden somit 48 Werte ermittelt. Messpunkte an aneinander angrenzenden Schnittflächen entsprachen weitestgehend dem gleichen Punkt am präparierten Stumpf (Laurent et al. 2008), weshalb deren Mittelwert im Folgenden für die statistische Auswertung genutzt werden sollte. Somit konnten Messfehler reduziert werden.

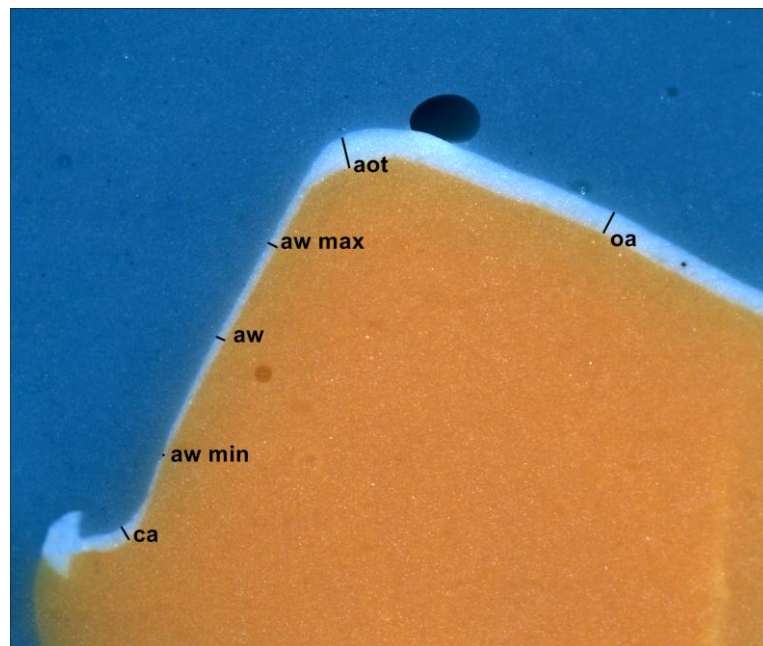


Abbildung 22: Schematische Darstellung der Messpunkte von links nach rechts (die Linien entsprechen der jeweils zu messenden Spaltbreite):
chamfer area (ca): Der Übergangsbereich von Präparationsgrenze zur axialen Wand;
axial wall (aw): Die Axiale Wand. Gemessen wurde die Schichtdicke am Mittelpunkt der axialen Wand;
aw min und aw max: Die axial geringste Schichtdicke (aw min) und die axial höchste Schichtdicke (aw max);
axio-occlusal transition area (aot): Der Übergangsbereich von axialer Wand zur Okklusalfläche;
occlusal area (oa): Im Bereich der Okklusalfläche wurde am Mittelpunkt der Strecke gemessen.

3.8.2 Messpunkte der marginalen Passung

Zur Ermittlung der marginalen Passung wurden an jeder Schnittfläche die absolute marginale Diskrepanz und der marginale Spalt vermessen.

Die Festlegung der Messpunkte geschah hierbei nach den von Holmes 1989 vorgeschlagenen Definitionen und Nomenklaturen (Holmes et al. 1989). In der

vorliegenden Arbeit fanden die unten aufgeführten Punkte Anwendung. Diese sind in der Abbildung 23 dargestellt.

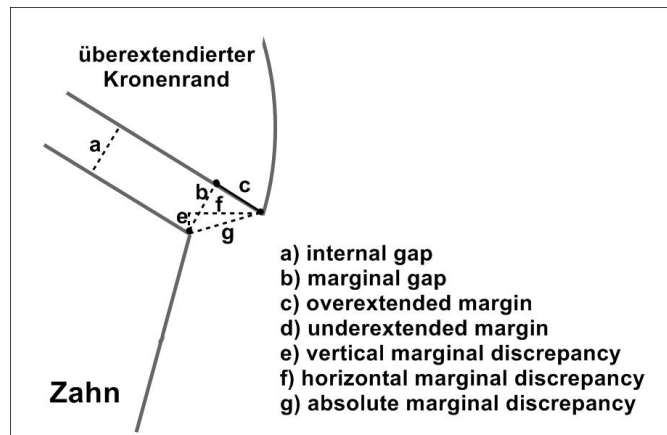


Abbildung 23: Darstellung des marginalen Randspaltes modifiziert nach Holmes 1989, *Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent* 62(4), 405–408, Seite 406.

marginal gap (mg)= marginaler Randspalt, entspricht „marginal gap“ nach Holmes.

absolute marginal gap (absol mg)= absoluter marginaler Randspalt, entspricht „absolute marginal discrepancy“ nach Holmes.

Es ergaben sich pro Replik in distomesialer Richtung sowie in bukkooraler Richtung acht Messungen. Pro Replik wurden somit 16 Werte ermittelt. Messpunkte an den aneinander angrenzenden Schnittflächen entsprachen auch hier weitestgehend dem exakt gleichen Punkt (Laurent et al. 2008), wie für die Messungen der internen Passung erläutert.

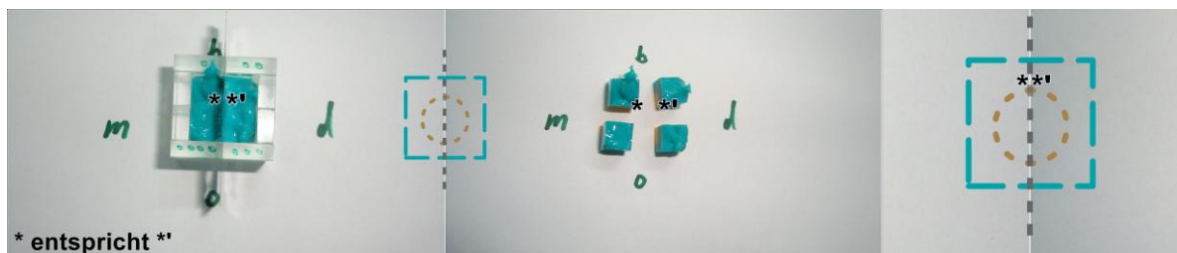


Abbildung 24: Schematische Darstellung sich entsprechender Punkte an gegenüberliegenden Schnittflächen. Der in 1), 3) und 4) mit * markierte Punkt entspricht dem Punkt *: 1) Replikablock in Schnittform mit Rasierklinge, 2) Schemazeichnung zu 1), 3) geschnittener Replikawürfel, 4) die Schemazeichnung soll verdeutlichen: Der Punkt * links von der grau dargestellten Schnittfläche der Rasierklinge entspricht dem Punkt * rechts der Schnittfläche.

Aus diesem Grund wurde jeweils aus diesen beiden Punkten der Mittelwert ermittelt, so dass Messfehler nivelliert werden konnten. Die ermittelten Mittelwerte

stellten die Datenpunkte der weiterführenden statistischen Auswertung dar. Aus jeweils einem analogen und einem digitalen Datenpunkt setzte sich ein Datenpaar für den Vergleich zusammen. Die Erkennbarkeit des Kronenrandes und der Präparationsgrenze auf den Schnittflächen war Voraussetzung für eine bestmöglich genaue Messung. Nicht erkennbare Präparationsgrenzen sowie Kronenränder wurden von der Analyse ausgeschlossen und als nicht vermessbar vermerkt.

3.9 Statistische Analyse

Zur statistischen Analyse wurden sowohl Elemente der deskriptiven als auch der induktiven Statistik angewendet, um eine umfassende Auswertung der erhobenen Daten zu erstellen. Insgesamt wurden 2560 Messungen ausgewertet.

3.9.1 Interne Passung

Bei jeder einzelnen der Replik entstanden bei der Vermessung der internen Passung sowohl in mesiodistaler Richtung sowie in bukkoochthaler Richtung 24 Messwerte. Insgesamt wurden hier pro Replik also 48 Werte ermittelt. Für jeden der sechs Messpunkte der internen Passung (ca, aw, aw min, aw max, aot, oa) entsprach dies je acht Messungen. Bei einer Gesamtzahl von 20 Proben ergaben sich somit für jeden Messpunkt 160 Messungen, aus denen 80 Mittelwerte (bzw. Datenpunkte) errechnet wurden. Die Mittelwerte wurden jeweils aus den beiden sich an derselben Schnittfläche gegenüberliegenden Messpunkten berechnet, da sich diese weitestgehend entsprachen und den gleichen Punkt darstellten (Laurent et al. 2008).

Bei allen Messpunkten, bis auf aot, konnten alle Messungen durchgeführt und aus diesen 80 Datenpunkte errechnet werden. Für aot mussten zwei Messungen verworfen werden, weil dort die weiße Silikonschicht gerissen und somit nicht sicher messbar war. So stand für die statistischen Berechnungen für aot eine Gesamtzahl von zweimal 79 Datenpunkten, also 79 Datenpaaren, statt 80 zur Verfügung. Die dargestellten Erhebungen galten jeweils für analog und für digital abgeformte Restaurationen.

3.9.2 Marginale Passung

Zur Ermittlung der marginalen Passung ergaben sich sowohl in mesiodistaler Richtung als auch bukkoooral acht Messungen. So wurden hier pro Probe insgesamt 16 Werte ermittelt. Dies entsprach für jeden der zwei Messpunkte der marginalen Passung (mg, absol mg) acht Messungen. Bei einer Gesamtzahl von 20 Proben ergaben sich somit für jeden Messpunkt 160 Messungen. Aus diesen 160 Messpunkten wurden 80 Mittelwerte errechnet. Insgesamt 54 Messungen der marginalen Passung mussten verworfen werden, dies entsprach 33,75% und 27 Mittelwerten. Grund dafür war, dass bei den betreffenden Replika entweder der Kronenrand oder die Präparationsgrenze nicht sicher erkennbar waren. Die Randspalten konnten dort somit nicht gemessen werden.

Für den marginalen Spalt wurden 53 Datenpaare in die statistische Berechnung einbezogen. Für die absolute marginale Diskrepanz konnten 52 Datenpaare verwendet werden. Die dargestellten Erhebungen galten jeweils für analog und für digital abgeformte Restaurationen.

3.9.3 Statistische Berechnungen mit MATLAB

Die Messdaten wurden aus einer Excel-Tabelle (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) extrahiert und in MATLAB (The Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, USA) inklusive des MATLAB-Plugins „Statistics Toolbox“ einem statistischen Hypothesentest unterzogen. Diese Tests bestimmten die mögliche Signifikanz der Unterschiede zwischen den zentralen Tendenzen der untersuchten Gruppen. Sie ermöglichten somit eine fundierte Interpretation der erhobenen Messungen. So konnte mit dem hier angebrachten *Two-Sided Wilcoxon Signed Rank Test* ermittelt werden, ob die erhobenen Unterschiede der Mediane zwischen den betrachteten Gruppen rein zufällig oder tatsächlich signifikant waren.

3.9.3.1 Statistischer Hintergrund im Detail

Die Gruppen stellen die analog und die digital abgeformten Restaurationen dar. Die Gruppen enthalten jeweils die Stichproben, also die berechneten Datenpunkte für jede betrachtete interne und marginale Passung. Abhängig von den erhobenen

Messwerten sollte ein passender Hypothesentest ausgewählt werden, um eine möglichst genaue Interpretation zu ermöglichen. Für die Wahl eines geeigneten Hypothesentests mussten drei Faktoren betrachtet werden: Erstens musste festgestellt werden, wie viele Gruppen mit dem Hypothesentest untersucht werden sollen. Das entsprach im vorliegenden Fall stets zwei Gruppen. Weiterhin musste geklärt werden, ob die zu untersuchenden Gruppen einer normalverteilten Grundgesamtheit unterliegen. Zusätzlich war entscheidend, ob eine Varianzhomogenität zwischen den betrachteten Gruppen vorlag (Janczyk und Pfister 2013). Zur Untersuchung der Normalverteilung wurde der *Shapiro-Wilk-Test* herangezogen, welcher für jede untersuchte Gruppe einzeln angewendet wurde. Die Varianzhomogenität zwischen den betrachteten Gruppen konnte mit dem *Levene-Test* bestimmt werden.

Der *Shapiro-Wilk-Test* sowie der *Levene-Test* gehören, wie auch der später gewählte Test zur Untersuchung der Unterschiede der zentralen Tendenzen, zur Gruppe der Hypothesentests. Hier wird eine Entscheidung über die Gültigkeit bzw. Ungültigkeit einer sogenannten Nullhypothese auf empirischer Basis getroffen. Die Ergebnisse dieser Tests stellen stets einen p-Wert dar. Der p-Wert gibt eine Wahrscheinlichkeit wieder und kann somit einen Wert zwischen 0 und 1 annehmen. Der p-Wert gibt an, wie wahrscheinlich das Auftreten der erhobenen Messungen ist, falls die angenommene Nullhypothese wahr ist. Dies hat zur Folge, dass ein sehr kleiner p-Wert zu einer Ablehnung der angenommenen Nullhypothese führt (Janczyk und Pfister 2013). Der Grenzwert für die Ablehnung der Nullhypothese wird Signifikanzniveau α genannt und meistens auf $\alpha=0,05$ gesetzt, insbesondere in vergleichbaren klinischen Studien (Boeddinghaus et al. 2015; Zarauz et al. 2015; Reich et al. 2011; Syrek et al. 2010; Kokubo et al. 2005). Die Nullhypothese des *Shapiro-Wilk-Tests* nimmt an, dass die Grundgesamtheit der untersuchten Gruppen normalverteilt ist, weswegen ein geringer p-Wert für die Annahme einer nicht-normalverteilten Grundgesamtheit steht (Duller 2008). Bei der Verwendung des *Levene-Tests* wird als Nullhypothese angenommen, dass die Varianzen der Stichprobengruppen gleich sind (Rudolf und Kuhlisch 2008).

Aufgrund des *Shapiro-Wilk-* und des *Levene-Tests* mit einem Signifikanzniveau $\alpha=0,05$ konnte erkannt werden, dass die Grundgesamtheit der ermittelten Daten nur selten einer Normalverteilung unterlagen, jedoch fast immer eine Varianzhomogenität zwischen den Gruppen vorlag. Dies führte dazu, dass ein nichtparamet-

rischer Hypothesentest zur Untersuchung der zentralen Tendenzen heran gezogen werden musste. Es galt weiter zu beachten, dass in diesem Fall abhängige Stichproben vorliegen, da bei diesen eine paarweise und eindeutige Zuordnung zwischen Stichproben der Gruppen möglich war.

Die Wahl fiel daher auf den *Two-Sided Wilcoxon Signed Rank Test*, welcher auch als Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test bekannt ist (Siegel und Castellan 1988).

Lediglich in einem Fall lagen Normalverteilungen und eine Varianzhomogenität vor, allerdings wurde in diesem Fall auch der nichtparametrische Hypothesentest verwendet, um innerhalb einer Studie nicht zwischen unterschiedlichen Tests zu wechseln.

Die Ergebnisse der Untersuchungen der Medianunterschiede für jede interne und marginale Passung zwischen analog und digital abgeformter Restaurationen wird im Ergebnisteil dargestellt (Abschnitt 4.4, Tabelle 8).

3.9.3.2 Statistischer Vortest: Evaluation richtungsabhängiger Passungsunterschiede

Den zuvor beschriebenen Ermittlungen der Medianunterschiede der internen und marginalen Passungen voran ging die Untersuchung auf präparationsrichtungsabhängige Unterschiede am Zahnstumpf. Untersucht wurde, ob die Passung in distomesialer Richtung Unterschiede zur Passung in bukkooraler Richtung aufwies (Abbildung 25). So sollte evaluiert werden, ob ein „Pooling“ der Messdaten beider Präparationsrichtungen zu einem Mittelwert je Messpunkt zulässig sei oder ob die distomesial und bukkooral gemessenen Passungen getrennt voneinander analysiert werden sollten.

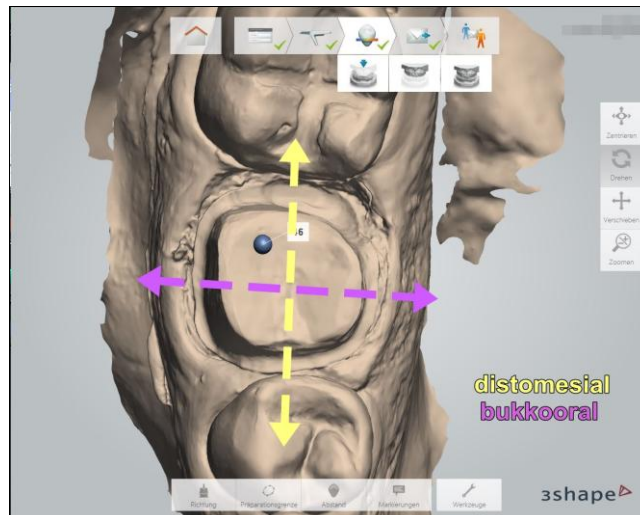


Abbildung 25: Schemazeichnung der Schnittrichtungen. Gelb dargestellt: distomesiale Richtung, Lila dargestellt: bukkoorale Richtung. Quelle: Rinke S, Rödiger M (2014): Integration der digitalen Abformung in ein restauratives Behandlungskonzept. *Digital Dentistry* 1/2014, 6–14. Abdruck mit freundlicher Genehmigung von PD Dr. Rinke.

Bei diesen richtungsabhängigen Erhebungen lagen unabhängige Stichproben vor. Dies begründet sich darin, dass man einer bestimmten distomesialen Messung keine eindeutige bukkoorale Messung zuordnen konnte. Hier lagen meist keine Normalverteilungen vor, also wurde auf den nichtparametrischen Test für unabhängige Stichproben, den *Two-Sided Wilcoxon Rank Sum Test* zurückgegriffen, auch bekannt als Wilcoxon-Rangsummentest, Mann-Whitney oder U-Test (Rasch 2014). Im Ergebnisteil ist die richtungsabhängige Evaluation der erhobenen Werten dargestellt (Abschnitt 4.4, Tabelle 9).

3.9.3.3 Kongruenz zwischen Mittelwerten und Medianen

Die Mehrzahl der in der Literatur verfügbaren Studien zum internen und marginalen Passungsverhalten stellen ihre Ergebnisse in Form von Mittelwerten dar. Durch die Annahme einer symmetrischen Verteilung folgt eine Kongruenz zwischen Mittelwert und Median (Ewens und Grant 2005). Somit wird eine Fokussierung auf Mittelwert und Standardabweichung hinsichtlich der Darstellung der Messergebnisse und der Diskussion im späteren Verlauf der Arbeit ermöglicht. Aus Gründen der Vergleichbarkeit wird sich deshalb auch hier in der Darstellung der Messergebnisse sowie deren Diskussion auf die Mittelwerte und deren Standardabweichung bezogen. Die in dieser Studie nötigen Hypothesentests prüften jedoch zunächst immer die Medianunterschiede. Hierbei muss allerdings

beachtet werden, dass die zweiseitige Nullhypothese des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Tests sich auf die Mediane der erhobenen Messdaten bezieht, die Nullhypothese des Wilcoxon-Rangsummentests jedoch sowohl auf den Mittelwert als auch auf den Median bezogen werden kann.

Die aus den Messdaten resultierenden Mediane, 0,25- und 0,75-Quartile sowie die Interquartilsabstände sind in den Tabellen im Ergebnisteil (s. Abschnitt 4) dargestellt.

4. Ergebnisse

Für die interne Passung ergaben sich statistisch signifikante Unterschiede zwischen digital und konventionell abgeformten Restaurationen. Die marginale Passung zeigte keine signifikanten Passungsunterschiede zwischen den beiden verglichenen Abformverfahren.

Im Rahmen der richtungsabhängigen Vortests zeigte die interne Passung am Messpunkt aot in distomesialer Richtung statistisch signifikant geringere Messergebnisse als in bukkooaler Richtung ($167,7 \pm 74,2 \mu\text{m}$ / $206,1 \pm 76,5 \mu\text{m}$). Die analoge Abformtechnik zeigte am Punkt aw min in distomesialer Richtung ein statistisch signifikant geringeres Messergebnis als in bukkooaler Richtung ($37,7 \pm 39,1 \mu\text{m}$ / $49,1 \pm 34,3 \mu\text{m}$). An den übrigen Messbereichen der internen Passung und bei der marginalen Passung wurden während der Vortests keine signifikanten Unterschiede ermittelt.

In den Hauptuntersuchungen zur Evaluation interner und marginaler Passungsunterschiede zwischen der digitalen und analogen Abformtechnik konnten an zwei Messbereichen der internen Passung statistisch signifikante Unterschiede ermittelt werden. Am Übergang der Präparationsgrenze zur axialen Wand (ca) waren die Messergebnisse digital abgeformter Restaurationen signifikant geringer als bei konventioneller Abformung ($117,9 \pm 74,2 \mu\text{m}$ / $147,9 \pm 63,9 \mu\text{m}$). Desweiteren wurden im okklusalen Bereich (oa) bei digital abgeformten Restaurationen statistisch signifikant geringere Messergebnisse als mit dem analogen Abformverfahren erreicht ($164,2 \pm 73,2 \mu\text{m}$ / $207,6 \pm 70,0 \mu\text{m}$). Weitere signifikante Unterschiede wurden weder an den übrigen Messpunkten der internen Passung noch im Rahmen der Analyse der marginalen Passung ermittelt. Diese hier einleitend vorgestellten Ergebnisse werden im Folgenden detailliert dargestellt.

4.1 Interne Passung

In Tabelle 2 sind die Mittelwerte und Mediane der Messungen zur Erhebung der internen Passung dargestellt. Dick gedruckte Werte stellen jene dar, die im Vergleich einen signifikanten ($\alpha=0,05$) Unterschied aufweisen.

Messpunkt	n	Analog		Digital	
		Mittelwert (Standardabweichung) [μm]	Median (0,25-0,75 Quartil) [μm]	Mittelwert (Standardabweichung) [μm]	Median (0,25-0,75 Quartil) [μm]
ca	80	147,9 ($\pm 63,9$)	142,6 (108,9-191,6)	117,9 ($\pm 74,2$)	98,4 (67,3-141,5)
aw	80	73,9 ($\pm 40,0$)	65,0 (47,0-99,4)	74,7 ($\pm 42,4$)	64,4 (46,6-93,0)
aw min	80	43,4 ($\pm 37,0$)	35,1 (18,7-63,3)	34,8 ($\pm 28,7$)	29,6 (16,7-43,3)
aw max	80	129,5 ($\pm 55,7$)	126,6 (86,3-156,6)	119,5 ($\pm 57,7$)	105,6 (80,5-142,1)
aot	79	182,9 ($\pm 66,1$)	175,6 (140,3-232,9)	187,2 ($\pm 77,4$)	178,4 (135,4-228,0)
oa	80	207,6 ($\pm 70,0$)	197,8 (163,2-237,8)	164,2 ($\pm 73,2$)	142,8 (108,9-195,0)

Tabelle 2: Mittelwerte und Mediane der Messungen zur Erhebung der internen Passung

In Tabelle 3 sind die Mittelwerte und Mediane zur internen Passung der auf analoger Abformung basierenden Restaurationen in Bezug auf die Schnittebenen in distomesialer (dm) und bukkoooraler (bo) Richtung aus den Vortests dargestellt. Dick gedruckte Werte stellen jene dar, die im Vergleich einen signifikanten ($\alpha=0,05$) Unterschied aufweisen. Dies war hier nur an einem Punkt (aw min) der Fall.

Messpunkt	Digital/Analog	n dm	n bo	dm		bo	
				Mittelwert (Standardabweichung) [μm]	Median (0,25-0,75 Quartil) [μm]	Mittelwert (Standardabweichung) [μm]	Median (0,25-0,75 Quartil) [μm]
ca	A	40	40	161,4 ($\pm 65,3$)	164,0 (115,9-205,3)	134,4 ($\pm 60,3$)	132,3 (104,2-159,7)
aw	A	40	40	69,6 ($\pm 46,1$)	55,0 (40,4-96,4)	78,2 ($\pm 32,9$)	72,1 (56,6-104,4)
aw min	A	40	40	37,7 ($\pm 39,1$)	27,0 (10,5-52,9)	49,1 ($\pm 34,3$)	42,0 (25,6-65,5)
aw max	A	40	40	133,8 ($\pm 61,6$)	121,9 (84,3-166,8)	125,1 ($\pm 49,4$)	127,7 (88,8-151,6)
aot	A	39	40	170,9 ($\pm 70,5$)	155,3 (126,7-214,7)	194,6 ($\pm 60,0$)	186,7 (152,2-239,3)
oa	A	40	40	214,8 ($\pm 68,6$)	211,6 (167,8-258,2)	200,4 ($\pm 71,5$)	191,6 (155,2-223,1)

Tabelle 3: Vortest: Mittelwerte und Mediane zur internen Passung der auf analoger Abformung basierenden Restaurationen in Bezug auf die Schnittebenen in distomesialer (dm) und bukkoooraler (bo) Richtung. Die Stichprobenanzahl n wurde für jede Gruppe einzeln angegeben, weil bei unabhängigen Stichproben die Anzahl der Messpunkte zwischen den Gruppen nicht gleich sein musste.

In Tabelle 4 sind die Mittelwerte und Mediane zur internen Passung der auf digitaler Abformung basierenden Restaurationen in Bezug auf die Schnittebenen in distomesialer und bukkoooraler Richtung aus den Vortests dargestellt. Dick gedruckte Werte stellen jene dar, die im Vergleich einen signifikanten ($\alpha=0,05$) Unterschied aufweisen. Dies war hier nur bei einem Punkt (aot) der Fall.

Messpunkt	Digital/Analog	n dm	n bo	dm		bo	
				Mittelwert (Standardabweichung) [µm]	Median (0,25-0,75 Quartil) [µm]	Mittelwert (Standardabweichung) [µm]	Median (0,25-0,75 Quartil) [µm]
ca	D	40	40	114,7 (±68,2)	97,2 (69,2-136,8)	121,2 (±80,5)	104,2 (65,3-153,8)
aw	D	40	40	75,0 (±38,2)	63,8 (43,3-97,1)	74,4 (±46,8)	64,4 (49,2-89,7)
aw min	D	40	40	38,2 (±28,6)	30,2 (20,8-41,1)	31,3 (±28,7)	29,5 (9,4-45,1)
aw max	D	40	40	120,8 (±46,7)	110,2 (91,8-142,1)	118,2 (±67,5)	93,4 (75,4-140,1)
aot	D	39	40	167,7 (±74,2)	161,2 (106,6-210,9)	206,1 (±76,5)	199,3 (155,9-243,0)
oa	D	40	40	167,0 (±66,6)	156,8 (119,2-200,3)	161,4 (±79,9)	139,4 (108,1-192,0)

Tabelle 4: Vortest: Mittelwerte und Mediane zur internen Passung der auf digitaler Abformung basierenden Restaurationen in Bezug auf die Schnittebenen in distomesialer und bukkooraler Richtung. Die Stichprobenanzahl n wurde für jede Gruppe einzeln angegeben, weil bei unabhängigen Stichproben die Anzahl der Messpunkte zwischen den Gruppen nicht gleich sein musste.

Die Ergebnisse der Vortests in den Tabellen 3 und 4 zeigen, dass die Schnittrichtung keinen relevanten Einfluss auf die interne Passung hatte und so ein Vergleich der Abformtechnik mit „gepoolten“ Messwerten sinnvoll war.

ca: chamfer area

Der errechnete Mittelwert des Zementspalts im Übergangsbereich von der Präparationsgrenze zur axialen Wand (Abbildung 27) betrug für die analog abgeformten Restaurationen 147,9 µm (±63,9 µm) und für die digital abgeformten Restaurationen 117,9 µm (±74,2 µm).

Der Mittelwert digital abgeformter Restaurationen stellte sich damit statistisch signifikant geringer dar ($p=0,0002$, hochsignifikant). Der Medianwert (s. Tabelle 2) kongruierte zu dieser Tendenz.

Im Boxplot-Diagramm in Abbildung 26 wird die Verteilung der Messergebnisse der analog und digital abgeformten Präparationen gegenüber gestellt.

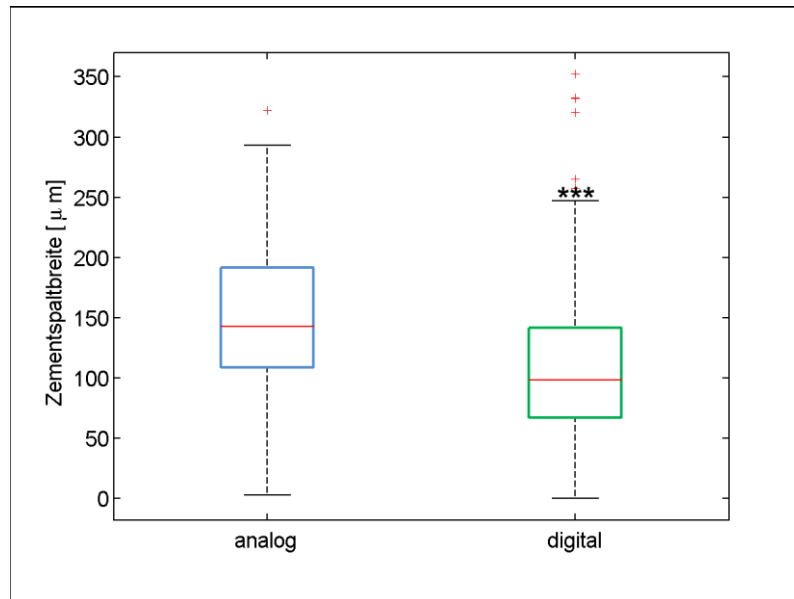


Abbildung 26: chamfer area – Vergleich der Messwerte für die analoge und die digitale Abformtechnik. Die statistisch hochsignifikant geringeren Ergebnisse sind markiert (***)

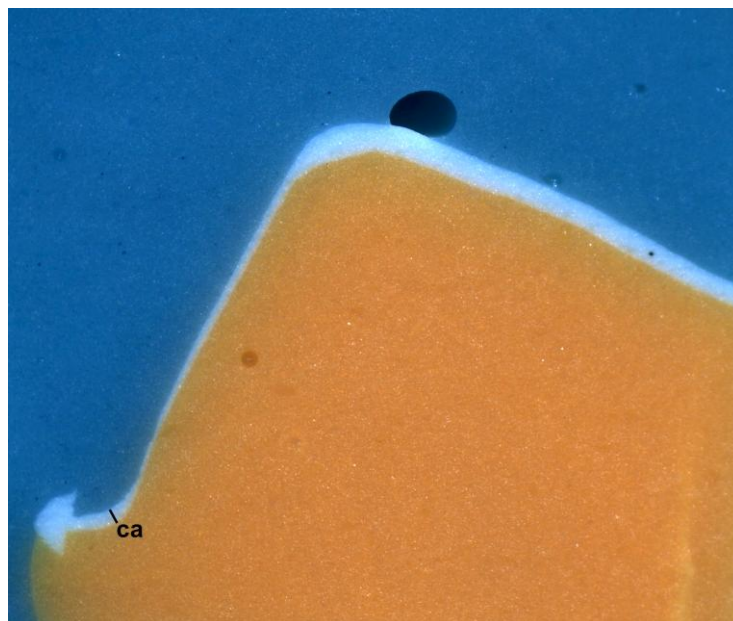


Abbildung 27: Darstellung des Messpunkts „chamfer area“ (ca). Die ermittelten Mittelwerte betragen für die analog abgeformten Restaurationen $147,9 \mu\text{m}$ ($\pm 63,9 \mu\text{m}$) und für die digital abgeformten Restaurationen $117,9 \mu\text{m}$ ($\pm 74,2 \mu\text{m}$).

aw: axial wall

Der errechnete Mittelwert der Schichtdicke in der Mitte der axialen Wand (Abbildung 29) betrug für die analog abgeformten Restaurationen $73,9 \mu\text{m}$ ($\pm 40,0 \mu\text{m}$) und für die digital basierten Restaurationen $74,7 \mu\text{m}$ ($\pm 42,4 \mu\text{m}$). Die Mittelwerte wiesen keinen signifikanten Unterschied auf. Die Medianwerte (s.

Tabelle 2) wiesen zu dieser Tendenz Kongruenz auf. Im Boxplot in Abbildung 28 wird die Verteilung der Messergebnisse der analog und digital abgeformten Präparationen vergleichend gegenüber gestellt.

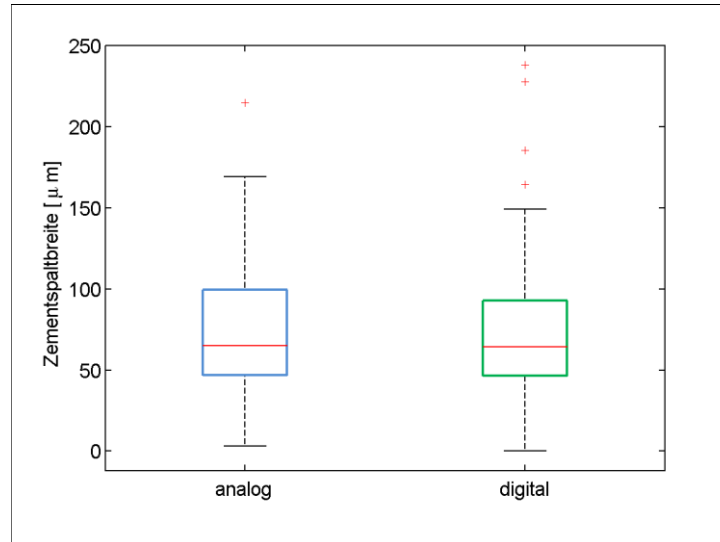


Abbildung 28: axial wall – Vergleich der Messwerte für die analoge und die digitale Abformtechnik.

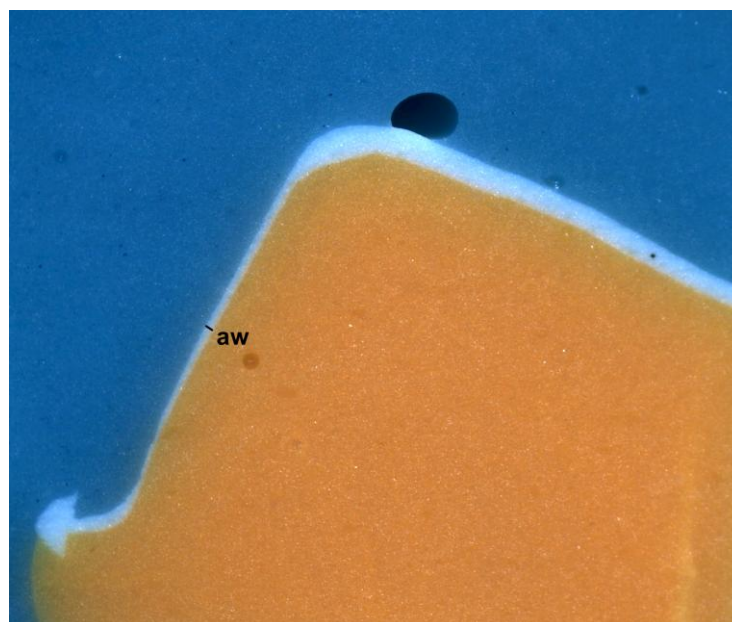


Abbildung 29: Darstellung des Messpunkts „axial wall“ (aw). Die ermittelten Mittelwerte betragen für die analog abgeformten Restaurationen $73,9 \mu\text{m}$ ($\pm 40,0 \mu\text{m}$) und für die digital basierten Restaurationen $74,7 \mu\text{m}$ ($\pm 42,4 \mu\text{m}$).

aw min und aw max

Der Mittelwert der minimalen axialen Schichtdicke (Abbildung 32) betrug für die auf analogen Abformungen basierenden Restaurationen $43,4 \mu\text{m}$ ($\pm 37,0 \mu\text{m}$) und für die auf digitalen Abformungen basierenden Kronen $34,8 \mu\text{m}$ ($\pm 28,7 \mu\text{m}$). Ein signifikanter Unterschied bestand hier nicht. Der Mittelwert für die maximale axiale Schichtdicke (Abbildung 32) bei analogen Abformungen betrug $129,5 \mu\text{m}$ ($\pm 55,7 \mu\text{m}$) und bei digitalen Abformungen $119,5 \mu\text{m}$ ($\pm 57,7 \mu\text{m}$), auch hier bestand kein signifikanter Unterschied. Die Medianwerte (s. Tabelle 2) waren zu dieser Tendenz kongruent. In den Abbildungen 30 und 31 werden die Verteilungen der Messergebnisse der analog und digital abgeformten Präparationen vergleichend gegenüber gestellt.

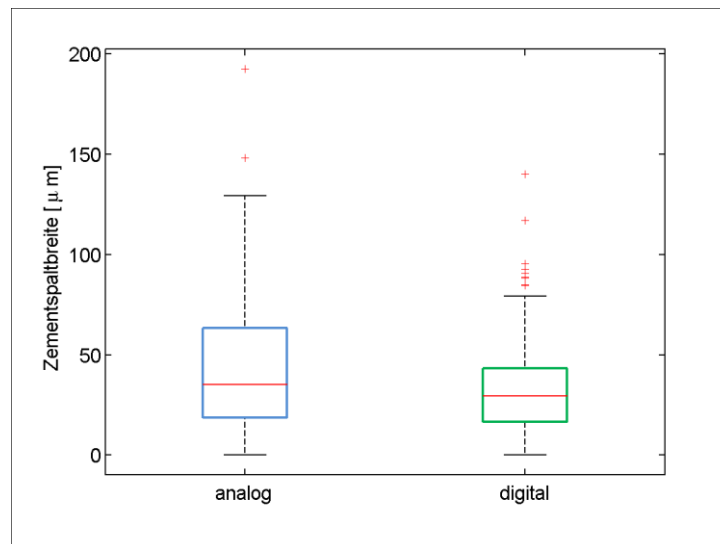


Abbildung 30: aw min – Vergleich der Messwerte für die analoge und die digitale Abformtechnik.

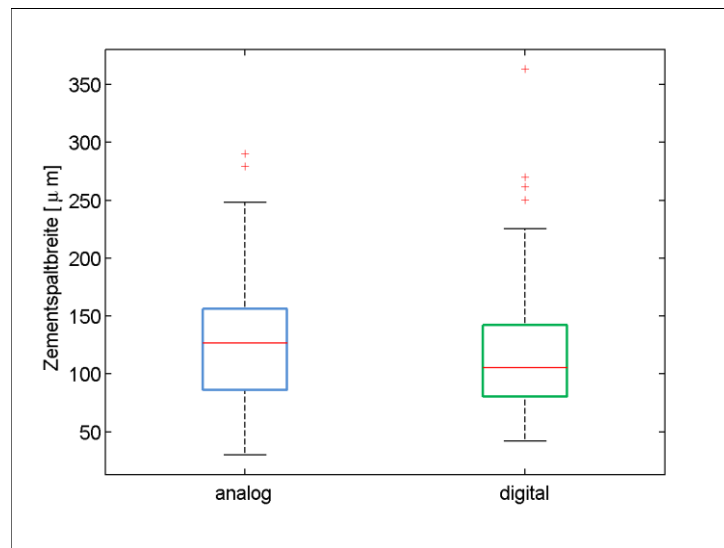


Abbildung 31: aw max – Vergleich der Messwerte für die analoge und die digitale Abformtechnik.



Abbildung 32: Darstellung der Messpunkte „aw min“ und „aw max“. Die ermittelten Mittelwerte betragen bei „aw min“ für die auf analogen Abformungen basierenden Restaurationen $43,4 \mu\text{m}$ ($\pm 37,0 \mu\text{m}$) und für die auf digitalen Abformungen basierenden Kronen $34,8 \mu\text{m}$ ($\pm 28,7 \mu\text{m}$). Für aw max betrug der Mittelwert bei analogen Abformungen $129,5 \mu\text{m}$ ($\pm 55,7 \mu\text{m}$) und bei digitalen Abformungen $119,5 \mu\text{m}$ ($\pm 57,7 \mu\text{m}$).

aot: axio-occlusal transition area

Der Mittelwert der Zementspaltbreite im Übergangsbereich von axialer Wand zur Okklusalfäche (Abbildung 34) der Präparation betrug für die auf analogen Abformungen basierenden Kronen $182,9 \mu\text{m}$ ($\pm 66,1 \mu\text{m}$) und für die auf digitalen

Abformungen basierenden Kronen $187,2 \mu\text{m}$ ($\pm 77,4 \mu\text{m}$). Die Mittelwerte zeigten keinen statistisch signifikanten Unterschied auf. Die Medianwerte (s. Tabelle 2) kongruierten zu dieser Tendenz. In Abbildung 33 wird die Verteilung der Messergebnisse der analog und digital abgeformten Präparationen vergleichend gegenüber gestellt.

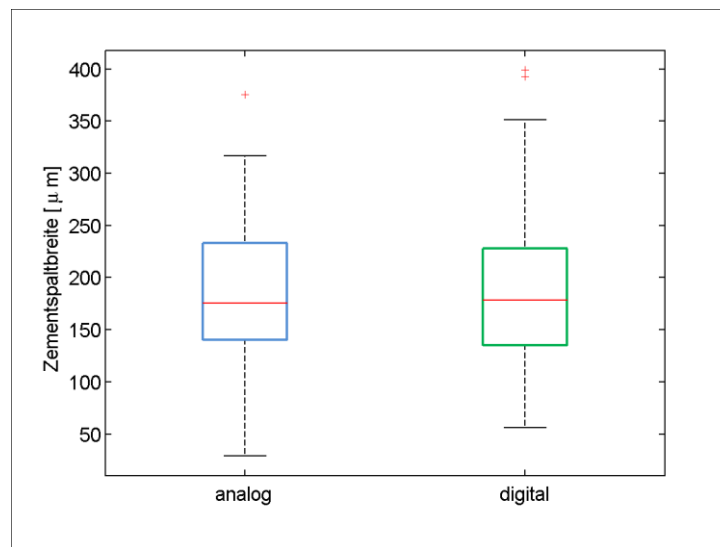


Abbildung 33: axio-occlusal transition area – Vergleich der Messwerte für die analoge und die digitale Abformtechnik.

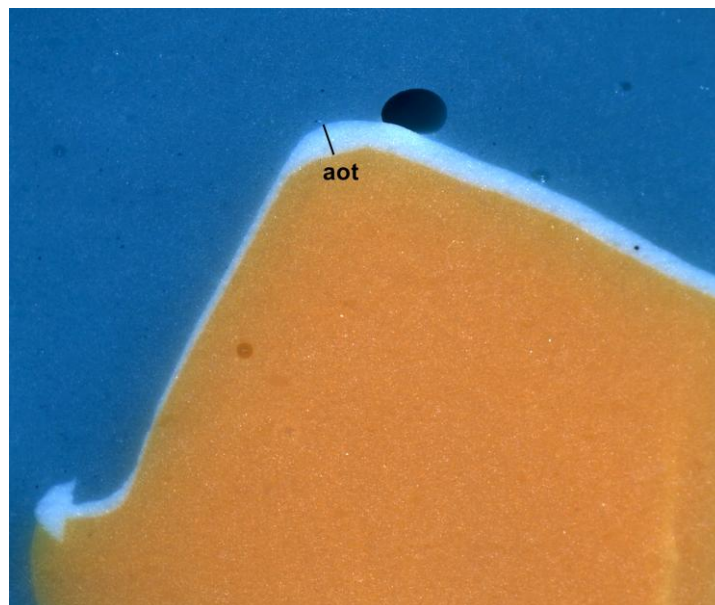


Abbildung 34: Darstellung des Messpunkts „axio-occlusal transition area“ (aot). Die ermittelten Mittelwerte betragen für die auf analogen Abformungen basierenden Kronen $182,9 \mu\text{m}$ ($\pm 66,1 \mu\text{m}$) und für die auf digitalen Abformungen basierenden Kronen $187,2 \mu\text{m}$ ($\pm 77,4 \mu\text{m}$).

oa: occlusal area

Im Bereich der Okklusalfäche (Abbildung 36) betrug der Mittelwert für analog abgeformte Restaurationen 207,6 μm ($\pm 70,0 \mu\text{m}$) und für digital abgeformte Restaurationen 164,2 μm ($\pm 73,2 \mu\text{m}$). Der Mittelwert der digital abgeformten Restaurationen war statistisch signifikant ($p = 0,00004$, hochsignifikant) geringer. Zu dieser Tendenz war der Medianwert (s. Tabelle 2) kongruent. In Abbildung 35 wird die Verteilung der Messergebnisse der analog und digital abgeformten Präparationen vergleichend gegenüber gestellt.

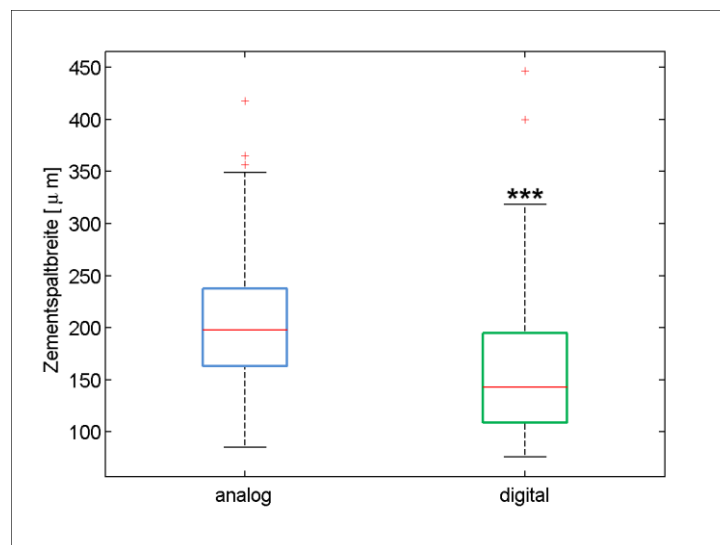


Abbildung 35: occlusal area – Vergleich der Messwerte für die analoge und die digitale Abformtechnik. Die statistisch hochsignifikanten Ergebnisse sind markiert (***).

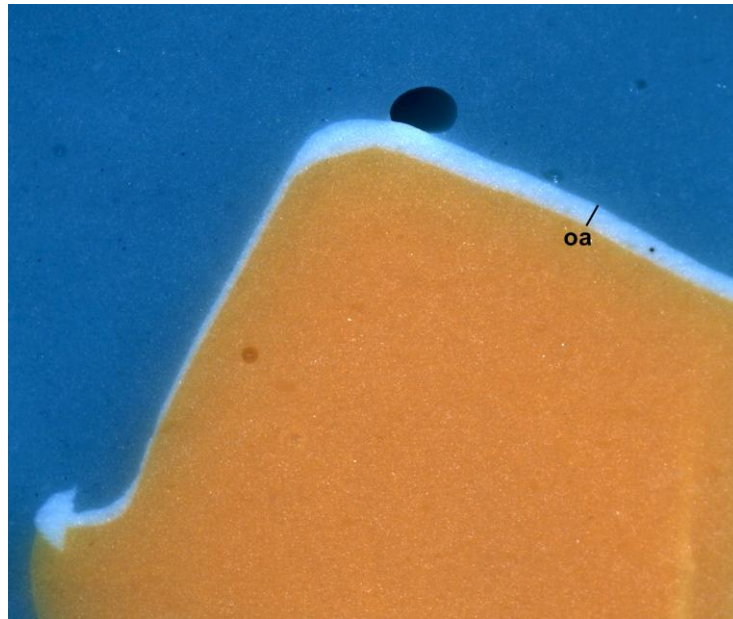


Abbildung 36: Darstellung des Messpunkts „occlusal area“ (oa). Die ermittelten Mittelwerte betragen für analog abgeformte Restaurationen 207,6 μm ($\pm 70,0 \mu\text{m}$) und für digital abgeformte Restaurationen 164,2 μm ($\pm 73,2 \mu\text{m}$).

4.2 Marginale Passung

In Tabelle 5 sind die Mittelwerte und Mediane der Messungen zur Erhebung der marginalen Passung dargestellt. Es ergaben sich keine signifikanten ($\alpha=0,05$) Unterschiede.

Messpunkt	n	Analog		Digital	
		Mittelwert (Standardabweichung) [μm]	Median (0,25-0,75 Quartil) [μm]	Mittelwert (Standardabweichung) [μm]	Median (0,25-0,75 Quartil) [μm]
absol mg	52	138,2 ($\pm 99,5$)	115,4 (65,3-196,1)	151,7 ($\pm 113,4$)	127,0 (68,5-192,7)
mg	53	82,7 ($\pm 75,2$)	57,8 (30,9-126,6)	87,4 ($\pm 91,2$)	56,5 (28,9-123,5)

Tabelle 5: Mittelwerte und Mediane der Messungen zur marginalen Passung

In Tabelle 6 sind die Mittelwerte und Mediane zur marginalen Passung der auf analoger Abformung basierenden Restaurationen in Bezug auf die Schnittebenen in distomesialer (*dm*) und bukkoooraler (*bo*) Richtung aus den Vortests dargestellt. Signifikante ($\alpha=0,05$) Unterschiede wurden nicht festgestellt.

Messpunkt	Digital/Analog	n dm	n bo	dm		bo	
				Mittelwert (Standardabweichung) [µm]	Median (0,25-0,75 Quartil) [µm]	Mittelwert (Standardabweichung) [µm]	Median (0,25-0,75 Quartil) [µm]
absol mg	A	25	27	156,6 (±110,3)	132,9 (63,5-224,1)	121,1 (±86,9)	109,1 (66,7-164,7)
mg	A	25	28	107,2 (±88,4)	74,8 (35,2-165,3)	60,8 (±53,7)	45,8 (18,5-98,8)

Tabelle 6: Vortest: Marginale Passung der auf analoger Abformung basierenden Restaurationen in Bezug auf die Schnittebenen in distomesialer (dm) und bukkooaler (bo) Richtung. Die Stichprobenanzahl n wurde für jede Gruppe einzeln angegeben, weil bei unabhängigen Stichproben die Anzahl der Messpunkte zwischen den Gruppen nicht gleich sein musste.

In Tabelle 7 sind die Mittelwerte und Mediane zur marginalen Passung der auf digitaler Abformung basierenden Restaurationen in Bezug auf die Schnittebenen in distomesialer (dm) und bukkooaler (bo) Richtung aus den Vortests dargestellt. Es ergaben sich keine signifikanten ($\alpha=0,05$) Unterschiede.

Messpunkt	Digital/Analog	n dm	n bo	dm		bo	
				Mittelwert (Standardabweichung) [µm]	Median (0,25-0,75 Quartil) [µm]	Mittelwert (Standardabweichung) [µm]	Median (0,25-0,75 Quartil) [µm]
absol mg	D	25	27	169,4 (±119,9)	156,5 (85,1-211,9)	135,3 (±106,6)	121,0 (55,6-169,9)
mg	D	25	28	96,5 (±88,3)	67,0 (32,7-130,8)	79,3 (±94,6)	50,6 (9,5-121,9)

Tabelle 7: Vortest: Marginale Passung der auf digitaler Abformung basierenden Restaurationen in Bezug auf die Schnittebenen in distomesialer (dm) und bukkooaler (bo) Richtung. Die Stichprobenanzahl n wurde für jede Gruppe einzeln angegeben, weil bei unabhängigen Stichproben die Anzahl der Messpunkte zwischen den Gruppen nicht gleich sein musste.

Die Ergebnisse der Vortests in den Tabellen 6 und 7 zeigen, dass die Schnittrichtung keinen relevanten Einfluss auf die marginale Passung hatte und so ein Vergleich der Abformtechnik mit „gepoolten“ Messwerten sinnvoll war.

mg: marginal gap

Der Mittelwert für den marginalen Spalt (Abbildung 39) betrug bei auf analogen Abformungen basierenden Kronen $82,7 \mu\text{m}$ ($\pm 75,2 \mu\text{m}$) und bei digital abgeformten Präparationen $87,4 \mu\text{m}$ ($\pm 91,2 \mu\text{m}$). Die Ergebnisse wiesen keinen statistisch signifikanten Unterschied auf. Zu dieser Tendenz kongruierten auch die Medianwerte (s. Tabelle 5). In Abbildung 37 wird die Verteilung der Messergebnisse der analog und digital abgeformten Präparationen vergleichend gegenüber gestellt.

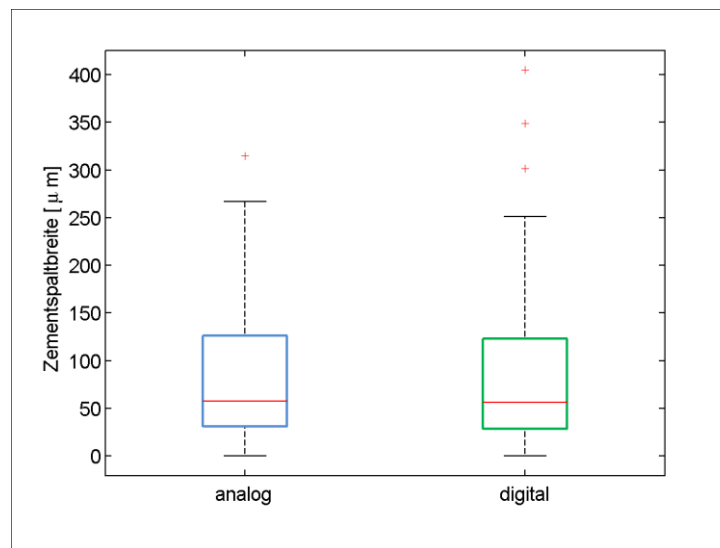


Abbildung 37: marginal gap – Vergleich der Messwerte für die analoge und die digitale Abformtechnik.

absol mg: absolute marginal gap

Der Mittelwert für die absolute marginale Diskrepanz (Abbildung 39) betrug für analog abgeformte Restaurationen 138,2 μm ($\pm 99,5 \mu\text{m}$) und für digital abgeformte Präparationen 151,7 μm ($\pm 113,4 \mu\text{m}$). Die Messungen wiesen keinen statistisch signifikanten Unterschied auf. Die Medianwerte (s. Tabelle 5) kongruierten zu dieser Tendenz.

In Abbildung 38 wird die Verteilung der Messergebnisse der analog und digital abgeformten Präparationen vergleichend gegenüber gestellt.

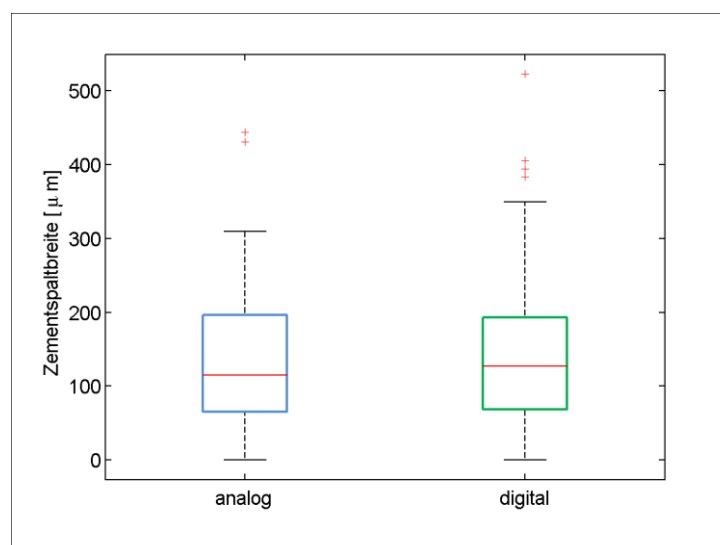


Abbildung 38: absolute marginal gap – Vergleich der Messwerte für die analoge und die digitale Abformtechnik.

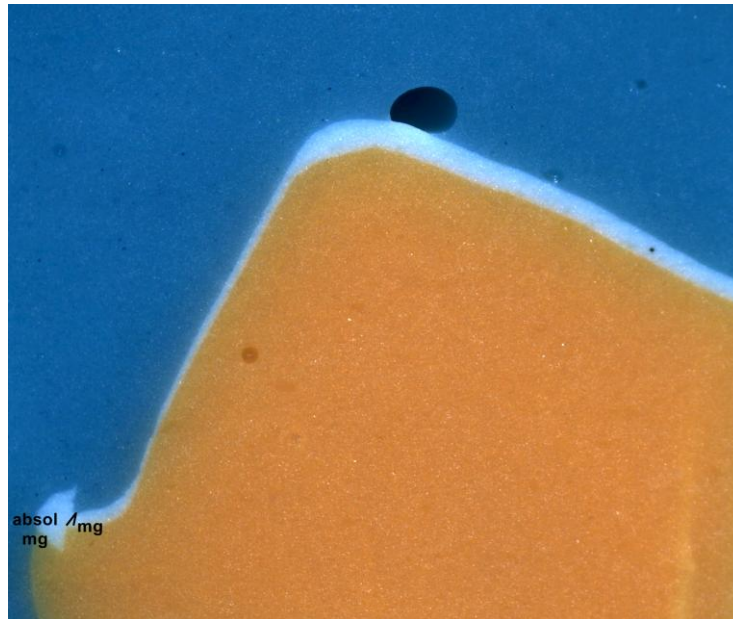


Abbildung 39: Darstellung der Messpunkte „marginal gap“ (mg) und „absolute marginal gap“ (absol mg). Die ermittelten Mittelwerte betragen für „mg“ bei auf analogen Abformungen basierenden Kronen $82,7 \mu\text{m}$ ($\pm 75,2 \mu\text{m}$) und bei digital abgeformten Präparationen $87,4 \mu\text{m}$ ($\pm 91,2 \mu\text{m}$). Die Mittelwerte für „absol mg“ lagen für analog abgeformte Restaurationen bei $138,2 \mu\text{m}$ ($\pm 99,5 \mu\text{m}$) und für digital abgeformte Präparationen bei $151,7 \mu\text{m}$ ($\pm 113,4 \mu\text{m}$).

4.3 Ergebnisse der Vortests

In Bezug auf die Schnittebenen ergab sich ausschließlich an zwei Messpunkten der internen Passung ein signifikanter Unterschied. Bei digital abgeformten Restaurationen am Messpunkt aot zeigte sich in distomesialer Richtung mit einem Mittelwert von $167,7 \mu\text{m}$ ($\pm 74,2 \mu\text{m}$) ein statistisch signifikant ($p=0,0188$, signifikant) geringeres Messergebnis als in bukkoraler Richtung mit $206,1 \mu\text{m}$ ($\pm 76,5 \mu\text{m}$). Außerdem war bei der analogen Abformtechnik am Punkt aw min in distomesialer Richtung das Messergebnis mit $37,7 \mu\text{m}$ ($\pm 39,1 \mu\text{m}$) statistisch signifikant ($p=0,0371$) geringer als in bukkoraler Richtung mit $49,1 \mu\text{m}$ ($\pm 34,3 \mu\text{m}$). Die Medianwerte (s. Tabellen 3 und 4) waren zu dieser Tendenz kongruent. Die Abbildungen 40 und 41 zeigen die Boxplots dieser Messergebnisse.

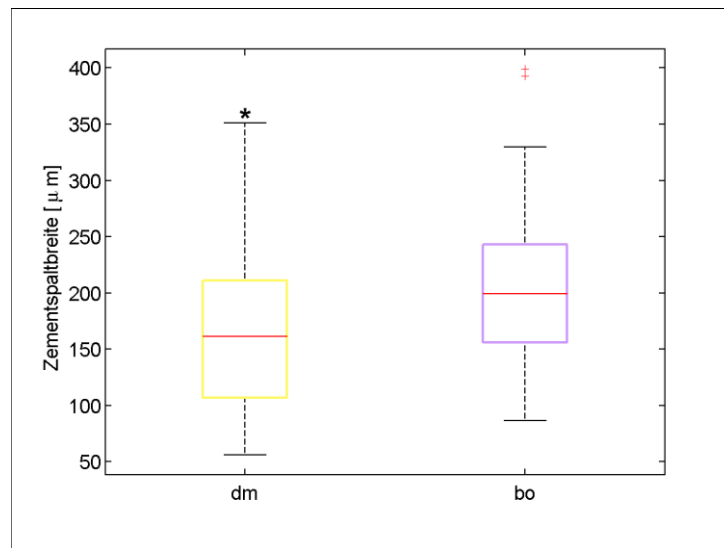


Abbildung 40: Vortest: Messwerte der „axio-occlusal transition area“ für die digitale Herstellung – Vergleich der distomesialen (dm) und bukkooralen (bo) Schnittrichtung. Die statistisch signifikant geringeren Ergebnisse sind markiert (*).

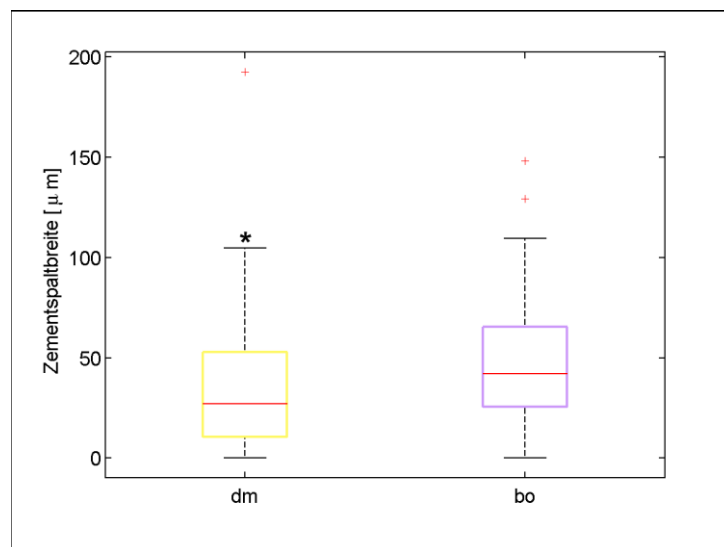


Abbildung 41: Vortest: Messwerte des Punktes „aw min“ für die analoge Herstellung – Vergleich der distomesialen (dm) und bukkooralen (bo) Schnittrichtung. Die statistisch signifikant geringeren Ergebnisse sind markiert (*).

In Bezug auf die Schnittebenen in distomesialer und bukkooraler Richtung ergaben sich sonst weder bei den analog abgeformten, noch bei digital abgeformten Restaurationen statistisch signifikante Unterschiede bei der internen und marginalen Passung. Tabelle 9 (s. Abschnitt 4.4) zeigt die Gesamtheit dieser Messergebnisse.

4.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Zwischen dem digitalen und dem analogen Abformverfahren zeigten sich bei der internen Passung in zwei Messbereichen statistisch signifikante Unterschiede.

Im Bereich des Übergangs der Präparationsgrenze zur axialen Wand (ca) und im okklusalen Bereich (oa) konnte eine statistisch signifikant bessere Passung digital abgeformter Restaurationen ermittelt werden. Insgesamt waren die Größenordnungen der erreichten internen Passungen sowohl beim digitalen als auch bei analogen Abformverfahren vergleichbar.

Die marginale Passung weist keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den untersuchten Abformverfahren auf.

Die Passungsergebnisse dieser Studie liegen insgesamt im klinisch akzeptablen Bereich.

Die Vortests unter Einbeziehung der beiden Schnittrichtungen (distomesial und bukkoral) ergaben lediglich an zwei Punkten für die interne Passung statistisch signifikante Unterschiede (siehe Tabelle 9). Insgesamt zeigte sich jedoch kein Einfluss der Präparationsrichtung auf die interne und marginale Passung.

Die Tabelle 8 zeigt die Gesamtheit der Messergebnisse der internen und marginalen Passungen.

Messpunkt	n	Analog		Digital		Two-Sided Wilcoxon Signed Rank Test	
		Mittelwert (Standardabweichung) [μm]	Median (0,25-0,75 Quartil) [μm]	Mittelwert (Standardabweichung) [μm]	Median (0,25-0,75 Quartil) [μm]	p	Signifikanz
absol mg	52	138,2 ($\pm 99,5$)	115,4 (65,3-196,1)	151,7 ($\pm 113,4$)	127,0 (68,5-192,7)	0,6686	Nein
mg	53	82,7 ($\pm 75,2$)	57,8 (30,9-126,6)	87,4 ($\pm 91,2$)	56,5 (28,9-123,5)	0,4282	Nein
ca	80	147,9 ($\pm 63,9$)	142,6 (108,9-191,6)	117,9 ($\pm 74,2$)	98,4 (67,3-141,5)	0,0002	Ja
aw	80	73,9 ($\pm 40,0$)	65,0 (47,0-99,4)	74,7 ($\pm 42,4$)	64,4 (46,6-93,0)	0,7298	Nein
aw min	80	43,4 ($\pm 37,0$)	35,1 (18,7-63,3)	34,8 ($\pm 28,7$)	29,6 (16,7-43,3)	0,0933	Nein
aw max	80	129,5 ($\pm 55,7$)	126,6 (86,3-156,6)	119,5 ($\pm 57,7$)	105,6 (80,5-142,1)	0,0951	Nein
aot	79	182,9 ($\pm 66,1$)	175,6 (140,3-232,9)	187,2 ($\pm 77,4$)	178,4 (135,4-228,0)	0,7582	Nein
oa	80	207,6 ($\pm 70,0$)	197,8 (163,2-237,8)	164,2 ($\pm 73,2$)	142,8 (108,9-195,0)	0,00004	Ja

Tabelle 8: Gesamtheit der Ergebnisse der marginalen und internen Passungen

Messpunkt	Digital/Analog	n dm	n bo	dm		bo		Two-Sided Wilcoxon Rank Sum Test	
				Mittelwert (Standardabweichung) [μm]	Median (0,25-0,75 Quartil) [μm]	Mittelwert (Standardabweichung) [μm]	Median (0,25-0,75 Quartil) [μm]	p	Signifikanz
absol mg	D	25	27	169,4 ($\pm 119,9$)	156,5 (85,1-211,9)	135,3 ($\pm 106,6$)	121,0 (55,6-169,9)	0,2718	Nein
absol mg	A	25	27	156,6 ($\pm 110,3$)	132,9 (63,5-224,1)	121,1 ($\pm 86,9$)	109,1 (66,7-164,7)	0,2639	Nein
mg	D	25	28	96,5 ($\pm 88,3$)	67,0 (32,7-130,8)	79,3 ($\pm 94,6$)	50,6 (9,5-121,9)	0,2969	Nein
mg	A	25	28	107,2 ($\pm 88,4$)	74,8 (35,2-165,3)	60,8 ($\pm 53,7$)	45,8 (18,5-98,8)	0,0564	Nein
ca	D	40	40	114,7 ($\pm 68,2$)	97,2 (69,2-136,8)	121,2 ($\pm 80,5$)	104,2 (65,3-153,8)	0,8436	Nein
ca	A	40	40	161,4 ($\pm 65,3$)	164,0 (115,9-205,3)	134,4 ($\pm 60,3$)	132,3 (104,2-159,7)	0,0682	Nein
aw	D	40	40	75,0 ($\pm 38,2$)	63,8 (43,3-97,1)	74,4 ($\pm 46,8$)	64,4 (49,2-89,7)	0,9425	Nein
aw	A	40	40	69,6 ($\pm 46,1$)	55,0 (40,4-96,4)	78,2 ($\pm 32,9$)	72,1 (56,6-104,4)	0,0668	Nein
aw min	D	40	40	38,2 ($\pm 28,6$)	30,2 (20,8-41,1)	31,3 ($\pm 28,7$)	29,5 (9,4-45,1)	0,1903	Nein
aw min	A	40	40	37,7 ($\pm 39,1$)	27,0 (10,5-52,9)	49,1 ($\pm 34,3$)	42,0 (25,6-65,5)	0,0371	Ja
aw max	D	40	40	120,8 ($\pm 46,7$)	110,2 (91,8-142,1)	118,2 ($\pm 67,5$)	93,4 (75,4-140,1)	0,2127	Nein
aw max	A	40	40	133,8 ($\pm 61,6$)	121,9 (84,3-166,8)	125,1 ($\pm 49,4$)	127,7 (88,8-151,6)	0,7913	Nein
aot	D	39	40	167,7 ($\pm 74,2$)	161,2 (106,6-210,9)	206,1 ($\pm 76,5$)	199,3 (155,9-243,0)	0,0188	Ja
aot	A	39	40	170,9 ($\pm 70,5$)	155,3 (126,7-214,7)	194,6 ($\pm 60,0$)	186,7 (152,2-239,3)	0,0631	Nein
oa	D	40	40	167,0 ($\pm 66,6$)	156,8 (119,2-200,3)	161,4 ($\pm 79,9$)	139,4 (108,1-192,0)	0,3944	Nein
oa	A	40	40	214,8 ($\pm 68,6$)	211,6 (167,8-258,2)	200,4 ($\pm 71,5$)	191,6 (155,2-223,1)	0,2664	Nein

Tabelle 9: Vortest: Distomesial und bukkooal ermittelte Ergebnisse innerhalb der Gruppen digital oder analog

5. Diskussion

5.1 Diskussion der Ergebnisse

5.1.1 Interne Passung

Befund: Das digitale Abformverfahren erzielt signifikant bessere interne Passungswerte.

Das cara TRIOS-CAD/CAM-System (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) konnte in Kombination mit dem Intraoralscanner an bestimmten Bereichen signifikant bessere Passungen erzielen als bei Anwendung einer konventionellen Abformung. Im Bereich des Übergangs der Präparationsgrenze zur axialen Wand (ca) und im okklusalen Bereich (oa) konnten eine statistisch signifikant bessere Passung digital abgeformter Restaurationen ermittelt werden.

Eine mögliche Ursache der besseren Passung am Punkt oa bei digitaler Abformung könnte der während der analogen Abformung ausgeübte Druck in Kombination mit den Fließeigenschaften der plastischen Abformmasse sein. So könnte das Ausweichen der Abformmasse im okklusalen Bereich durch den Übergang zur axialen Wand nur begrenzt möglich sein, z.B. durch die hierbei auftretende Veränderung der Fließrichtung von horizontal nach axial. Eine daraus entstehende unpräzise Abformung könnte so die Passgenauigkeit negativ beeinflussen. Hier ist jedoch nicht sicher zu beurteilen, ob die resultierende Restauration eher zu eng, also auf den Zementpalt bezogen passgenauer, oder zu weit und somit intern schlechter passend auf dem präparierten Stumpf säße.

Die Fließeigenschaften von Polyvinylsiloxanen korrelieren mit der Detailwiedergabe (Lawson et al. 2011), ebenso wie ein gleichmäßiger Staudruck (Esders 2007). Bei Polyvinylsiloxanen ist im feuchten Milieu mit Detaileinbußen zu rechnen (Petrie et al. 2003). Ein Flüssigkeitskontakt *ist in vivo* nicht auszuschließen. Gerade in dem für die Zunge gut zugänglichen okklusalen Bereich kann Flüssigkeitszutritt bei der Abformung nicht sicher verhindert werden. Die genannten Einflussfaktoren auf die Passung analog abgeformter Restaurationen könnten auch im Bereich des Übergangs vom marginalen Bereich zur axialen Wand, also der Region um den Messpunkt ca einwirken. Eine

lichtoptische Erfassung der Präparation durch das cara TRIOS-System (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) scheint derartigen Fehlerquellen nicht unterworfen zu sein. Die besondere Sorgsamkeit und die Kontrollfähigkeit über den Bildschirm während der digitalen Abformung könnten so in optimaleren Abformergebnissen und folglich in einer besseren Passung resultieren. Verglichen damit ist in einem geschlossenen Abformmassträger wie einem Abformlöffel die Kontrolle der aktuellen Abformung während des Arbeitsschrittes nicht möglich.

Für die übrigen Messbereiche der internen Passung konnte im Rahmen dieser Studie kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen vollkeramischen Restaurationen auf Basis digitaler oder analoger Abformung mit dem cara TRIOS-CAD/CAM-System (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) festgestellt werden.

Befund: Die interne Passung ist sowohl mit analoger als auch mit digitaler Abformung insgesamt zufriedenstellend.

Die in dieser Studie evaluierten internen Passungen lagen insgesamt sowohl bei konventioneller als auch bei digitaler Abformtechnik im zufriedenstellenden Bereich und belegen die klinische Anwendbarkeit des cara TRIOS-CAD/CAM-Systems (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau).

Die in Tabelle 2 (siehe Abschnitt 4.1) dargestellten Passungswerte überschritten nicht die postulierte Grenze einer maximalen Zementspaltbreite von 300 μm . Ab 300 μm ist mit einer Abnahme der Bruchfestigkeit der Restauration zu rechnen (Scherrer et al. 1994). Hickel definierte nötige Mindestschichtstärken für die konventionelle Zementierung mit 50 bis 100 μm und bei einer adhäsiven Befestigung tolerable Werte von 200-300 μm (Hickel et al. 1997). Die hier ermittelten Werte lassen sich insgesamt mit derartigen Anforderungen in Einklang bringen. Sowohl in neueren *In-vitro*- (Almeida e Silva et al. 2014; Vennerstrom et al. 2014) wie auch in klinischen Studien (Pradies et al. 2015; Zarauz et al. 2015) sind ähnliche interne Passungsanforderungen beschrieben worden, wobei man ebenfalls auf digitaler Abformung basierende Kronen mit auf konventionellen Abformungen Basierenden verglich.

Die höchsten Schichtdicken wurden in dieser Studie im okklusalen Bereich evaluiert, gefolgt vom Übergangsbereich zur axialen Wand. Am geringsten fielen

die Schichtdicken an den Bereichen der Präparationsgrenzen aus, sowohl bei der analogen als auch bei der digitalen Abformtechnik. Dieses Passungsverhalten ist in Studien zu Passungsvergleichen mehrfach beschrieben worden (Karlsson 1993; Kokubo et al. 2005; Reich et al. 2008, 2011; Scherrer et al. 1994; Souza et al. 2012).

Auch die Gegenüberstellung mit vergleichbaren klinischen Studien, die methodisch ebenfalls die Replikatechnik nutzten zeigt, dass die hier erreichten Passungen in der vergleichbaren Größenordnung liegen (Tabelle 10). Diese Studien ermittelten mit der Replikatechnik Mittelwerte und Medianwerte der internen Passung.

In einem aktuell erschienenen, methodisch ähnlichen und ebenfalls auf der Replikatechnik basierenden Passungsvergleich zwischen konventionell und digital abgeformten Restaurationen innerhalb eines Scansystems (iTero®, Cadent, Carlstadt, New Jersey, USA) von Zarauz et al (2015) wurden interne und marginale Passungen evaluiert. Die Studie ermittelte am Übergangsbereich von der Präparationsgrenze zur axialen Wand 87,31 μm ($\pm 30,84 \mu\text{m}$), axial 81,62 μm ($\pm 26,91 \mu\text{m}$), im axio-okklusalen Übergangsbereich 152,81 μm ($\pm 47,43 \mu\text{m}$) und okklusal 178,04 μm ($\pm 56,85 \mu\text{m}$) (Zarauz et al. 2015).

Klinische Studien	Messpunkte der internen Passung			
	ca [μm]	aw [μm]	aot [μm]	oa [μm]
Kokubo et al. 2005	158,5	118,6		182,8
Reich et al. 2008		98 ± 45	207 ± 215	202 ± 181
Reich et al. 2011		148 ± 61	227 ± 83	284 ± 95
Zarauz et al. 2015	87,31 $\pm 30,84$	81,62 $\pm 26,91$	152,81 $\pm 47,43$	187,04 $\pm 56,85$
Hier vorliegende Studie				
digital	117,9 $\pm 74,2$	74,7 $\pm 42,4$	187,2 $\pm 77,4$	164,2 $\pm 73,2$
analog	147,9 $\pm 63,9$	73,9 $\pm 40,0$	182,9 $\pm 66,1$	207,6 $\pm 70,0$

Tabelle 10: Gegenüberstellung der hier vorliegenden Studie mit internen Passungen vergleichbarer klinischer Studien

Abweichend von bisher bekannten Studien ergaben sich die Messergebnisse in Bezug auf die erreichten geringsten Schichtdicken. *In vitro* beschriebene Minimalwerte von 20 bis 40 μm (Levine 1989) traten im Rahmen dieser Studie lediglich in einem Fall auf. Diese konnten bei digital abgeformten Restaurationen am Messpunkt aw min (34,8 μm $\pm 28,7 \mu\text{m}$) gezeigt werden, wobei hier zu beachten ist, dass kein statistisch signifikanter Unterschied zu analog abgeformten Kronen bestand.

Auch Boitelles Schlussfolgerungen erreichbarer interner Passungen unterhalb von 80 μm konnten im Rahmen der vorliegenden Studie nur vereinzelt an den axialen Wänden erreicht werden (Boitelle et al. 2014). So war dies etwa für a_w ($73,9 \mu\text{m} \pm 40,0 \mu\text{m}$) und $a_w \text{ min}$ ($43,4 \mu\text{m} \pm 37,0 \mu\text{m}$), sowohl im Rahmen der analogen als auch der digitalen Messreihe zu erkennen (siehe Tabelle 2, Abschnitt 4.1).

Ein Hinweis auf mögliche Ursachen hierfür könnte die Voreinstellung des Zementspalts sein. Die bei den Passungsparametern für die Einzelkronengerüste voreingestellte Zementspaltbreite betrug 40 μm . Hieraus lässt sich der Rückschluss ziehen, dass die Voreinstellungen innerhalb des cara TRIOS-CAD/CAM-Systems (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) in dieser Studie nicht der tatsächlich erreichten Zementspaltbreite entsprachen. Somit ist folglich von kaum vermeidbaren, fertigungsbedingten Fehlpassungen auszugehen, die insgesamt jedoch im klinisch akzeptablen Rahmen liegen. Die Voreinstellungen eines größeren Zementspaltes kann jedoch auch in einer besseren Passung resultieren (Hmaidouch et al. 2011). Ob die in dieser Studie vorgenommene Voreinstellung des Zementspalts in einer schlechteren Passung resultierte, als mit einer alternativ möglich gewesenem größeren Voreinstellung, ist ein Faktor, der in der Zukunft weiterführend untersucht werden sollte.

5.1.2 Marginale Passung

Befund: Mittels digitaler und konventioneller Abformverfahren wurde keine signifikant unterschiedliche marginale Passung erzielt.

In keinem der Messbereiche der marginalen Passung konnte im Rahmen dieser Studie ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen vollkeramischen Restaurationen auf Basis digitaler oder analoger Abformung mit dem cara TRIOS-CAD/CAM-System (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) festgestellt werden. Auch die Lokalisation am Zahnstumpf in distomesialer oder bukkooraler Richtung spielte für die marginale Passung bei beiden Abformverfahren keine signifikante Rolle.

Die Eigenschaften von Polyvinylsiloxanen sind für die konventionelle Abformung als positiv zu bewerten (Chee und Donovan 1992; Mandikos 1998). Aufgrund der geringen Dimensions- und Genauigkeitseinbußen sowie der einfachen

Handhabung resultieren ausgezeichnete Abformungsergebnisse. Darum gehören Polyvinylsiloxane auch zu den mittlerweile hauptsächlich verwendeten Abformwerkstoffen (Craig et al. 1990; Hamalian et al. 2011; Tjan et al. 1986). Die Passung im marginalen Bereich einer Kronenpräparation bei der Nutzung von Intraoralscannern ist insofern mit der konventionellen Abformung zu vergleichen. In der Literatur werden digitale Abformsysteme aufgrund ihrer klinisch zufriedenstellenden Ergebnisse inzwischen als etablierte Alternative zu den konventionellen analogen Verfahren betrachtet (Almeida e Silva et al. 2014; Galhano et al. 2012; Kim et al. 2013; Schaefer et al. 2012). Die Indikationseinschränkungen bei Implantatversorgungen und kombiniert festsitzend-herausnehmbaren Zahnersatz sowie der nötigen Darstellung subgingival gelegener Präparationsgrenzen (Reich et al. 2013; Ting-Shu und Jian 2015) bleiben weiterhin bestehen. Blutreste beispielsweise werden vom cara TRIOS-Intraoralscanner (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) als zusätzliche Zahnschicht erkannt und stellen eine Quelle von Fehlerfassungen dar. Digitale Abformungen stellen dort aktuell noch nicht in jedem Fall die ideale Technik dar. Der in dieser Studie ermittelte Befund, wonach die Abformergebnisse sich nicht signifikant von denen der konventionell abgeformten Vergleichsgruppe unterscheiden, stützt diese These. Die digitale Abformung mit dem cara TRIOS-CAD/CAM-System (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) kann als Alternative zur plastisch-elastischen Abformung mit Polyvinylsiloxanen angesehen werden.

Befund: Die marginale Passung von Zirkoniumdioxidkronen ist sowohl mit analoger als auch mit digitaler Abformung insgesamt zufriedenstellend

Die marginalen Passungen in dieser Studie lagen insgesamt im klinisch akzeptablen Bereich. Am Messpunkt mg lag der Mittelwert für digital abgeformte Kronen bei 87,4 μm ($\pm 91,2 \mu\text{m}$) und für analog abgeformte Kronen bei 82,7 μm ($\pm 75,2 \mu\text{m}$). Am Messpunkt absol mg erreichten digital abgeformte Kronen bei 151,7 μm ($\pm 113,4 \mu\text{m}$) und analog abgeformte Restaurationen 138,2 μm ($\pm 99,5 \mu\text{m}$).

Der als klinisch akzeptabel postulierte Randspalt von McLean und von Fraunhofer 1971 ($<120\ \mu\text{m}$) (McLean und von Fraunhofer 1971) wurde durch diverse andere Studien bestätigt (Almeida e Silva et al. 2014; Att et al. 2009; Baig et al. 2010; Büchi et al. 2014; Colpani et al. 2013; Huang et al. 2015; Keul et al. 2014; Souza et al. 2012).

Mit dem cara TRIOS-CAD/CAM-System (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) erfüllten in der vorliegenden Studie sowohl die analog als auch die digital abgeformten Restaurationen McLeans Passungsanforderung an den marginalen Randspalt im Messpunkt „mg“ in der Definition nach Holmes (Holmes et al. 1989). Für den Punkt „absol mg“ wurde dieses Kriterium nicht erfüllt, weder bei analog abgeformten ($138,2\ \mu\text{m} \pm 99,5\ \mu\text{m}$), noch bei digital abgeformten Kronen ($151,7\ \mu\text{m} \pm 113,4\ \mu\text{m}$).

Hierbei ist jedoch darauf hinzuweisen, dass „absol mg“ nicht dem von McLean und von Fraunhofer evaluierten Messbereich entspricht (McLean und von Fraunhofer 1971), sondern hier streng nach Holmes' Definition (Holmes et al. 1989) erhoben wurde. Für „absol mg“ liegen keine replika-basierten vergleichbaren klinischen Studien vor. Dennoch wurde dieser Messwert erhoben. Dessen Bedeutung liegt darin, dass er die horizontalen Diskrepanzen miteinbezieht. Diese hätten bei der alleinigen Messung des einfachen marginalen Randspaltes im Sinne von „mg“ nicht festgestellt werden können.

Auch strengere Anforderungen an den marginalen Randspalt im Mittelwertbereich von $74\ \mu\text{m}$, wie von Christensen für Goldinlays beschrieben (Christensen 1966), werden in der Literatur aufgeführt. Diese Werte konnten in der vorliegenden Arbeit aber weder bei der digitalen noch bei der analogen Abformung erreicht werden. Die Realisierbarkeit der genannten Randspaltgrößenordnung wurde von diversen Autoren für metallkeramische und vollkeramischen Kronen und Brücken hingegen *in vitro* bestätigt (Beuer et al. 2009; Bindl und Mörmann 2005; Bindl und Mörmann 2007; Colpani et al. 2013; Grenade et al. 2011; Karatasli et al. 2011; Lofstrom und Barakat 1989; Re et al. 2014; Rinke et al. 2012; Romeo et al. 2009; Tinschert et al. 2001; Torabi Ardekani et al. 2012; Vigolo und Fonzi 2008). Gezielte *In-vitro*-Untersuchungen könnten in Zukunft unter Idealbedingungen die erreichbaren marginalen Passungswerte mit dem cara TRIOS-System (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) erheben.

Da es sich bei dieser Arbeit um eine klinische Studie handelt, müssen auch primär klinische Studien zum Vergleich herangezogen werden: In vergleichbaren klinischen Studien wurden mit der Replikatechnik mittlere marginale Randspalten sowie Medianwerte ermittelt. Die gemessenen Mittelwerte betragen 66,8 μm (Kokubo et al. 2005) und 100 μm ($\pm 61 \mu\text{m}$) (Reich et al. 2011), die Medianwerte 77 μm (Reich et al. 2008), 71 μm bei analoger Abformung und 49 μm bei digitaler Abformung (Syrek et al. 2010), 81 μm (Reich et al. 2011) oder 88 μm (Boeddinghaus et al. 2015). Die Ergebnisse aus den genannten Studien zeigen, dass die in der hier vorliegenden Arbeit gemessenen marginalen Randspalten in Übereinstimmung zur verfügbaren Literatur sind.

Eine klinische Vergleichsstudie zu marginalen Randspalten digital und analog basierter Restaurationen ergab vergleichsweise geringere Werte, nämlich 71 μm für die analoge Gruppe und 49 μm für die digitale Gruppe (Syrek et al. 2010). Die bereits erwähnte (siehe oben, Abschnitt 5.1.1) methodisch ähnliche und aktuelle Studie von Zarauz et al. (2015) konnte mittels digitaler Abformung mit Mittelwerten von 80,29 μm ($\pm 26,24 \mu\text{m}$) signifikant bessere marginale Passungen ermitteln werden, als bei der Nutzung der konventionellen Abformtechnik (133,51 $\mu\text{m} \pm 48,78 \mu\text{m}$) (Zarauz et al. 2015).

Eine weitere aktuelle klinische Studie ermittelte beim Randspaltvergleich verschiedener digitaler Systeme für cara TRIOS einen Medianwert von 112 μm (94-149 μm). Bei analoger Abformung und Weiterverarbeitung mit dem 3shape System ermittelte diese Arbeitsgruppe Medianwerte (Interquartil) von 113 μm (81–157 μm). Ebenfalls in diese Studie inkludierte andere Intraoralscansysteme erreichten Medianwerte um 88 μm (68–136 μm) und 149 μm (114–218 μm) (Boeddinghaus et al. 2015). Auch hier wurden, wie in der hier vorliegenden Studie, klinisch akzeptable Randspalten mittels des cara TRIOS-Systems erreicht.

Passungsvergleiche wie sie in dieser Arbeit vorgenommen wurden, die als einzige Parameter ebenfalls die digitale oder analoge Abformung innehatten, sind für das cara TRIOS-CAD/CAM-System (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) aktuell nicht verfügbar. Sie dürften aus Gründen der Vergleichbarkeit aber interessant sein.

5.1.3 Vortests

Befund: Die Lokalisation am Zahnstumpf (distomesial vs. bukkoooral) ist für die interne und marginale Passung kein relevanter Einflussfaktor.

Lediglich in zwei Fällen zeigten sich signifikante Passungsunterschiede. Am Übergang der axialen Wand zur Okklusalfäche (aot) ergab sich im Rahmen der Vortests innerhalb der digitalen Abformtechnik distomesial eine statistisch signifikant bessere Passung als bukkoooral. Außerdem war die minimale axiale Schichtdicke (aw min) bei analoger Abformung distomesial signifikant geringer als bukkoooral. An allen anderen Messbereichen zeigte die Präparationsrichtung keine statistische Signifikanz. Somit standen die zwei Bereiche mit signifikanten Messunterschieden ermittelt aus 159 Datenpunkten allen anderen 1009 Datenpunkten in 14 Messbereichen gegenüber, an denen die Präparationsrichtung keine statistische Signifikanz aufwies. Aus diesem Grund wurden alle Messungen eines Messpunktes unabhängig von der Präparationsrichtung zu einem Mittelwert „gepoolt“.

Verantwortlich dafür, dass die interne Passung bei digital abgeformten Restaurationen am Übergang von axial nach okklusal (aot) in distomesialer Richtung signifikant besser ausfiel als bukkoooral, könnte unter anderem die Korrekturfähigkeit der Abformung während des digitalen Abformprozesses sein. So könnten bei besonderem Augenmerk auf diesen schwieriger abzuformenden Bereich bessere Abformungsergebnisse resultieren. Derartige Kontrollfähigkeit war jedoch für alle Punkte gegeben und sollte sich nicht nur auf „aot“ reduziert werden. Die Höckeranatomie ist ein denkbarer Einfluss auf die Passung in bukkoooraler Richtung. So werden während der Präparation zwar sowohl die tragenden als auch nicht-tragenden Höcker reduziert, dennoch bleibt bei der Einhaltung anatomischer Präparationsprinzipien eine mögliche Abformfehlerquelle durch Veränderung des Oberflächenverlaufs. In distomesialer Richtung liegen diese anatomisch bedingten Formveränderungen der Präparation nicht vor, was in einer besseren Passung aufgrund leichter Abformmöglichkeit resultiert haben könnte.

Anatomisch bedingt ist in distomesialer Richtung jedoch besonders der distale und mesiale Approximalraum aufgrund der engen Lagebeziehung zum Nachbarzahn oftmals schwieriger zu präparieren (Meyer-Lückel et al. 2012). Schwierige und entsprechend fehleranfälligeren Präparationen können die Passung negativ beeinflussen (Gernet et al. 2011). In diesem Zusammenhang bleibt eine derart signifikant bessere Passung für die digitale Abformtechnik in diesem schwieriger zugänglichen Bereich des Messpunktes aber dennoch durchaus ein positiv zu bewertendes Resultat. Mit $167,7 \mu\text{m}$ ($\pm 74,2 \mu\text{m}$) liegt die Passung zufriedenstellend oberhalb des postulierten Minimums von 50 bis $100 \mu\text{m}$ (Hickel et al. 1997) und unterhalb des Maximums von $300 \mu\text{m}$ (Scherrer et al. 1994). Die dargestellten richtungsabhängigen signifikanten Unterschiede bei der digitalen Abformung waren in dieser Studie jedoch ein Einzelfall.

Im Rahmen der analogen Abformtechnik zeigte sich ausschließlich bei der minimalen axialen Schichtdicke ($a_w \text{ min}$) ein signifikanter Unterschied. So war die interne Passung an diesem Punkt in distomesialer Richtung signifikant geringer als in bukkoraler Richtung. Ursächlich hierfür könnte der schmale distal und mesial gelegene Approximalraum sein. Dort könnte sich während der Abformung ein erhöhter Anpressdruck als bukkoral gebildet haben, welcher in einer detaillierteren Abformung mit höherer Passgenauigkeit resultiert haben könnte (Esders 2007). Ebenfalls denkbar wäre hier der geringere Zutritt von Speichel. Feuchtigkeit kann die Abformergebnisse des verwendeten Silikons negativ beeinflussen (Petrie et al. 2003). Anatomisch bedingt sind die bukkalen und oralen Flächen einer Präparation für Feuchtigkeit durch Zungen- oder Wangenkontakt empfindlicher.

Während den Vortests war nur in den beiden genannten Ausnahmefällen ein signifikanter Passungsunterschied zwischen distomesialer oder bukkoraler Lokalisation am präparierten Zahn messbar. Weiterführende *In-vitro*-Untersuchungen sind in Zukunft empfehlenswert, um die Ursachen der in dieser Studie erkannten klinischen Passungsunterschiede bei der digitalen und analogen Abformung innerhalb des cara TRIOS-Systems (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) eruieren zu können.

5.2 Diskussion der Methodik

5.2.1 Verarbeitung der Silikon-Replika bis zum Schnitt

Die in dieser Studie vermessenen Replika wurden in der Praxis am Patienten hergestellt, indem die Zirkoniumdioxidkronen bei der klinischen Anprobe an ihren Innenflächen mit einem weißen, dünnfließenden Silikon befüllt und auf den präparierten Stumpf gesetzt wurden. Als das Silikon abgebunden war, wurde die Restauration wieder vom Zahnstumpf entfernt und die weiße Silikonschicht wurde durch Unterschichtung mit einem orangenen Silikon fixiert. Darauf folgte die Weiterverarbeitung der Replika bis zum Schnitt und zur Vermessung.

Überschichtung der Silikon- Replika

Im Labor wurden die Replika mit einem blauen Silikon überschichtet (siehe Abschnitt 3.6). Der Grund dafür war, dass auch aufgrund der geringen Schichtstärke schwierig zu messende Bereiche auswertbar erscheinen sollten. Denn nachdem einige weiße Silikonfilme durch das hochviskose orangene Trägersilikon fixiert waren, zeigte sich reproduzierbar, dass sich an vielen Bereichen der axialen Wand die orangene Farbe deutlich durch die aufliegende minimale weiße Schicht hindurch abzeichnete (Abbildung 42).

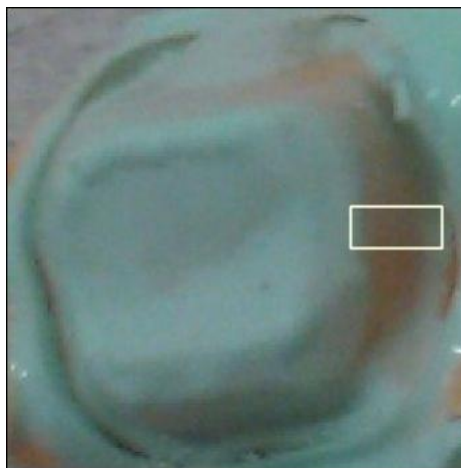


Abbildung 42: Replik eines oberen rechten Molaren. Im durch den weißen Kasten markierten Bereich zeichnet sich orangenes Silikon durch die aufliegende weiße Schicht geringer Stärke ab.

So war es fraglich, ob sich die dünne weiße Schicht unter 35-facher Vergrößerung messen lassen würde. Weiterhin musste getestet werden, ob sich auch solch dünnen Schichten überhaupt mit der fixierenden Unterschichtung (orangenes Silikon) verbinden ließen.

Außerdem war das Risiko des Voneinander-Lösens der Silikonschichten während des Schneidens gegeben. Um diesem Risiko zu begegnen, wurde die Überschichtung mit einem weiteren Silikon vorgenommen. Dieses sollte durch seine dunkle, kontrastierende Farbe einen guten Farbkontrast zur weißen Schicht herstellen und somit die Chance eröffnen, auch Schichten sehr geringer Stärke erkennen zu können. Zum anderen sollte somit die zementspaltrepräsentierende Schicht in ihrer Gesamtheit fixiert werden, damit sie sich beim Schnitt nicht lösen kann. Die gewählte Methode hatte des Weiteren den Vorteil, dass mit Hilfe der hergestellten Guss- und Schnittformen als Hilfsteile ein geführter, sauberer Schnitt möglich war. Die Schnittflächen lagen auf diese Weise parallel zu den Außenflächen der entstehenden Blöcke. So war es möglich, sie im rechten Lot zu den Schnittflächen zu mikroskopieren und fotografieren, wobei die Viertel auf ihren Außenflächen auf dem Objektträger unter dem Mikroskop fixiert wurden.

Alternativ hätte die Ausrichtung der Replika parallel zur Tischebene auch nach deren Zerteilung mit Hilfe von plastischem Knetmaterial erfolgen können, wie in einer vergleichbaren Studie durchgeführt (Boeddinghaus et al. 2015). Möglicherweise wäre hier auch der Farbkontrast zur zementrepräsentierenden Silikonschicht herstellbar gewesen. Insgesamt hatte die in dieser Arbeit verwendete Methode demgegenüber jedoch den Vorteil, dass die Ausrichtung der Replika dauerhaft zielgerichtet und nicht veränderbar war. So konnten keine Veränderungen durch Lagerung oder Benutzung nach dem Überschichten auftreten. An der Überschichtung wurde vor allem durch die teils sehr dünnen zementspaltrepräsentierenden Silikonschichten festgehalten.

Zur Überschichtung wurden die Replika in einer eigens zum Zwecke dieser Studie hergestellten Kunststoff-Gussform positioniert (siehe Abbildungen 10 und 11, Abschnitt 3.5). Diese hatte neben einer senkrechten axialen Ausrichtung der Replika die Sicherstellung raumebengerechter Schnittflächen zur Minimierung geometrischer Verzerrungen bei der folgenden lichtoptischen Vermessung zum Ziel. Alternativ wäre auch hier die Ausrichtung in knetbarem Material möglich

gewesen, wie in einer ähnlichen Passungsvergleichsstudie geschehen (Boeddinghaus et al. 2015).

Eine weitere alternative Weiterverarbeitung der Replika wäre gewesen, diese nach deren Erstellung in der Praxis auch ohne Überschichtung zu schneiden. In anderen Studien mit Replikatechniken wurden die den Zementspalt darstellenden Silikonschichten nur von einer Seite aus mit Silikon stabilisiert. Es ist also entweder eine Unterschichtung oder Überschichtung geschaffen worden, wodurch auch Schichten geringer Stärken sichtbar blieben (Kohorst et al. 2009, 2010, 2011; Kokubo et al. 2005; Laurent et al. 2008; Reich et al. 2008, 2011). Diese Vorgehensweise hätte den Vorteil gehabt, dass die Replika und die dünne zementspaltrepräsentierende Silikonschicht sichtbar geblieben wären. Diese Sichtbarkeit der Replika war in der vorliegenden Studie, da hier durch Überschichtung ein Silikonblock entstanden war, nicht gegeben. Der Mehraufwand der gezielten Ausrichtung der Replika im speziell gefertigten Würfel wäre entfallen und die Schnitte hätten bei dieser Methode unter Sicht durchgeführt werden können.

Dabei wäre allerdings fraglich, ob die Schwierigkeiten in der Erkennbarkeit der marginalen Messbereiche unter dem Mikroskop weniger groß gewesen wären. Unsicherheiten in der Auffindbarkeit der von Holmes (Holmes et al. 1989) beschriebenen Messpunkte hätten möglicherweise durch die direkte Sicht auf die Schicht minimiert werden können. Auf eine derartige Problematik nicht evaluierbarer marginaler Bereiche aufgrund mangelnder Erkennbarkeit wurde in nur wenigen Studien eingegangen (Reich et al. 2005, 2011). In seiner *In-vitro*-Evaluation der Replikatechnik sprach Laurent das Problem der schlechten Darstellung marginaler Bereiche, trotz der bei *In-vitro*-Studien typischen idealisierten Bedingungen, an (Laurent et al. 2008), was durch die vorliegende Ausführung jedoch minimiert werden konnte.

Verhinderung von Deformationen und Dimensionsveränderungen der Silikon-Replika

Die plastisch-elastische Überschichtung barg die Gefahr von Deformationen und Dimensionsveränderungen nach dem Aushärten des verwendeten Silikons. Vor der Überschichtung mit dem zweiten kontrastierenden Silikon wurde die Gussform

an ihren Innenflächen dünn mit Vaseline bestrichen. So sollte die Entnahme nach Aushärtung des Silikons erleichtert werden. Die Möglichkeit, die Gussform in zwei Teile zu zerlegen, vereinfachte weiterhin die Entnahme. Nach Entfernung von Abformungen aus dem Mund des Patienten ist bei Silikon eine Rückstellzeit von etwa 30 bis 60 Minuten einzuhalten, bevor die Abformungen weiter verarbeitet werden können. Dies ist notwendig, weil sich die Abformmaterialien bei Entnahme verformen müssen, um die starren Anteile in der Mundhöhle überwinden zu können (Gernet et al. 2011). Für das hier zur Übersichtung verwendete blaue Polyvinylsiloxan (Aquasil Ultra LV, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz), aber auch für das für die Unterschichtung verwendete orangene Silikon (Aquasil Ultra XLV, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz) empfiehlt der Hersteller eine Rückstellzeit von mindestens 30 Minuten. Die Replikablöcke müssen aus der Gussform gedrückt werden, um sie zu entfernen (siehe Abbildung 15, Abschnitt 3.6). So war hier eine elastische Deformation zu erwarten (Marxkors und Meiners 2005). Diese wurde durch eine sehr dünne Schmierschicht aus Vaseline gemindert, da sich der Block so leichter entfernen ließ und die Reibung zwischen beiden Grenzflächen vermindert wurde. Wechselwirkungen mit der Vaseline waren laut Produktdatenblatt nicht zu erwarten.

Positionierung der Replika

Die Positionierung der Replika auf Stecknadeln bei der Ausrichtung zu den Schnittebenen stellte eine mögliche Fehlerquelle dar. Die Positionierung in vertikaler Richtung konnte als stabil angesehen werden. Schwieriger gestaltete sich die Positionierung der Replika hinsichtlich der Vermeidung einer Rotation. Diese war nur durch besondere Sorgfalt beim Einfüllen des Silikons in die Gussform gegeben. Schon leichte Berührungen mit der Applikationsspritze konnten zur Rotation der Replika führen. Zwar ließe sich eine auftretende Drehung der Probe in den meisten Phasen des Übersichtens noch korrigieren, doch die vormalige Ausrichtung wäre nicht mehr feststellbar.

Der Übersichtungsprozess benötigte somit besondere Aufmerksamkeit auf die Lagestabilität der Probe und gleichzeitig größtmögliche Sorgfalt, um etwa die Entstehung von Lufteinschlüssen durch ein zu abruptes Zuführen des Silikons zu vermeiden. Als mögliches Problem ist hier außerdem zu nennen, dass die

Bewegungen der Applikationsspritze durch viskositätsbedingten thixotropen Materialfluss des Silikons zu Rotationen hätte führen können (Marxkors et al. 2008). Erkennbar wäre dies lediglich zu Beginn des Überschichtens, nicht mehr allerdings, wenn die Replika bereits vollständig bedeckt waren.

Der Arbeitsschritt des Überschichtens dauerte in allen Fällen ca. 90 bis 120 Sekunden. Das verwendete Polyvinylsiloxan weist laut Studienlage während der ersten 120 Sekunden der Verarbeitungsphase zunehmende Viskositäten mit unterschiedlichen thixotropen Fließeigenschaften auf (Lawson et al. 2011). Darauf zurückzuführende Positionsveränderungen können jedoch weitestgehend ausgeschlossen werden. Diese wären beim Schneiden offensichtlich geworden. Derartige Positionsveränderungen konnten hier jedoch nicht festgestellt werden.

Auswahl des Silikons

Von der Möglichkeit, zum Überschichten ein Silikon eines anderen Herstellers anzuwenden, wurde abgesehen. Grund hierfür war, dass laut Herstellerangaben Wechselwirkungen zwischen dem verwendeten orangenen Silikon und den Materialien anderer Hersteller nicht auszuschließen gewesen wären. Bereits die Verwendung des dünnfließenden Silikons der Firma Coltene (Coltex® extrafine, Coltène/Whaledent GmbH + Co. KG Langenau) war ein Kompromiss in der Materialwahl, der in dieser Studie jedoch offensichtlich keine Auswirkungen auf die Materialbeschaffenheiten hatte. Die Silikonschichten haben sich im Rahmen dieser Studie suffizient miteinander verbunden. Es waren jedenfalls keine negativen Interaktionen zwischen den hier verwendeten Silikonen feststellbar.

Bei Verwendung eines Polyethers wären die Viskositätsunterschiede während der hier notwendigen Verarbeitungsdauer in dieser Weise wahrscheinlich nicht aufgetreten, da Polyether stärker, länger und gleichbleibender fließen (Lawson et al. 2011). Polyether enthalten Sulfonsäureester (Kappert und Eichner 2005). Polyvinylsiloxane, wie in dieser Studie bei der Replikaherstellung verwendet, können mit Sulfur oder Sulfurverbindungen negativ beeinflussend interagieren (Chee et al. 1991; Chee und Donovan 1992; Ravikumar und Sangur 2012; Reitz und Clark 1988) und waren somit obsolet.

5.2.2 Segmentieren der Replika

In dieser Studie wurden zum Trennen der Replika in Segmente Rasierklingen benutzt. Das ist eine häufig angewendete Verfahrensweise, um Replika zu teilen (Kohorst et al. 2009, 2010, 2011; Kokubo et al. 2005; Reich et al. 2008, 2011). Alternativ wäre die Nutzung von Skalpellklingen möglich gewesen (Laurent et al. 2008). Skalpellklingen sind üblicherweise 0,5 mm dick. Die Verwendung einer gegenüber Skalpellen dünneren Rasierklinge mit zwei Schneiden gewährleistete in der vorliegenden Arbeit einen saubereren Schnitt mit einer hohen Schnittflächengüte. Ebenfalls wurde jede Schneide einer Klinge nur einmal genutzt. Zudem wurde der Schnitt durch die Führungsflächen, die in der für diese Studie gefertigten Schnittform eingearbeitet wurden, exakt geführt.

Die Dicke der genutzten zweiseidigen Rasierklingen (Wilkinson Sword Classic, Wilkinson Sword GmbH, Solingen) liegt im Bereich von 0,1 bis 0,2 mm. Beim Schneiden mit Rasierklingen handelt es sich um ein spanloses Trennverfahren eines Werkstücks, hier des Silikonblocks. Durch Aufhebung des Molekülzusammenhalts an der zur Schneide gerichteten Fläche wird der Block zunächst verformt, dann auseinandergedrückt und ohne Materialverlust schließlich getrennt (Semlinger und Hellwig 1990). Leichte Deformationen der nur dünnen Klingen und somit minimales Abweichen von der gewünschten Trennlinie waren jedoch nicht mit letzter Sicherheit auszuschließen. Die Passgenauigkeit der Schnittflächen zueinander nach dem Trennen war gegeben. Außerdem wiesen die beiden um 90 Grad versetzten Schnitte eine gute Symmetrie auf. Beides deutet auf nur geringe und so vernachlässigbare Schnittfehler hin. Dennoch können auch minimale Schnittfehler eine mögliche Begründung für nicht hundertprozentig identische Messwerte an einander gegenüberliegenden und sich entsprechenden Punkten sein. Die Mittelung dieser Werte führte zur Minimierung des möglichen Fehlers.

5.2.3 Messungen der internen und marginalen Passung

Mit dem gewählten Mikroskop war maximal eine Vergrößerung um den Faktor 35 möglich. Die Kalibrierung des Messwerkzeuges in der genutzten Software (Zeiss Axio Vision LE 4.8, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena) resultierte in 1,51

$\mu\text{m}/\text{Pixel}$. Da jede einzelne Längenmessung sowohl in Bezug auf den Anfangspunkt als auch auf den Endpunkt von Hand am Bildschirm durchgeführt wurde, waren Ungenauigkeiten im einstelligen Mikrometerbereich zu erwarten. Schwierig gestalteten sich somit die Messungen, bei denen die Grenzflächen zwischen orangenem Stabilisationssilikon und weißem Silikon nicht eindeutig zu erkennen waren. Ebenso galt dies für den Unterschied zwischen dem weißen und dem blauen Silikon. Die Abbildung 43 verdeutlicht einen Unterschied von $5 \mu\text{m}$, bzw. von 3,32 Pixeln an ein und derselben Messung und macht die nötige Sorgfalt während des Messvorgangs deutlich.

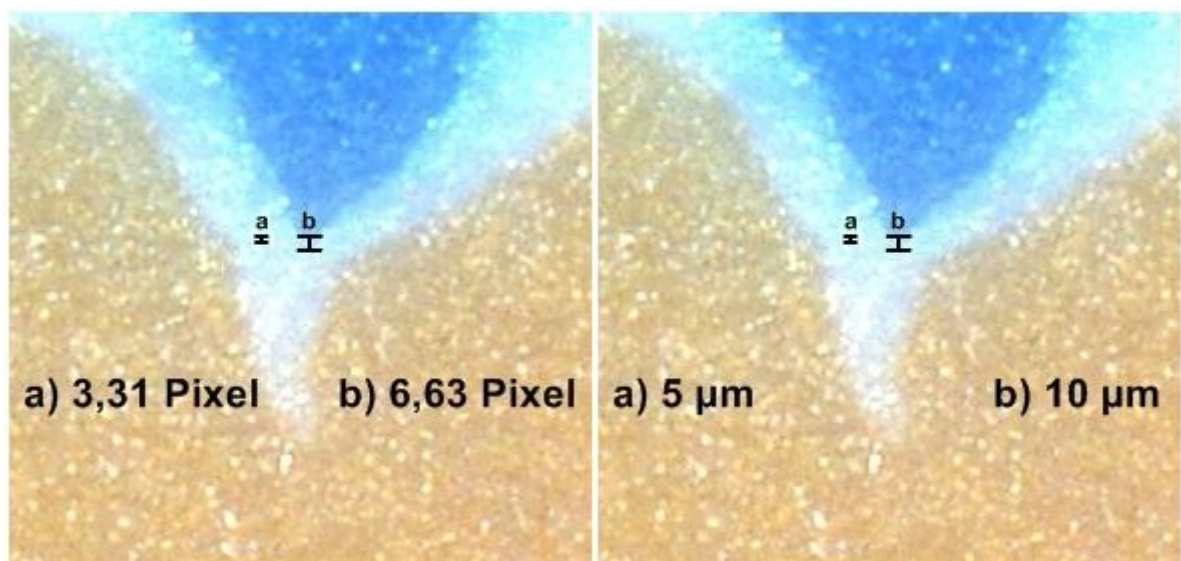


Abbildung 43: Die beiden Bildausschnitte stellen beispielhaft einen zu vermessenden marginalen Bereich am Replik dar. Im linken Bildteil repräsentieren die Maßstabsbalken „a“ eine Distanz von, 3,31 Pixeln und „b“ von 6,63 Pixeln. Rechts im Bild sind diese Distanzen gemäß der Kalibrierung von $1,51 \mu\text{m}/\text{Pixel}$ umgerechnet. Rechts zeigt „a“ zeigt so eine Distanz von $5 \mu\text{m}$ und „b“ von $10 \mu\text{m}$. Die beiden Bilder entsprechen nahezu, jedoch nicht zu hundert Prozent der Originalgröße am Messbildschirm.

Auf derartige Schwierigkeiten bei der Definition von Grenzbereichen zwischen den unterschiedlichen Schichten innerhalb der Replika finden sich in vergleichbaren Studien keine Hinweise (Kohorst et al. 2009, 2010, 2011; Kokubo et al. 2005; Laurent et al. 2008; Reich et al. 2008, 2011). Eine Besonderheit der vorliegenden Arbeit gegenüber den angeführten Untersuchungen besteht jedoch bezüglich der Schichtung der Replika. Diese führte zu einem zusätzlichen Übergang zwischen zwei verschiedenen Silikonschichten. Die helle Silikonschicht wurde durch den Farbkontrast hervorgehoben. So gewährleistete das blaue Silikon, dass auch die dünnen hellen Schichten besser erkennbar wurden. So gesehen kann die Nutzung

einer weiteren Silikonsicht als Vorteil betrachtet werden. In Abbildung 44 ist rechts eine solche schwache Schicht im Bereich von 5 bis 10 μm als Bildausschnitt dargestellt, links in der Abbildung zeigt die Markierung diese Region am selben noch nicht überschichteten Originalreplik.

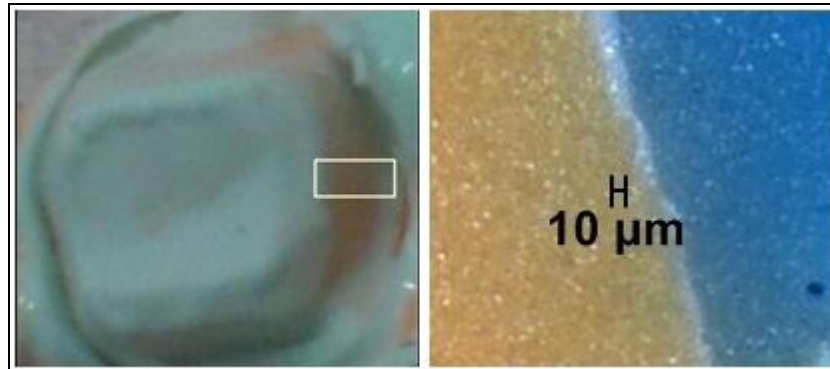


Abbildung 44: *Kaum sichtbare helle Silikonschicht. Im linken Bildteil zeichnet sich im durch den weißen Kasten markierten Bereich orangenes Silikon durch die weiße Silikonschicht geringer Stärke ab. Im rechten Bildteil ist dieser Bereich unter 35-facher Vergrößerung dargestellt. Es wird deutlich, dass es sich bei dem links kaum sichtbaren hellen Silikon um eine Schicht im Bereich von 5 bis 10 μm handelte.*

5.2.4 Festlegung der Messpunkte der marginalen und internen Passung

Um eine gute Vergleichbarkeit der ermittelten Zementspaltbreiten zu ermöglichen, wurden für die marginalen und internen Messungen übliche und anerkannte Positionen am Zahnstumpf, beziehungsweise am Replik, ausgewählt (Colpani et al. 2013; Holmes et al. 1989; Huang et al. 2015; Kokubo et al. 2005; Reich et al. 2008). Der Effekt einer bestmöglichen Zementierung sind eine gute Retention der Restauration und eine gute Abdichtung des Randbereiches (Ohm und Silness 1978; Wilson 1992). Die Schichtdicke innerhalb einer Restauration kann dabei schwanken. So kamen im okklusalen Bereich (oa) oftmals die höchsten Schichtdicken vor (Karlsson 1993; Kokubo et al. 2005; Reich et al. 2008, 2011; Scherrer et al. 1994), gefolgt von dessen Übergangsbereich zur axialen Wand (aot). Die axiale Wand zeigte hier oftmals vergleichsweise dünnere Zementschichten (Reich et al. 2008, 2011).

Andere Studien konzentrierten sich, neben diesen der internen Passung zugehörigen Stellen, vor allem auch auf den marginalen Randspalt. So besteht eine Vielzahl an Vergleichsdaten. Als klinisch akzeptabel angesehene Referenzwerte können 74 μm nach Christensen (Christensen 1966) oder ein

marginaler Randspalt von $<120\ \mu\text{m}$ nach McLean (McLean und von Fraunhofer 1971) angesehen werden. Eine gewisse Problematik stellt die Vergleichbarkeit der Messungen angesichts der unterschiedlichen Definitionen des marginalen Spaltes dar. Aus diesem Grund hat man sich in dieser Arbeit an der Definition nach Holmes (Holmes et al. 1989) orientiert. Diese Werte sind folglich an definierten, reproduzierbaren Positionen ermittelt worden, so dass eine Vergleichbarkeit dieser Arbeit mit anderen Studien gegeben ist. Für „absol mg“ liegen aktuell noch keine vergleichbaren klinischen Studien mittels Replika-Technik vor. Dennoch wurde im Rahmen dieser Arbeit ein solcher Messwert erhoben, da er auch horizontale Diskrepanzen berücksichtigt. Ebenfalls wurden in dieser Studie die jeweils minimalen und maximalen Schichtdicken an der axialen Wand evaluiert („aw min“ und „aw max“), hier gibt es keine vergleichbaren Daten. Deren Nachteil besteht insofern darin, dass die Positionen dieser Messungen an jeder Probe unterschiedlich sein können. Die Messorte hängen hauptsächlich von den Schichtdicken des Zementspalts ab und nicht von einer definierten Stelle am Zahn und unterliegen dem Eindruck des Prüfers. Die Evaluation dieser Werte erfolgte hier aufgrund der Feststellung, dass die Schichtdicke des weißen Silikons besonders in den axialen Bereichen einen auffällig ungleichmäßigen Verlauf aufwies. Digital basierte Restaurationen erreichten in dieser Studie an den minimalen axialen Schichtdicken $34,79\ \mu\text{m}$ ($\pm 28,67\ \mu\text{m}$) und an den maximalen $119,51\ \mu\text{m}$ ($\pm 57,69\ \mu\text{m}$). Die analog abgeformten Kronen lagen diesbezüglich bei minimal $43,36\ \mu\text{m}$ ($\pm 36,98\ \mu\text{m}$) und maximal $129,45\ \mu\text{m}$ ($\pm 55,65\ \mu\text{m}$). Die Stärke der Schwankungen der Zementspalten und das Auftreten bei digitalen sowie bei konventionellen Abformungen sollte eruiert werden.

5.2.5 Die Silikon-Replikatechnik

Die lichtmikroskopische Beurteilung der internen und marginalen Passung ist mit Hilfe der sogenannten Replikatechnik möglich (Karlsson 1993; Rahme et al. 2008; Laurent et al. 2008; Fransson et al. 1985) und ist in der Literatur ähnlicher Studien beschrieben worden (Kohorst et al. 2009, 2010, 2011; Kokubo et al. 2005; Reich et al. 2008, 2011; Souza et al. 2012; Tsitrou et al. 2007; Zarauz et al. 2015). Die Replikatechnik wurde auch aktuell in einer Passungsevaluation verschiedener digitaler Abformsysteme inklusive des cara-TRIOS-Systems (Heraeus Kulzer

GmbH, Hanau) angewendet (Boeddinghaus et al. 2015). Im Rahmen der vorliegenden Studie zeigte sich die Replikatechnik als eine einfach-effektive Methode des Passungsvergleichs.

Sie stellt nach den Erfahrungen, die in dieser Arbeit gesammelt werden konnten, eine zufriedenstellende Möglichkeit der Passungsevaluation dar.

Karlsson fasste entsprechend zusammen, dass der Vorteil der Replikatechnik darin läge, dass auf eine einfache, relativ preisgünstige und zeitlich nicht intensive Weise *in vivo* die gesamte dreidimensionale Zementspaltbreite untersuchbar sei. Daher könne die Replikatechnik als für den Patienten Nutzen bringende Qualitätskontrolle angesehen werden. Dennoch beständen besonders für den zervikalen Bereich Schwierigkeiten bei der Erhebung von Messergebnissen (Karlsson 1993).

6. Zusammenfassung

Die Digitalisierung zahnmedizinischer und zahntechnischer Arbeitsschritte bietet heute die Möglichkeit, die prothetisch zu versorgenden Gegebenheiten in der Mundhöhle eines Patienten digital zu erfassen. Vor allem in der Verarbeitung von Zirkoniumdioxid spielen digitale Fertigungsprozesse eine besondere Rolle. Die Qualität von festsitzendem Zahnersatz ist nicht zuletzt von der Passung abhängig, auf die bereits mit der Abformung Einfluss genommen wird. So könnte die Entscheidung für die digitale Erfassung der Mundsituation mit den Vorteilen einer besseren Passgenauigkeit, als sie die Abformung mit konventionellen, elastischen Materialien bietet, verbunden sein.

Vierzig vollkeramische Einzelkronen auf Molaren wurden in der vorliegenden Arbeit aus teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (cara ZrO₂ trans, cara-System, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) zur Patientenversorgung hergestellt. Zwanzig auf Basis einer konventionellen Abformung und ebenfalls zwanzig auf Basis einer digitalen Abformung. Das Gerüst mit der jeweils klinisch besseren Passung wurde zur definitiven Patientenversorgung freigegeben und eingegliedert. Zusätzlich erfolgte eine dreiphasige Replikaabformung zum Zwecke des Passungsvergleichs mittels Replikatechnik. Hierbei wurde mit weißem Silikon (Coltex® extrafine, Coltène/ Whaledent GmbH + Co. KG, Langenau) die Spaltbreite zwischen dem präparierten Zahn und der Kroneninnenfläche ausgefüllt. Im Anschluss wurde diese Silikonschicht mit einem orangenen Silikon (Aquasil Ultra XLV, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz) fixiert und von der Krone getrennt. Darauf folgte die Überschichtung mit einem blauen Silikon (Aquasil Ultra LV, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz). Nach weiterer vorbereitender Weiterverarbeitung erfolgte die Sektion der Replika mit Rasierklingen (Wilkinson Sword Classic, Wilkinson Sword GmbH, Solingen). Die Segmente wurden an einem Mikroskop (Leica EZ4D, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar) unter 35-facher Vergrößerung analysiert und fotografiert. Aus insgesamt 2061 Fotografien wurden zur Vermessung 1580 Aufnahmen ausgewählt. Diese wurden an definierten marginalen und internen Messbereichen mit einer geeigneten Software (Zeiss Axio Vision LE 4.8, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena) vermessen und im Anschluss dem Two-Sided Wilcoxon Signed Rank Test zur vergleichenden statistischen Analyse (MATLAB, The Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, USA) unterzogen.

Die konventionelle und digitale Abformtechnik lieferte in dieser Studie weitestgehend vergleichbare und zufriedenstellende Ergebnisse.

Im Verlauf dieser Studie konnten am Übergang der axialen Wand zur Präparationsgrenze einer Präparation und im okklusalen Bereich statistisch signifikante Unterschiede zwischen der internen Passung von vollkeramischen Restaurationen auf Basis digitaler oder analoger Abformung mit dem cara TRIOS-CAD/CAM-System (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) festgestellt werden. In beiden Bereichen waren digital abgeformte Restaurationen statistisch signifikant ($\alpha=0,05$) passgenauer. Im okklusalen Bereich erreichte die digitale Abformtechnik Mittelwerte von $164,2 \mu\text{m}$ ($\pm 73,2 \mu\text{m}$) und die konventionelle $207,6 \mu\text{m}$ ($\pm 70,0 \mu\text{m}$). Im Übergangsbereich der axialen Wand zur Präparationsgrenze wurden $117,9 \mu\text{m}$ ($\pm 74,2 \mu\text{m}$) für digital abgeformte und $147,9 \mu\text{m}$ ($\pm 63,9 \mu\text{m}$) für analog abgeformte Restaurationen ermittelt.

Die in dieser Studie gemessenen Werte für die interne Passgenauigkeit bestätigen bereits die in vorangegangenen klinischen Studien mit der Replikatechnik ermittelten Werte.

Die marginalen Passungen wiesen keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den beiden getesteten Abformverfahren auf. Auch spielte die mesiodistale oder bukkorale Lokalisation am präparierten Zahn hierfür keine statistisch signifikante Rolle. Auch hier lagen die gemessenen Randspalten im Bereich vergleichbarer klinischer Studien.

Für die Praxis relevant ergaben sich hier insgesamt zufriedenstellende interne und marginale Passungen sowohl auf Basis analoger als auch digitaler Abformungen.

7. Anhang

7.1 Abstract

**47th Meeting of the Continental European Division of the
International Association for Dental Research (CED-IADR)
co-hosted by the Scandinavian Division (NOF)**

October 15-17, 2015
Gloria Golf Resort &
Convention Center, Belek - Antalya



ABSTRACT FINAL ID: 0179

TITLE: Internal and marginal precision of fit of zirconia single crowns produced via digital and conventional impression methods - a clinical comparative study

PRESENTER: Matthias Roediger

AUTHORS/INSTITUTIONS: M. Roediger, A. Heinitz, R. Bürgers, S. Rinke, Dept. of Prosthodontics, University Medical Center Goettingen, Goettingen, GERMANY

ABSTRACT BODY:

Objectives: This study focused on the clinical investigation of internal and marginal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia single crowns produced via conventional and digital impression technique.

Methods: In 20 patients a total of 40 zirconia single crowns were inserted in a private practice after informed consent. Therefore a circumferential reduction with a 1.0 mm chamfer finish line and an occlusal reduction of 1.5 mm were realised. Conventional impressing with a silicone (Aquasil Monophase, Aquasil XLV; Dentsply, Konstanz, Germany) and intraoral scanning (Cara TRIOS; Heraeus, Hanau, Germany) of each of the preparations was performed and two respective zirconia copings per tooth were produced. The marginal and internal fit of the restorations was evaluated employing a replica technique. For statistical analysis pairwise comparison (Wilcoxon-Rank-Test) was performed.

Results: Zirconia single crowns produced via digital impression technique revealed statistically significant better precision of internal fit in specific areas (chamfer area and occlusal area). The Evaluation of marginal fit showed no significant differences between the two groups of digital and conventional impression technique. Within the group of digital impressing some areas showed significant better precision of internal fit when specific areas were compared. Within the group of conventional impressing these differences were found for marginal gaps. All restorations of both groups offered internal and marginal gaps within the postulated clinical tolerance ranges.

Conclusions: CAD/CAM-fabricated zirconia single crowns produced via digital or conventional impression techniques offer adequate marginal and internal precision. Digital impression technique provides lower internal gaps in some specific areas.

7.2 Verwendete Materialien und Geräte

3Shape Dental Designer 2013, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau

Aquasil Monophase und Aquasil XLV, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz

cara TRIOS Intraoral Scanner, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau

cara TRIOS-System, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau

cara ZrO₂ trans, cara TRIOS-System, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau

CoreUp WEISS, KANIEDENTA GmbH & Co. KG, Herford

Gusswürfel und Schnittform, Sonderanfertigung der wissenschaftlichen Werkstatt, Göttingen

Microsoft Excel 2007, Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA

Mikrometerskala Motic Calibration Slides, Motic-Europe, Barcelona, Spanien

Mikroskop Leica EZ4D, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar

Nasentropfen, Otriven Novartis Consumer Health Care, München

OptiBond FL, Kerr GmbH, Rastatt

Rasierklingen Wilkinson Sword Classic, Wilkinson Sword GmbH, Solingen

Sherapure Superhartgips, SHERA Werkstoff-Technologie GmbH & Co.KG, Lemförde

Silikon blau, Einmalkartuschen Aquasil Ultra LV, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz

Silikon orange, Aquasil Ultra XLV, Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz

Silikon weiss, Coltex® extrafine, Coltène/ Whaledent GmbH & Co. KG, Langenau

Software Leica Acquire Version 1.0, Leica- Microsystems, Wetzlar

Statistiksoftware MATLAB, The Mathworks Inc., Natick, Massachusetts, USA

Stecknadel Werner Dorsch GmbH, Dieburg

Vermessungssoftware Zeiss Axio Vision LE 4.8, Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena

8. Literaturverzeichnis

- Abduo J, Lyons K, Swain M (2010): Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review. *J Oral Rehabil* 37(11), 866–876
- Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araújo É, Stimmelmayer M, Vieira LC, Güth J (2014): Marginal and internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. *Clin Oral Investig* 18(2), 515–523
- Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR: *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier Health Sciences/Saunders, St.Louis 2014
- Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR (2009): Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 101(4), 239–247
- Baig MR, Tan KB, Nicholls JI (2010): Evaluation of the marginal fit of a zirconia ceramic computer-aided machined (CAM) crown system. *J Prosthet Dent* 104(4), 216–227
- Batchelor JM, Todd PM (2010): Allergic contact stomatitis caused by a polyether dental impression material. *Contact Dermatitis* 63(5), 296–297
- Baumann MA (1995): The influence of dental gloves on the setting of impression materials. *Br Dent J* 179(4), 130–135
- Bell JW, von Fraunhofer, JA (1975): The handling of elastomeric impression materials: a review. *J Dent* 3(5), 229–237
- Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J (2009): Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater* 25(1), 94–102
- Bindl A, Mörmann WH (2005): Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 32(6), 441–447
- Bindl A, Mörmann WH (2007): Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent* 27(6), 567–575
- Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wöstmann B (2015): Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig* 19(8), 2027–2034
- Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kästner K, Walter MH (2000): Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 84(4), 419–424
- Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O (2014): A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil* 41(11), 853–874
- Bottino MA, Valandro LF, Buso L, Ozcan M (2007): The influence of cervical finish line, internal relief, and cement type on the cervical adaptation of metal crowns. *Quintessence Int* 38(7), 425–32
- Brantley WA, Eliades T: *Orthodontic materials: Scientific and clinical aspects*. Thieme, Stuttgart 2001
- Bremer F, Grade S, Kohorst P, Stiesch M (2011): In vivo biofilm formation on different dental ceramics. *Quintessence Int* 42(7), 565–574
- Büchi DL, Ebler S, Hämmerle CH, Sailer I (2014): Marginal and internal fit of curved anterior CAD/CAM-milled zirconia fixed dental prostheses: an in-vitro study. *Quintessence Int* 45(10), 837–846
- Chandra S, Chandra S, Chandra R: *A textbook of dental materials with multiple choice questions*. 1st ed.; Jaypee Brothers Medical Publishers Ltd., New Delhi 2000
- Chee WW, Donovan TE (1992): Polyvinyl siloxane impression materials: a review of properties and techniques. *J Prosthet Dent* 68(5), 728–732

- Chee WW, Donovan TE, Kahn RL (1991): Indirect inhibition of polymerization of a polyvinyl siloxane impression material: a case report. *Quintessence Int* 22(2), 133–135
- Christensen GJ (1966): Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent* 16(2), 297–305
- Christensen GJ (2008): Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? *J Am Dent Assoc* 139(6), 761–763
- Colpani JT, Borba M, Della Bona A (2013): Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater* 29(2), 174–180
- Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviolle O (2013): Marginal adaptation of ceramic crowns: a systematic review. *J Prosthet Dent* 110(6), 447-454
- Craig RG, Urquiola NJ, Liu CC (1990): Comparison of commercial elastomeric impression materials. *Oper Dent* 15(3), 94–104
- Dahl BL, Dymbe B, Valderhaug J (1985): Bonding properties and dimensional stability of hydrocolloid impression systems in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 53(6), 796–800
- Davis DM, Fiske J, Scott B, Radford DR (2001): The emotional effects of tooth loss in a group of partially dentate people: a quantitative study. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 9(2), 53–57
- De Camargo LM, Chee WW, Donovan TE (1993): Inhibition of polymerization of polyvinyl siloxanes by medicaments used on gingival retraction cords. *J Prosthet Dent* 70(2), 114–117
- Donovan TE, Chee WW (2004): A review of contemporary impression materials and techniques. *Dent Clin North Am* 48(2), 445-70
- Duller C: Einführung in die nichtparametrische Statistik mit SAS und R: Ein anwendungsorientiertes Lehr- und Arbeitsbuch. Physica-Verlag Heidelberg, Heidelberg 2008
- Ender A, Mehl A (2011): Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. *Int J Comput Dent* 14(1), 11–21
- Esders WG: Rationelle Arbeitsabläufe in der Zahnarztpraxis. Thieme, Stuttgart 2007
- Ewens WJ, Grant GR: Statistical methods in bioinformatics: An introduction. (Statistics for biology and health). 2nd ed.; Springer, New York 2005
- Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP (1991): Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 65(3), 357–364
- Fransson B, Oilo G, Gjeitanger R (1985): The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater* 1(5), 197–199
- Galhano GA, Pellizzer EP, Mazaro JV (2012): Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg* 23(6), 575-579
- Gangemi S, Spagnolo EV, Cardia G, Minciullo PL (2009): Fatal anaphylactic shock due to a dental impression material. *Int J Prosthodont* 22(1), 33–34
- Gardner FM (1982): Margins of complete crowns--literature review. *J Prosthet Dent* 48(4), 396–400
- Gawkrodger DJ (2005): Investigation of reactions to dental materials. *Br J Dermatol* 153(3), 479–485
- Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M: Zahnärztliche Prothetik. 4., unveränd. Auflage; Thieme, Stuttgart 2011
- Geurtsen W (1990): Crown and restoration margins. *Dtsch Zahnärztl Z* 45(7), 380–386
- Goldman M, Laosonthorn P, White RR (1992): Microleakage--full crowns and the dental pulp. *J Endod* 18(10), 473–475

- Goncalves FS, Popoff, DA, Castro, CD, Silva GC, Magalhaes CS, Moreira AN (2011): Dimensional stability of elastomeric impression materials: a critical review of the literature. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 19(4), 163–166
- Grasso JE, Nalbandian J, Sanford C, Bailit H (1985): Effect of restoration quality on periodontal health. *J Prosthet Dent* 53(1), 14–19
- Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A (2011): Fit of single tooth zirconia copings: comparison between various manufacturing processes. *J Prosthet Dent* 105(4), 249–255
- Habib SR, Asiri W, Hefne MJ (2014): Effect of anatomic, semi-anatomic and non-anatomic occlusal surface tooth preparations on the adaptation of zirconia copings. *J Adv Prosthodont* 6(6), 444–450
- Hamalian TA, Nasr E, Chidiac JJ (2011): Impression materials in fixed prosthodontics: influence of choice on clinical procedure. *J Prosthodont* 20(2), 153–160
- Harcourt JK (1978): A review of modern impression materials. *Aust Dent J* 23(2), 178–186
- Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L (1997): CAD/CAM--fillings of the future? *Int Dent J* 47(5), 247–258
- Hmaidouch R, Neumann P, Mueller W (2011): Influence of preparation form, luting space setting and cement type on the marginal and internal fit of CAD/CAM crown copings. *Int J Comput Dent* 14(3), 219–226
- Hohmann A, Hielscher W: *Lehrbuch der Zahntechnik (Band 3). 5., vollst. überarb. Auflage*; Quintessenz-Verl., Berlin 2012
- Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD (1989): Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 62(4), 405–408
- Holmes JR, Sulik WD, Holland GA, Bayne SC (1992): Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 67(5), 594–599
- Hoppert H: *Technische Keramik in der Praxis 1999*. ETEC, Gesellschaft für Technische Keramik mbH, o. Verl., Siegburg 1999
- Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhao Y, Zhang X (2015): Clinical Marginal and Internal Fit of Crowns Fabricated Using Different CAD/CAM Technologies. *J Prosthodont* 24(4), 291–295
- Ishikiriama A, Oliveira Jde F, Vieira DF, Mondelli J (1981): Influence of some factors on the fit of cemented crowns. *J Prosthet Dent* 45(4), 400–404
- Issel P, Marxkors R: *Zahnärztliche Technik: Eine Einführung für Studierende, Zahnärzte und Zahntechniker. (Uni-Taschenbücher 7). 3., verb. und erw. Auflage*; Hüthig, Heidelberg 1973
- Jacobs MS, Windeler AS (1991): An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent* 65(3), 436–442
- Jagger DC, Al Jabra O, Harrison A, Vowles RW, McNally L (2004): The effect of a range of disinfectants on the dimensional accuracy of some impression materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 12(4), 154–160
- Janczyk M, Pfister R: *Inferenzstatistik verstehen: Von A wie Signifikanztest bis Z wie Konfidenzintervall. (SpringerLink Bücher)*. Springer Spektrum, Berlin 2013
- Jeraphat N, Panyawongkhanti M (1991): Dimensional change of elastomeric impressions after disinfectant immersion. *J Dent Assoc Thai* 41(2), 84–93
- Jorgensen KD, Esbensen AL (1968): The relationship between the film thickness of zinc phosphate cement and the retention of veneer crowns. *Acta Odontol Scand* 26(3), 169–175

- Kappert HF, Eichner K: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Bd. 1: Grundlagen und Verarbeitung. Thieme, Stuttgart 2005
- Karatasli O, Kursoglu P, Capa N, Kazazoglu E (2011): Comparison of the marginal fit of different coping materials and designs produced by computer aided manufacturing systems. *Dent Mater J* 30(1), 97–102
- Karlsson S (1993): The fit of Procera titanium crowns. An in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand* 51(3), 129–134
- Keferstein CP, Marxer M: Fertigungsmesstechnik: Praxisorientierte Grundlagen, moderne Messverfahren. (SpringerLink Bücher). 8., vollst. überarb. u. erw. Auflage; 2015; Springer Vieweg, Wiesbaden 2015
- Keshvad A, Hooshmand T, Asefzadeh F, Khalilinejad F, Alihemmati M, van Noort R (2011): Marginal gap, internal fit, and fracture load of leucite-reinforced ceramic inlays fabricated by CEREC inLab and hot-pressed techniques. *J Prosthodont* 20(7), 535–540
- Keul C, Stawarczyk B, Erdelt KJ, Beuer F, Edelhoff D, Güth JF (2014): Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization--a laboratory study. *Dent Mater* 30(4), 400–407
- Kim SY, Kim MJ, Han JS, Yeo IS, Lim YJ, Kwon HB (2013): Accuracy of dies captured by an intraoral digital impression system using parallel confocal imaging. *Int J Prosthodont* 26(2), 161–163
- Knappwost A (1950): Über die Zersetzung und Zersetzungshemmung der Phosphatzelemente im Bereich der Mundhöhle. *Dtsch Zahnärztl Z* 5(18), 1022–1030
- Kohorst P, Brinkmann H, Li J, Borchers L, Stiesch M (2009): Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *Eur J Oral Sci* 117(3), 319–325
- Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M (2010): Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. *J Oral Rehabil* 37(4), 283–291
- Kohorst P, Junghanns J, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M (2011): Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy. *Clin Oral Investig* 15(4), 527–536
- Kokubo Y, Nagayama Y, Tsumita M, Ohkubo C, Fukushima S, Vult von Steyern P (2005): Clinical marginal and internal gaps of In-Ceram crowns fabricated using the GN-I system. *J Oral Rehabil* 32(10), 753–758
- Kollenberg W: Technische Keramik: Grundlagen, Werkstoffe, Verfahrenstechnik. Vulkan-Verlag, Essen 2004
- Körber K: Zahnärztliche Prothetik. (Taschenbuch). 4., vollst. überarb. Auflage; Thieme, Stuttgart 1995
- Korkut L, Cotert HS, Kurtulmus H (2011): Marginal, internal fit and microleakage of zirconia infrastructures: an in-vitro study. *Oper Dent* 36(1), 72–79
- Kotsiomi E, Tzialla A, Hatjivasiliou K (2008): Accuracy and stability of impression materials subjected to chemical disinfection - a literature review. *J Oral Rehabil* 35(4), 291–299
- Kriven WM (1988): Martensitic Toughening of Ceramics. *Mat Sci and Eng* 127(2), 249-255
- Kronström MH, Johnson GH, Hompesch RW (2010): Accuracy of a new ring-opening methacrylate elastomeric dental impression material with spray and immersion disinfection. *J Prosthet Dent* 103(1), 23–30
- Larson TD (2012): The clinical significance of marginal fit. *Northwest Dent* 91(1), 22–29

- Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G (2008): Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns--validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil* 35(2), 116–122
- Lawson NC, Cakir D, Ramp L, Burgess JO (2011): Flow profile of regular and fast-setting elastomeric impression materials using a shark fin testing device. *J Esthet Restor Dent* 23(3), 171–176
- Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ: Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde. 12., vollständig überarb. und erw. Auflage; Dt. Zahnärzte-Verl., Köln 2012
- Levine WA (1989): An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *J Prosthet Dent* 62(2), 175–178
- Lofstrom LH, Barakat MM (1989): Scanning electron microscopic evaluation of clinically cemented cast gold restorations. *J Prosthet Dent* 61(6), 664–669
- Machado CE, Guedes CG (2011): Effects of sulfur-based hemostatic agents and gingival retraction cords handled with latex gloves on the polymerization of polyvinyl siloxane impression materials. *J Appl Oral Sci* 19(2), 628–633
- Maier HR: Leitfaden Technische Keramik: Werkstoffkunde II Keramik (Übungen und Arbeitsblätter), 2. Aufl; Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau der RWTH, Aachen 2005
- Manappallil JJ: Basic dental materials. 2nd ed; Jaypee Brothers, New Delhi 2003
- Mandikos MN (1998): Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Aust Dent J* 43(6), 428–434
- Martínez-Rus F, Suárez MJ, Rivera B, Pradíes G (2012): Influence of CAD/CAM systems and cement selection on marginal discrepancy of zirconia-based ceramic crowns. *Am J Dent* 25(2), 67–72
- Martins LM, Lorenzoni FC, Melo AO, Silva LM, Oliveira JL, Oliveira PC, Bonfante G (2012): Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns. *J Appl Oral Sci* 20(2), 235–240
- Marxkors R, Meiners H: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Dt. Zahnärzte-Verlag, Köln 2005
- Marxkors R, Geis-Gerstorfer J, Meiners H: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde: vom Defekt zur Restauration. Dt. Zahnärzte-Verlag, Köln 2008
- Matalon S, Eini A, Gorfil C, Ben-Amar A, Slutzky H (2011): Do dental impression materials play a role in cross contamination? *Quintessence Int* 42(10), 124-130
- McLean JW, von Fraunhofer JA (1971): The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 131(3), 107–111
- Meschede D: Optik, Licht und Laser; Vieweg+Teubner Verlag, Wiesbaden 2015
- Meyer-Lückel H, Paris S, Ekstrand K: Karies: Wissenschaft und Klinische Praxis. Thieme, Stuttgart 2012
- Mittermüller P, Szeimies R, Landthaler M, Schmalz G (2012): A rare allergy to a polyether dental impression material. *Clin Oral Investig* 16(4), 1111–1116
- Moeller E: Handbuch Konstruktionswerkstoffe: Auswahl, Eigenschaften, Anwendung. Hanser, München 2008
- Mörmann WH, Bindl A, Lüthy H, Rathke A (1998): Effects of preparation and luting system on all-ceramic computer-generated crowns. *Int J Prosthodont* 11(4), 333–339
- Nandini Y, Vinitha KB, Manvi S, Smitha M (2013): Comparison of dimensional accuracy of four different die materials before and after disinfection of the impression: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 14(4), 668–674

- Nemetz H, Tjan AH (1988): Reversible hydrocolloid: the standard of excellence. *J Prosthet Dent* 60(3), 267–270
- Ohm E, Silness J (1978): The convergence angle in teeth prepared for artificial crowns. *J Oral Rehabil* 5(4), 371–375
- Pant R, Juszczak AS, Clark RK, Radford DR (2008): Long-term dimensional stability and reproduction of surface detail of four polyvinyl siloxane duplicating materials. *J Dent* 36(6), 456–461
- Petrie CS, Walker MP, O'Mahony AM, Spencer P (2003): Dimensional accuracy and surface detail reproduction of two hydrophilic vinyl polysiloxane impression materials tested under dry, moist, and wet conditions. *J Prosthet Dent* 90(4), 365–372
- Pospiech P: Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen. Thieme, Stuttgart 2002
- Pospiech P: Keramik-Vollkeramik: Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin. 3M ESPE, o. Verl., o.O. 2004
- Pradies G, Zarauz C, Valverde A, Ferreiroa A, Martinez-Rus F (2015): Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *J Dent* 43(2), 201–208
- Prakki A, Cilli R, Da Costa AU, Goncalves SE, Mondelli RF, Pereira JC (2007): Effect of resin luting film thickness on fracture resistance of a ceramic cemented to dentin. *J Prosthodont* 16(3), 172–178
- Queiroz DA, Pecanha MM, Neves AC, Frizzera F, Tonetto MR, Silva-Concilio LR (2013): Influence of disinfection with peracetic acid and hypochlorite in dimensional alterations of casts obtained from addition silicone and polyether impressions. *J Contemp Dent Pract* 14(6), 1100–1105
- Rafferty BT, Bonfante EA, Janal MN, Silva NR, Rekow ED, Thompson VP, Coelho PG (2010): Biomechanical evaluation of an anatomically correct all-ceramic tooth-crown system configuration: core layer multivariate analysis incorporating clinically relevant variables. *J Biomech Eng* 132(5), 15-19
- Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT (2008): In vitro evaluation of the "replica technique" in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract* 9(2), 25–32
- Rasch B: Quantitative Methoden: Einführung in die Statistik für Psychologen und Sozialwissenschaftler. (Springer-Lehrbuch). 4., überarb. Auflage; Springer, Berlin 2014
- Rateitschak EM, Wolf HF, Rateitschak KH: Parodontologie. Farbatlanten der Zahnmedizin 1. 3., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage; Thieme, Stuttgart 2003
- Ravikumar CM, Sangur R (2012): Effect of five brands of latex gloves on the setting time of polyvinyl siloxane putty impression materials. *Indian J Dent Res* 23(2), 209–212
- Re D, Pellegrini G, Francinetti P, Augusti D, Rasperini G (2011): In vivo early plaque formation on zirconia and feldspathic ceramic. *Minerva Stomatol* 60(7-8), 339–348
- Re D, Cerutti F, Augusti G, Cerutti A, Augusti D (2014): Comparison of marginal fit of Lava CAD/CAM crown-copings with two finish lines. *Int J Esthet Dent* 9(3), 426–435
- Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P (2005): Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 113(2), 174–179
- Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J (2008): Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci* 116(6), 579–584

- Reich S, Uhlen S, Gozdowski S, Lohbauer U (2011): Measurement of cement thickness under lithium disilicate crowns using an impression material technique. *Clin Oral Investig* 15(4), 521–526
- Reich S, Vollborn T, Mehl A, Zimmermann M (2013): Intraoral optical impression system: an overview. *Int J Comput Dent* 16(2), 143-162
- Reitz CD, Clark NP (1988): The setting of vinyl polysiloxane and condensation silicone putties when mixed with gloved hands. *J Am Dent Assoc* 116(3), 371–375
- Rekow D, Thompson VP (2007): Engineering long term clinical success of advanced ceramic prostheses. *J Mater Sci Mater Med* 18(1), 47–56
- Richter-Snapp K, Aquilino SA, Svare CW, Turner KA (1988): Change in marginal fit as related to margin design, alloy type, and porcelain proximity in porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 60(4), 435–439
- Rinke S, Rödiger M (2014): Integration der digitalen Abformung in ein restauratives Behandlungskonzept. *Digital Dentistry* 1/2014, S. 6–14
- Rinke S, Fornefett D, Gersdorff N, Lange K, Roediger M (2012): Multifactorial analysis of the impact of different manufacturing processes on the marginal fit of zirconia copings. *Dent Mater J* 31(4), 601–609
- Risse A: *Fertigungsverfahren der Mechatronik, Feinwerk- und Präzisionsgerätetechnik*. Vieweg+Teubner Verlag, Wiesbaden 2012
- Romeo E, Iorio M, Storelli S, Camandona M, Abati S (2009): Marginal adaptation of full-coverage CAD/CAM restorations: in vitro study using a non-destructive method. *Minerva Stomatol* 58(3), 61–72
- Rossetti PH, do Valle AL, de Carvalho RM, De Goes MF, Pegoraro LF (2008): Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents. *J Appl Oral Sci* 16(1), 64–69
- Roulet JF, Zimmer S: *Prophylaxe und Präventivzahnmedizin. Farbatlant der Zahnmedizin* 16. Thieme, Stuttgart 2003
- Rubel BS (2007): Impression materials: a comparative review of impression materials most commonly used in restorative dentistry. *Dent Clin North Am* 51(3), 629-642
- Rudolf M, Kuhlisch W: *Biostatistik: Eine Einführung für Biowissenschaftler*. Pearson Studium, München 2008
- Sailer I, Fehér A, Filser F, Gauckler LJ, Lüthy H, Hämmerle CH (2007): Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *The International journal of prosthodontics* 20(4), 383–388
- Salmang H, Scholze H, Telle R: *Keramik. 7., völlig neubearbeitete und erw. Auflage*; Springer, Berlin 2007
- Schaefer O, Watts DC, Sigusch BW, Kuepper H, Guentsch A (2012): Marginal and internal fit of pressed lithium disilicate partial crowns in vitro: a three-dimensional analysis of accuracy and reproducibility. *Dent Mater* 28(3), 320–326
- Scherrer SS, de Rijk WG, Belser UC, Meyer JM (1994): Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dent Mater* 10(3), 172–177
- Schleier PE, Gardner FM, Nelson SK, Pashley DH (2001): The effect of storage time on the accuracy and dimensional stability of reversible hydrocolloid impression material. *J Prosthet Dent* 86(3), 244–250
- Schmidseder J: *Ästhetische Zahnmedizin. Farbatlant der Zahnmedizin* 15. 2., vollst. überarb. und erw. Auflage; Thieme, Stuttgart 2009
- Schwickerath H (1979): Marginal cleft and solubility. *Dtsch Zahnarztl Z* 34(9), 664–669

- Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B (2013): Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig* 17(7), 1759–1764
- Semlinger E, Hellwig W: *Spanlose Fertigung: Schneiden, biegen, ziehen.* (Viewegs Fachbücher der Technik). 4., verb. Auflage; Vieweg, Braunschweig 1990
- Siegel S, Castellan NJ: *Nonparametric statistics for the behavioral sciences.* 2nd ed.; McGraw-Hill, New York 1988
- Sjögren G (1995): Marginal and internal fit of four different types of ceramic inlays after luting. An in vitro study. *Acta Odontol Scand* 53(1), 24–28
- Sofou A, Kotsiomiti E, Farmakis N, Kapari D (1998): Weight and linear dimensional changes of reversible hydrocolloid duplicating materials: effect of storage and re-use. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 6(2), 79–84
- Sorensen JA (1989): A rationale for comparison of plaque-retaining properties of crown systems. *J Prosthet Dent* 62(3), 264–269
- Souza RO, Özcan M, Pavanelli CA, Buso L, Lombardo GH, Michida SM, Mesquita AM, Bottino MA (2012): Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. *J Prosthodont* 21(2), 94–100
- Steinhäuser-Andresen S, Detterbeck A, Funk C, Krumm M, Kasperl S, Holst A, Hirschfelder U (2011): Pilot study on accuracy and dimensional stability of impression materials using industrial CT technology. *J Orofac Orthop* 72(2), 111–124
- Stewardson DA (2005): Trends in indirect dentistry: 5. Impression materials and techniques. *Dent Update* 32(2), 374-376, 379-380, 382-384
- Storey D, Coward TJ (2013): The quality of impressions for crowns and bridges: an assessment of the work received at three commercial dental laboratories. assessing the quality of the impressions of prepared teeth. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 21(2), 53–57
- Strietzel R, Lahl C: *CAD/CAM-Systeme in Labor und Praxis.* Verlag Neuer Merkur, München 2007
- Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J (2010): Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. *J Dent* 38(7), 553–559
- Tietz H: *Technische Keramik: Aufbau, Eigenschaften, Herstellung, Bearbeitung, Prüfung.* Springer, Berlin 1994
- Ting-Shu S, Jian S (2015): Intraoral Digital Impression Technique: A Review. *J Prosthodont* 24(4), 313-321
- Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ (2001): Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 26(4), 367–374
- Tinschert J, Natt G: *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien: Atlas für Klinik, Labor-technik und Werkstoffkunde.* Dt. Ärzte-Verlag, Köln 2007
- Tjan AH, Whang SB, Sarkissian R (1986): Clinically oriented evaluation of the accuracy of commonly used impression materials. *J Prosthet Dent* 56(1), 4–8
- Torabi Ardekani K, Ahangari AH, Farahi L (2012): Marginal and internal fit of CAD/CAM and slip-cast made zirconia copings. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 6(2), 42–48
- Tsitrou EA, Northeast SE, van Noort R (2007): Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. *J Dent* 35(1), 68–73
- Tuntiprawon M, Wilson PR (1995): The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J* 40(1), 17–21

- Valderhaug J, Birkeland JM (1976): Periodontal conditions in patients 5 years following insertion of fixed prostheses. Pocket depth and loss of attachment. *J Oral Rehabil* 3(3), 237–243
- van Lierde K, Browaeys H, Corthals P, Mussche P, van Kerckhoven E, De Bruyn H (2012): Comparison of speech intelligibility, articulation and oromyofunctional behaviour in subjects with single-tooth implants, fixed implant prosthetics or conventional removable prostheses. *J Oral Rehabil* 39(4), 285–293
- van Noort R (2012): The future of dental devices is digital. *Dent Mater* 28(1), 3–12
- Vennerstrom M, Fakhary M, Von Steyern PV (2014): The fit of crowns produced using digital impression systems. *Swed Dent J* 38(3), 101–110
- Vigolo P, Fonzi F (2008): An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont* 17(8), 621–626
- Walker MP, Petrie CS, Haj-Ali R, Spencer P, Dumas C, Williams K (2005): Moisture Effect on polyether and polyvinylsiloxane dimensional accuracy and detail reproduction. *J Prosthodont* 14(3), 158–163
- Weaver JD, Johnson GH, Bales DJ (1991): Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 66(6), 747–753
- Weber T: *Memorix Zahnmedizin: 116 Tabellen*, 3., vollst. überarb. und erw. Aufl; Thieme, Stuttgart 2010
- Westkämper E, Warnecke H-J: *Einführung in die Fertigungstechnik*. 7., bearb. und erg. Auflage; Teubner, Wiesbaden 2006
- Wiedhahn K (2011): The impression-free CEREC multilayer bridge with the CAD-on method. *Int J Comput Dent* 14(1), 33–45
- Wilson PR (1992): Crown behaviour during cementation. *J Dent* 20(3), 156–162
- Wiskott HW, Belser UC, Scherrer SS (1999): The effect of film thickness and surface texture on the resistance of cemented extracoronary restorations to lateral fatigue loading. *Int J Prosthodont* 12(3), 255–262
- Yilmaz H, Aydin C, Gul B, Yilmaz C, Semiz M (2007): Effect of disinfection on the dimensional stability of polyether impression materials. *J Prosthodont* 16(6), 473–479
- Zarauz C, Valverde A, Martinez-Rus F, Hassan B, Pradies G (2015): Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions. *Clin Oral Invest*, im Druck

Danksagung

Mein Dank richtet sich an meinen Doktorvater Herrn PD Dr. Matthias Rödiger für die Überlassung und kompetente Betreuung dieser Dissertation sowie an Herrn PD Dr. Sven Rinke für sein unterstützendes Engagement.

Ebenfalls danke ich Herrn Prof. Dr. Nicolai Miosge für die freundliche Bereitstellung des Arbeitsplatzes am Mikroskop.