

Dreidimensionale digitale Analyse der internen und marginalen Passung gepresster Lithiumdisilikat-Teilkronen in vitro

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt dem Rat der medizinischen Fakultät der
Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Frank Wittstock
geboren am 25.09.1981 in Stollberg

Gutachter

1. PD Dr. med. dent. habil. Monika Schmidt, Jena
2. PD Dr. med. dent. habil. Arndt Güntsch, Jena
3. Prof. Dr. med. dent. habil. Bernd Kordaß, Greifswald

Tag der öffentlichen Verteidigung:

08.07.2013

Meiner Familie in Liebe und Dank gewidmet

Abkürzungsverzeichnis

°C	Grad Celsius
Abb.	Abbildung
AG	Arbeitsgemeinschaft
CI	Konfidenzintervall
D(<i>n</i>)	Doppelmischtechnik (Abformserie Nr. <i>n</i>)
bzw.	beziehungsweise
ca.	cirka (lat.: ungefähr, annähernd)
et al.	et alii (lat.: und andere)
etc.	et cetera (lat.: und so weiter, und die übrigen)
Fa.	Firma
h	hour (Stunde)
ID	Identium
IF	internal fit – Passung auf vollständiger Präparation
K(<i>n</i>)	Korrekturtechnik (Abformserie Nr. <i>n</i>)
lat.	Lateinisch
M(<i>n</i>)	Monophasentechnik (Abformserie Nr. <i>n</i>)
max.	maximal
MF	marginal fit – Passung im Bereich der Präparationsgrenzen
min	Minuten
Mio.	Millionen (10 ⁶)
o.Ä.	oder Ähnliche(s)
PA	Panasil
RMS	root mean square – quadratischer Mittelwert
s	Sekunde
SD	standard deviation - Standardabweichung
stck	Stück
Tab.	Tabelle
u.a.	unter anderem
vgl.	vergleiche
z.B.	zum Beispiel

Inhaltsverzeichnis	Seite
I. Abkürzungsverzeichnis	4
1. Zusammenfassung	8
2. Einleitung	10
2.1 Dentale Keramiken	10
2.1.1 Silikat- und Oxidkeramiken	12
2.1.2 Lithiumdisilikat-Glaskeramik	15
2.2 Zahnärztliche Abformungen	17
2.2.1 Abformmaterialien im Überblick	17
2.2.2 Elastomere Abformmassen	19
2.2.2.1 Definition nach DIN EN ISO 4823	19
2.2.2.2 Silikone	20
2.2.2.3 Polyether	21
2.2.2.4 Hybridmaterialien	23
2.2.3 Abformtechniken	25
2.3 Analyse der Randständigkeit	29
2.3.1 Zur Definition des Randspaltes	29
2.3.2 Techniken zur Passungsanalyse	30
3. Ziele der Arbeit	32
4. Material und Methodik	34
4.1 Experimentelles Vorgehen	34

4.2	Präparation des Kunststoffzahnes	35
4.3	Abformung	36
4.3.1	Eingesetzte Elastomere	36
4.3.2	Konstruktion des Versuchsaufbaus	38
4.3.3	Abformprocedere	40
4.4	Herstellung der Meistermodelle	42
4.5	Herstellung der keramischen Teilkronen	44
4.6	Digitalisierung	46
4.7	Softwaregestützte Analyse	48
4.8	Statistische Absicherung	51
5.	Ergebnisse	52
5.1	Qualitativ	52
5.1.1	Interne Passung – Monophase	53
5.1.2	Interne Passung – Doppelmischtechnik	54
5.1.3	Interne Passung – Korrekturtechnik	55
5.1.4	Marginale Passung – Monophase	56
5.1.5	Marginale Passung – Doppelmischtechnik	57
5.1.6	Marginale Passung – Korrekturtechnik	58
5.2	Quantitativ	59
5.2.1	Interne Passung	59
5.2.2	Marginale Passung	62

6.	Diskussion	65
6.1	Charakter und Vergleichbarkeit der Studie	65
6.1.1	In-vitro-Untersuchung	65
6.1.2	Passung und Dimension der presskeramischen Teilkronen	66
6.1.3	Digitalisierung und virtuelle Analyse	72
6.2	Bewertung der einzelnen Abformtechniken	74
7.	Schlussfolgerungen	77
8.	Literatur- und Quellenverzeichnis	79
9.	Anhang	90
9.1	Versuchskonstruktion	90
9.2	Zeitliche Abfolge der Versuchsschritte	91
9.3	Statistische Analysen	92
9.3.1	Homogenität der Varianzen	92
9.3.2	Einfaktorielle Varianzanalyse	92
9.3.3	A-priori-Kontrast-Analyse	93
9.3.4	Post-Hoc-Test nach Scheffé	94
9.4	Ergebnistafeln der qualitativen Passungsanalyse	96
III.	Danksagung	98
IV.	Lebenslauf	99
V.	Ehrenwörtliche Erklärung	100

1. Zusammenfassung

Die klinische Bewährung vollkeramischer Restaurationen wird maßgeblich durch ihre Adaptation an die verbliebene Zahnhartsubstanz bestimmt. Die Herstellung von passgenauem Zahnersatz erfordert daher ein besonders sorgfältiges Vorgehen, zumal sich Fehler in der Prozesskette häufig weder eindeutig identifizieren noch ausreichend kompensieren lassen. In diesem Zusammenhang bildet die Abformung, als Schnittstelle zwischen zahnärztlicher und labortechnischer Tätigkeit, noch immer eine potenzielle Schwachstelle.

In der vorliegenden In-vitro-Studie soll die Passgenauigkeit keramischer Teilkronen in Abhängigkeit zum verwendeten ein- oder zweizeitigen bzw. ein- oder zweiphasigen Abformverfahren digital analysiert und bewertet werden.

Ein zur Aufnahme einer Teilkrone präparierter unterer Molar aus Kunststoff wurde in drei verschiedenen Techniken (Monophasentechnik, Doppelmischtechnik, Korrekturtechnik) unter standardisierten Bedingungen und mittels elastomerer Materialien abgeformt. Auf Basis der durchgeführten Abformserien (n = 7) wurden standardisiert Präzisionsmodelle hergestellt und hierauf Kronen aus Lithiumdisilikat im Verfahren e.max Press (Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) gefertigt (n = 21). Die dreidimensionale Digitalisierung der Teilkronen sowie des als Referenz dienenden präparierten Zahnes erfolgte mit Hilfe eines Streifenlichtscanners. In einem speziell für industrielle Passungs- und Vergleichsanalysen entwickelten Computerprogramm erfolgte die Passungsanalyse, bei der im „Best-Fit“-Verfahren die Krone(n) auf dem Stumpf virtuell aufgesetzt wurden.

Hierbei wurde sowohl die vollständige Passung jeder einzelnen Teilkrone auf der gesamten Präparation (IF), als auch die marginale Passung, isoliert auf dem Bereich der Präparationsgrenzen als „locus minoris resistentiae“ einer dentalen Restauration (MF), betrachtet.

Die Datenauswertung erfolgte qualitativ, mit Hilfe von farbcodierten Differenzbildern, während der quadratische Mittelwert (RMS) aller Messpunkte (je Messung ca. 1,7 Mio.) die Passungsdiskrepanz quantifiziert.

Zur Analyse statistischer Signifikanzen diente eine einfaktorielle Varianzanalyse mit multiplen Vergleichen nach Scheffé ($n = 7$, $\alpha = 0,05$).

Es ergaben sich mittlere RMS-Werte für interne (marginale) Oberflächen: Doppelmischtechnik 31 ± 14 (77 ± 18) μm , Monophasentechnik 21 ± 8 (69 ± 13) μm und Korrekturtechnik 52 ± 11 (112 ± 19) μm .

Unterschiede zwischen ein- und zweizeitigen Abformtechniken waren statistisch signifikant mit $p < 0,001$ ($p < 0,001$), wohingegen die Differenzen zwischen einzeitig-einphasigem (M) und einzeitig-zweiphasigem (D) Vorgehen keine Signifikanzen aufwiesen. Qualitativ führen Kronenanteile mit ausgeprägten Kurvaturen (Höckergrate, approximale Kästen) zu stärkeren Passungsdifferenzen als solche mit weich gestalteten Übergängen (bukale Präparationsgrenzen).

Es kann aus den Ergebnissen gefolgert werden, dass einzeitige Abformtechniken im Vergleich zum zweizeitigen Vorgehen zu signifikant geringeren marginalen und internen Passungsdifferenzen führen. Sie sollten daher in der zahnärztlichen Praxis, insbesondere für Teilkronen mit supragingivalen Präparationsgrenzen, bevorzugt angewandt werden. Ein Vorzug der einzeitig-zweiphasigen Technik der Doppelmischabformung gegenüber der einzeitig-einphasigen Technik der Monophasenabformung konnte in der vorliegenden Arbeit nicht bestätigt werden. Eine wissenschaftlich unterstützte Empfehlung zu Typ und Anzahl der verwendeten Konsistenzphasen des Elastomers bleibt hier weiterführenden Untersuchungen vorbehalten.

2. Einleitung

2.1 Dentale Keramiken

Vollkeramische Versorgungen gewinnen in der modernen prothetischen sowie auch konservierenden Zahnheilkunde in immer stärkerem Maße an Bedeutung. Die Gründe hierfür sind mannigfaltig. Zum einen genügen moderne Dentalkeramiken höchsten mechanischen Ansprüchen, zum anderen stehen die besonders für den zunehmenden Trend der „Aesthetic-Dentistry“ immens wichtigen biologischen und ästhetischen Vorzüge dieser Werkstoffe. Hierzu gehören eine der Zahnhartsubstanz ähnliche Röntgendichte und thermische Leitfähigkeit, eine der Hartsubstanz ähnliche Transluzenz mit hoher Farbstabilität und Mundbeständigkeit (Pröbster 1997, Luthardt et al. 2005), außerdem eine hohe Biokompatibilität gegenüber endo- und parodontalem Gewebe (Anusavice 2003) und eine geringe Plaqueakkumulation.

Als weiteres Argument pro Vollkeramik ist der im Vergleich zum Edelmetall äußerst geringe Materialpreis anzuführen. Durch die prognostizierte weitere Dynamik in der internationalen Preisentwicklung bei edlen Metallen wird das Preis-Leistungs-Verhältnis weiter zu Gunsten der vollkeramischen, also metallfreien, Versorgung verschoben. Der preisgünstigen Alternative der edelmetallfreien Guß- und Verblendkronen steht eine wachsende Zahl von Patienten mit Allergien und Unverträglichkeiten gegenüber (Ditrichova et al. 2007).

Diese Tendenzen lassen die ohnehin schon etablierte Keramik in allen ihren Variationen wohl zu einem der zukunftssträchtesten sowie flächen-, fach- und indikationsübergreifendsten Werkstoffe der Medizin und Zahnheilkunde werden.

Eine Definition der Keramik als nichtmetallische, anorganische und schwer wasserlösliche Verbindung mit mindestens 30% kristallinem Anteil (Kern 2002) muss aufgrund der Material-Vielfalt sehr allgemein gehalten werden.

Bei den klassischen Dentalkeramischen Massen handelt es sich in der Regel um Silikate, also Derivate der Kieselsäure. Durch den für Keramiken typischen Herstellungsprozess, das Brennen bei 700°C - 2000°C, erhalten sie ihre charakteristischen werkstoffkundlichen Eigenschaften.

Auf supramolekularer Ebene können Keramiken kristalline Phasen mit regelmäßigen Anordnungen der Atome und quasiamorphe Phasen ausbilden. Bei Ersterem spricht man vom Keramik-Merkmal, bei Letzterem vom Glas-Merkmal. Der Anteil an kristalliner Phase zur amorphen Phase wirkt sich in der Regel auf Transluzenz und Festigkeit aus. Ein hoher Kristallanteil bewirkt eine hohe mechanische Stabilität und eine geringe Transluzenz, und umgekehrt (Kelly 2004).

Gegenüber den Metallen zeichnen sich Keramiken durch verschiedene Werkstoffcharakteristika aus.

Die bei Keramiken ausgeprägte *Korrosionsstabilität* (lat. *corrodere* - ausnagen) ist in elementar vorliegenden hochoxidierten Metalloxiden begründet, die sehr reaktionsträge sind. Gegenüber den korrosionsanfälligen Metalllegierungen, besonders deren unedlen Anteilen, ergibt sich hier eine Vielzahl von Vorzügen, die *Mundbeständigkeit*, den *Geschmack* und die *Biokompatibilität* betreffend (Keel 1975, Wirz et al. 1997, Schäfer und Kappert 1993).

Über ionische und kovalente Bindungen kommt es innerhalb des keramischen Gefüges kaum zu einer Bewegung der Elektronen. Infolge dessen sind Keramiken *schlechte elektrische Leiter*. Auch ihre *thermische Leitfähigkeit* ist äußerst gering. Keramiken sind durch Druck sehr hoch belastbar, weisen jedoch eine geringe Belastbarkeit gegenüber Zugspannungen auf. Grund hierfür sind fortlaufende Risse im Gefüge der Keramik, die durch Zug weiter geöffnet werden und schließlich zum Bruch führen können. Eine werkstoffkundliche Größe hierfür ist die *Biegefestigkeit*.

Der *Elastizitätsmodul* (E-Modul) von Keramiken ist deutlich höher als das von Metallen. Keramiken sind damit steifer und widerstandsfähiger gegenüber elastischer Verformung. Im Gegensatz zu den Metallen sind Keramiken *de facto plastisch nicht verformbar*. Es kommt zum Totalversagen, also zum Bruch nach Überschreitung der elastischen Deformationsgrenze, mit allen positiven und negativen Konsequenzen für ihren Einsatz in der Zahnheilkunde.

Der *Wärmeausdehnungskoeffizient* (WAK) von Keramiken ist als eher gering einzustufen.

Grundsätzlich werden die Materialeigenschaften der Keramiken maßgeblich von ihrer chemischen Klassifikation (vgl. Abb. 1) und damit ihrer chemischen und molekularen Zusammensetzung bestimmt. Sie variieren innerhalb dieser Werkstoffklasse deutlich.

Diese Varianzen sind durchaus gewollt, denn je nach Indikation und Einsatzbereich, beispielsweise als Gerüst- oder Verblendkeramik, hängt der Erfolg der Therapie von der Abstimmung der Materialien auf ihr Einsatzspektrum ab. Anforderungen an dentale Keramiken werden in der Norm DIN EN ISO 6872 definiert.

2.1.1 Silikat- und Oxidkeramiken

Die Unterteilung der Keramiken bzw. der Dentalkeramiken erfolgt unter anderem nach ihrer chemischen Zusammensetzung. Man unterscheidet anhand der Präsenz von SiO_2 -Gruppen die Silikatkeramiken, die diese Verbindung enthalten, von den Oxidkeramiken (Rüssel 2008). Eine Dritte Gruppe der Nichtoxidkeramiken ist für die Zahnheilkunde nach aktuellem Stand der Literatur nicht relevant, sollte jedoch der Vollständigkeit halber erwähnt werden.

Silikatkeramiken sind heterogene Stoffe, deren Aufbau durch kristalline Phasen, eingebettet in eine amorphe Siliziumdioxid-Matrix, die Glasphase, gekennzeichnet ist. Die Glasphase weist eine ausgeprägte Porenstruktur auf (Hahn 1994). Die kristallinen Anteile werden durch regelmäßige Atomanordnungen gekoppelt durch kovalente oder ionische Bindungen gebildet. Nichtkristallinen und kristallinen Strukturen liegen häufig dieselben Atome und deren Kombinationen zu Grunde.

Silikatkeramiken werden unterteilt in Feldspat- und Glaskeramik (Pospiech und Tinschert 2004).

Die **Feldspatkeramik** besteht aus einem Hauptanteil von 60-80% Feldspat, 15-25% Quarz und 0-5% Kaolin. Kalifeldspat bildet in der schmelzflüssigen Phase Leuzitkristalle aus (Fischer und Kappert 2011). Größe, Menge und Verteilung der Leuzitkristalle werden vom Sinterprozess bestimmt (Marxkors et al. 2008). Generell hat Feldspat jedoch eine geringe Kristallisationstendenz. Die amorphe gläserne Feldspatmatrix dominiert das Gefüge. Feldspatkeramiken können bei verhältnismäßig niedrigen Temperaturen unterhalb ihres Schmelzpunktes gesintert werden. Dies macht sie vor allem relevant und materialtechnisch beherrschbar für handwerkliche Dentallaboratorien, z.B. bei keramischen Verblendarbeiten auf Metall- oder Zirkonoxidgerüsten.

Bei den **Glaskeramiken** wird durch Einlagerung feinkörniger Kristalle in einem sogenannten sekundären Kristallisationsprozess eine Steigerung der Festigkeit erzielt (Hahn und Löst 1992, Fischer und Kappert 2011). Beim modernen Pressverfahren, wie dem in dieser Studie angewandten IPS e.max Press-Verfahren, wird die vorher industriell hergestellte Kristallstruktur der Glaskeramik beim Einbringen in die Lost-Wax-Form nicht verändert.

Von den klassischen Feldspatkeramiken, die mehr oder weniger immer noch sehr viel mit dem ursprünglichen Porzellan gemein haben, über die Glaskeramiken bis hin zu den **Lithiumdisilikat-Keramiken** nehmen die kristallinen Anteile zu Ungunsten der Glasphase zu. Das Gefüge wird dadurch stabilisiert. Vereinfacht kann festgestellt werden: Je mehr Kristalle umso stabiler ist die Keramik. Erklärung hierfür ist die Sperrung von Rissen bzw. die Verlängerung ihrer Wege und damit des benötigten Energieaufwandes (Pospiech und Tinschert 2004).

Oxidkeramiken sind weitestgehend einphasige Materialien, bestehend aus Metalloxiden unedler Metalle wie Magnesium, Aluminium, Zirkonium, Titan. Die amorphe Glasphase ist hier kaum vorhanden oder fehlt gänzlich (Munz und Fett 1989, Pospiech und Tinschert 2004). In der Literatur werden glasinfiltrierte von dicht gesinterten Oxidkeramiken unterschieden.

Infiltrationskeramiken bestehen aus einem im ersten Schritt auf den Stumpf gesinterten, sehr porösen Gerüst aus verschiedenen Metalloxiden, wobei Aluminiumoxid unabdingbar ist und den größten Anteil des Gerüstes darstellt. In einem zweiten Brand, dem Infiltrationsbrand, wird Lanthanoxidglas durch Kapillarkräfte in die Poren gesogen (Sadoun 1996). Nach Abkühlung weist die Keramik eine sehr homogene Spannungsverteilung auf, was sich vorteilhaft auf die Bruchstabilität auswirkt. Ähnlich den Glaskeramiken liegt also auch hier eine kristalline Phase (Metalloxide) in einer amorphen Glasmatrix vor.

Dicht gesinterte Oxidkeramiken bestehen ausschließlich aus Metalloxiden (z.B. Aluminiumoxid, Magnesiumoxid, Zirkoniumdioxid) in kristalliner Phase. Eine Glasphase fehlt gänzlich. Zirkoniumdioxid ist hier als wohl wichtigster Vertreter mit mannigfaltigen medizinischen Anwendungsgebieten zu nennen. Aufgrund der extrem hohen mechanischen Belastbarkeit bezeichnet man Zirkondioxid-Keramik auch als Hochleistungskeramik. Mit Elastizitätsmoduln von 200 - 300 GPa und

Biegefestigkeiten von bis zu 1000 MPa erreichen solche Keramiken Werte, die mit gängigen EMF-Dentallegierungen vergleichbar sind (Kappert und Krah 2001). Der Schlüssel für die Stabilität liegt in den unterschiedlichen Modifikationen des Zirkoniumdioxid-Kristallit, der je nach Temperatur in monokliner, tetragonaler oder kubischer Anordnung vorliegt. Durch Zugabe anderer Oxide, vornehmlich Yttriumoxid (Y_2O_3), wird der Kristallit in tetragonaler Modifikation stabilisiert.

Eine weitere Steigerung der Stabilität von Zirkondioxidkeramiken ist das sogenannte **Hot Isostatic Postcompaction-Verfahren**, kurz **HIP**. Bei 1000 bar und $50^\circ C$ unter der Sintertemperatur wird der Keramikrohling nochmals nachkomprimiert, wobei die Restporosität verringert wird. Das Ergebnis ist ein hochverdichtetes Gefüge mit extrem hohen Frakturfestigkeiten und einer gesteigerten Risszähigkeit (Mitov et al. 2011).

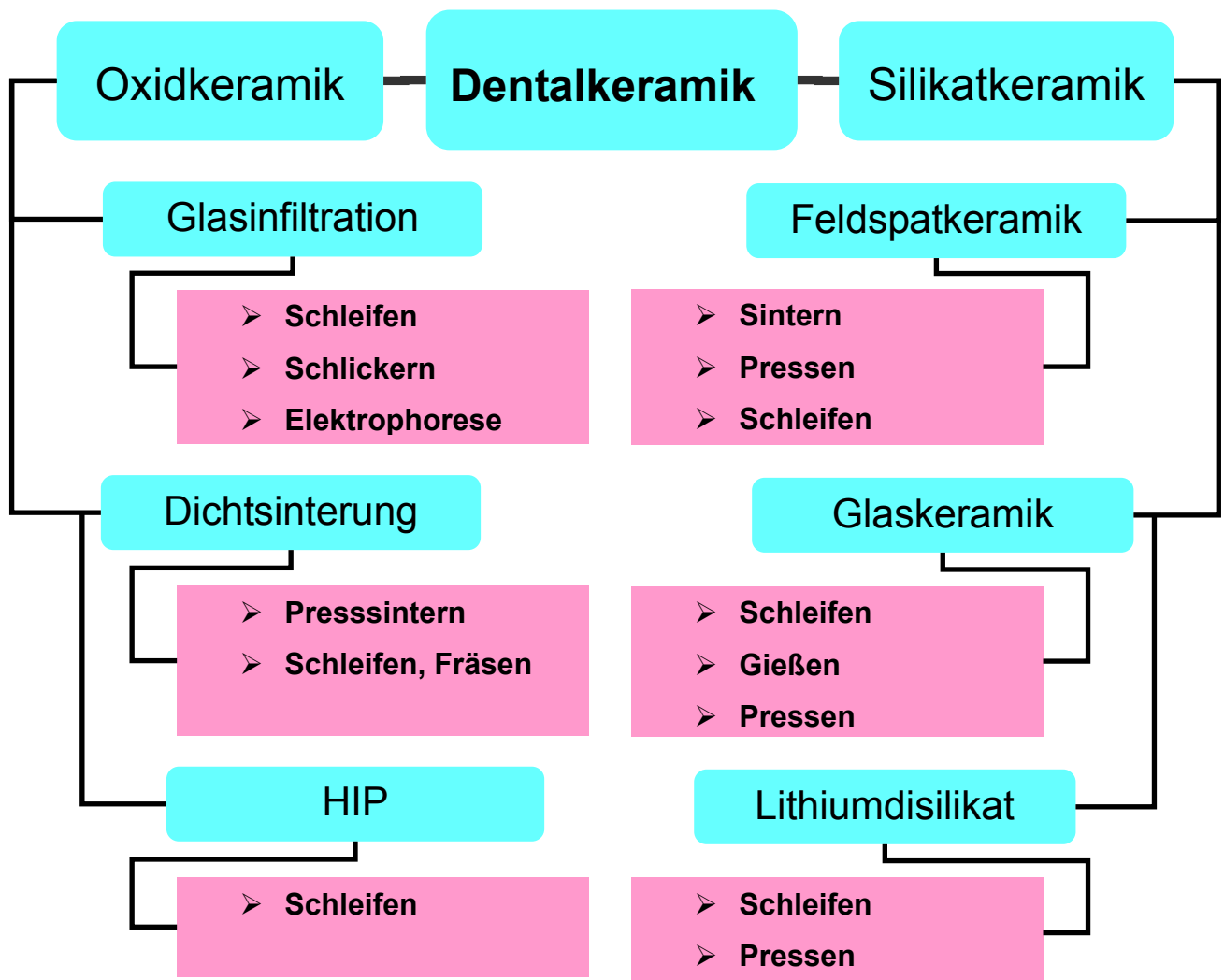


Abb. 1: Vollkeramische Systeme nach chemischer Zusammensetzung und Herstellungsart, modifiziert nach AG Keramik (Kern et al. 2012a)

2.1.2 Lithiumdisilikat-Glaskeramik

Bei der in der vorliegenden Studie verwendeten Keramik handelt es sich um eine Silikatkeramik, genauer eine Spezialform der Glaskeramik (vgl. Abb. 1), verstärkt durch mehrheitlich nadelförmige und 3-6 µm lange Lithiumdisilikat-Kristalle ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$). Die Kristalle sind mit ca. 70% Anteil in eine Glasmatrix eingebettet (Abb. 2).

Diese Art der Keramik wird als eine Art Revolution im Bereich der vollkeramischen Systeme angesehen, da sie hohe Stabilität und Bruchfestigkeit, vergleichbar mit der einiger Oxidkeramiken, mit der hochwertigen Ästhetik der Silikatkeramiken verbindet (Werling und Werling 2010). Diese Keramik kann sowohl als Gerüstkeramik, mit aufgeschichteter Verblendung aus Hydroxylapatit-Keramik, als auch vollanatomisch oder anatofom reduziert gepresst oder gefräst werden. Hier liegt eine der Überlegenheiten der Lithiumdisilikatkeramik gegenüber den hochfesten Oxidkeramiken. Mit der Möglichkeit, vollanatomisch und dennoch ästhetisch anspruchsvoll zu arbeiten, kann das von den verblendeten Oxidkeramiken bekannte Problem des „Chippings“ umgangen werden. In Kausimulations-Tests lag die Versagensrate vollanatomischer Lithiumdisilikat-Kronen sogar unter der von verblendeten Zirkoniumoxid-Kronen (Guess et al. 2010).

In den späten 1990er Jahren wurde Lithiumdisilikat-Keramik als Weiterentwicklung der Leuzit-verstärkten Keramik Empress entwickelt (Schweiger et al. 1999) und mit dem System Empress-2 durch Ivoclar Vivadent erstmals auf den dentalen Markt gebracht.

Trotz der hohen Festigkeit der Lithiumdisilikatkeramik bei Zug- Druck- und Biegeprüfungen weist dieses Material eher moderate Härteeigenschaften auf, die mit weniger festen Glaskeramiken vergleichbar sind und deutlich unter der Härte von Oxidkeramiken liegen.

Dies ist besonders aus funktionstherapeutischer Sicht relevant. Antagonisten und deren gesunde Hartsubstanz werden beim Mastikationsvorgang weniger geschädigt als bei anderen Arten voll- und metallkeramischer Versorgung, wodurch der Antagonist geschont und die vertikale Kieferrelation gewahrt bleibt. Außerdem erhöht eine zu große Härte der Versorgung auch das Risiko, CMD-relevante Parafunktionen wie Knirschen oder Pressen zu triggern.

Obwohl auch bei Lithiumdisilikat-Keramik die Abrasion des Antagonisten höher ist als die der keramischen Versorgung, so bleibt dieses Ungleichgewicht jedoch im klinisch akzeptablen Rahmen (Suputtamongkol et al. 2008, Etman 2008).

Das indikationsgerechte Einsatzspektrum der Lithiumdisilikat-Keramik reicht von Inlay und Onlay-Versorgungen über Teil- und Vollkronen bis hin zu dreigliedrigen Endfeilerbrücken zum Ersatz eines Incisivus oder ersten Prämolaren (Bühler-Zemp et al. 2011).



Abb. 2: Gefüge der Lithiumdisilikat-Keramik IPS e.max Press in REM, geätzt in HF-Dampf 30 s (Foto: Ivoclar Vivadent)

2.2 Zahnärztliche Abformungen

Bei der labortechnischen Herstellung festsitzender Versorgung zum Ersatz verlorener Zahnhartsubstanz, angefangen bei Inlays bis hin zu zirkulären Brückenkonstruktionen, wird der zahnärztlichen Abformung eine essentielle Bedeutung beigemessen (Stewardson 2005, Brown 2003). Sie ist als Bindeglied zwischen dem Chairside- und Labside-Prozess der Herstellung von festsitzenden dentalen Restaurationen als wichtigstes Kommunikationselement zwischen Zahnarzt und Techniker anzusehen. Damit ist die Abformung jedoch auch eine der wichtigsten Fehlerquellen innerhalb der Arbeits- und Werkstoffkette. Die Arbeit eines Zahntechnikers kann also nur so gut sein, wie die Abformung, auf deren Basis das Meistermodell und in weiterer Folge die Arbeit gefertigt wird.

Die Qualität der Abformung wird von zwei Parametern bestimmt: Dimensionsstabilität und Detailschärfe (Klettke et al. 2006). Beide Kriterien wirken sich auf die Passung der Versorgung und damit direkt auf die Qualität der Arbeit aus und bestimmen somit maßgeblich den Erfolg der Therapie.

2.2.1 Abformmaterialien im Überblick

Werkstoffe zur Abformung oraler Situationen werden von MARXKORS et al. (2008) nach ihren mechanischen Eigenschaften im verfestigten Zustand in zwei Hauptgruppen unterteilt: die starren sowie die gummielastischen Abformmassen. Anhand des Verfestigungsprozesses wird in beiden Gruppen zwischen irreversiblen und (thermisch) reversiblen Abformwerkstoffen unterschieden.

Beispiele verschiedener, teils historischer, Abformmassen sind Tabelle 1 zu entnehmen.

Obwohl im Zuge der stetigen Entwicklung von CAD/CAM-Workflows der Marktanteil intraoraler Scans, also digitaler Abformungen, stetig wächst, ist die physische Abformung mit Löffel und wie auch immer zusammengesetztem Abformwerkstoff immer noch ein in deutschen und auch gesamteuropäischen Zahnarztpraxen allgemein übliches Procedere zur Erfassung einer präparierten intraoralen Situation für die Herstellung einer restaurativen Versorgung.

Tab. 1: Einteilung der Abformmaterialien

	STARR	GUMMI-ELASTISCH
(thermisch) reversibel	<ul style="list-style-type: none"> • Guttapercha • Kompositionsmassen 	<ul style="list-style-type: none"> • Agar-Agar-Massen
irreversibel	<ul style="list-style-type: none"> • Abformgips • Kunststoffbasierende Massen • ZnO-Eugenol-Pasten 	<ul style="list-style-type: none"> • Alginate • Elastomere <ul style="list-style-type: none"> ➤ Polysulfide ➤ A-Silikone ➤ K-Silikone ➤ Polyether ➤ Hybridmaterialien

VIOHL (2005) stellt folgende Anforderungen an zahnärztliche Abformmaterialien:

- ✓ ausreichende Elastizität (Reißfestigkeit und Rückstellvermögen)
- ✓ hohe Dimensionstreue (geringe Schrumpfung oder Quellung beim Abbinden)
- ✓ hohe Detailwiedergabe
- ✓ Kompatibilität mit Modellmaterial
- ✓ einfache Verarbeitbarkeit
- ✓ ausreichende Verarbeitungs- und Abbindezeit
- ✓ geeignete Konsistenz nach dem Mischen der einzelnen Komponenten
- ✓ angenehmer Geruch und Geschmack
- ✓ keine allgemein oder lokal toxische bzw. allergisierende Wirkung (Biokompatibilität)
- ✓ Lagerfähigkeit
- ✓ Desinfizierbarkeit nach der Abbindung des Abformmaterials

Schon der im ersten Punkt deutlich werdende Ruf nach Elastizität, insbesondere um auch Unterschnitte der Intraoralsituation darstellen zu können, erklärt, weshalb der Gruppe der starren Abformwerkstoffe heute keine große Bedeutung mehr zukommt.

2.2.2 Elastomere Abformmassen

Für eine moderne Präzisionsabformung werden heutzutage in Europa fast ausschließlich Elastomere eingesetzt (Luthardt 2002). Nach dem momentanen Stand der Literatur sind sie als State-of-the-Art-Materialien bei der intraoralen Präzisionsabformung präparierter Zähne anzusehen. Die Gruppe der gummielastisch-reversiblen Agar-Agar-Massen oder Hydrokolloide führt hier ein Nischendasein, welches weniger auf die Qualität der Abformung als eher auf den hierfür nötigen Aufwand an Technik und Gerätschaften zurückzuführen ist.

2.2.2.1 Definition nach DIN EN ISO 4823

Die Prüfnorm ISO 4823 (2007) definiert prinzipielle Anforderungen an elastomere Abformmaterialien.

Grundsätzlich werden anhand der Fließfähigkeit vier Konsistenztypen unterschieden:

- **Typ 0** (knetbar/*putty*)
- **Typ 1** (schwerfließend/*heavy bodied*)
- **Typ 2** (mittelfließend/*medium bodied*)
- **Typ 3** (dünnfließend/*light bodied*)



Je nach Konsistenztyp wird ein Mindestmaß für die Detailwiedergabe festgelegt. Es müssen Spalten abgeformt werden von wenigstens: 75 µm für Typ 0, 50 µm für die Typen 1+2 sowie 20 µm für den dünnfließenden Typ 3.

Die lineare Dimensionsänderung nach Polymerisation und Lagerung darf 1,5 % nicht überschreiten.

Der Grad an irreversibler Deformation nach Druck-Verformung als Maß für das elastische Rückstellvermögen wird konkretisiert.

Ferner wird die Abbindezeit, zusammensetzt aus Verarbeitungszeit und Mundverweildauer, als zeitlicher Rahmen vom Beginn des Anmischens über das Einbringen in die Mundhöhle bis hin zum vollständigen Abbinden der Masse beschrieben. Erst bei vollständigem Verlust der Plastizität und dem Erreichen der notwendigen Elastizität kann die Abformung ohne irreversible Deformation

entnommen werden (Franz 1975). Um das Abformmaterial noch vor Beginn des Plastizitätsverlustes in die Mundhöhle einbringen zu können, muss nach ISO 4823 die Verarbeitungszeit mindestens 30 s länger sein als die Mischzeit.

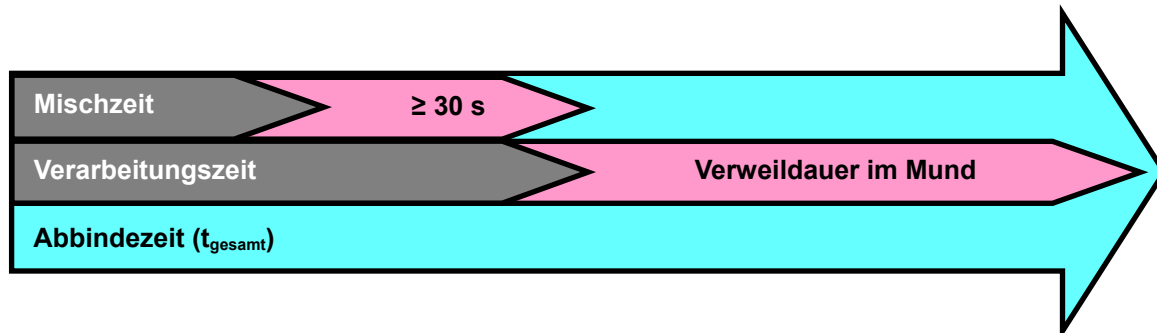


Abb. 3: Zeitliche Reihenfolge der Verarbeitung bis zur Entnahme aus dem Mund

2.2.2.2 Silikone

Als dentale Silikone werden Materialien bezeichnet deren Makromoleküle aus einzelnen Si-O Gruppen, sogenannten Siloxanen, bestehen. Die verbleibenden freien Valenzen des Silizium-Atoms sind durch Alkylreste, meist CH₃-Gruppen, gesättigt. Grundsätzlich werden dentale Silikone anhand ihrer Vernetzungsreaktion in Additionsvernetzende und Kondensationsvernetzende Silikone unterschieden.

Die K-Silikone reagieren in einer Polykondensation. Hierfür wird eine Basis- mit einer Härterpaste vermengt. Die Polysilanol-Ketten der Basispaste mit ihren endständigen Hydroxylgruppen reagieren mit den tetrafunktionellen Äthylsilikaten der Härterpaste. Es kommt zu einer Reaktion der endständigen OH-Gruppe mit dem Äthylsilikat und damit zu einer Kettenverlängerung und Quervernetzung unter Abspaltung von Alkohol. Dieses Nebenprodukt bezeichnet der Chemiker als Kondensat.

Der ebenfalls in der Härterpaste beispielsweise in Form einer organischen Zinnverbindung enthaltene Katalysator ermöglicht die Reaktion.

Das Kondensat bzw. dessen Verdunstung führt zu der für alle K-Silikone charakteristischen, jedoch unvorteilhaften Dimensionsinstabilität durch Kontraktion. Allergische Reaktionen auf die Katalysatorpasten wurden mehrfach beobachtet, weshalb K-Silikone stets mit Handschuhen angemischt werden sollten.

Die werkstoffkundlich jüngeren A-Silikone sind durch eine Vernetzung via Polyadditionsreaktion gekennzeichnet. Beim Vermengen reagieren Polysiloxane mit endständigen Vinylgruppen aus der Basispaste mit den seitlichen H-Atomen der Hydrogensiloxan-Ketten aus der Härterpaste. Durch Äthylbrücken zwischen den Molekülen entsteht ein Polymer (Marxkors et al. 2008). Diese Reaktion läuft mit Hilfe eines Katalysators, zum Beispiel auf Basis einer organischen Platin-Verbindung ab. Im Gegensatz zu den K-Silikonem befindet sich der Katalysator in der Basis- und nicht in der Härterpaste.

Die Vernetzungsreaktion kann durch verschiedene Stoffe wie Schwefelverbindungen über Kontamination des Platinkatalysators inhibiert werden (Kimoto et al. 2005). Da diese Schwefelverbindungen auch in Latexhandschuhen enthalten sind, sollten beim manuellen Anmischen keine Handschuhe aus Latex benutzt werden.

Da bei der Additionsreaktion keine Nebenprodukte in Form von Kondensaten entstehen, gelten A-Silikone als dimensionsstabiler und lagerungsfähiger als K-Silikone (Viohl 2000, O'Brien 2002). Dem entgegen konnte HANDSCHUK ausgewählten K-Silikonem eine den Polyethern und A-Silikonem ähnliche lineare Dimensionsänderung in den ersten 24h nach Anmischen nachweisen. Jedoch sollte die enorme Empfindlichkeit dieser Abformmaterialien gegenüber Fehldosierungen beim manuellen Anmischen berücksichtigt werden (Handschuk 2007).

Ein großer Nachteil der Silikone per se ist ihre Hydrophobie. Diese Eigenschaft bezeichnet das geringe Maß ihrer Benetzbarkeit mit Wasser, also ihren wasserabweisenden Charakter, erklärbar durch die apolare Eigenschaft der Siloxanketten gegenüber dem polaren Wassermolekül. Ein Maß hierfür ist der Kontaktwinkel ϕ (Rosen 1989, Mandikos 1998).

Dies ist im klinischen Alltag problematisch. Zum einen entstehen während des eigentlichen Abformprozesses Ungenauigkeiten in der Detailschärfe, die auf das Verdrängen des Materials durch Blut oder Speichel zurückzuführen sind. Leider treten solche Verdrängungen vor allem in Bereichen auf, die den eigentlichen Fokus der Abformung darstellen, wie beispielsweise Präparationsgrenzen im Bereich des Sulcus alveolaris. Zum anderen führt diese Eigenschaft zu Problemen bei der labortechnischen Herstellung des Modells durch Ausgießen der Abformung mit Gips in wässriger CaSO_4 -Lösung.

Um dies zu umgehen, werden bei zeitgemäßen Abformsilikonem sogenannte Tenside zugesetzt. Es handelt es sich dabei um amphiphile Moleküle mit einem polaren, also hydrophilen, Kopf-Teil und einem apolaren, also hydrophoben, Schwanz-Teil. Durch Beifügen solcher Tensidsysteme ist es möglich, die Benetzbarkeit von Silikonem während der Verarbeitungszeit sowie ihre Verarbeitungszeit selbst deutlich zu erhöhen (Eichhorn 2008). Im nicht abgebundenen Zustand kann eine ähnliche Hydrophile erzielt werden, wie die der Polyether (Rupp et al. 2008). Man spricht hierbei von einer Hydrophilisierung der Silikone.

2.2.2.3 Polyether

Obwohl reine Polyether in dieser Studie nicht eingesetzt worden sind, ist es aus Sicht des Autors dennoch sinnvoll, diese Stoffklasse zu charakterisieren. Das tatsächlich eingesetzte Material Identium (Kettenbach, Eschenburg) ist als Hybridmaterial (vgl. 2.2.2.4) eine Kombination von Silikon- und Polyethermolekülen und zeigt daher auch Charakteristika und werkstoffkundliche Eigenschaften beider Materialgruppen, in unterschiedlicher Ausprägung (Schäfer et al 2010).

Die Grundlage der Polyethervernetzung bildet das bereits in der Basispaste vorhandene Polyetherpräpolymer. Diese Makromoleküle gehen aus einer Additionsreaktion von Äthylenoxid mit Tetrahydrofuran hervor und weisen nach weiterer Veresterung mit einer ungesättigten Säure endständige Aziridino-Gruppen, dreigliedrige hochreaktive heterozyklische Ringe, auf.

Durch Zugabe der in der Härterpaste vorliegenden Benzolsulfonsäureester als kationischem Starter werden die Aziridino-Gruppen aufgespalten und damit eine Polyaddition der Präpolymere an diesen Gruppen in Gang gesetzt.

Polyether sind im Gegensatz zu Silikonem auch ohne Beigabe von Zusätzen hydrophil. Dies beruht auf Polaritätsunterschieden der Sauerstoffatome innerhalb der Polymerkette zu Kohlenstoff- oder Wasserstoff-Atomen (Wöstmann und Powers 2009). Da diese Eigenschaft intrinsisch, also dem Molekül innewohnend ist, besteht sie während der gesamten Verarbeitungszeit und wirkt sich damit positiv auf die Zeichenschärfe bei der Abformung im feuchten Milieu aus. Damit besteht ihre Hydrophilie im Gegensatz zu den hydrophilisierten Silikonem auch vor und nach der

irreversiblen Vernetzung der Polymere.

Im Hinblick auf die Detailschärfe schneiden Abformungen mit Polyether gegenüber Silikonen besser ab (Cayouette 2003), oder sind mit diesen zumindest qualitativ vergleichbar (Luthardt 2005). Ein Nachteil ist ihre, den Silikonen unterlegene Dimensionsstabilität bei der Lagerung. In der aktuellen Literatur wird gefordert, Polyetherabformungen nur einmal und binnen 24h auszugießen (Thongthammachat 2002).

2.2.2.4 Hybridmaterialien

In jüngster Zeit wurden unter dem Slogan, das „Beste aus zwei Welten“ verschiedene Produkte auf den Markt gebracht, die vorteilhafte Eigenschaften von Silikonen mit denen der Polyether kombinieren sollen. Diese Materialien sind in der Tat auch werkstoffkundlich und chemisch zwischen diesen beiden Stoffgruppen einzuordnen und weisen Charakteristika beider Seiten auf. Beispiele hierfür sind das Vinylpolyethersilikon EXA'lence (GC Corporation, Tokyo, J) und der Vinylsiloxanether Identium (Kettenbach, Eschenburg). Obwohl beide Materialien zu den Hybriden zählen, unterscheiden sie sich in ihrer chemischen Zusammensetzung deutlich (Kamohara 2003, Stober et al. 2010, Schäfer 2011).

Im vorliegenden Versuch wurde der Vinylsiloxanether Identium verwendet, weshalb sich die Charakterisierung auf dieses Hybrid-Material beschränken soll.

Beim Abbinden des Vinylsiloxanether werden in einer Additionsreaktion Divinylpolydimethylsiloxane und Divinylpolyether aus der Basispaste über ein Organodihydrogensiloxan aus der Härterpaste verbunden. Das langkettige Hydrogensiloxan dient dabei als Crosslinker. Das heißt, ein jedes Silizium-Atom der Kette wird über einen seiner Alkylreste immer im Wechsel entweder mit einem Polyether oder einem Siloxan verbunden. Der Dualismus aus Silikon und Polyether ist also bereits chemisch schon eindeutig gegeben (vgl. Abb. 4). Ein organischer Platinkatalysator bringt die Reaktion in Gang (Stober et al. 2010).

Die vorteilhaften Benetzungseigenschaften des Materials ergeben sich laut Hersteller aus einem synergischen Zusammenwirken von sogenannten STES (Surface Tension Eraser) und WCS (Wetting Conditioner) Verbindungen. Bei Kontakt mit Wasser

kommt es zur Anlagerung dieser amphiphilen Moleküle an den Phasengrenzen des Vinylsiloxanethers. Deren hydrophile Köpfe bewirken dort ein starkes Absinken der Grenzflächenspannung.

Das Material ist zudem geschmacks- und geruchsneutral, eine Eigenschaft die besonders im Hinblick auf den eher unangenehmen Beigeschmack von Polyethern als großer klinischer Vorzug zu werten ist (Enkling 2009).

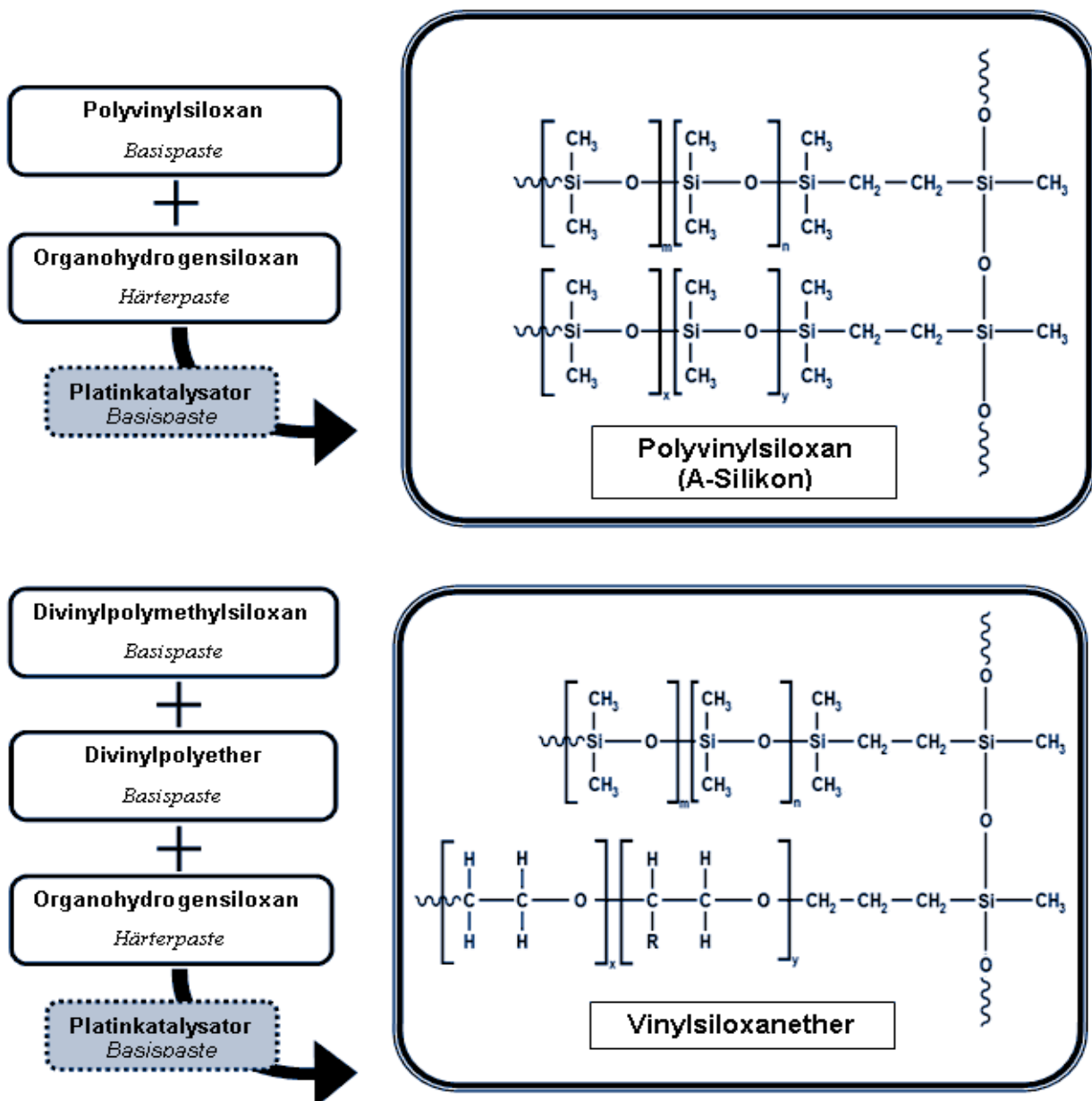


Abb. 4: Vergleich der chemischen Zusammensetzung und Abbindereaktion von Vinylsiloxanethern und Polyvinylsiloxanen (nach Wöstmann und Powers 2009, Stober et al. 2010).

2.2.3 Abformtechniken

Beim Abformen dentaler Präparationen stehen in Abhängigkeit von Situation, Indikation und Abformfokus neben unterschiedlichen elastomeren Abformmaterialien auch mehrere verschiedene Abformtechniken zur Verfügung. Grundlage dieser verschiedenen Techniken ist die werkstoffkundliche Modifikation der Viskosität von Elastomeren durch anorganische Füllstoffe. Die entstehenden Konsistenzen, nach ISO 4823 sind es 4 Typen, können gezielt eingesetzt und kombiniert werden, um im Ergebnis sowohl eine hohe Detailschärfe als auch eine hohe Dimensionstreue zu gewährleisten. Neben dem eingesetzten Material hat die verwendete Technik erheblichen Einfluss auf die Präzision und damit den Erfolg der zahnärztlichen Abformung (Nissan et al. 2000, Caputi und Varvara 2008, Franco et al. 2011).

Es werden nach der Anzahl verwendeter Konsistenztypen einphasige von zweiphasigen Techniken unterschieden. Zweiphasige Abformverfahren können wiederum nach der Anzahl der Arbeitsschritte bzw. der Anzahl ihrer intraoralen Positionierungen in einzeitige und zweizeitige Verfahren unterteilt werden.

Vorteil einzeitiger Techniken sind der geringere Aufwand an Zeit, Material und Instrumentarium.


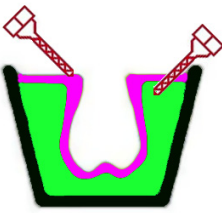
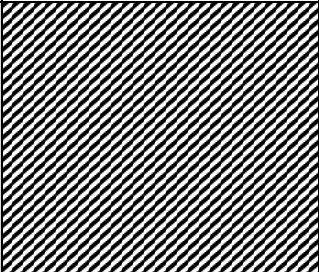
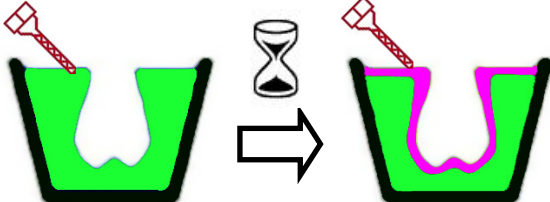
Abformtechnik	einphasig	zweiphasig
einzeitig		
zweizeitig		

Abb. 5: Unterteilung der Abformtechniken nach Phasen und intraoraler Positionierung

Die **Monophasenabformung** ist das klassische Beispiel einzeitig-einphasiger Abformtechniken. Mit einem Material mittlerer Viskosität (ISO 4823 Typ 2) wird gleichzeitig der Stumpf im Mund umspritzt und der Löffel beschickt und intraoral platziert. Bei dieser Technik wird der Einsatz eines individuellen Abformlöffels zur Gewährleistung einer gleichmäßigen Schichtstärke empfohlen (Gunther und Welsh 1978, Marxkors 1978), um die Dimensionsänderung der Abformung niedrig zu halten. Bei Unterschnitten sollte die dreifache Tiefe derselben als Löffelabstand eingehalten werden, um ausreichende Rückstellung nach Deformation zu gewährleisten (Wöstmann und Powers 2009). Außerdem dient der individuelle Löffel zum Aufbau eines adäquaten Staudruckes zwischen Elastomer und Zahn.

Die **Doppelmischabformung** ist ein Beispiel einer einzeitig-zweiphasigen Technik. Es kommt jeweils ein hochvisköses (ISO 4823 Typ 0 oder Typ 1) und ein niedrigvisköses Material (ISO 4823 Typ 3) zum Einsatz. Beide Materialien werden annähernd zur gleichen Zeit angemischt. Während die präparierte Situation intraoral mit dem leichtfließenden Material umspritzt wird, wird der Löffel mit dem schwerfließenden Material beschickt und in die Mundhöhle eingebracht. Historisch ist dieses Verfahren eine Adaptation der Kerr-Permlastik-Technik (Böttger 1965) an moderne Silikone bzw. Elastomere. Neben der Doppelmischabformung existieren weitere einzeitig-zweiphasige Abformmethoden, wie beispielsweise die Sandwich-Abformung. Im Gegensatz zur Doppelmischtechnik wird hier das leichtfließende Material nicht auf bzw. um den präparierten Stumpf gespritzt sondern als zweite Schicht auf das Putty-Material im Löffel aufgebracht (Wirz et al. 1993).

In der Literatur wird der vergleichsweise geringe Staudruck von einzeitig-zweiphasigen Abformtechniken als problematisch beschrieben. Intrasulculäre Bereiche werden häufig unzureichend dargestellt. Außerdem kommt es im Bereich großer Unterschnitte oftmals zur Bildung von Fehlstellen, sogenannten „Saugnasen“, welche ebenfalls ihre Ursachen im geringeren Staudruck haben (Wöstmann 1999).

Die Indikation der Doppelmischtechnik liegt bei Präparationen mit supra- und paragingivalen Präparationsrändern (Marxkors et al. 2008).

Die Technik der **Korrekturabformung** stellt das typische zweizeitig-zweiphasige Verfahren dar. Gleichzeitig ist es das in Deutschland immer noch am häufigsten gebräuchliche Verfahren zur Präzisionsabformung von Präparationen.

Eine Vorabformung mit knetbarem oder schwerfließendem Material (ISO 4823 Typ 0 oder Typ 1) wird nach vollständigen Abbinden aus dem Mund entnommen und beschnitten. Hierbei gilt es mit Hilfe eines Skalpells oder speziell für das Ausschneiden von Abformungen entwickelten Instrumentarium, sämtliche Unterschnitte und flottierenden Bereiche, wie Interdentalraumsepten, aus der Erstabformung zu entfernen (Gutsch 2001). Ziel ist eine exakt reponierbare Erstabformung, die im Prinzip der zweiten Phase als extrem genauer und elastischer individueller Löffel dient. Zusätzlich angelegte Abflussrillen sollen zu hohe lokale Staudrücke und eine damit verbundene Kompression des Erstmaterials durch die zweite Phase verhindern.

Im zweiten Anformschritt, der eigentlichen Korrekturabformung, wird die Präparation mit leichtfließendem Silikon (ISO 4823 Typ 3) umspritzt, die Erstabformung unter Druck reponiert und drucklos bis zum Abbinden gehalten. Der beim Einsetzen aufgebaute hohe Stempeldruck auf die leichtfließende Phase wirkt sich einerseits positiv auf die Detailtreue der Abformung und auf die Erfassung subgingivaler Bereiche aus, ist jedoch gleichzeitig Quelle eines Dimensionsfehlers der Abformung. Es kommt zunächst zu einer Kompression des bereits abgebundenen Erstmaterials durch das Zweitmaterial, die *elastische Deformation*. Bei Entfernung der Abformung vom Stumpf stellt sich das komprimierte Erstmaterial zurück, sodass eine Korrekturabformung tendenziell engere bzw. zu enge Kronenlumina darstellt. Dieser Effekt kann durch die Wahl der Abformmaterialien bzw. deren Shore-A-Härte und Fließfähigkeit minimiert werden. HEGEMANN (2010) empfiehlt ein Vorabformmaterial mit möglichst hoher Shore-A-Härte (> 65) und ein Korrekturmaterial von möglichst hoher Fließfähigkeit. Außerdem beeinflussen der Modus des Ausschneidens sowie das Verhältnis von Kraft und Zeit bei der zweiten Abformung den Grad der elastischen Deformation und damit die Dimensionstreue des Abformergebnisses (Sadat-Khonsari et al. 1999, Fenske et al. 2001, Nissan et al. 2002).

Die **Folientechnik** stellt eine Modifikation der Korrekturtechnik dar. Bei der Erstabformung wird über das knetbare oder schwerfließende Material eine elastische Kunststoffolie gelegt. Die Folie kann nach der Erstabformung abgezogen werden und dient als Platzhalter für die Korrekturphase. Da der Schritt des manuellen Ausschneidens der Erstabformung damit entfällt, reduziert sich der zeitliche Aufwand und es wird eine kontinuierliche Schichtdicke der Korrekturphase gewährleistet.

Bei verschiedenen Untersuchungen der Folientechnik in der Anwendung mit PLICAFOL und dem A-Silikon Panasil, welches auch in der vorliegenden Untersuchung zum Einsatz kam, konnte die schnelle und wirtschaftliche Herstellung einer kontaktlos reponierbaren Erstabformung sowie eine, im Vergleich zur „klassischen Korrekturtechnik“ deutlich geringere Fehleranfälligkeit nachgewiesen werden (Rau 2002).

2.3. Analyse der Randständigkeit

In zahlreichen Studien wurde bereits die Qualität einer restaurativen Versorgung anhand der Größe ihres Randspaltes beurteilt (Plecavich und Jonkas 1983, Gelbhard et al. 1994, Kerschbaum und Porschen 1998).

Der Randspalt als solches wird als nicht exakte Passung bzw. Diskrepanz der Passung von Werkstück und Präparation, also deren Abstand, verstanden (Rehberg 1971).

2.3.1 Zur Definition des Randspaltes

Die von HOLMES et al. verfasste einheitliche Terminologie des Randspaltes unterscheidet unter anderem zwischen innerem und marginalem Spalt (Holmes et al. 1989). Diese Unterscheidung wurde auch in der vorliegenden Studie aufgegriffen.

Bei größerer Diskrepanz zwischen Zahn und Restauration erhöht sich die Anfälligkeit gegenüber Sekundärkaries, Reizungen der Gingiva und des parodontalen Gewebes (Horn 1982, Felton et al. 1991) sowie gegenüber spannungsinduzierten Frakturen, speziell bei der Verwendung von keramischen Restaurationen (Moldovan et al. 2006). Damit steigt das Risiko eines vorzeitigen Versagens der Versorgung drastisch. Um dieses Risiko zu minimieren, sollte der Randspalt so klein gehalten werden, wie es technisch und klinisch realisierbar ist.

Klinische Forderungen bzw. verifizierbare Werte hinsichtlich der akzeptablen Breite der Randfuge variieren zwischen den verschiedenen Autoren.

Eine ursprünglich geforderte Mächtigkeit von unter 50 µm (Dreyer-Jørgensen 1958) bzw. unter 30 µm (Rehberg 1971) wurde in späteren Studien als in vivo kaum erreichbar eingestuft (Marxkors 1980).

Nach derzeitigem Kenntnisstand gelten Spaltbreiten von 50 µm bis 150 µm als klinisch und zahntechnisch realisierbar (McLean und von Fraunhofer 1971, Bieniek und Küpper 1988, Kerschbaum und Porschen 1998).

SPIECKERMANN et al. (1985) stuft selbst einen kontinuierlicher Randspalt von ≤ 200 µm durchaus noch als Therapieerfolg ein.

2.3.2 Techniken zur Passungsanalyse

Zur Beurteilung und ggf. Quantifizierung des Randspaltes stehen unterschiedlichste Verfahren zur Verfügung. Messmethoden und Messkriterien sind hierbei uneinheitlich und schränken damit die Vergleichbarkeit der Ergebnisse ein (Kerschbaum und Porschen 1998).

Die wichtigste klinische Untersuchungsmöglichkeit ist zum einen die **visuelle Inspektion**, gegebenenfalls unter Zuhilfenahme optischer Hilfsmittel wie Lupenbrillen etc., zum anderen die **taktile Untersuchung** mittels zahnärztlicher Sonden. Nachteil beider Verfahren ist die mangelnde Reproduzierbarkeit der Ergebnisse und die Beschränkung auf die marginale Passung, limitiert auf optisch oder physisch zugängliche Bereiche der Präparationsgrenze (Kerschbaum 1990). Auch aus dem uneinheitlichen Durchmesser der Sondenspitze ergeben sich Ungenauigkeiten. Untersuchungen der internen Passung, also des IF sind hier nicht möglich.

Eine **röntgenologische Untersuchung** ist für wissenschaftliche Studien weder reproduzierbar noch genau genug. Verzerrungen sowie Überlagerungen sind zu erwarten. Die Art der Röntgenopazität der Versorgung schränkt den beurteilbaren Bereich weiter ein, obschon Oxidkeramiken hier einen deutlich höheren Informationsgewinn erlauben als Metalle (Weyns und De Boever 1984). Klinisch spielt dieses Verfahren auch aufgrund von strahlenhygienischen Überlegungen eine untergeordnete Rolle.

Die **Schliffpräparate- oder Sektionstechnik** ist eines der gängigsten wissenschaftlichen Verfahren zur Beurteilung der Passung festsitzender Versorgung (Fürst 2008, Hmaidouch 2011). Aus der in vivo oder in vitro eingesetzten Restauration auf ihrer Präparation bzw. ihrem Stumpf werden mehrere Schnitt- oder Schliffpräparate hergestellt. Damit wird der marginale wie auch der interne Randspalt einer metrischen Analyse, beispielsweise durch Lichtmikroskopie oder Rasterelektronenmikroskopie zugänglich gemacht. (Oruc und Tulunoglu 2000, Nakamura 2000). Trotz der Möglichkeiten, den Modus der Schliffe (Abstand, räumliche Ebene) zu variieren, sind die Ergebnisse sowohl sehr genau, als auch

wissenschaftlich vergleich- und reproduzierbar. Großer Nachteil dieser Technik ist jedoch die mangelnde klinische Eignung. Restauration und Zahn werden hierbei vollständig zerstört (Suarez et al. 2003).

Bei der **Silikonfilm- oder Replikatechnik** wird die Versorgung mit einem dünnfließendem Silikon o.Ä. auf die Präparation aufgesetzt. Das entstehende Käppchen, Replika genannt, simuliert die Zementfuge. Aufgrund der geringen Schichtstärke fällt die werkstoffkundlich bedingte Kontraktion des Silikons nicht ins Gewicht (Lehmann 1987). Klinisch wird bei der sogenannten „Soft-Probe“ der Randspalt qualitativ über die aus der Dicke resultierende Transparenz des Silikonfilmes beurteilt. Es kann im wissenschaftlichen Labor jedoch auch eine wesentlich genauere und quantitative Untersuchung der Silikonfilm-Dicke(n) vorgenommen werden, beispielsweise durch Segmentierung und mikroskopische Vermessung (Luthardt et al. 2004b).

Digitale Untersuchungsverfahren erlauben heute eine qualitativ wie quantitativ sehr exakte computersimulierte, also virtuelle, Analyse, sowohl der marginalen als auch der inneren Passung einer zahnärztlichen Versorgung.

Als Beispiel hierfür sei die vom Arbeitskreis um LUTHARDT entwickelte 3D-Replika-Technik zu nennen. Mittels einer simulierten Zementierung mit leichtfließendem Silikon wird ein dünner Film erzeugt, dessen Mächtigkeit bei anschließender mechanischer Digitalisierung erfasst werden kann. Hierbei wird der Stumpf mit und ohne Replika mechanisch oder optisch digitalisiert. Die beiden Datensätze werden digital dem Modell zugeordnet und ihre Abweichungen zueinander berechnet. Die Auswertung erfolgt ohne Zerstörung der Arbeit virtuell unter Einbindung einer Software zur digitalen dreidimensionalen Analyse. Quantitative Messungen erfolgen an mehr als 100 Messpunkten, die qualitative Auswertung wird mit Hilfe farbcodierter Bilder visualisiert (Luthardt et al. 2004b, Moldovan 2006, Rudolph et al. 2007).

Die in der vorliegenden Studie verwendete digitale Untersuchungstechnik verzichtet auf eine Replika. Präparation und Kontaktfläche der Versorgung werden optisch digitalisiert und virtuell einander aufgepasst. Es findet keine physische Aufpassung der Versorgung auf ihrem Stumpf statt. Die Randfuge wird hierbei ebenfalls virtuell dreidimensional dargestellt und in ihrer Mächtigkeit berechnet.

3. Ziele der Arbeit

In der vorliegenden Studie wurden unter Variation der Abformtechnik mittels der drei gängigen Verfahren der modernen zahnärztlichen Praxis, auf der immer gleichen Referenz-Präparation unter standardisierten Bedingungen gepresste Teilkronen aus Lithiumdisilikat (n = 21) hergestellt.

Durch eine Digitalisierung von Ausgangspräparation und hergestellter Versorgung mit anschließendem softwaregestütztem dreidimensionalem Vergleich sollte die Passung in Abhängigkeit zur Abformtechnik virtuell überprüft werden.

Neben dem Vergleich der internen Passung (IF), also der absoluten Kontaktfläche zwischen Versorgung und Präparation, sollte außerdem ausschließlich der Kontakt im Bereich der Präparationsgrenzen (marginale Passung MF) gesondert untersucht werden. Auch diese Ergebnisreihen sind für den klinischen Alltag von großer Relevanz. Ein möglichst kleiner marginaler Randspalt verringert das Risiko von Sekundärkaries und Gingivopathien (Horn 1982, Felton et al. 1991) und wirkt sich damit unmittelbar auf den Langzeiterfolg der eingesetzten Versorgung aus (Frick et al. 1998).

Interne Passungsdiskrepanzen der Versorgung auf dem präparierten Zahn stellen demgegenüber nicht nur aus mikrobiologischer Sicht ein Risiko für den Therapieerfolg dar, sondern auch aus werkstoffkundlich-materialmechanischer Sicht. Aufgrund der im Gegensatz zu den Metallen mangelnden Duktilität und der hohen Anfälligkeit von Keramiken gegenüber Zugkräften, beispielsweise bei einem Dreipunktbiegeversuch, ist ein gleichmäßiger und balancierter Sitz einer keramischen Versorgung ein wichtiges Voraussetzung, um Frakturen dieser Versorgung wirkungsvoll zu verhindern.

Da die Erreichung einer möglichst geringen Passungsdiskrepanz einer festsitzenden Restauration unter anderem maßgeblich von der Qualität der ihr zu Grunde liegenden Präzisionsabformung abhängig ist (Klettke et al. 2006), ist es Ziel dieser Arbeit, die Randständigkeit der Versorgung in Abhängigkeit der verwendeten Abformtechniken zu untersuchen.

Ohne die Zerstörung der Restauration wird die Passung auf der Ausgangspräparation virtuell analysiert, und die Ergebnisse sowohl visualisiert als auch quantifiziert.

Nach Bewertung der Ergebnisse soll eine Empfehlung für den klinischen Praxiseinsatz der untersuchten Abformtechniken abgeleitet werden.

Zusammengefasst lauten die zentralen Fragestellungen dieser Arbeit:

- (1) Lässt sich der digitale Vergleich von Referenz- und Prüfkörper auf die Untersuchung der Passfähigkeit zahnärztlicher Restaurationen anwenden?*

- (2) Wird in vitro die marginale und interne Passung einer Teilkrone aus Lithiumdisilikat-Keramik von der zu Grunde liegenden Abformtechnik beeinflusst?***

- (3) Welche Abformtechnik liefert die qualitativ und quantitativ besseren Ergebnisse, also die geringste mittlere Passungsdiskrepanz?
Ist die Genauigkeit eher abhängig von der Anzahl der eingesetzten Konsistenztypen (ein-, zweiphasig) oder der Anzahl der intraoralen Positionierungen (ein-, zweizeitig)?
Gibt es signifikante Unterschiede der durchschnittlichen Passungsdiskrepanz von interner Kontaktfläche und marginaler Kontaktfläche?*

- (4) Eignet sich in vitro die Folienabformung als standardisierte Modifikation der Korrekturtechnik zur Herstellung keramischer Teilkronen?*

4. Material und Methodik

4.1 Experimentelles Vorgehen

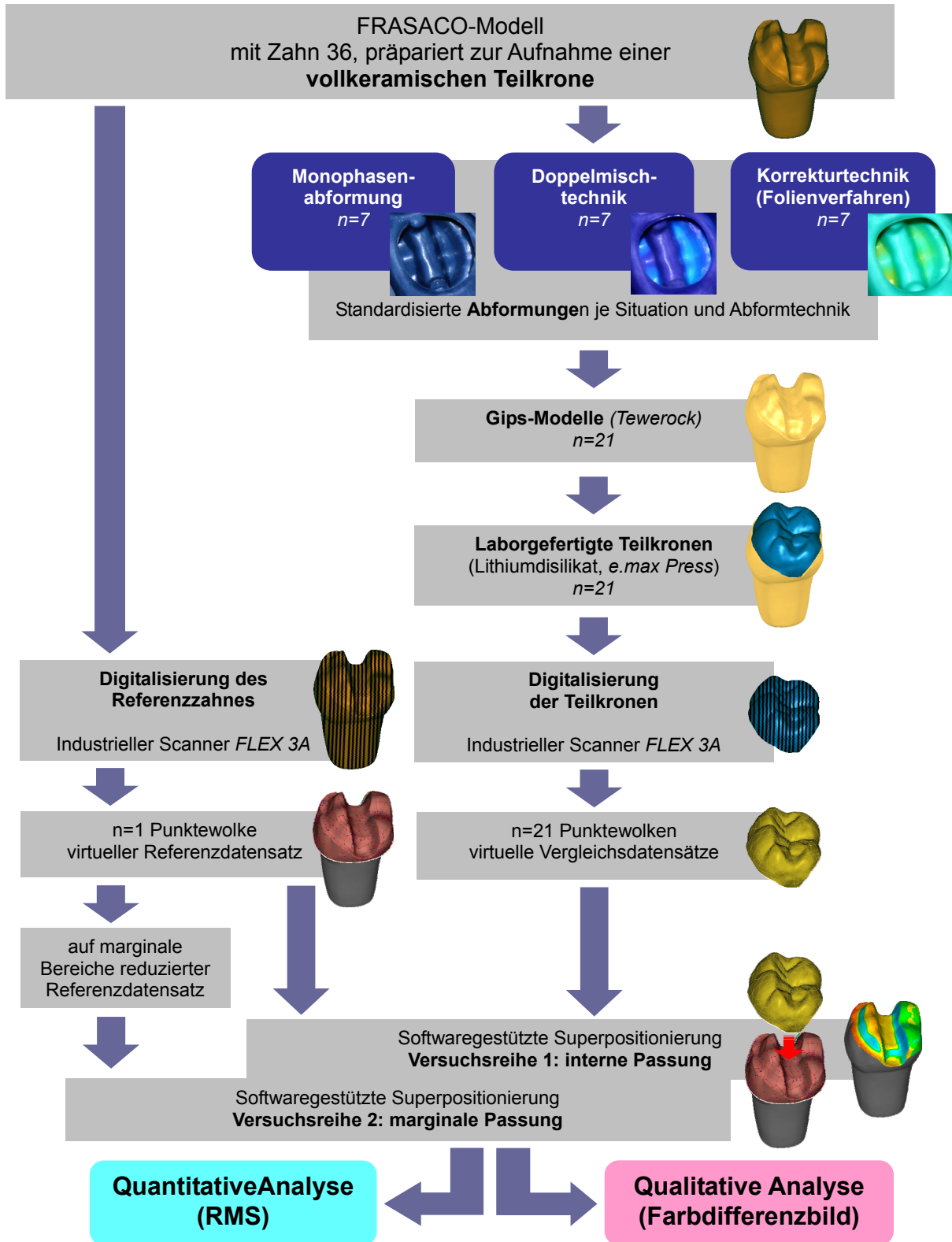


Abb. 6: Schematische Darstellung des experimentellen Vorgehens vorliegender Untersuchung

4.2. Präparation des Kunststoffzahnes

Als Referenz-Objekt der vorliegenden Untersuchung diente ein aus Melamin-Harz bestehender unterer linker erster Molar (AG-3 ZE 36, frasaco GmbH, Tettang, Deutschland). Der Modellzahn im Größenverhältnis 1:1 wurde zur Aufnahme einer keramischen Teilkrone präpariert.

Die Präparation erfolgte mit Hilfe eines Schnelllauf-Winkelstückes (rote Kodierung) sowie eines, für die Präparation keramischer Versorgungen geeigneten Satzes rotierender Instrumente (Set 4562, Brasseler GmbH, Lemgo) und ist durch folgende Charakteristika gekennzeichnet: Der Zahn wurde okklusal um 1,5 mm anatofom reduziert, mit einer 1 mm tiefen Stufenpräparation mit abgerundeter Innenkante der bukkalen Wand versehen und eine 1 mm tiefen Kastenpräparation entlang der zentralen Fissur angelegt. Ein mesialer sowie distaler approximaler Kasten von jeweils 3 mm Tiefe wurde mittels oszillierender Instrumente (SONICflex prep ceram, KaVo Dental GmbH, Biberach) präpariert. Das Finieren bzw. Glätten erfolgte mit formkongruenten feinkörnigen Diamantinstrumenten, rotierend und oszillierend.

Sowohl bei der Grob- als auch der Feinpräparation wurde in Anlehnung an die Richtlinien des Herstellers streng darauf geachtet, die geforderten Präparationstiefen und damit verbundenen Mindeststärken des Materials einzuhalten (IPS e.max Press Verarbeitungsanleitung 2009). Sämtliche inneren Winkel und Kanten wurden ebenfalls gemäß Herstelleranleitung abgerundet und lediglich die äußere Präparationsgrenze, also der Übergang zur unpräparierten Hartschubstanz, als scharfe Kante von möglichst 90°, ohne Ansträgung, gestaltet.



Abb. 7a/b: Der zur Aufnahme einer keramischen Teilkrone präparierte untere erste Molar

4.3 Abformung




4.3.1 Eingesetzte Elastomere

Die Auswahl der Abformmaterialien erfolgte in Abstimmung zur jeweiligen Abformtechnik. Während für die beiden einzeitigen Verfahren ein Vinylsiloxanether (IDENTIUM, Kettenbach GmbH, Eschenburg, Deutschland) zum Einsatz kam, in mittelfließender Konsistenz für die Monophasentechnik, in schwerfließender und dünnfließender Konsistenz für die Doppelmischtechnik, fand bei der Korrekturabformung ein Polyvinylsiloxan (PANASIL, Kettenbach GmbH) in schwer- und dünnfließender Konsistenz Verwendung.

Die Vergleichbarkeit von Abformungen des Hybrid-Elastomeres ID einerseits, des additionsvernetzenden Silikones PA andererseits wurde durch SCHÄFER (2010) gesichert. Hierbei konnte beiden Materialien ein vergleichbar vorteilhaftes Fließverhalten und eine vergleichbare Dimensionsstabilität, signifikant höher als die von Produkten anderer Mitanbieter, nachgewiesen werden.

Um Ungenauigkeiten im Dosier- und Abbindeprozess zu vermeiden, erfolgte das Anmischen sämtlicher Abformmaterialien in einem Kartuschen-Mischkanülen-System, bei den dünnfließenden Materialien im Verhältnis 1:1 durch manuelle, halbautomatische Dispenser (Applyfix[®]4, Kettenbach GmbH), bei mittel- und schwerfließenden Materialien im Verhältnis 5:1 mittels elektrisch betriebenen, automatischem Dosiergerät (Sympress-6000, Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland). Mit solchen Systemen verarbeitete Abformmassen sind in ihrer Homogenität und damit auch in ihrer Oberflächenqualität den per Hand angemischten Materialien deutlich überlegen (Lepe et al. 1998, Wöstmann et al. 1998).

Tab. 2: Eingesetzte Elastomere und deren Kennwerte nach Herstellerangaben

Abform-technik	Monophase M	Doppelmisch D		Korrektur K	
Visuell/Farbe					
Elastomer (Typ)	Vinylsiloxanether (Hybridmaterial)	Vinylsiloxanether (Hybridmaterial)		Polyvinylsiloxan (A-Silikon)	
Marke	IDENTIUM	IDENTIUM		PANASIL	
Hersteller	Kettenbach GmbH Eschenburg	Kettenbach GmbH Eschenburg		Kettenbach GmbH Eschenburg	
Produkt	Identium Medium	Identium Heavy	Identium Light	Panasil binetics putty soft	Panasil initial contact light
Konsistenz-Typ (ISO 4823)	mittelfließend 2 (medium)	schwerfl. 1 (heavy)	leichtfl. 3 (light)	knetbar 0 (putty)	leichtfl. 3 (light)
Verarbeitungszeit bei 35°C [s]	80	k.A.	80	120	90
Abbindezeit bei 35°C[s]	330	330	330	300	240
Mischverhältnis	5:1	5:1	1:1	5:1	1:1
Härte [Shore-A]	60	60	46	56	46
Elastische Rückstellung nach Verformung [%]	99,0	99,0	99,0	99,5	99,3
max. lineare Kontraktion [%]	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2

4.3.2 Konstruktion des Versuchsaufbaus

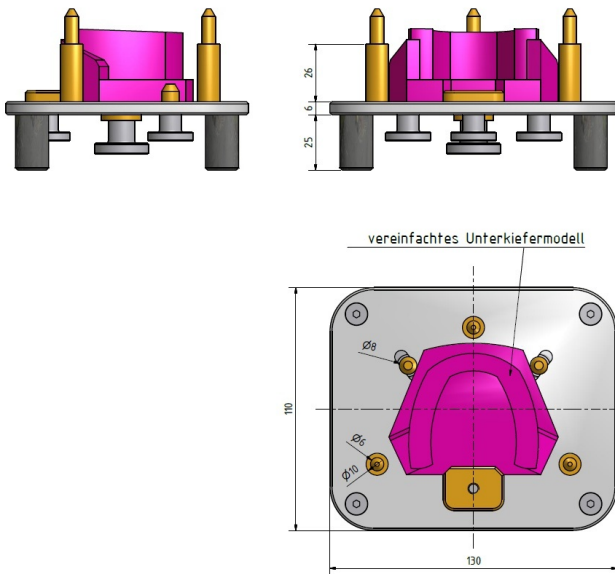
Für die Abformung wurde der präparierte Modell-Zahn 36 in ein aus Kunststoff bestehendes, vollbezahntes Dentalmodell mit weicher Gingiva-Maske (AG-3, frasaco GmbH) fest eingeschraubt.

Da es während der Vorversuche beim Ausformen häufig zu Abrissen an interdentalen Septen und damit zu eventuellen Verformungen kam, wurden die Approximalräume der unpräparierten Zähne mit einem lichtpolymerisierenden Kunststoff ausgeblockt (LC Block-out Resin, Ultradent, South Jordan, USA)

Um die jeweiligen Abformtechniken standardisierbar und in serieller Abfolge durchzuführen, musste eine geeignete Konstruktion bereitgestellt werden (Abb.8a-c). Diese bestand im Wesentlichen aus einer aluminiumgefrästen Bodenplatte (**Teil I**), auf der das Dentalmodell fest und in reproduzierbarer Position verschraubt werden konnte. Ferner wies diese Bodenplatte drei Führungsdorne mit Stopps auf, um eine definierte Position und Achse sowie eine ausreichende Schichtdicke der Abformmasse zu gewährleisten und Stauchungen zu vermeiden.

Als Abformlöffel (**Teil II A-C**) wurden ebenfalls aus Aluminium gefräste Blöcke mit einer Aussparung für den abzuformenden Zahnbogen, analog zu konfektionierten metallischen Löffeln, und gebohrten Führungsschüben für die Dorne der Bodenplatte (Teil I) verwendet. Die Löffel sind extrem stabil und gewährleisten damit eine verwindungsfreie Abformung (Rehmann und Wöstmann 2009). Um irreversible Deformationen der Abformmassen nach dem Abziehen vom Phantomkiefer zu vermeiden, wurde ein Abstand der Löffelwände zum Zahnbogen von 3 mm gewählt, welcher der allgemein anerkannten Forderung nach einem Löffelabstand von mindestens doppelter Breite des abzuformenden Unterschnittes Rechnung trägt (Wöstmann und Powers 2009). Pro Serie waren drei baugleiche Löffel, jeweils für Doppelmisch-, Korrektur-, und Monophasentechnik, im Einsatz.

Teil I
(Bodenplatte mit verschraubtem Modell)



Teil II
(Abformlöffel; n = 3)

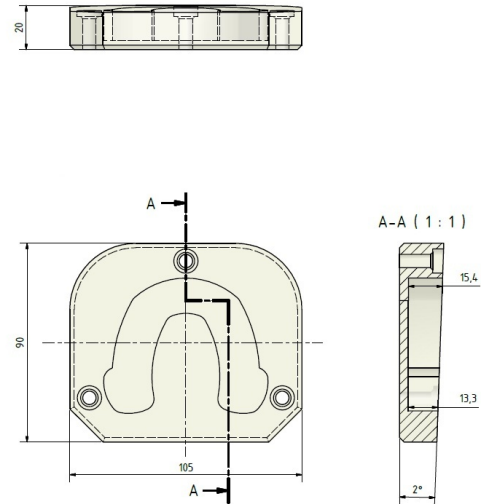


Abb. 8a: Technische Zeichnung (Blaupause) der Konstruktion zur In-vitro-Abformung

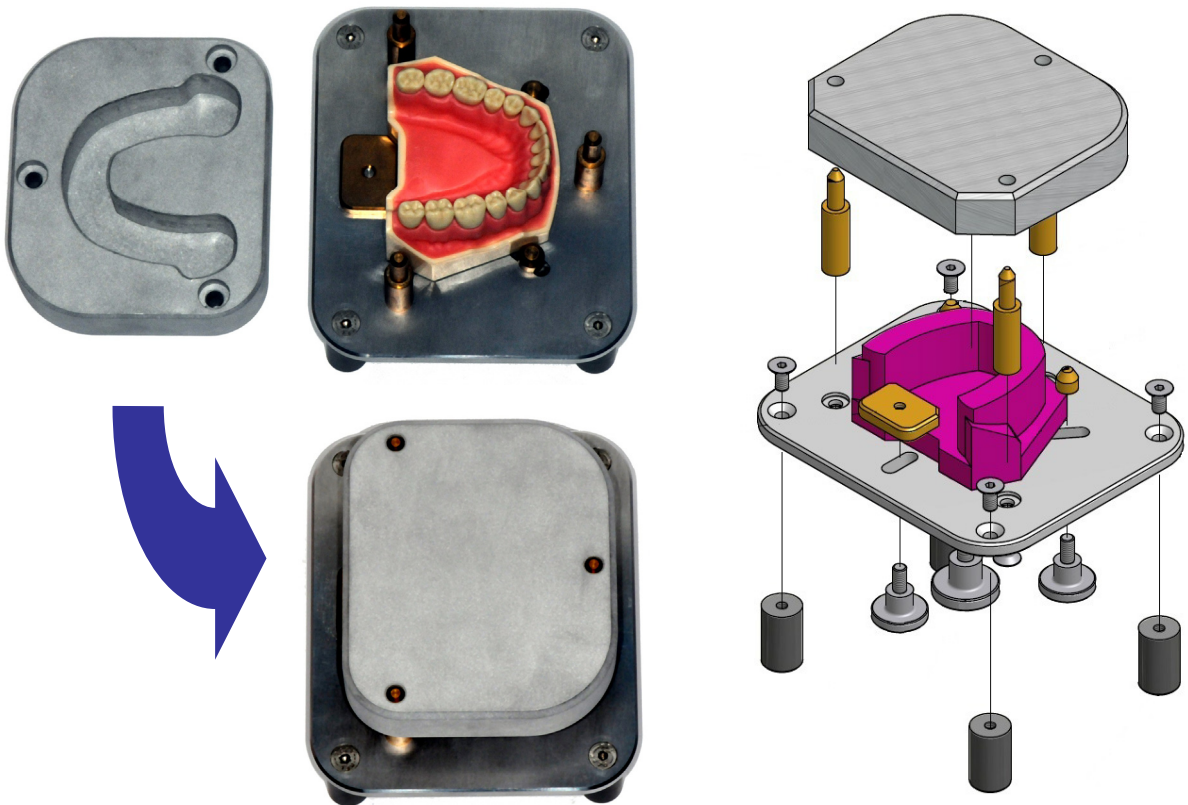


Abb. 8b/c: Fotografie mit und ohne aufgesetztem Löffel (Teil II) / Explosionszeichnung

4.3.3 Abformprocedere

Um die Haftung des Materials an der Löffelwand zu gewährleisten, wurden die Löffelwände vor jedem erneuten Einsatz mittels Edelmetallpulver 110 µm gestrahlt (Stößel 1995) und mit einem für das jeweilige Material vorgesehenen Adhäsivlack (Identium Adhesive / Panasil Haftlack, Kettenbach GmbH) vorbereitet.

Doppelmisch-/Monophasentechnik

Die Abform-Prozedur bei beiden einzeitigen Verfahren, also Doppelmisch- und Monophasenabformung, vollzog sich in ähnlicher Art und Weise. Bei der Monophasentechnik wurde eine Applikationsspritze direkt aus dem automatischen Mischgerät befüllt, der präparierte Zahn damit vollständig umspritzt und 3 s mittels Druckluft angeblasen. Anschließend wurde der Löffel blasenfrei gefüllt und über die Führungsdorne auf den Kiefer aufgesetzt.

Zur Doppelmischabformung wurden die Zähne mit leichtfließendem Silikon direkt aus einem halbautomatischen Dispenser (Applyfix[®]4, Kettenbach GmbH) umspritzt, wie bei der Monophasentechnik verblasen und anschließend der mit schwerfließendem Material aus dem automatischen Dosiergerät (Sympress-6000, Renfert GmbH) beschickte Löffel aufgesetzt.

Korrekturtechnik

Für die Standardisierung der Korrekturtechnik stellte der Vorgang des Beschneidens der Erstabformung ein großes Problem dar. Sowohl mit rotierenden Instrumenten als auch mit speziell für diesen Arbeitsschritt vorgesehenen Klingen-Werkzeugen konnte bei wiederholten Vorversuchen kein befriedigendes, also vergleichbares Ergebnis erzielt werden. Um diesen nicht standardisierbaren Zwischenschritt der nachträglichen Bearbeitung der ersten Phase zu umgehen, wurde eine Trenn- oder Platzhalterfolie (Plicafol, US-Dental, Tübingen, D) bei der Erstabformung eingesetzt. Diese Folie ist ungedehnt 0,2 mm dick, hoch dehnbar ohne eine elastische Rückstellungstendenz und geht keine Verbindung mit dem Abformmaterial ein.

Im praktischen Versuchsablauf stellte sich diese Anwendung wie folgt dar: Der Löffel wurde mit Adhäsiv bestrichen und dieses getrocknet. Des Weiteren erfolgte die Befüllung mit knetbarer Silikonmasse aus dem automatischen Mischgerät. Auf das

noch plastische Silikon wurde die Folie aufgelegt, und der Löffel entlang der Führungsdorne auf den Kiefer gesetzt. Nach vollständigem Aushärten der ersten Silikon-Phase wurde der Löffel entnommen und die Folie abgelöst (Abb. 9). Die Zweitabformung erfolgte durch Umspritzen des präparierten Zahnes und Beschicken der Erstabformung mit dünnfließendem Silikon, dem Verblasen über 3 s und dem Aufsetzen des Abformlöffels auf den Phantomkiefer.

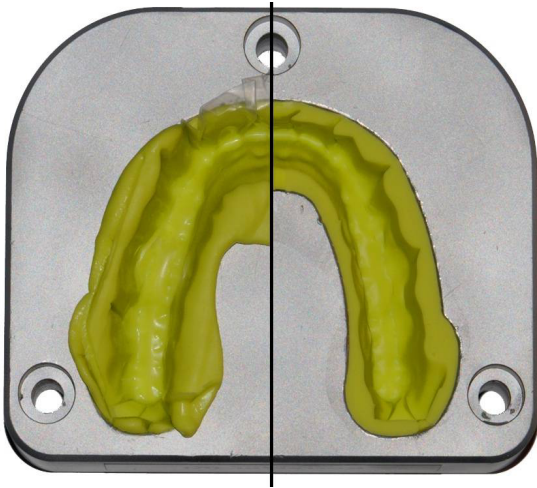


Abb. 9:
Experimentelles Vorgehen bei
Korrekturabformung: Erstabformung
mit Folie nach Entnahme (links) und
nach Entfernung von Folie und Silikon-
Überständen (rechts)

Um vergleichbare Ergebnisse zu erzielen, wurde bei einer Umgebungstemperatur von 35°C abgeformt. Dies wurde sichergestellt durch den Einsatz eines geschlossenen Brutschrankes, in dem der Abbindeprozess unter definierten Voraussetzungen ablaufen konnte.

Das axiale Aufsetzen der Abformlöffel, also das In-vitro-Äquivalent der eigentlichen Abformung, erfolgte bei allen drei Techniken unter einer definierten, gleichmäßigen Gewichtskraft von 50 N über 6 s (Sadat-Khonsari et al. 1999). Dies wurde durch den Einsatz von Gewichten, unter Berücksichtigung des Eigengewichtes des Abformlöffels (Teil II) erzielt.

Um ein vollständiges Abbinden der Abformmassen bei Raumtemperatur zu gewährleisten, ist die Abformung vom Modell erst nach der dreifachen vom Hersteller angegebenen Zeit entnommen worden (Wadhvani et al. 2005). Eine anschließende gründliche Inspektion unter Zuhilfenahme einer Lupenbrille (EyeMag Pro S, Carl Zeiss AG, Oberkochen) mit 3,2-facher Vergrößerung gewährleistete die Qualität der Abformung. Kam es zu Artefakten, so wurde die gesamte Serie verworfen.

Alle Abformungen wurden durch den Autor vorgenommen und bewertet.

4.4 Herstellung der Meistermodelle

Nach Ablauf der vom Hersteller empfohlenen Rückstellzeit der elastomeren Materialien von 30min erfolgte die Vorbehandlung der Abformungen mit einem Oberflächenentspanner (Debubblizer Surfactant, Almore Internat. Inc., Portland, USA). Drei Spray-Hübe von etwa 0,5 ml wurden 30 s in der Abformung belassen und dann bis zur vollständigen Trocknung mit Hilfe von Druckluft ausgeblasen. Hierdurch soll eine höhere Qualität der Gipsmodelle erzielt und das Problem der Bildung von Artefakten wie Luftblasen, besonders an den Kanten des präparierten Zahnes bzw. dessen Modell-Positiv, vermieden werden (Millar et al. 1995, 1997).

Zur Modellherstellung fand ein Superhartgips Typ IV (Tewerock, Kettenbach GmbH, Eschenburg) Verwendung. Dieses Material zeichnet sich laut Hersteller durch eine sehr gute Zeichnungsschärfe und Detailwiedergabe, eine extrem hohe Druckfestigkeit von 58 MPa und eine geringe Abbindeexpansion von 0,10 % aus.

Zur eigentlichen Modellherstellung kam das System Giroform (AmannGirrbach AG, Pforzheim) zum Einsatz, da es hinsichtlich seiner Dimensionstreu anderen Modellsystemen, wie Schalen oder Gipssockelsystemen, überlegen ist (Hofmeister 2008).

Eine genau abgewogene Menge von 100 g Gipspulver wurde in 20 ml kaltes destilliertes Wasser eingestreut, kurz manuell vermengt und in einem Vakuum-Anmischgerät 90 s verrührt (Wamix-Classic, Wassermann Dental-Maschinen GmbH, Hamburg). Unter Zuhilfenahme eines Rüttlers (KV-16, Wassermann Dental-Maschinen GmbH) erfolgte das Ausgießen der Abformungen mit Gips. Schließlich wurden die vorher gebohrten und mit Pins bestückten Giroform-Sockelplatten aufgesetzt. Das Aufsetzen der Sockelplatte erfolgte unter genauer Einhaltung der Herstelleranweisungen für das Giroform-System und über eine für das System vorgesehene Aufschubschiene.

Nach 45 min wurden die fertigen Präzisionsmodelle abgezogen und unter Zuhilfenahme einer Lupenbrille (EyeMag Pro S, Carl Zeiss AG, Oberkochen) visuell begutachtet. Lag eine optisch fehlerfreie Modellserie von drei einwandfreien

Präzisionsmodellen der jeweiligen Abformtechnik vor, so konnten diese mit einer gezahnten Diamantscheibe und einem Handstück (K9, KaVo, Biberach) segmentiert, die einzelnen Segmente mit kreuzverzahnten Gipsfräsen, Sandpapier und Druckluft gereinigt und auf die Sockelplatten zurückgesetzt werden.

Um Dimensionsbeeinträchtigungen vorzubeugen, wurde bewusst darauf verzichtet, die Modelle mit einem Dampfstrahler zu reinigen (Rehse und Rehse 1999).

Abschließend erfolgte die Nummerierung, wobei jeweils der Buchstabe **M**, **D**, **K** für die verwendete Abformtechnik (Monophasen-, Doppelmisch- und Korrekturtechnik) stand und eine arabische Ziffer auf die jeweilige Modellserie **1-7** verwies.

Ebenso wie die Abformungen wurden auch sämtliche Modelle, die in dieser Studie Verwendung fanden, vom Autor selbst erstellt.

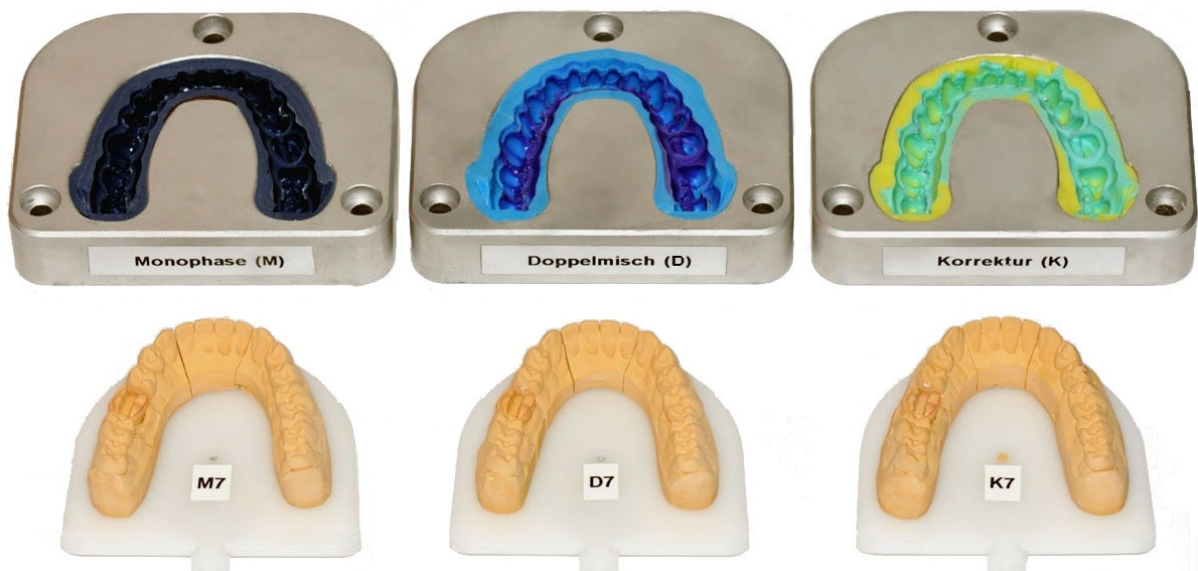


Abb. 10: Beispiel einer Abform- und Modellserie (hier der Serie Nr. 7)

4.5 Herstellung der keramischen Teilkronen

Die fertig ausgearbeiteten und nummerierten Meistermodelle wurden in ein gewerbliches Dental-Labor (BÖHME Zahntechnik, Jena) übergeben. Dort wurden nach dem System IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) unter genauer Einhaltung der Empfehlungen bzw. Anweisungen des Herstellers Lithiumdisilikat-Teilkronen (n = 21) des Zahnes 36 im Pressverfahren hergestellt.

Zunächst erfolgte das Auftragen eines Härterlackes auf die Gipsstümpfe. Auf die Verwendung eines Distanzlackes wurde bewusst verzichtet, da durch den nicht standardisierbaren Prozess des Aufpinselns unterschiedliche Lackschichtstärken zu erwarten wären. Dies hätte Passungenauigkeiten zur Folge, und eine objektive Vergleichbarkeit der Ergebnisse stünde in Frage.

Im Weiteren folgte in Anlehnung an die Lost-Wax-Methode das manuelle Aufwachsen der Teilkronen, wobei auf die okklusale Feingestaltung kein Wert gelegt wurde. Anschließend erfolgte das Einbetten (IPS PressVEST Speed, Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein).

In einem für das System IPS e.max Press geeigneten Pressofen (EP 500 press, Ivoclar Vivadent AG, Schaan) wurde bei 930°C die Lithiumdisilikat-Glaskeramik in visköser Form unter Druck in die Muffel gepresst. Um Artefakte beim späteren optischen Scan-Vorgang (vgl. 4.6) zu vermeiden, kamen Lithiumdisilikat-Rohlinge der höchsten Opazität (HO 2, Ivoclar Vivadent AG, LOT P30472) zur Anwendung.

Nach dem Abkühlen der Pressmuffeln wurden die Teilkronen ausgebettet, die Reaktionsschicht chemisch durch 1% Flußsäure entfernt (IPS e.max Press Invex Liquid, Ivoclar Vivadent AG) und mittels Korund (Typ 100 Ivoclar Vivadent AG, Korngröße 100µm) unter 2 bar gestrahlt.

Auf eine ästhetische Ausarbeitung der Restaurationen, etwa durch Malfarben sowie Glanz- oder Glasurmassen wurde hier verzichtet.

Als letzten Arbeitsschritt im zahntechnischen Labor erfolgte ein Aufpassen der Teilkronen auf das jeweils zugehörige Gipsmodell. Hierfür verwendete man ein additionsvernetzendes Silikon (Fit Checker II, GC EUROPE GmbH, Bad Homburg) zur Darstellung von Störstellen bei der Passung und deren Entfernung mittels diamantierter Schleifer im Handstück.

Obwohl diese Arbeitsschritte durch ausgebildete und mit dem System vertraute und erfahrene Zahntechniker erfolgten, wurde auch hier höchster Wert auf Standardisierung gelegt. Die jeweiligen Arbeitsgänge führte immer ein- und derselbe Zahntechniker aus, in Serie, also mit drei Modellen, eines der jeweiligen Abformtechnik (**M[x]**, **D[x]**, **K[x]**) und in strenger Einhaltung der Herstellungsreihenfolge der einzelnen Serienmodelle.

Bei sämtlichen im Rahmen des Pressvorganges eingesetzten Gerätschaften und Materialien wie beispielsweise Pressofen, Einbettmasse etc. handelt es sich um explizit für das System IPS e.max Press vorgesehene und dokumentierte Produkte.



Abb. 11: Fertig gepresste und ausgearbeitete Teilkrone D7 auf dem Gipsmodell

4.6 Digitalisierung

Die körperliche Erfassung und Digitalisierung der keramischen Werkstücke und des präparierten Referenzzahnes erfolgte durch eine berührungsfreie lichteoptische Vermessung im Streifenprojektionsverfahren. Bei dem eingesetzten Scanner handelte es sich um das vom Fraunhofer-Institut für Angewandte Optik und Feinmechanik-IOF Jena entwickelte System FLEX 3A. Laut Hersteller misst der Scanner mit einem Einzelpunkt-Abstand von $5\ \mu\text{m}$ und einer Messungsgenauigkeit von $4\ \mu\text{m}$.

Die Scans selbst führte die Firma Otto Vision Technology GmbH (Jena) durch.

Ein solches Streifenprojektions-System besteht im Wesentlichen aus einer im definierten Winkel zu einer Projektoreinheit angeordneten Detektoreinheit. Erstere zeichnet periodisch strukturierte Lichtbänder definierter Breite und definierten Abstandes auf die zu prüfende Form. Der Detektor als hochauflösende Matrix-Kamera registriert oberflächenbedingte Verzerrungen der Streifen punktuell. Unter Zuhilfenahme der Triangulationsgesetze können diese Punkte in ein räumliches Koordinatensystem eingeordnet werden (Loos 2008).

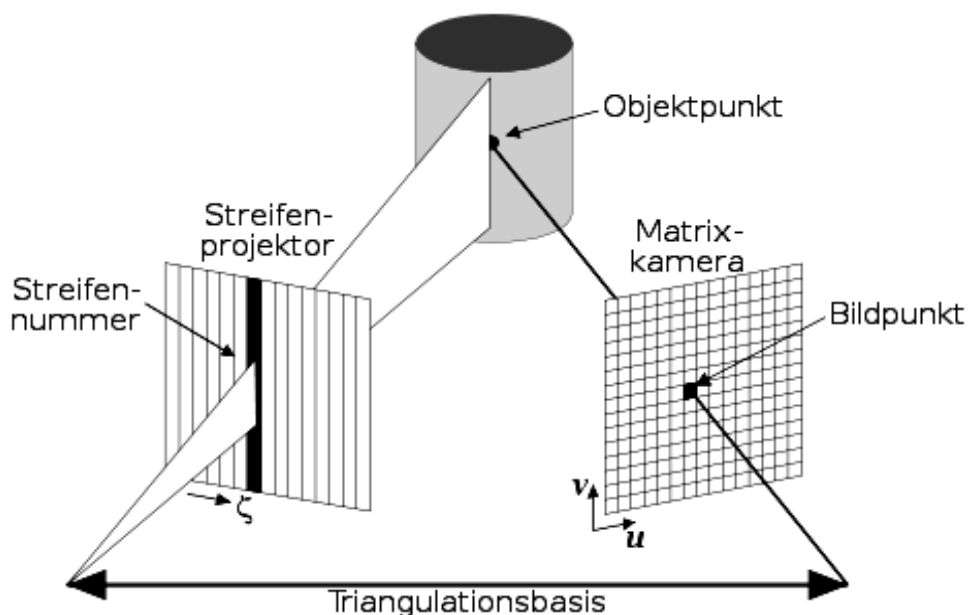


Abb. 12: Prinzip der Streifenprojektion mit Projektor und Kamera in definiertem Triangulationswinkel zueinander angeordnet (nach Wiora 2001).

Die in Form von ca. 1,7 Millionen einzelnen Messpunkten je Teilkrone erzeugten Punktwolken wurden als einzelne Datensätze im Format STL (Surface Tessellation Language, Standard-Dateiformat für CAD/CAM-Daten) auf einem externen Datenträger gesichert. Im Dateiformat STL werden die einzeln erfassten Messpunkte umgewandelt, indem sie durch Triangulation mit Nachbarschaftsbeziehungen versehen und dann als zusammenhängende Menge von Dreiecksflächen gespeichert werden (Notni und Kühmstedt 2006). Die so entstehende virtuelle Form setzt sich also aus einer Vielzahl winziger Dreiecke als flächige Verbindung dreier benachbarter Messpunkte zusammen.

Insgesamt lagen nach optischer Digitalisierung 22 STL-Datensätze vor.

Durch Bearbeitung des Referenzdatensatzes der Präparation wurde ein weiterer Datensatz erstellt. Dabei erfolgte die Entfernung sämtlicher Teile bzw. Teilpunkte aus der Punktwolke, bis auf die Bereiche um die Präparationsgrenze. Der nun auf die marginalen Bereiche reduzierte Datensatz diente zur gesonderten Untersuchung mit Fokus auf die marginale Passung (vgl. Abb. 13).

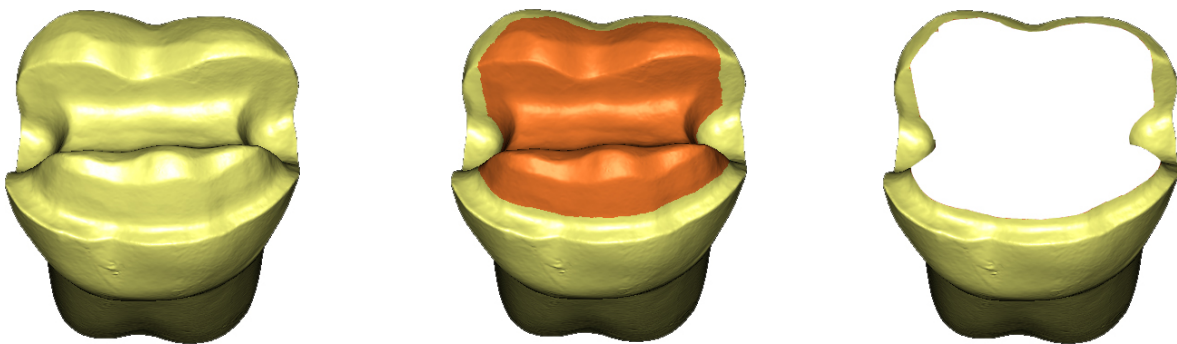


Abb. 13: Erstellung des reduzierten Referenzdatensatzes zur marginalen Passungsanalyse aus dem vollständigen Datensatz des Referenzzahnes

4.7 Softwaregestützte Analyse und Auswertung

Unter Zuhilfenahme der Software QUALIFY 12 (Geomagic GmbH, Stuttgart) konnten die aus den Punktwolken rückgeführten virtuellen Oberflächen der Teilkronen auf die Präparation des Referenz-Zahnes 36, wohlgemerkt in dessen eigener virtueller Form, aufgepasst werden. Hierfür wurden die Datensätze der jeweils zu untersuchenden keramischen Restaurationen als Prüfkörper und der des präparierten Zahnes 36 als Referenzkörper ins Programm geladen (Abbildung 15).

Da es sich um eine Analyse der Passung handelt und nicht um den Vergleich von Duplikatkörpern, für welchen die eingesetzte Software eigentlich konzipiert wurde, musste der Datensatz des präparierten Zahnes zunächst invertiert werden.

Die 3D-Passungsanalyse ist nach dem sogenannten „Best-Fit“-Ansatz durchgeführt worden. Hierbei positioniert der Computer beide Objekte derart zu einander, dass eine optimale, möglichst vollständige Deckung erzielt wird. Diese Position wird vom Computer ausgewählt als diejenige mit der höchsten Punkt-zu-Punkt-Durchdringung unter allen theoretisch möglichen Positionierungen beider Objekte zueinander (Luthardt et al. 2005).

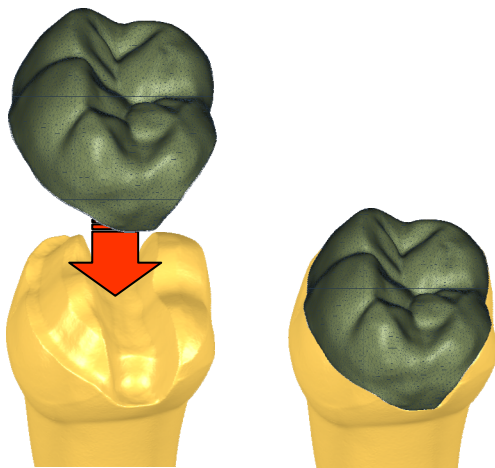


Abb. 14:
Mittels optimaler Punkt- zu
Punkt Durchdringung,
sogenannter Best-Fit-Methode,
virtuell auf die
Ausgangspräparation
aufgesetzte Teilkrone

Im Gegensatz zu physischen Passungs- und Randspalt-Analysen ist es bei dieser Form der digitalen Untersuchung auch möglich, die Teilkrone punktuell *in* den präparierten Zahn zu setzen. Damit ergibt sich die Möglichkeit, einen „negativen virtuellen Randspalt“, also eine lokale Überlagerung von Präparation und Versorgung, zu erzeugen und somit störende Passungsartefakte zu eliminieren.

Die Auswertung erfolgt in Anlehnung an SCHAEFER ET AL. (2012a). Passungsdiskrepanzen werden in Form von farbcodierten Differenzbildern visualisiert und ermöglichen damit eine qualitative Bewertung des Randspaltes. Grün-blaue, also kalte, Farben signalisieren einen Randspalt. Je höher der Grad der Blautönung umso größer der Spalt. Orange-rote, warme Farben stellen eine Superposition, also ein physisch nicht mögliches Ineinandersetzen der Objekte, dar, und machen damit auf mögliche Störkontakte bei der Passung der Teilkrone auf der Präparation aufmerksam.

Anschließend wird für jeden einzelnen Messpunkt der lotgerechte Abstand zu seinem Äquivalent auf der Oberfläche des präparierten Referenzzahnes gemessen. Der mittlere quadratische Abstand RMS (root mean square) als quadratisches Mittel aller einzelnen Punkt-Diskrepanzen einer Messung wird zur quantitativen Beurteilung der Passung berechnet.

Die Formel zur Berechnung lautet:

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_{1,i} - x_{2,i})^2}{n}}$$

$x_{1,i}$	Messpunkt i auf Referenzpräparation
$x_{2,i}$	Messpunkt i auf Teilkrone
n	Gesamtanzahl der Messpunkte

Die digitale Auswertung erfolgte je Teilkrone zweimal.

In der *ersten Versuchsreihe* wird die interne Passung (IF) auf der vollständigen Präparationsfläche des Referenzzahnes berechnet, bevor in der *zweiten Versuchsreihe* die virtuelle Teilkrone wiederum in „Best-Fit“-Position auf den reduzierten Referenzdatensatz (vgl. Abbildung 13) positioniert wird. Somit kann in der zweiten Versuchsreihe die Passung der Teilkrone isoliert auf den marginalen Bereich qualitativ und quantitativ betrachtet werden (MF).

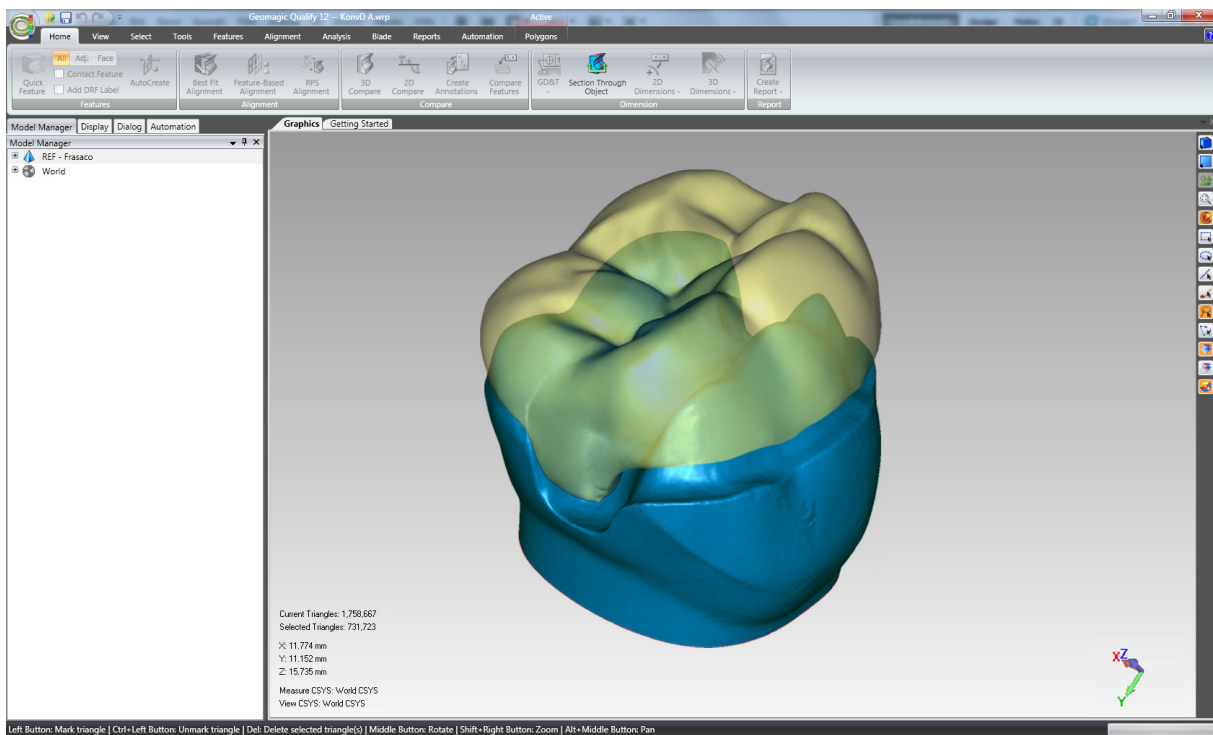


Abb. 15: Digitale Passungsanalyse, Bildschirm-Foto der Positionierung von Teilkrone (gelb) und präpariertem Stumpf (blau) mit Hilfe der Software Geomagic QUALIFY 12

4.8 Statistische Absicherung

Die Darstellung der vom Computer errechneten RMS-Werte der einzelnen Messreihen erfolgte in Balkendiagrammen und Tabellen mit Hilfe der Tabellenkalkulation Microsoft Excel 2008 (Microsoft-Corporation, Redmont, USA)

Die statistische Analyse wurde mit Hilfe einer Statistik-Software (SPSS Statistics 19, SPSS Inc., Chicago, USA) durchgeführt. Aus den RMS-Werten der einzelnen Messreihen konnten in Abhängigkeit von der verwendeten Abformtechnik mittlere RMS-Werte sowie deren Standardabweichungen und Konfidenzintervalle ermittelt werden. Dies geschah jeweils für die Messreihen der internen (IF) wie der marginalen Passung (MF). Ihre Darstellung erfolgt in Form von Tabellen und grafisch in Form von Box-Whisker-Plots.

Eine Homogenität der Varianzen wurde mit dem Levene-Test überprüft wobei $p > 0,05$, also nicht signifikant, sein sollte, um die Varianzen als homogen anzunehmen.

Eine einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) wies statistisch signifikante Unterschiede der mittleren RMS-Werte in Abhängigkeit vom Faktor *Abformtechnik* nach.

Der Post-Hoc-Test nach Scheffé zeigt bei einem Niveau von $\alpha = 0,05$ statistisch signifikante Unterschiede der mittleren RMS-Werte für Korrekturtechnik (K) gegenüber Monophasenabformung (M) und Doppelmischtechnik (D) mit $p < 0,05$. Zwischen den Mittelwerten für D und M konnten jedoch keine statistisch signifikanten Differenzen nachgewiesen werden ($p > 0,05$).

Eine Analyse nach a priori definierten Kontrasten bestätigte einen signifikant geringeren mittleren marginalen und internen Randspalt der Teilkronen nach einzeitiger Abformung (M, D) gegenüber denen nach zweizeitiger Abformung (K).

Bei der Auswertung werden sich statistisch signifikant unterscheidende Werte mit hochgestellten Kleinbuchstaben gekennzeichnet.

Die detaillierte statistische Auswertung der jeweiligen Tests ist im Anhang in tabellarischer Form zu finden.

5. Ergebnisse

5.1 Qualitativ

Bei der Auswertung der Farbdifferenzbilder imponiert in erster Linie die Dominanz gelber und grüner Farbtöne bei den Teilkronen, die nach beiden einzeitigen Abformverfahren hergestellt wurden.

Monophasisch abgeformte Teilkronen scheinen die präparierte Situation dimensionsgetreu wiederzugeben, stellen jedoch häufig die Böden der approximalen Kästen tendenziell zu klein dar.

Auch die Teilkronen nach Doppelmischabformung zeigen auf den ersten Blick eine dimensionsgetreue Wiedergabe der Präparation. Scharfe Kanten, wie der Übergang von zentralem zu approximalem Kasten, die Grate der bukkalen Höcker oder die Präparationsgrenzen werden häufig leicht überdimensioniert dargestellt. Der zentrale Kasten sowie die approximalen Kästen scheinen teilweise zu groß. Frühkontakte in diesem Bereich erzeugen in der Konsequenz einen vergrößerten Randspalt am Boden selbiger Kästen.

Teilkronen nach Korrekturtechnik scheinen die Ausgangspräparation in ihrer gesamten Dimension tendenziell zu groß wiederzugeben. Im Farbdifferenzbild zeigen sich die geringsten Passungsabweichungen im Bereich der inneren Wände, also der Wände des zentralen Kastens. Die vergrößerte Teilkrone scheint zwischen diesen Wänden in zu weit koronaler Position zu „klemmen“. Größere Spalten (100 – 150 µm) zum Boden des zentralen Kastens und der bukkalen Präparationsgrenze sowie sehr große Differenzen zu den zentralen Wänden und Böden der approximalen Kästen sind die Folge.

5.1.1 Interne Passung – Monophase

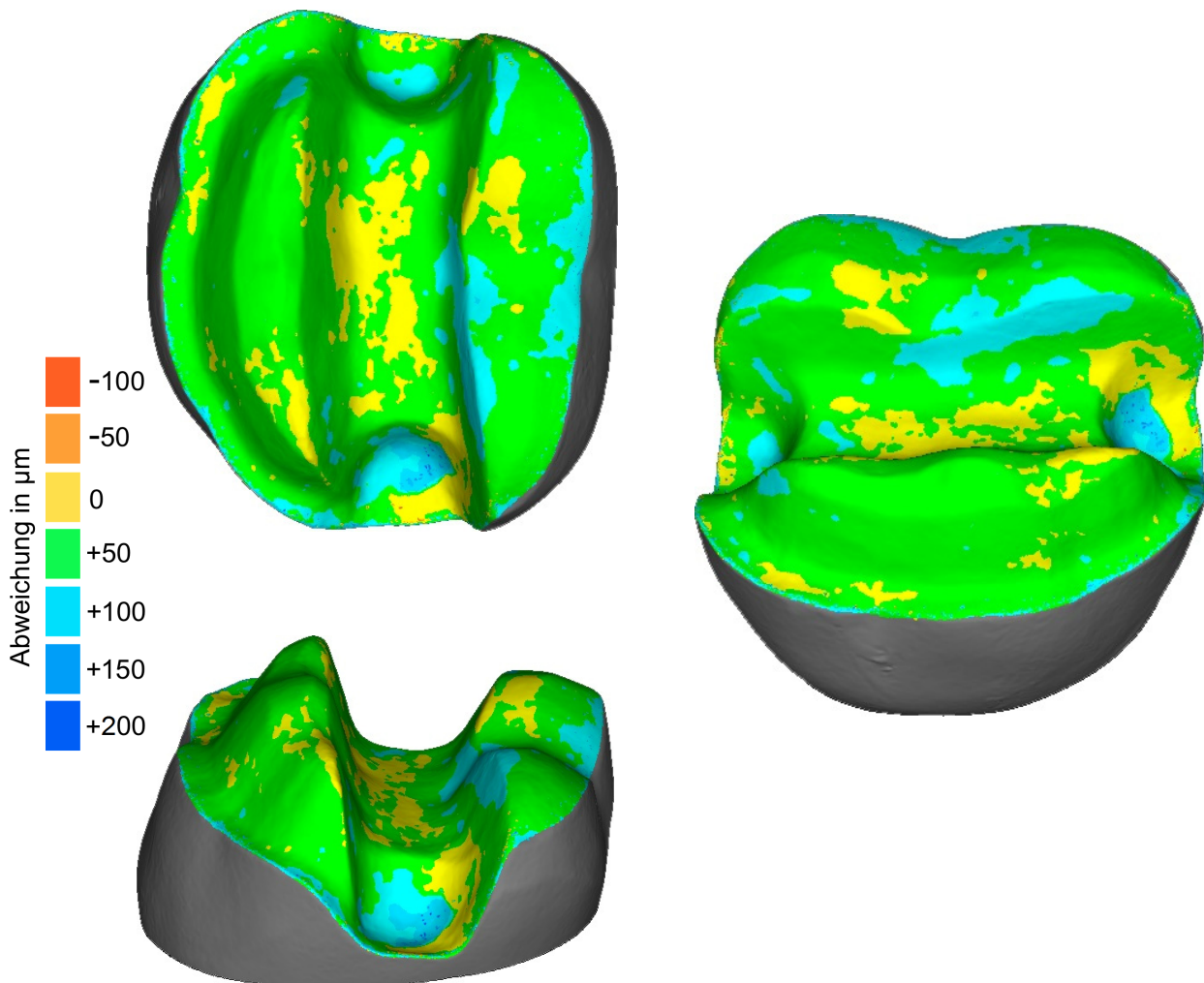


Abb. 16: Mehrseitige Ansicht des Farbdifferenzbildes einer Passung nach Monophasentechnik (hier Teilkrone M1, exemplarisch ausgewählt)

Die qualitative Beurteilung der Passung nach Monophasenabformung zeigt ein von Grün- und Gelbtönen dominiertes Bild, welches auf einen Randspalt hinweist, der größtenteils 50 μm nicht überschreitet. Scharfe Kanten und steile Abhänge wie am zentralen Kasten und den approximalen Kästen werden von der Keramik tendenziell vergrößert wiedergegeben.

5.1.2 Interne Passung - Doppelmischtechnik

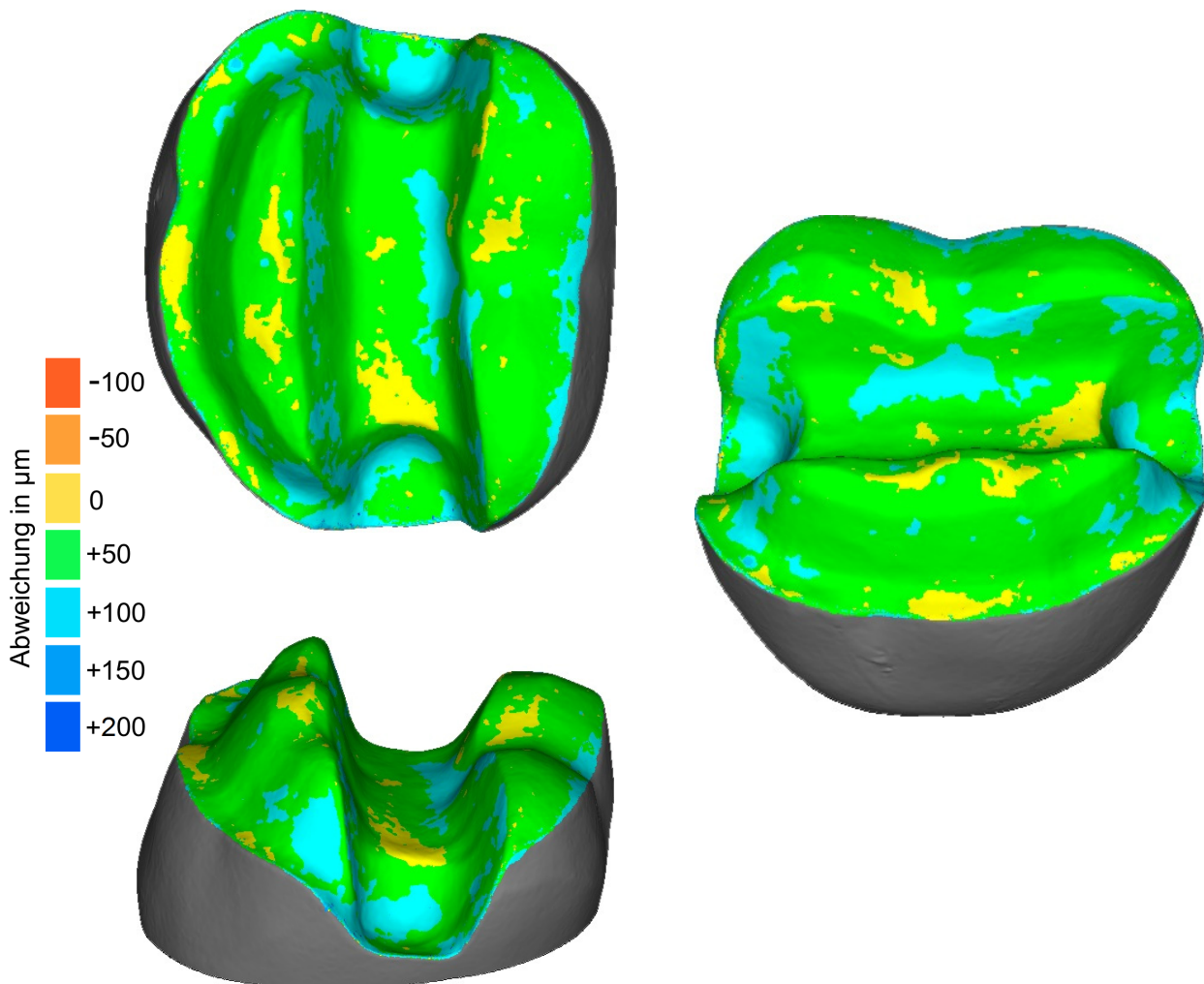


Abb. 17: Mehrseitige Ansicht des Farbdifferenzbildes einer Passung nach Doppelmischtechnik (hier Teilkrone D1, exemplarisch ausgewählt)

Die Farbdifferenzbilder der Passung nach Doppelmischabformung ähneln in ihrem Erscheinungsbild denen der Monophasenabformung stark, sowohl in der subjektiv wahrgenommenen flächenmäßigen Dominanz grüner Farben als auch im Ton und in der Lokalisation kalter blauer Farben. Frühkontakte (gelb), besonders an scharfen Kanten der Präparation, scheinen leicht vergrößerte Randspalten im Bereich der basalen Auflageflächen zur Folge zu haben.

5.1.3 Interne Passung - Korrekturtechnik

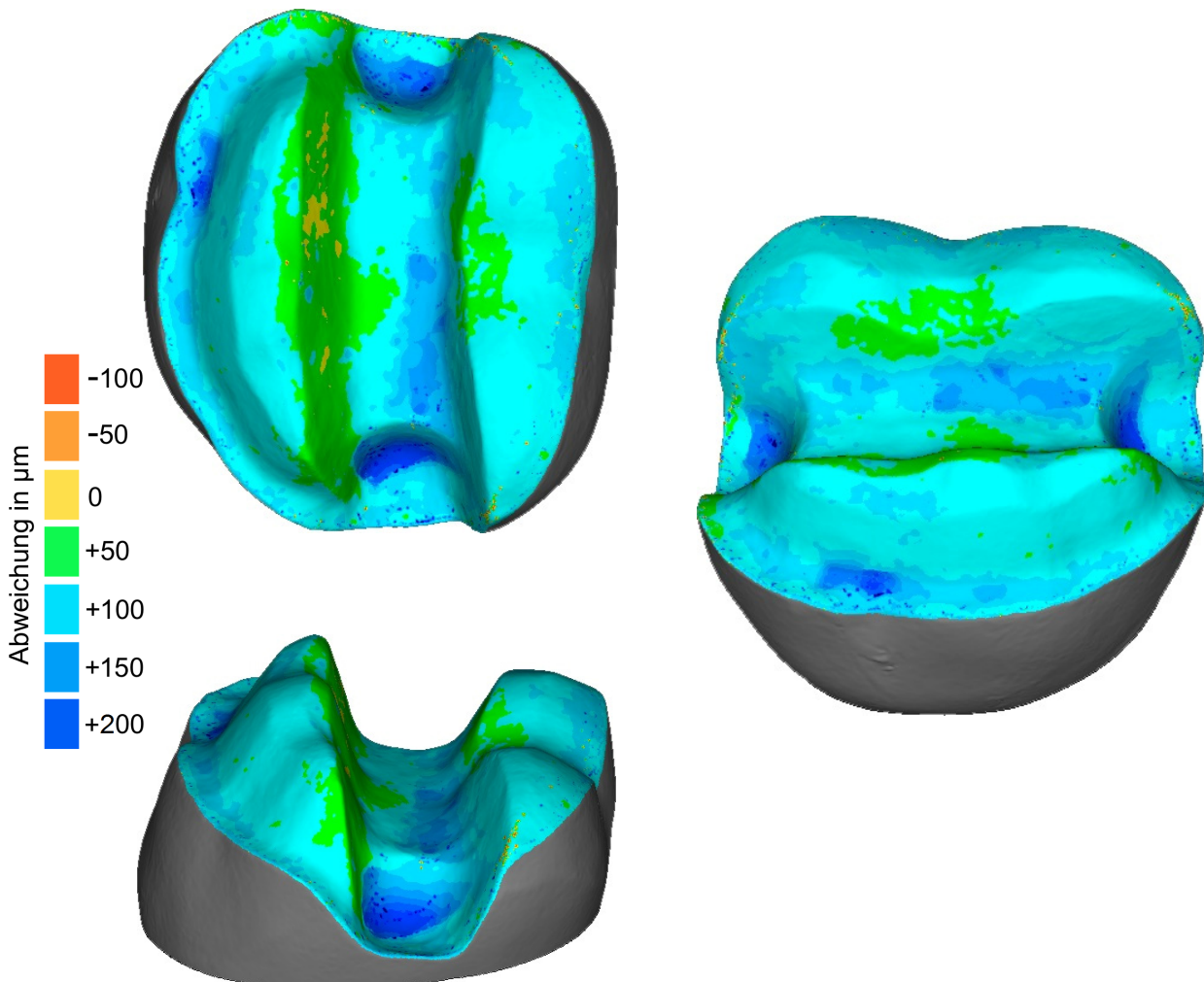


Abb. 18: Mehrseitige Ansicht des Farbdifferenzbildes einer Passung nach Korrekturtechnik (hier Teilkronen K7, exemplarisch ausgewählt)

Gegenüber der Monophasen- und Doppelmischabformung imponierten farbcodierte Bilder nach Abformung mit Korrekturtechnik durch die Dominanz und Intensität kalter blauer Farben. Eine Passung im Bereich bis 50 µm ist nur im koronalen Anteil des zentralen Kastens und der Höckergrate zu erkennen. Außerordentlich große Randspalten von über 150 µm sind besonders im zentro-basalen Bereich eines oder beider approximaler Kästen zu erkennen. Die geringsten Diskrepanzen zeigen sich an den inneren Wänden der zentralen Kastenpräparation.

5.1.4 Marginale Passung - Monophase

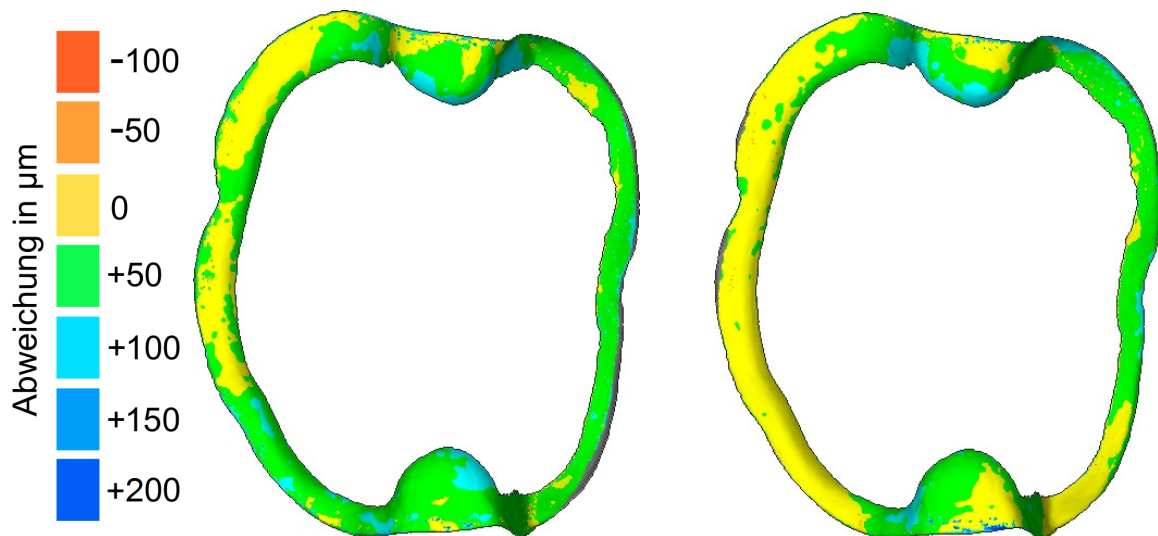


Abb. 19: Farbdifferenzbilder von Passungen im marginalen Bereich nach Monophasentechnik (hier der Teilkronen M5 und M7, exemplarisch ausgewählt)

Nach Monophasenabformung fällt die Passung der Teilkrone im marginalen Bereich der Präparation durch äußerst geringe Randspalten und teilweise auch Superpositionen, also einer virtuellen Überlagerung beider Körper, auf. Tendenziell kommt es im approximalen Bereich zu bedingt höheren Diskrepanzen als in bukkalen und oralen Teilen der Präparationsgrenze.

5.1.5 Marginale Passung - Doppelmischtechnik

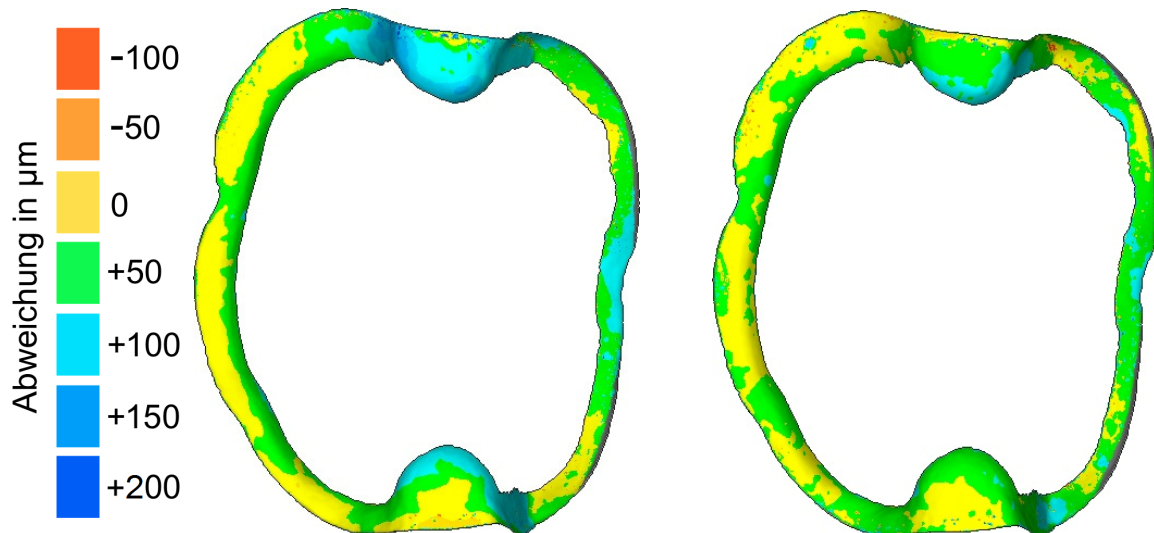


Abb. 20: Farbdifferenzbilder von Passungen im marginalen Bereich nach Doppelmischtechnik (hier der Teilkronen D2 und D7, exemplarisch ausgewählt)

Ähnlich der Ergebnisse bei den Teilkronen nach Monophasenabformung kommt es nach Doppelmischtechnik zu einer großflächigen Passung der Teilkrone mit Randspalten vor überwiegend $> 50 \mu\text{m}$ im marginalen Bereich. Auch nach dieser einzeitigen Technik imponiert die häufig auftretende vergrößerte marginale Diskrepanz im Bereich eines oder beider approximaler Kästen, verursacht durch Frühkontakte am Präparationsrand und an den spitzwinkligen Höckergraten. Besonders die weich abgerundete Stufe als bukkale Begrenzung der Präparation scheint eine flächige und homogene Passung der keramischen Restauration zu begünstigen.

5.1.6 Marginale Passung - Korrekturtechnik

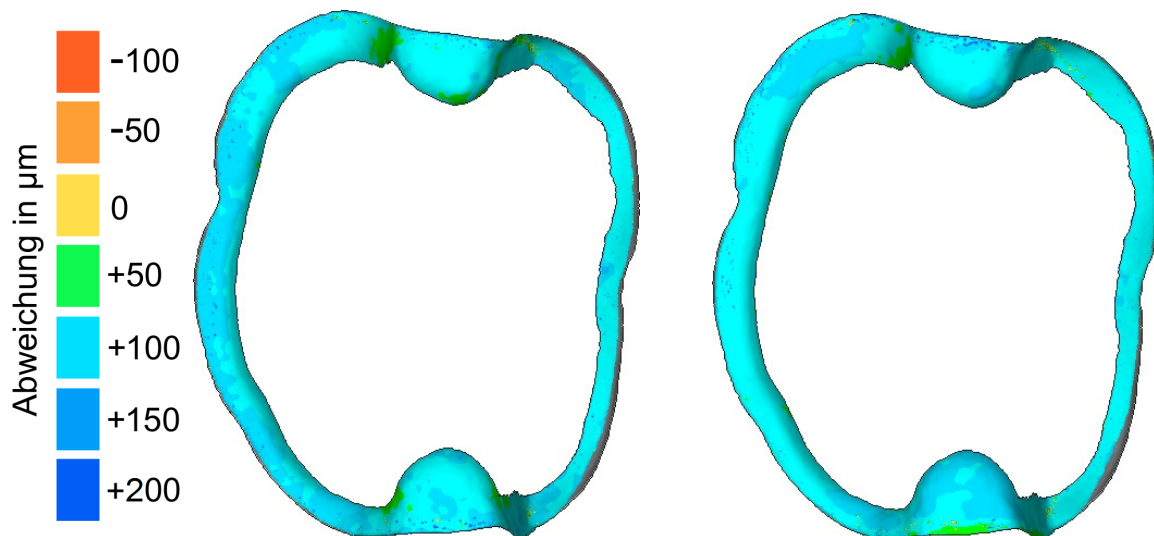


Abb. 21: Farbdifferenzbilder von Passungen im marginalen Bereich nach Korrekturtechnik (hier der Teilkronen K2 und K5, exemplarisch ausgewählt)

Die marginale Passung der Teilkronen nach Korrekturabformung zeigt im farbcodierten Bild deutlich höhere Diskrepanzen von 100 bis 150 µm im Bereich der bukkalen und lingualen Präparationsgrenzen. Wie auch am zentralen Kasten (vgl. 5.1.3) liegen die geringsten Randspalten im Bereich der oral und bukkal begrenzenden Wände der approximalen Kästen.

5.2 Quantitativ

5.2.1 Interne Passung

Mittlere RMS-Werte nach Abformserie:

Tab. 3: Mittlere quadratische Abweichung der internen Passung für die einzelnen Abformserien

Abformserie	mittlere quadratische Abweichung (RMS) [μm]						
	1	2	3	4	5	6	7
Monophasenabformung M	18	33	16	24	11	15	27
Doppelmischabformung D	23	21	45	50	30	36	10
Korrekturabformung K	42	57	49	49	65	36	63

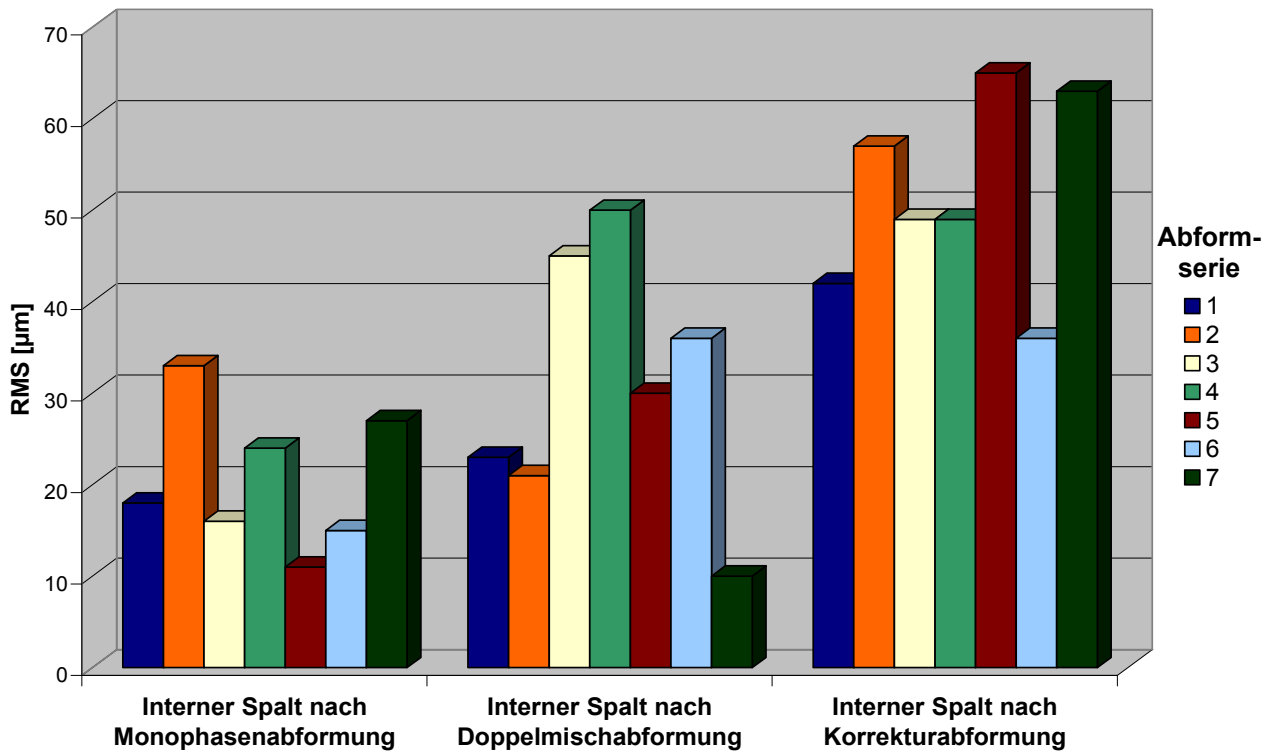


Abb. 22: Graphische Darstellung der Werte aus Tabelle 3, farbcodiert nach Abformserien

Statistische Erhebung:

Tab. 4: Deskriptive Statistik der mittleren quadratischen Abweichungen bezüglich der internen Passung, Signifikanzen werden mit hochgestellten Kleinbuchstaben gekennzeichnet

	Mittelwert	SD	CI	
			5%	95%
M	20,57 ^a	7,721	13,43	27,71
D	30,71 ^a	14,068	17,70	43,72
K	51,57 ^b	10,706	41,67	61,47

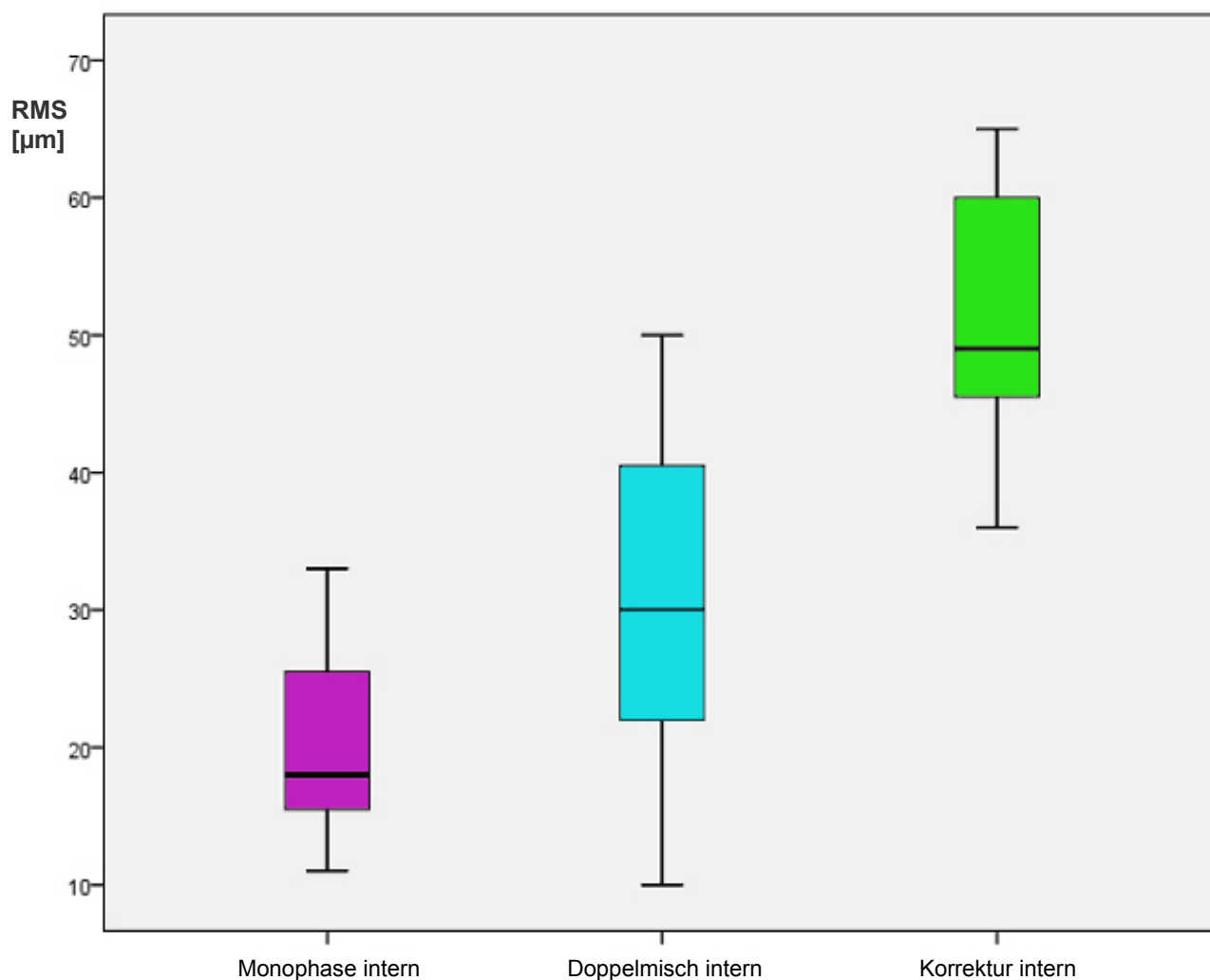


Abb. 23: Interne Passungen im Box-Whisker-Plot, farbcodiert

Die internen Spalten nach Korrekturabformung zeigen sich mit einem Mittelwert von $52 \pm 11 \mu\text{m}$ signifikant größer als die der beiden einzeitigen Abformverfahren. Die Monophasentechnik mit einer mittleren Spaltbreite von $21 \pm 8 \mu\text{m}$ scheint numerisch tendenziell geringere Spaltmaße hervorzurufen als die Doppelmischtechnik mit durchschnittlich $31 \pm 14 \mu\text{m}$, jedoch ohne eine statistische Signifikanz bei $\alpha = 0,05$. Deshalb kann keine abschließende Aussage getroffen werden, welche bzw. ob eine der beiden einzeitigen Abformtechniken hier als überlegen angesehen werden kann. Die mittleren RMS-Werte nach Doppelmischabformung zeigen allerdings die größte Streuung bzw. Varianz, die nach Monophasentechnik die kleinste.

5.2.2 Marginale Passung

Mittlere RMS-Werte nach Abformserie:

Tab. 5: Mittlere quadrat. Abweichung der marginalen Passung für die einzelnen Abformserien

Abformserie	mittlere quadratische Abweichung (RMS) [μm]						
	1	2	3	4	5	6	7
Monophasenabformung M	64	79	78	78	49	80	54
Doppelmischabformung D	64	62	88	104	70	94	58
Korrekturabformung K	84	112	104	112	123	100	146

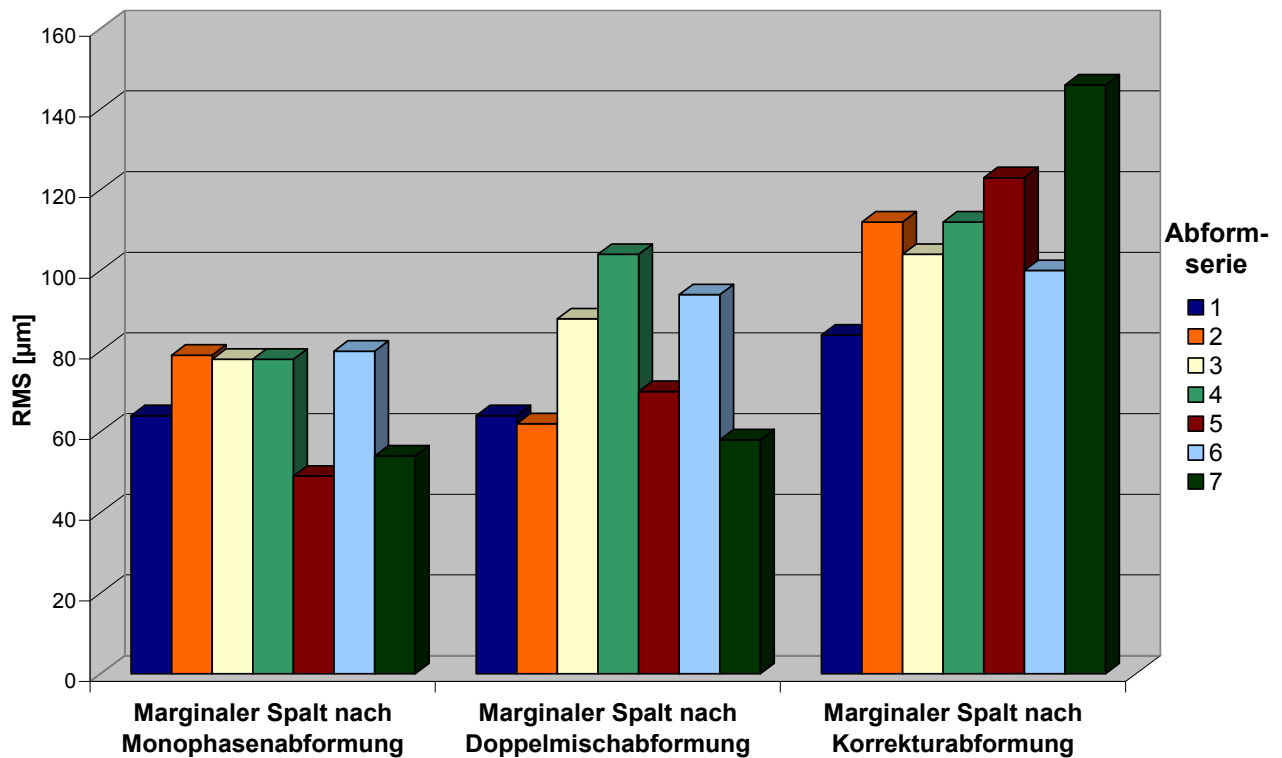


Abb. 24: Graphische Darstellung der Werte aus Tabelle , farbcodiert nach Abformserien

Statistische Erhebung:

Tab. 6: Deskriptive Statistik der mittleren quadratischen Abweichungen bezüglich der marginalen Passung, Signifikanzen werden mit hochgestellten Kleinbuchstaben gekennzeichnet

	Mittelwert	SD	CI	
			5%	95%
M	68,86 ^a	13,120	56,72	80,99
D	77,14 ^a	17,995	60,50	93,79
K	111,57 ^b	19,441	93,59	129,55

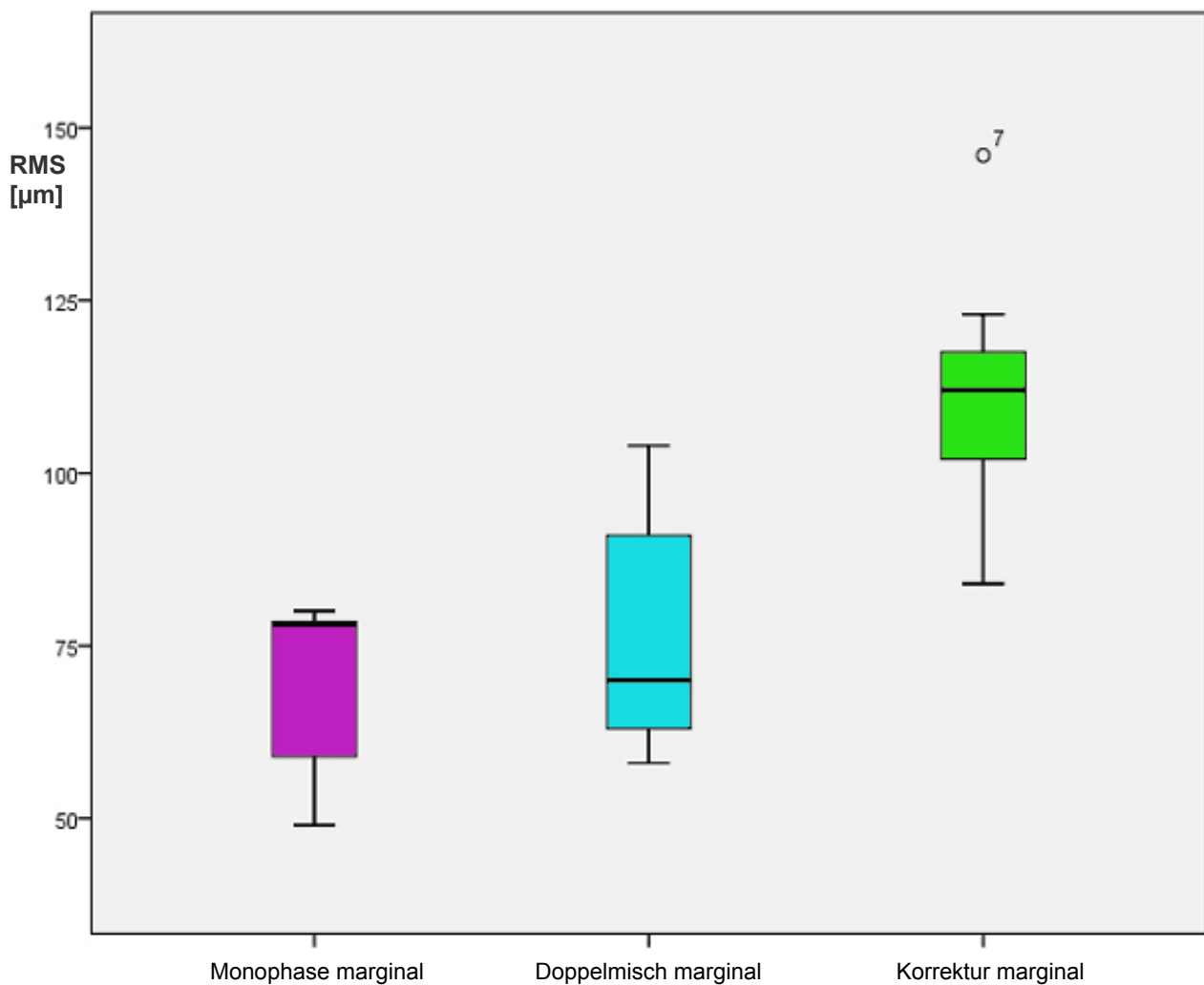


Abb. 25: Marginale Passungen im Box-Whisker-Plot, farbcodiert

Ähnlich den Werten für interne Passung zeigen auch die Werte für marginale Passung eine signifikant höhere Passungsdiskrepanz der zweizeitigen Korrekturtechnik gegenüber den beiden hier untersuchten einzeitigen Abformtechniken. Außer der ersten Abformserie liegen die mittleren RMS-Werte für die Korrekturtechnik über bzw. bei $100\ \mu\text{m}$. Im Mittelwert aller Abformserien liegen sie bei $112 \pm 19\ \mu\text{m}$. Auch hier kann eine rein numerische Überlegenheit der Monophasentechnik ($69 \pm 13\ \mu\text{m}$) gegenüber der Doppelmischtechnik ($77 \pm 18\ \mu\text{m}$) festgestellt werden, die jedoch statistisch keine Signifikanz ($\alpha = 0,05$) zeigt.

Generell fällt auf, dass die mittleren RMS-Werte bei der marginalen Untersuchung deutlich höher ausfallen, als bei der internen Untersuchung. Man vergleiche hier $21 - 52\ \mu\text{m}$ mittlere Diskrepanz bei der *internen* Untersuchung gegenüber $69 - 112\ \mu\text{m}$ mittlerer *marginaler* Spaltbreite.

6. Diskussion

6.1 Charakter und Vergleichbarkeit der Studie

6.1.1 In-vitro-Untersuchung

Bei der vorliegenden Studie handelt es sich um eine In-vitro-Studie. Vorteil solcher Untersuchungen ist die bessere Möglichkeit zur Standardisierung aller die Versuchsreihen beeinflussender Parameter. Hieraus ergibt sich wiederum eine bessere Quantifizierbarkeit und vor allem Vergleichbarkeit einzelner Messergebnisse, sowohl untereinander als auch gegenüber anderen, thematisch verwandten Untersuchungen (Abbate 1989).

Als Nachteil gegenüber In-vivo-Studien ist eine gewisse Ferne des Versuchsaufbaues zur klinischen Situation anzuführen. Auch der Versuchsaufbau der vorliegenden Untersuchung blendet verschiedene Faktoren einer intraoralen Situation, die im Praxisalltag die Qualität einer Abformung beeinflussen, bewusst aus. Beispielsweise wurde bei der Abformung auf die Simulation von feuchten Oberflächen, Speichel und verdrängender Sulkusflüssigkeit verzichtet. Eine Simulation, etwa durch ein Sulcus-Fluid-Modell, wäre theoretisch denkbar. Das Benetzungsverhalten der Elastomere sollte hier jedoch nicht Gegenstand der Untersuchung sein. Der Einfluss dieses Faktors auf die Passung bleibt weiterführenden Studien vorbehalten.

Auch der Referenzzahn ist in Position, Morphologie sowie der Art der Präparation mit ausschließlich supragingival verlaufender Präparationsgrenze als Idealfall anzusehen. In einer analogen klinischen Situation wären solche Voraussetzungen kaum gegeben. Das Acryl des Referenzzahnes zeigt in puncto Oberflächenbeschaffenheit, Benetzbarkeit und Härte durchaus Abweichungen im Vergleich zu natürlichem Schmelz oder Dentin. Auch die Abformtechnik stellt sich mit ihrer auf den Phantomkiefer abgestimmten Passung des Löffels und dessen definierter Einschubrichtung bis zum Positionsstopp als idealisiert dar. Die damit garantierte Mindeststärke des Abformmaterials zur Löffelwand von 3 mm ist im klinischen Regelfall zirkulär kaum zu erreichen.

6.1.2 Passung und Dimension der presskeramischen Teilkronen

In der Einleitung wurde bereits auf die große Vielfalt vollkeramischer Systeme in der Zahnheilkunde hingewiesen. Einer der festgelegten Parameter der vorliegenden Untersuchung ist die Herstellung sämtlicher zu untersuchender Teilkronen aus Lithiumdisilikat-Keramik, genauer IPS e.max. Ebenso wurde bereits in der Einleitung begründet, dass der Autor diese Keramik für die Herstellung der zu untersuchenden Versorgung auswählte, da die werkstoffkundlichen sowie die ästhetischen Vorzüge der Lithiumdisilikat-Keramik in der aktuellen Literatur bei der Herstellung von Voll- und Teilkronen sowie kleineren Brücken als äußerst zukunftssträftig eingeschätzt werden (Werling und Werling 2010, Guess et al. 2010) können.

Bei mittelgroßen, schmelzbegrenzten Defekten stellt die keramische Teilkrone eine ästhetische und im Vergleich zur Vollkrone auch eine äußerst Hartschubstanzschonende Versorgungsart im Seitenzahnbereich dar (Edelhoff und Sorensen 2002, Krämer und Frankenberger 2005)

Die Art der Präparation einer partiellen Krone hängt in ihrer Form maßgeblich vom Destruktionsgrad des Zahnes ab. Bei Überdeckung der Kaufläche werden jedoch, im Gegensatz zur Vollkrone, Anteile der klinischen Zahnkrone nicht in die Präparation einbezogen (Reich et al. 2009). Silikatkeramische Teilkronen gelten als klinisch bewährt (Brauner 2003, Kern et al. 2012b), wobei eine Verankerung entweder retentiv und/oder adhäsiv erfolgt. Das Material Lithiumdisilikat lässt hierbei auch eine konventionelle Zementierung zu (Luthardt et al. 2009). DENNER (2003) konnte den Einfluss der Präparationsform auf die Randspaltqualität von presskeramischen Teilkronen aus Lithiumdisilikat nachweisen. Die signifikant geringsten Randspalten wurden hier unter Einbeziehung aller vorhandenen Höcker eines Molaren in die Präparation erreicht. Auch in der vorliegenden Untersuchung wurden alle Höcker der ersten unteren Molaren präpariert.

Bei der Präparation vollkeramischer Restaurationen empfiehlt die Fachliteratur, dass die Kanten innerhalb der präparierten Kavität abgerundet gestaltet, und nach Möglichkeit scharfe Kanten oder spitze Winkel vermieden werden sollten (Frankenberger et al. 2008b). Die Farbdifferenzbilder der qualitativen Untersuchung vorliegender Studie bestätigen diese Forderung. Abgerundet präparierte, weiche

Übergänge innerhalb der Präparationsgrenzen scheinen eine möglichst spaltfreie Passung der Teilkrone zu begünstigen, während an ausgeprägten Krümmungen, wie den Höckergraten oder den approximalen Stufen, häufig eine deutlich vergrößerte Differenz sichtbar ist.

Die Passgenauigkeit einer zahnärztlichen Restauration wird hauptsächlich durch das Umgehen von Fehlern aus der Arbeits- und Werkstoffkette bestimmt (Blößer 2000).

Die Herstellung der Teilkronen im sogenannten Pressverfahren, also nach Aufwachsen und Einbetten im Labor ist ein komplizierter Prozess aufeinander abgestimmter Arbeitsschritte, die einzeln das Risiko einer Fehlerquelle und dessen Summierung und Potenzierung im weiterfolgenden Prozess darstellen. Zu Sicherung der Ergebnisqualität empfiehlt es sich, solche Fehlerquellen z.B. durch Einhalten eines definierten Standards während der einzelnen Versuchsreihen zu eliminieren bzw. zu minimieren. In der vorliegenden In-vitro-Studie konnte die labortechnische Prozesskette in hohem Maße standardisiert werden (vgl. 4.2.4), da nur die Auswirkung der Variable *Abformtechnik* auf die Passung überprüft werden sollte.

Arbeits- und materialbedingte Form- und Dimensionsveränderungen während der Labor-Prozesse wirken sich dennoch auf die Passung der Teilkronen aus. Ein Schwerpunkt liegt hier auf dem Einfluss bzw. der bedingt beabsichtigten Interaktion von Elastomerschrumpfung und Gipsexpansion. Moderne Gipse der Klasse IV sollten zumindest theoretisch in ihrer Expansion derart abgestimmt sein, dass die Schrumpfung elastomerer Abformmaterialien weitgehend kompensiert wird (Mandikos 1998). Dennoch zeigten solche Präzisionsmodelle, verglichen mit der Referenzsituation, eine tendenziell leicht vergrößerte Dimension (Stober et al. 2010). Untersuchungen von PERSSON et al. (2009) zeigten Abweichungen von 0,5 µm - 4,5 µm eines Gipsmodelles von der abgeformten Ausgangssituation. Die Abweichung Elastomer-abgeformter Zahnbögen gegenüber digitalen Abformungen wurde auf 19 µm beziffert (Luthardt et al. 2005). Dem widersprechend zeigt eine aktuelle Untersuchung durch GOMEZ-POLO et al. (2012) tendenziell verkleinerte Gipsmodelle nach Ausgießen verschiedener elastomerer Abformungen eines Urkörpers, zu Vergrößerungen der Dimension kam es lediglich bei zeitlicher Überlagerung der Abformung (< 7 d).

Zusätzliche Auswirkung auf dimensionsgetreue Passung der Teilkronen hat außerdem die Schrumpfung der Wachsmodellation, die Expansion der Einbettmasse sowie ein messtechnisch schwer zu spezifizierender Abtrag von Keramik an den Flächen der Teilkrone durch die prozesstechnisch notwendige Bearbeitung mit Flussäure und Edelmetallstrahl (Al-Rabab'ah et al. 2008).

Die Dimension der fertigen Teilkrone gegenüber der Referenz- bzw. Ausgangspräparation resultiert also aus der Interaktion sämtlicher prozessbedingter Fehlerfaktoren während der Herstellung. Im günstigsten Fall, also bei einer ideal abgestimmten Werkstoffkette, kommt es zur gegenseitigen Aufhebung von schrumpfungs- und expansionsbedingenden Ungenauigkeiten und damit zu einer exakten und spaltfreien Passung. Letztendlich stellt jedoch jeder einzelne dieser Fehler eine statistische Größe dar, die sich im weiteren Verlauf der Herstellung potenzieren kann und durch einen ‚gegensätzlich wirkenden‘ Fehler nicht zwingend eliminiert, sondern zumindest mathematisch durchaus vergrößert wird.

Im Ergebnis entsteht durch Einwirkung solcher Fehler eine vollständig oder in Teilen zu große oder zu kleine Teilkrone. Sowohl eine Vergrößerung als auch eine Verkleinerung der Dimension verhindern eine exakte Passung und vergrößern in beiden Fällen quantitativ die durchschnittlichen Passungsdiskrepanz von Krone und Ausgangspräparation, also die mittlere quadratische Abweichung (RMS). Abbildung 26 zeigt schematisch die Auswirkung von zu großen oder zu kleinen Teilkronen und die daraus resultierenden Randspalten durch eine „Klemmpassung“ der Krone. Ein positiver wie auch ein negativer Dimensionsfehler verursachen Frühkontakte, beispielsweise an den Wänden der zentralen Kastenpräparation oder der äußeren Höckerwand, und damit alio loco stark vergrößerte Randspalten. Die quantitativen Ergebnisse der vorliegenden Arbeit stützen diese Hypothese. Der Randspalt erscheint im farbcodierten Differenzbild nicht in annähernd homogener Mächtigkeit. Vielmehr werden hier selbst bei akzeptablen quantitativen Mittelwerten bei der Passungsanalyse einer einzelnen partiellen Krone Areale deutlich, die einen stark vergrößerten Randspalt zeigen, gegenüber anderen Arealen, die eine auffallend kleine Passungsdiskrepanz aufweisen, und demnach für den Klemmeffekt verantwortlich scheinen.

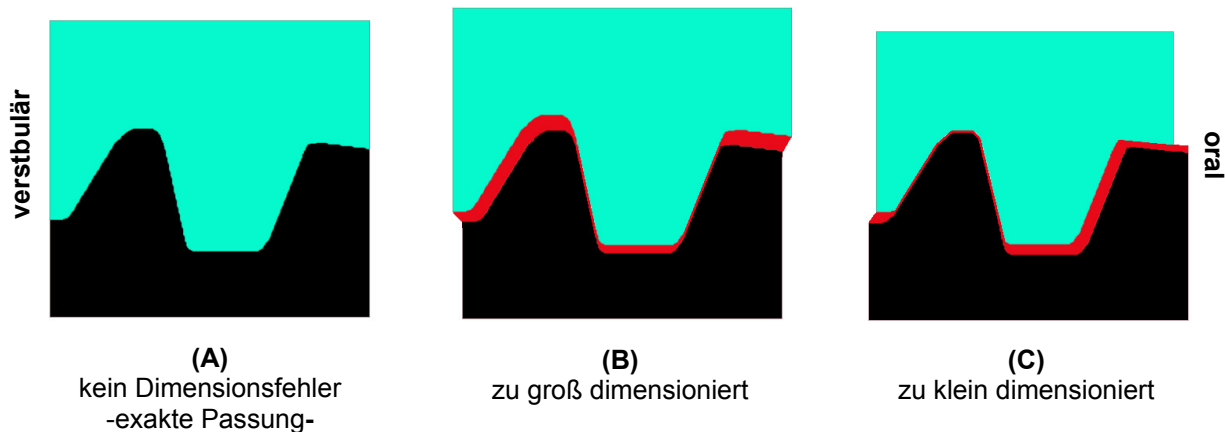


Abb. 26: Auswirkung eines Dimensionsfehlers auf den Randspalt (rot), stark vereinfachte schematische Darstellung der Teilkrone (türkis) auf der Präparation (schwarz) im vestibulo-oralen Schnitt

Die in Abbildung 26 beschriebene Klemmpassung der Teilkrone auf dem Stumpf bei einem sowohl negativen als auch positiven Dimensionsfehler bestätigt sich ebenfalls bei einem Vergleich der marginalen mit den internen Ergebnissen. Während bei der internen Untersuchung durchschnittliche Spaltbreiten von 21 – 52 μm ermittelt wurden, treten bei isolierter Betrachtung des marginalen Bereiches mittlere quadratische Abweichungen von 69 – 112 μm auf. Klemmpassungen mit lokal stark verringerten Spaltmaßen im Bereich der Höcker und des zentralen Kastens sorgen also im marginalen Bereich zu stark vergrößerten Passungsdifferenzen.

Die Effekte einer solchen durch einen Dimensionsfehler ausgelösten Klemmpassung sind am häufigsten in den farbcodierten Differenzbildern für die Teilkronen, hergestellt nach Korrekturabformung, zu sehen. Dies ist nicht verwunderlich, da besonders der Korrekturtechnik durch den Effekt der elastischen Rückstellung des Erstabformmaterials in verschiedenen Untersuchungen ein Dimensionsfehler (tendenziell zu klein) bei der Wiedergabe der intraoralen Situation nachgewiesen werden konnte (Fenske et al. 2001, Nissan et al. 2002, Omar et al. 2003).

Eine Möglichkeit, Dimensionsfehler in Verbindung mit der Abformung, der Modellherstellung und den labortechnischen Prozessen des Heißpressens der Keramik zu umgehen, bietet die CAD/CAM Technologie. Durch den Einsatz hochpräziser Scanner in Kombination mit einer rechnergestützten CNC-Schleifeinheit (Computer Numeric Control) kann der Herstellungsprozess vollkeramischen Zahnersatzes vollständig oder in Teilen digitalisiert und automatisiert werden. Dieses Verfahren bezeichnet man als CAD/CAM (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing). Der Computer errechnet hierbei eine virtuelle Versorgung (CAD) und stellt diese maschinell her (CAM). Ein solches Verfahren besteht in der Regel aus drei Schritten (Abb. 26).

Der *digitale Workflow* ersetzt in Teilen oder in Gänze die laborseitige Herstellung. Das hat zum Ziel, sowohl werkstoffkettenimmanente Fehlerquellen wie die Gipsexpansion oder die Kontraktion des Abformmaterials und andererseits Fehlerquellen die aus der Ergebnisvarianz handwerklicher Arbeit entstehen zu eliminieren. Vorteile dieses Verfahrens sind Zeit- und Kostenersparnis sowie eine standardisierbare Ergebnisqualität (Strub et al. 2006).

Neben subtraktiven Verfahren wie dem CNC-Fräsen finden bei der CAD/CAM-Technologie auch verschiedene additive Verfahren Verwendung. Ein Beispiel hierfür ist das Lasersintern von keramischen Versorgungen aus Yttrium-teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid (Y-TZP).



Abb. 27: CAD/CAM Herstellungsprozess, modifiziert nach QUAAS et al. 2008

Inwiefern eine CAD/CAM-Prozesskette in der Lage ist die Qualität und Quantität des Randspaltes einer keramischen Teilkrone zu beeinflussen, konnte bereits in weiterführenden Studien nachgewiesen werden (Schaefer et al. 2012b). Da die hier verwendete Lithiumdisilikat-Keramik e.max sowohl in pressbarer Form (e.max Press, Ivoclar-Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) als auch in Form von fräsbaaren Blöcken (e.max CAD, Ivoclar-Vivadent AG) angeboten wird, bietet sich ein qualitativer und quantitativer Vergleich der Randspalten der labortechnisch-gepressten Restauration mit denen der CAD/CAM gefrästen Restaurationen an. Ein Vergleich der Passung als Ergebnis und Qualitätsmerkmal beider Herstellungsprozesse ist im Zuge weiterführender Untersuchungen denkbar.

6.1.3 Digitalisierung und virtuelle Analyse

Zur Erfassung der Form und Ausdehnung von Teilkrone und Referenzzahn im dreidimensionalen Raum wurden die Strukturen berührungsfrei optisch gescannt und die ermittelte Punktwolke durch Triangulation in ein virtuelles Flächennetz überführt. Solche Verfahren eignen sich zur Untersuchung dentaler Prüfkörper (Quaas et al. 2006, Schäfer et al. 2010).

Digitalisierungseinheit und Analysesoftware sind zertifiziert. Systembedingte Abweichungen liegen laut Testbericht des National Institute of Standards and Technology (Gaithersburg, USA) unter 10^{-5} μm (Phillips 2011).

Bei der anschließenden „Best-Fit“ Positionierung von Teilkrone und Präparation werden beide Objekte virtuell einander in optimaler Punkt-zu-Punkt-Durchdringung aufgepasst. Gegenüber der von der Arbeitsgruppe um LUTHARDT et al. publizierten dreidimensionalen „Replika-Technik“ oder konventionellen rasterelektronisch- oder lichtmikroskopisch vermessen Schnittpräparaten werden hier keine Zwischenschritte wie das adhäsive Befestigen der Versorgung (Al-Rabab'ah et al. 2008, Frankenberger et al. 2008a) oder die Herstellung einer zu digitalisierenden Replika als Simulation des Randspaltes (Luthardt et al. 2004a, Moldovan et al. 2006) notwendig. Fehlerquellen, die aus diesen zusätzlichen Arbeitsschritten resultieren, werden somit umgangen. Der Randspalt und die interne Passung als Diskrepanz der korrelierenden Punkte beider Körper können direkt und softwaregestützt ermittelt werden. Hierbei ergibt die Passgenauigkeitsuntersuchung einer Teilkrone eine Datenmenge von ca. 1,7 Mio. Einzelwerten. Die Forderung von GROTEN et al. (2000) nach 50 - 230 einzelnen Messwerten zur Beurteilung der Passfähigkeit einer einzelnen Restauration wird hiermit deutlich übertroffen.

Neben der vergleichsweise hohen Datenmenge liegt ein weiterer Vorteil des hier verwendeten Untersuchungsverfahrens in der Tatsache, dass weder Restauration noch Stumpf zerstört oder verändert werden. Ein Einsatz in vivo wäre also denkbar. Es ist hier durchaus ein Potential für den künftigen Einsatz der Methode in klinischen Studien gegeben, besonders vor dem Hintergrund immer genauer arbeitender intraoral anwendbarer Scansysteme.

Aus mehreren vorangegangenen Untersuchungen zum Randspaltverhalten von Versorgungungen aus Presskeramik, hauptsächlich mittels optischem oder elektronenmikroskopischem Untersuchungsverfahren, liegen Messwerte vor. Somit lassen sich die in dieser Studie ermittelten Ergebnisse in ihrer mittleren Dimension und deren Standardabweichung vergleichen und Rückschlüsse auf die Aussagekraft der Daten, besonders im Hinblick auf die verwendete Methodik der digitalen Randspaltvermessung, ziehen. Tabelle 8 zeigt ausgewählte Studien zum Randspaltverhalten verschiedener presskeramischer Restaurationen im Vergleich zu den Ergebnissen der vorliegenden Studie.

Tab. 7: Untersuchungen zur Bestimmung des Randspaltes presskeramischer Versorgungungen

Autor / Jahr	Keramik	Methode der Randspaltvermessung	Marginaler Spalt [μm]	Interner Spalt [μm]
Addi et al. 2003	IPS Empress	Lichtmikroskop	147 \pm 45-167 \pm 30	206 \pm 60
Yeo et al. 2003	IPS Empress II	Lichtmikroskop	46 \pm 16	-
Quintas et al. 2004	IPS Empress II	Lichtmikroskop	68 \pm 47	-
Romao et al. 2004	IPS Empress	Lichtmikroskop	65 \pm 15-89 \pm 14	-
Bindl und Mörmann 2005	IPS Empress II	Elektronenmikroskop	44 \pm 23	105 \pm 53
Stappert et al. 2005	IPS e.max Press	Lichtmikroskop	51 \pm 4	-
Frankenberger et al. 2008a	IPS Empress	Elektronenmikroskop	166-246	-
Stappert et al. 2007	IPS e.max Press	Lichtmikroskop	54 \pm 4-61 \pm 4	-
Al-Rabab'ah 2008	IPS Empress II	Lichtmikroskop	85 \pm 18	118 \pm 23
Baig et al. 2010	IPS Empress II	Lichtmikroskop	37 \pm 32	-
Keshvad et al. 2011	IPS Empress	Lichtmikroskop	56 \pm 18	17 \pm 5
Yüksel und Zaimoğlu 2011	IPS e.max Press	Lichtmikroskop	93 \pm 10	-
Wittstock 2012	IPS e.max Press	Digital-dreidimensionale Analyse	69 \pm 13-112 \pm 19	21 \pm 8-52 \pm 11

6.2 Bewertung der einzelnen Abformtechniken

Null-Hypothese dieser Arbeit war die Annahme, die Abformtechnik habe keine Auswirkungen auf die Passung einer gepressten keramischen Teilkrone. Dies konnte sowohl in qualitativer wie auch quantitativer Hinsicht anhand der Ergebnisse eindeutig widerlegt werden. Einzeitige Techniken der Präzisionsabformung zeigen sich zumindest in vitro und unter den gegebenen Untersuchungsparametern der zweizeitigen Korrekturtechnik eindeutig überlegen, mit signifikant geringeren Passungsdifferenzen. Dennoch kann im Hinblick auf die von mehreren Autoren für den klinischen Erfolg geforderte nicht zu überschreitende Mächtigkeit der Randfuge von 100 µm bis 150 µm bzw. sogar 200 µm (Wöstmann 1996a, Wichmann 1998, Böning et al. 2000) von einem erfolgreichen Einsatz aller drei Abformtechniken gesprochen werden. Weitere klinische Parameter, wie beispielsweise Speichelfluss oder die Berücksichtigung intrasulculärer Präparationsgrenzen, aber auch Aspekte des Zeit- und Materialmanagement sollten vor einer eindeutigen klinischen Empfehlung zu Ungunsten der Korrekturtechnik berücksichtigt werden.

Bei der Korrekturtechnik konnte, im Gegensatz zu den einzeitigen Techniken, der Vinylsiloxanether Identium nicht eingesetzt werden. Laut Hersteller eignet sich dieses Material nicht für die zweizeitige Präzisionsabformung. Dies konnte auch in Vorversuchen bestätigt werden, da die schwerfließende Phase nach dem Abbinden keine chemische Verbindung mit dem Material der Zweitabformung eingeht. Beide Phasen lassen sich mühelos trennen und machen damit das Abformresultat unbrauchbar. Eine Hypothese, wonach das komplexe Tensidsystem für diesen Effekt verantwortlich gemacht wird, kann bisher wissenschaftlich nicht belegt werden.

Stattdessen fand in vorliegender Studie das Polyvinylsiloxan Panasil Verwendung. Dies stellt per se ein argumentatives Problem der Untersuchung dar, da hier zusätzlich zur Abformtechnik auch das Abformmaterial variiert wurde und damit Unterschiede der Passung theoretisch auch aus den werkstoffkundlichen Eigenarten des Materials resultieren könnten. In einer vorrausgegangenen Studie wurden die beiden verwendeten Materialien auf ihre Benetzungs- und Fließeigenschaften sowie ihre Dimensionsstabilität untersucht. Gipsmodelle, hergestellt nach Abformungen mit Identium und Panasil wiesen hier weder signifikante Dimensionsunterschiede auf,

noch konnten signifikante Unterschiede im Fließverhalten der beiden Elastomere festgestellt werden. Beide Produkte zeigten sich anderen Abform-Silikonem in diesen Parametern deutlich überlegen (Schäfer 2011).

WÖSTMANN et al. (1996b, 2008) bewertete die zweizeitige Abformtechnik deutlich günstiger als einzeitige Techniken, besonders im Hinblick auf die Passung im marginalen Bereich der Restauration. Dem widersprechend konnte LUTHARDT (2002) den einzeitigen Techniken, Monophase und Doppelmisch, eine höhere Dimensions- und Relationsstabilität nachweisen. In Betrachtung der angenommenen Kausalkette, ein in Dimension und Relation fehlerhaftes Modell bedingt eine fehlerhafte Passung, muss letztere These eindeutig gestützt werden. LUTHARDT beschreibt tendenziell verkleinerte Modelle nach Korrekturabformung. Weitere Untersuchungen bestätigten dies (Hegemann 2010). Ein verkleinertes Modell hätte eine verkleinerte Teilkrone zur Folge, die auf der Präparation „klemmen“ würde. Dies konnte in vorliegender Arbeit bei den qualitativen Untersuchungen der Teilkronen, hergestellt nach Korrekturtechnik, bestätigt werden.

Ein Ausschneiden der Erstabformung verringert den Grad der elastischen Deformation bei der Zweitabformung (Fenske et al. 2001). Die Annahme, durch den Einsatz von Platzhalterfolie bei der Erstabformung könne das bekannte Problem der irreversiblen Kompression des Erstmaterials durch das Zweitmaterial verhindert werden, bestätigte sich nicht. Obwohl die Folie ausreichenden Platz für das Korrektur-Silikon schafft, kommt es zu Zonen größerer Verdrängung, beispielsweise an cervikalen Unterschnitten oder den approximalen Kästen der Präparation. Das Zweitmaterial liegt hierdurch nach der Korrekturabformung in unterschiedlicher Schichtstärke vor. Besonders im Bereich der approximalen Präparationsgrenzen erreicht es bei der Folientechnik Stärken > 3 mm. Die vom Hersteller angegebene lineare Dimensionsänderung von -0,2 % sollte sich also in den Bereichen höherer Schichtdicke stärker auswirken und somit zu Verzerrungen im Abformnegativ führen (Hofmann und Ludwig 1968).

Da im experimentellen Aufbau auf einen kontinuierlichen Abstand der Löffelwand von ca. 3 mm zum Zahnbogen der Phantomkiefers geachtet wurde, kann hier durchaus von individuellen Löffeln gesprochen werden. Durch die standardisierte Gestaltung des Abformlöffels im Versuchsaufbau wurde im Rahmen dieser Studie insbesondere für die einphasige Abformung eine ideale Voraussetzung geschaffen. Diese wird ebenso klinisch für die Monophasenabformung gefordert (Marxkors 1978, Wöstmann und Powers 2009). Die vergleichsweise guten Ergebnisse für einzeitige Abformverfahren, speziell die Monophasentechnik, könnten damit begünstigt worden sein.

7. Schlussfolgerungen

Die Technik des dreidimensionalen virtuellen Vergleiches gescannter Prüfkörper lässt sich nach digitaler Inversion des Referenzdatensatzes auf die Analyse der In-vitro-Passung von keramischen Teilkronen anwenden. Ein weiterer Einsatz dieser Technik bei weiteren zahnärztlichen Restaurationsarten sowie auch auf Randspaltuntersuchungen in vivo ist durchaus denkbar.

Die marginale und interne Passfähigkeit einer gepressten Teilkrone aus Lithiumdisilikat auf dem präparierten Stumpf ist aufgrund der Ergebnisse der vorliegenden In-vitro-Studie abhängig von der angewandten Abformtechnik.

Die quantitativ besten Ergebnisse lieferte die Monophasentechnik, wobei die Unterschiede der mittleren quadratischen Abweichung zwischen Monophasen- und Doppelmischverfahren keine Signifikanzen zeigen. Die Passung nach Korrekturtechnik weist jedoch signifikante Unterschiede zu der Passung nach Abformung mit beiden einzeitigen Techniken auf. Damit kann festgestellt werden, dass einzeitige Abformverfahren gegenüber zweizeitigen einen geringeren marginalen und internen Randspalt hervorrufen. Eine statistisch signifikante Überlegenheit innerhalb der einzeitigen Techniken (D und M) konnte nicht nachgewiesen werden.

Ein Farbdifferenzbild eignet sich zur Darstellung von lokalen Passungsdifferenzen. Der Randspalt erscheint nie in homogener Stärke. Vielmehr werden, je nach Abformverfahren, Stellen und Flächen besonders geringer und besonders großer Diskrepanzen von Teilkrone und Stumpf sichtbar. Weich gestaltete Übergänge innerhalb der Präparation scheinen eine spaltfreie Passung zu begünstigen, während ausgeprägte Kanten tendenziell zu größeren Passungsdifferenzen führen.

Besonders in den für die klinische Prognose der Versorgung besonders sensiblen Bereichen der Präparationsgrenzen zeigen sich nach Korrekturabformung lokal Randspalten von bis zu 150 µm, seltener sogar bis 200 µm.

Für alle getesteten Abformverfahren fällt die mittlere quadratische Abweichung im marginalen Bereich deutlich größer aus als für den gesamten internen Bereich.

Die qualitative Passung nach der Abformung mittels Folientechnik als standardisierte Modifikation der Korrekturtechnik deutet insbesondere auf tendenziell zu klein dimensionierte Teilkronen hin. Der Autor sieht die Gründe hierfür im beschriebenen Effekt der elastischen Deformation bei zweizeitiger Abformung. Wider Erwarten konnte die Folientechnik diesen Effekt nicht wirksam kompensieren.

Vereinfacht kann nach quantitativer und qualitativer Analyse gefolgert werden: Nicht die Anzahl der eingesetzten Viskositätstypen sondern die Anzahl der intraoralen Positionierungen bei Präzisionsabformung wirken sich in vitro auf die Passung als Qualitätsmerkmal einer keramischen Teilkrone aus.

Einzeitige Abformtechniken führten im Vergleich zum zweizeitigen Vorgehen zu signifikant geringeren marginalen und internen Passungsdiskrepanzen. Ein möglichst geringer interner und marginaler Spalt ist ein zentrales Qualitätsmerkmal einer Teilkrone. Daher sollten in der zahnärztlichen Praxis, insbesondere für keramische Teilkronen mit supragingivalen Präparationsgrenzen, einzeitige Abformtechniken bevorzugt angewandt werden. Außerdem ist die Korrekturtechnik für den praktizierenden Zahnarzt mit einem höheren Material- und Zeitaufwand verbunden. Ein Vorzug der einzeitig-einphasigen Technik der Monophasenabformung gegenüber der einzeitig-zweiphasigen Technik der Doppelmischabformung konnte in der vorliegenden Arbeit nicht bestätigt werden. Da die Monophasentechnik in der Praxis an die Verwendung eines individuellen Löffels und damit zumindest an einem labortechnischen Mehraufwand geknüpft ist, stellt sich hier die Frage nach der klinischen Relevanz der Monophasentechnik gegenüber der Doppelmischtechnik. Betrachtet man die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchungen sowie den geringeren zeitlichen und labortechnischen Aufwand, liegt der Vorzug für die Abformung von Teilkronenpräparationen im klinischen Alltag eher bei der Doppelmischtechnik. Eine wissenschaftlich unterstützte Empfehlung zu Typ und Anzahl der verwendeten Konsistenzphasen des Elastomers bleibt jedoch weiterführenden Untersuchungen vorbehalten.

8. Literatur- und Quellenverzeichnis

- (1) Abbate MF, Tjan A, Fox W. 1989. Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 61:527-531.
- (2) Addi S, Hedayati-Khams A, Poya A, Sjogren G. 2002. Interface gap size of manually and CAD/CAM-manufactured ceramic inlays/onlays in vitro. *J Dent*, 30:53-58.
- (3) Al-Rabab'ah MA, Macfarlane TV, McCord JF. 2008. Vertical marginal and internal adaptation of all-ceramic copings made by CAD/CAM technology. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 16(3):109-15.
- (4) Anusavice KJ. 2003. *Phillips' Science of Dental Materials*. 11 Aufl. Philadelphia: W.B. Saunders.
- (5) 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*, 104:216-227.
- (6) Bieniek KW, Küpper H. 1988. Zur Randspaltproblematik von Keramikronen. *Zahnärztl Welt*, 97:1048-1051.
- (7) Bindl A, Mormann WH. 2005. Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil*, 32:441-447.
- (8) Blößer T. 2000. Die unterschiedliche Gestaltung der Präparationsgrenze und deren Einfluss auf die Randschlussgenauigkeit von hochgoldhaltigen Vollgussrestorationen [Dissertation]. Gießen: Justus-Liebig-Universität.
- (9) Böning K, Wolf B, Schmidt A, Kästner K, Walter M. 2000. Klinische Randspaltmessung an Procera AllCeram-Kronen. *Dtsch Zahnärztl Z*, 55:97-100.
- (10) Böttger H. 1965. Über die Abformung beschliffener Zahnstümpfe für Kronenarbeiten mit dem Doppelmischabdruckverfahren. *Dtsch Zahnärztebl*, 19:63-66.
- (11) Boiko A. 2009. Untersuchungen zur Einflussnahme auf die Verbundfestigkeit von Zirkondioxid zur Verblendkeramik [Dissertation]. Berlin: Charité – Universitätsmedizin.
- (12) Brauner J. 2003. Klinische Bewertung von Kronen und Brücken aus Lithium-Disilikat-Glaskeramik [Dissertation]. Aachen: Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule.
- (13) Brown D. 2004. Materials for impressions-2003. *Dental Update*, 31: 40-45.

- (14) Bühler-Zemp P, Völkel T, Fischer K. 2011. Wissenschaftliche Dokumentation IPS e.max® Press. Schaan: Ivoclar Vivadent AG.
- (15) Caputi S, Varvara G. 2008. Dimensional accuracy of resultant casts made by a monophasic, one-step and two-step, and a novel two-step putty/light-body impression technique: an in vitro study. *J Prosthet Dent*, 99(4):274-281.
- (16) Cayouette MJ, Burgess JO, Jones RE, Jr., Yuan CH. 2003. Three-dimensional analysis of dual-arch impression trays. *Quintessence Int*, 34(3):189-198.
- (17) Denner ND. 2003. Der Einfluss unterschiedlicher Präparationsformen auf die Randspaltqualität von keramischen Teilkronen [Dissertation]. Freiburg: Medizinische Fakultät der Albert-Ludwig-Universität.
- (18) DIN EN ISO 4823. 2007. Zahnheilkunde, Elastomere Abformmassen. Berlin: Beuth Verlag.
- (19) Ditrichova D, Kapralova S, Tichy M, Ticha V, Dobesova J, Justova E, Eber M, Pirek P. 2007. Oral lichenoid lesions and allergy to dental materials. *Biomed Pap Med Fac Univ Palacky Olomouc Czech Repub*, 151(2):333-339.
- (20) Dreyer Jørgensen K. 1958. Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren. *Dtsch Zahnärztl Z*, 13:461-469.
- (21) Edelhoff D, Sorensen JA. 2002. Tooth structure removal associated with various preparation designs for anterior teeth. *J Prosthet Dent*, 87: 503–509.
- (22) Enkling N, Bürklein S, Jöhren P, Bayer S, Mericske-Stern R. 2009. Ein neues Vinylsiloxanether-Material zur Abformung von Implantaten und natürlichen Zähnen, *ZWR*, 118:294–301.
- (23) Etman MK, Woolford MJ, Dunne S. 2008. Quantitative measurement of tooth and ceramic wear: in vivo study. *Int J Prosthodont*, 21(3):245-52.
- (24) Fenske C, Sadat-Khonsari MR, Jüde HD. 2001. Der Einfluss verschiedener Abformtechniken auf die Dimensionstreuung von Modellstümpfen. *Dtsch Zahnärztl Z* 56, 35-38.
- (25) Fischer J, Kappert HF. 2011. Keramik als zahnärztlicher Werkstoff. In: Strub J R, Türp J C, Witkowski S, Hürzeler M B, Kern M, Hrsg. *Curriculum Prothetik*. Berlin: Quintessenz Verlag.
- (26) Franco EB, da Cunha LF, Herrera FS, Benetti AR. 2011. Accuracy of Single-Step versus 2-Step Double-Mix Impression Technique. *ISRN Dent*. 2011, 2011:341546.
- (27) Frankenberger R, Lohbauer U, Schaible RB, Nikolaenko SA, Naumann M. 2008a. Luting of ceramic inlays in vitro: marginal quality of self-etch and etch-and-rinse adhesives versus self-etch cements. *Dent Mater*, 24:185-191.

- (28) Frankenberger R, Mörig G, Blunck U, Hajto J, Pröbster L, Ahlers O. 2008b. Präparationsregeln für Keramikinlays und -teilkronen. J Cont Dent Educ, 10:684-690.
- (29) Franz G. 1972. Das Prüfen der Konsistenz bei elastomeren Abformmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z, 27:665-673.
- (30) Frick KM, Nordmeyer J, Kerschbaum T. 1998. Die exakte Präparationsgrenze bestimmt die Haltbarkeit mit. Zahnärztl Mitt, 88:44-46.
- (31) Fürst EM. 2008. Untersuchungen zur Passgenauigkeit von CAD/CAM-gefrästen Zirkonoxid-Einzelkronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel [Dissertation]. München: Ludwig-Maximilians-Universität.
- (32) Gelbhard S, Aoskar Y, Zalkind M, Stern N. 1994. Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal castings. J Prosthet Dent, 71:1-6.
- (33) Gomez-Polo M, Celemin A, del Rio J, Sanchez A. 2012. Influence of technique and pouring time on dimensional stability of polyvinyl siloxane and polyether impressions. Int J Prosthodont, 25(4):353-6.
- (34) Groten M, Axmann D, Probst L, Weber H. 2000. Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. J Prosthet Dent, 83(1):40-49.
- (35) Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP. 2010. Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. Int J Prosthodont, 23(5):434-442.
- (36) Gunther G, Welsh SL. 1978. Evaluation of a rubber-base impression material. J Prosth Dent, 39:95-99.
- (37) Gutsch M. 2001. Im Schnitt kann Zeit gespart und Präzision gewonnen werden. DZW, 46:10.
- (38) Hagen D. 1996. Vergleichende Untersuchungen zur Verbundfestigkeit von vier Metall-Keramik-Verbundkombinationen in Abhängigkeit von den Lagerbedingungen [Dissertation]. Berlin: Charité – Universitätsmedizin.
- (39) Hahn R. 1994. Kennzeichnende Eigenschaften keramischer Restaurationswerkstoffe und deren Auswirkung auf die klinische Anwendung. Teil 1: Konventionelle Dentalporzellane. Dent Lab, 42:51.
- (40) Hahn R, Löst C. 1992. Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. Dtsch Zahnärztl Z. 47:659.

- (41) Handschuck N. 2007. Werkstoffkundlich-vergleichende Untersuchung an Abformmassen auf der Basis von Polyethern, additionsvernetzenden und kondensationsvernetzenden Silikonen [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- (42) Hegemann H. 2010. Untersuchungen zur Dimensionswiedergabe von Korrekturabformungen in Abhängigkeit von der Shore-A-Härte des Vorabformmaterials und der Fließfähigkeit des Korrekturmaterials [Dissertation]. Gießen: Justus-Liebig-Universität.
- (43) Hmaidouch R. 2011. Untersuchung zum Einfluss von Präparationsart, Zementspalteinstellung und Art des Befestigungszements auf die Passgenauigkeit CAD-CAM gefertigter vollkeramischer Kronengerüste [Dissertation]. Berlin: Charité – Universitätsmedizin.
- (44) Hofmann M, Ludwig P. 1968. Über das Dimensionsverhalten verschiedener Abdruckwerkstoffe im Hinblick auf ihre Eignung für das Korrekturabdruckverfahren (1.+2.). Dtsch Zahnärztl Z 23, 6-19(1.Teil) 438-449(2.Teil).
- (45) Hofmeister E. 2008. Studie zur Optimierung von Modellsystemen bei der Fertigung implantatgetragener Suprakonstruktionen [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- (46) Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. 1989. Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent, 62:405-408.
- (47) Horn HR. 1982. Kronen und Brücken als Therapie. Berlin: Quintessenz Verlags GmbH.
- (48) Kamohara H. 2003. Dental Impression Material Composition. USA: GC Corporation.
- (49) Kappert HF, Krah M. 2001. Keramiken - Eine Übersicht. Quintessenz Zahntech, 27:668-704.
- (50) Keel P. 1975. Corrosion manifestations on uncommon dimensions. Quintessence Int, 10:63.
- (51) Kelly JR. 2004. Dental ceramics: current thinking and trends. Dent Clin North Am, 48:513-530.
- (52) Kern M. 2004. Ist „keramischer Stahl“ das „weiße Gold“? Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie 2004. Quintessenz Zahntech, 30:966-973.
- (53) Kern M, Kohal RJ, Mehl A, Pospiech P, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K, Kunzelmann KH. 2012a. Vollkeramik auf einen Blick. 5. deutsche Aufl. Ettlingen: Eigenverlag Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e. V..

- (54) Kern M, Sasse M, Wolfart S. 2012b. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Am Dent Assoc*, 143(3):234-240.
- (55) Kern M, Pröbster L. 2002. Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen. *dental-praxis*, 14:269-276.
- (56) Kerschbaum T, Mentler-Koeser M, Stender E. 1990. Qualitätskontrolle mit der zahnärztlichen Sonde?. *Zahnärztl Mitt*, 80:2200-2210.
- (57) Kerschbaum T, Porschen C. 1998. Kronenrandschluß und -konturqualität in fünf Dentallaboratorien. *Dtsch Zahnärztl Z*, 53:620-623.
- (58) Kimoto K, Tanaka K, Toyoda M, and Ochiai KT. 2005. Indirect latex glove contamination and its inhibitory effect on vinyl polysiloxane polymerization. *J Prosthet Dent*, 93:433-438.
- (59) Klettke T, Ranftl D, Kuppermann B. 2006. Comparison of Different Types of Impression Materials [Abstract]. Orlando, USA: IADR General Session.
- (60) Krämer N, Frankenberger R. 2005. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater*, 21:262-271.
- (61) Lehmann KM. 1987. Abformmaterialien, Abformmethoden, und Modellherstellung für Kronen und Brücken. *Zahnärztliche Welt*, 96:914-917.
- (62) Lepe X, Johnson GH, Berg JC, Aw TC. 1998. Effect of mixing technique on surface characteristics of impression materials. *J Prosthet Dent*, 79(5):495-502.
- (63) Loos R. 2008. Vergleichende Untersuchung von intraoraler und extraoraler Digitalisierung nach Modellherstellung mit CEREC-3D [Dissertation]. Dresden: Technische Universität.
- (64) Luthardt RG. 2002. Eine quantitative und qualitative Analyse der 3D-Genauigkeit zahnärztlicher Abformungen [Habilitationsschrift]. Dresden: Technische Universität.
- (65) Luthardt RG. 2004. Die Genauigkeit zahnärztlicher Abformungen für festsitzenden Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z*, 59(7):372-379.
- (66) Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Huls A. 2004a. An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont*, 17:680-685.
- (67) Luthardt RG, Holzhueter MS, Sandkuhl O, Herold V, Schnapp JD, Kuhlisch E, Walter M. 2002. Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *J Dent Res*, 81:487.

- (68) Luthardt RG, Loos R, Quaas S. 2005. Accuracy of intraoral data acquisition in comparison to the conventional impression. *Int J Comput Dent*, 8:283-294.
- (69) Luthardt RG, Rudolph H, Benzinger S, Walter MH. 2004b. Vergleich von Validität und Reliabilität der konventionellen Replika-Technik gegenüber einer 3D-Replika-Technik. *Dtsch Zahnärztl Z*, 59(8):462-467.
- (70) Luthardt RG, Tinschert J, Pospiech P, Reich S, Kern M. 2009. Vollkeramische Restaurationen - Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde. *ZM*, 9A:42-43.
- (71) Mandikos MN. 1998. Polyvinyl siloxane impression materials: an update on clinical use. *Australian Dental Journal*, 43:428-434.
- (72) Marxkors R. 1978. Abformung bezahnter Kiefer mit individuellen Löffeln. *Zahnärztl Welt*, 87:682-684.
- (73) Marxkors R. Der Randschluß von Gußkronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1980; 35: 913-915
- (74) Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J. 2008. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 6. überarbeitete Aufl. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
- (75) McLean JW, von Fraunhofer JA. 1971. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J*, 131:107-111.
- (76) Millar BJ, Dunne SM, Robinson PB. 1997. The effect of a surface wetting agent on void formation in impressions. *J Prosthet Dent*, 77(1):54-56.
- (77) Millar BJ, Dunne SM, Nesbit M. 1995.
A comparison of three wetting agents used to facilitate the pouring of dies. *J Prosthet Dent*, 74(4):341-344.
- (78) Mitov G, Gessner J, Lohbauer U, Woll K, Muecklich F, Pospiech P. 2011. Subcritical crack growth behavior and life data analysis of two types of dental Y-TZP ceramics. *Dent Mater*, 27(7):684-91.
- (79) Moldovan O, Rudolph H, Luthardt RG. 2006.
Interne 3D-Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Zirkonoxidgerüste für den Seitzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z*, 61:38-42,410-416.
- (80) Munz D, Fett T. 1989. Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe. Berlin-Heidelberg: Springer Verlag.
- (81) Nakamura T, Nonaka M, Maruyama T. 2000. In vitro fitting accuracy of copy-milled alumina cores and all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont*, 13:189-193.

- (82) Nissan J, Gross M, Shifman A, Assif D. 2002. Effects of wash bulk on the accuracy of polyvinyl siloxane putty-wash impressions. *J Oral Rehab*, 29:357-361.
- (83) Nissan J, Laufer BZ, Brosh T, Assif D. 2000. Accuracy of three polyvinyl siloxane puttywash impression techniques. *J Prosthet Dent*, 83(2):161-165.
- (84) Notni G, Kühmstedt P. 2006. Mehrbild-Messsysteme in 3D: Multiview-Systeme in Rapid Prototyping- und Qualitätssicherungs-Prozessketten. In: Bauer N, Hrsg. *Praxis Profiline – Berührungslose Messtechnik*. Würzburg: Vogel Industrie Medien, 24-27.
- (85) O'Brien WJ. 2002. *Dental Materials and Their Selection*. Zweite Aufl. Chicago: Quintessenz Books.
- (86) Omar R, Abdullah MA, Sherfudhin H. 2003. Influence on dimensional accuracy of volume of wash material introduced into pre-spaced putty/wash impressions. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 11(4):149-155.
- (87) Oruc S, Tulunoglu Y. 2000. Fit of titanium and a base metal alloy metal-ceramic crown. *J Prosthet Dent*, 83:314-318.
- (88) Persson AS, Oden A, Andersson M, Sandborgh-Englund G. 2009. Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater*, 25(7):929-36.
- (89) Phillips SD. Report of a special test; NIST test No. 681/280055-10 October 8, 2010.
http://www.geomagic.com/download_file/view/1133/104/ .
- (90) Plekavich E, Joncas JM. 1983. The effect of impression-die systems on crown margins. *J Prosthet Dent*, 49:772-776.
- (91) Pospiech P, Tinschert J. 2004. *Keramik-Vollkeramik, Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme*. Seefeld: 3M Espe.
- (92) Quaas S, Rudolph H, Luthardt RG. 2008. CAD/CAM-Systeme für die Praxis. *Zahnärztl Mitt*, 98:52-58.
- (93) Quaas S, Weber A, Rudolph H, Luthardt RG. 2006. Influence of digitizing and surfacing on the precision of machine-made duplicate teeth. *Int J Comput Dent*, 9:45-47.
- (94) Quintas AF, Oliveira F, Bottino MA. 2004. Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials, finish lines, and luting agents: an in vitro evaluation. *J Prosthet Dent*, 92:250-257.

- (95) Rau G. 2002. Impression taking by using Panasil binetics putty and the separating foil Plicafol – an application report. In: Kneading by Hand is not necessary anymore. DZW, 19.
- (96) Rehberg HJ. 1971. Der Kronenrand, Exakter Randschluß - was ist das?. Dtsch Zahnärztl Z, 26:696-699.
- (97) Rehmann P, Wöstmann B. 2009. Abformlöffel für festsitzenden und kombinierten Zahnersatz – Teil 1&2. Zahnarzt & Praxis.
www.zp-aktuell.de/praxis/festsitz-proth/story/abformloeffel-fuer-festsitzenden-und-kombinierten-zahnersatz-teil-1/print.html
www.zp-aktuell.de/praxis/festsitz-proth/story/abformloeffel-fuer-festsitzenden-und-kombinierten-zahnersatz-teil-2/print.html
- (98) Rehse C, Rehse M. 1999. Die 10 Gips-Gebote (44) [Poster]. Marburg: Marburger Gipstagung 1999.
- (99) Reich S, Kern M, Luthardt R, Pröbster L, Tinschert J, Wolfart S, Pospiech P. 2009. Klinische Indikation von Kronen und Teilkronen - der geschädigte Zahn. Wissenschaftliche Mitteilung der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde. Dtsch Zahnärztl Z, 64(1):51-52.
- (100) Romao W, Miranda WG, Cesar PF, Braga RR. 2004. Correlation between microleakage and cement thickness in three Class II inlay ceramic systems. Oper Dent, 29:212-218.
- (101) Rosen MJ. 1989. Surfactants and Interfacial Phenomena. New York: John Wiley & Sons.
- (102) Rudolph H, Luthardt RG, Walter MH. 2007. Computer-aided analysis of the influence of digitizing and surfacing on the accuracy in dental CAD/CAM technology. Comput Biol Med, 37(5):579-87.
- (103) Rupp F, Geis-Gerstorfer J, Stephan I. 2008. Bedeutung der relativen Luftfeuchtigkeit für die Hydrophilie nicht abgebundener elastomerer Abformmaterialien. ZMK, 24:498–502.
- (104) Sadat-Khonsari MR, Fenske C, Jüde HD, Gütschow F. 1999. Untersuchungen zur Korrekturabformung. ZWR, 108:288-291.
- (105) Sadoun M. 1996. In-Ceram: 10 Jahre in der Erprobung. In: Kappert H ,Hrsg. Vollkeramik: Werkstoffkunde–Zahntechnik–klinische Erfahrung. Berlin: Quintessenz Verlag, 193-221.
- (106) Schäfer O. 2011. Experimentelle Untersuchungen zum Benetzungsverhalten, Fließverhalten und zur Dimensionsstabilität elastomerer Abformmaterialien [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.

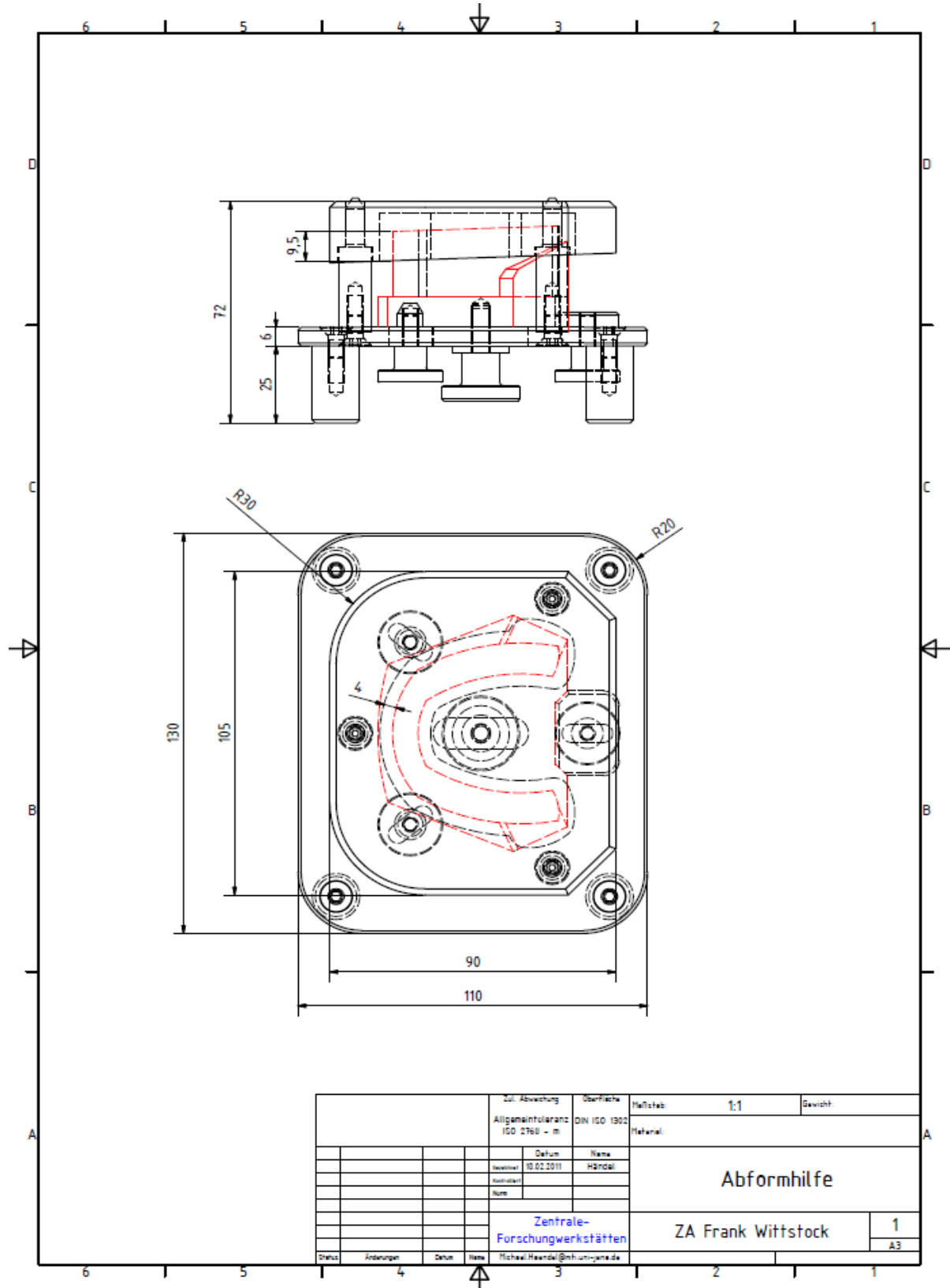
- (107) Schäfer O, Schmidt M, Göbel R, Küpper H. 2010. Indexing the Spatial Accuracy of Newly-Developed Impression Materials. *J Dent Res*, 89(Spec Iss B):130910.
- (108) Schaefer O, Schmidt M, Goebel R, Kuepper H. 2012a. Qualitative and quantitative three-dimensional accuracy of a single tooth captured by elastomeric impression materials: An in vitro study. *J Prosthet Dent*, 108(3):165-72.
- (109) Schaefer O, Kuepper H, Hefti AF, Guentsch A. 2012b. Spatial Adaption of Ceramic Restorations: Digital versus Conventional Impressions [Poster]. Helsinki: PER/IADR Congress 2012.
- (110) Schäfer R, Kappert HF. 1993. Die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z*, 48:625-8.
- (111) Schweiger M, Höland W, Frank M, Drescher H, Rheinberger V. 1999. IPS Empress 2: A new pressable high-strength glass-ceramic for esthetic all-ceramic restorations. *Quintessence Dent Technol*, 22:143-151.
- (112) Spiekermann H. 1985. Kronenersatz aus perioprothetischer Sicht. In: Lange D, Hrsg. *Parodontologie, Implantologie und Prothetik im Brennpunkt von Praxis und Wissenschaft*. Berlin: Quintessenz Verlag.
- (113) Stappert CF, Chitmongkolsuk S, Silva NR, Att W, Strub JR. 2008. Effect of mouth-motion fatigue and thermal cycling on the marginal accuracy of partial coverage restorations made of various dental materials. *Dent Mater J*, 24:1248-1257.
- (114) Stappert CF, Denner N, Gerds T, Strub JR. 2005. Marginal adaptation of different types of all-ceramic partial coverage restorations after exposure to an artificial mouth. *Br Dent J*, 199.
- (115) Stewardson DA. 2005. Trends in indirect dentistry: 5. Impression materials and techniques. *Dental Update*, 32:374-393.
- (116) Stößel M. 1995. Haftfestigkeit verschiedener Abformwerkstoffe am Abformträger bei neuartiger Oberflächenkonditionierung. [Dissertation]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- (117) Stober T, Johnson GH, Schmitter M. 2010. Accuracy of the newly formulated vinylsiloxanether elastomeric impression material. *J Prosthet Dent*, 103(4):228-239.
- (118) Strub JR, Rekow ED, Witkowski S. 2006. Computer-aided design and fabrication of dental restorations: current systems and future possibilities. *J Am Dent Assoc*, 137:1289-1296.

- (119) Suarez MJ, Gonzales de Villambrosia P, Pradies G, Lozano JE. 2003. Comparison of the marginal fit of Procera AllCeram crowns with two finish lines. *Int J Prosthodont*, 16:229-232.
- (120) Suputtamongkol K, Anusavice KJ, Suchatlampong C, Sithiamnuai P, Tulapornchai C. 2008. Clinical performance and wear characteristics of veneered lithia-disilicate-based ceramic crowns. *Dent Mater*, 24(5):667-673.
- (121) Thongthammachat S, Moore BK, Barco MT, 2nd, Hovijitra S, Brown DT, Andres CJ. 2002. Dimensional accuracy of dental casts: influence of tray material, impression material, and time. *J Prosthodont*, 11(2):98-108.
- (122) Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Augthun M, Spiekermann H. 2001. Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia- based three- unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont*, 14:231.
- (123) Tinschert J, Götzen N, Natt G. 2007. Oxidkeramiken. In: Tinschert J, Natt G, Hrsg. *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologie*. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
- (124) Viohl J. *Abformwerkstoffe*. 2000. In: *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*, edited by Kappert HF. Stuttgart: Thieme.
- (125) Wadhvani CP, Johnson GH, Lepe X, Raigrodski AJ. 2005. Accuracy of newly formulated fast-setting elastomeric impression materials. *J Prosthet Dent*, 93(6):530-539.
- (126) Weber A, Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG. 2006. CAD/CAM-gefertigter Zahnersatz: Eine aktuelle Standortbestimmung aus Sicht der Zahnärzte in Deutschland. *Zahnärztl Mitt*, 24:52-55.
- (127) Weyns W, De Boever J. 1984. Radiographic assessment of the marginal fit of cast restorations. *J Prosthet Dent*, 51:485-489.
- (128) Wichmann M. *Kronen und Brücken*. 1998. *Dtsch Zahnärztl Z*, 54:469-470.
- (129) Wiora G. 2001. *Optische 3D-Messtechnik : Präzise Gestaltvermessung mit einem erweiterten Streifenprojektionsverfahren [Dissertation]*. Heidelberg: Ruprechts-Karls-Universität.
- (130) Wirz J, Jäger K, Schmidli F. 1993. *Abformungen in der zahnärztlichen Praxis*. Stuttgart: Gustav Fischer.
- (131) Wirz J, Jäger K, Schmidli F. 1997. Sind Palladium-Basislegierungen noch zeitgemäß? *Quintessenz*, 48(1):107-117.
- (132) Wöstmann B. 1996a. Wie genau lassen sich präparierte Zähne am Patienten abformen?. *Zahnärztl Mitteilung*, 105:247-250.

- (133) Wöstmann B. 1996b. Klinische Bestimmungsvariablen bei der Abformung präparierter Zähne. *Stomatologie*, 93(2):51-57.
- (134) Wöstmann B. 1999. Die Abformung präparierter Zahnhartsubstanz. *Zahnärztl Mitt*, 10:40-49.
- (135) Wöstmann B, Höing M, Ferger P. 1998. Vergleich von hand- und maschinengemischten Abformmassen (Pentamix-System). *Dtsch Zahnärztl Z*, 53:753-756.
- (136) Wöstmann B, Powers JM. 2009. Abformkompendium ESPERTISE, Präzisionsabformungen – Ein Leitfaden für Theorie und Praxis. Seefeld: 3M ESPE AG.
- (137) Wöstmann B, Rehmann P, Trost D, Balkenhol M. 2008. Effect of different retraction and impression techniques on the marginal fit of crowns. *J Dent*, 36(7):508-12.
- (138) Yeo IS, Yang JH, Lee JB. 2003. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent*, 90:459-464.
- (139) Yuksel E, Zaimoglu A. 2011. Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Brazilian oral research*, 25:261-266.

9. Anhang

9.1 Tafel 1 - Versuchskonstruktion



9.2 Zeitliche Abfolge der Versuchsschritte (Tab. 8)

Teil- krone	Abform- technik	Material	Abformung Datum/Zeit	Modell- herstellung Datum/Zeit	Teilkronen- Herstellung (Fa.Böhme)	Scan (Fa. OTTO Vision)
M1	Monophase	Identium	30.09.2011 09.00Uhr	30.09.2011 09.35Uhr	07.11.2011	10.01.-12.01. 2012
D1	Doppelmisch	Identium	30.09.2011 08.45Uhr	30.09.2011 09.20Uhr	07.11.2011	10.01.-12.01. 2012
K1	Korrektur	Panasil	30.09.2011 08.20Uhr/08.30Uhr	30.09.2011 09.05Uhr	07.11.2011	10.01.-12.01. 2012
M2	Monophase	Identium	30.09.2011 16.40Uhr	30.09.2011 17.15Uhr	07.11.2011	10.01.-12.01. 2012
D2	Doppelmisch	Identium	30.09.2011 16.25Uhr	30.09.2011 17.00Uhr	07.11.2011	10.01.-12.01. 2012
K2	Korrektur	Panasil	30.09.2011 16.00Uhr/16.10Uhr	30.09.2011 16.45Uhr	07.11.2011	10.01.-12.01. 2012
M3	Monophase	Identium	01.10.2011 09.05Uhr	01.10.2011 09.40Uhr	04.11.2011	10.01.-12.01. 2012
D3	Doppelmisch	Identium	01.10.2011 08.50Uhr	01.10.2011 09.25Uhr	04.11.2011	10.01.-12.01. 2012
K3	Korrektur	Panasil	01.10.2011 08.25Uhr/08.35Uhr	01.10.2011 09.10Uhr	04.11.2011	10.01.-12.01. 2012
M4	Monophase	Identium	01.10.2011 12.15Uhr	01.10.2011 12.50Uhr	07.11.2011	10.01.-12.01. 2012
D4	Doppelmisch	Identium	01.10.2011 12.00Uhr	01.10.2011 12.35Uhr	07.11.2011	10.01.-12.01. 2012
K4	Korrektur	Panasil	01.10.2011 11.35Uhr/11.45Uhr	01.10.2011 12.20Uhr	07.11.2011	10.01.-12.01. 2012
M5	Monophase	Identium	01.10.2011 15.20Uhr	01.10.2011 15.55Uhr	07.11.2011	10.01.-12.01. 2012
D5	Doppelmisch	Identium	01.10.2011 15.05Uhr	01.10.2011 15.40Uhr	07.11.2011	10.01.-12.01. 2012
K5	Korrektur	Panasil	01.10.2011 14.40Uhr/14.50Uhr	01.10.2011 15.25Uhr	07.11.2011	10.01.-12.01. 2012
M6	Monophase	Identium	06.10.2011 13.10Uhr	06.10.2011 13.45Uhr	04.11.2011	12.03.2012
D6	Doppelmisch	Identium	06.10.2011 12.55Uhr	06.10.2011 13.30Uhr	04.11.2011	12.03.2012
K6	Korrektur	Panasil	06.10.2011 12.30Uhr/12.40Uhr	06.10.2011 13.15Uhr	04.11.2011	12.03.2012
M7	Monophase	Identium	07.10.2011 11.10Uhr	07.10.2011 11.45Uhr	07.11.2011	12.03.2012
D7	Doppelmisch	Identium	07.10.2011 10.55Uhr	07.10.2011 11.30Uhr	07.11.2011	12.03.2012
K7	Korrektur	Panasil	07.10.2011 10.30Uhr/10.40Uhr	07.10.2011 11.15Uhr	07.11.2011	12.03.2012

9.3 Statistische Analysen

9.3.1 Homogenität der Varianzen

Tab. 9: Levene-Test auf Homogenität

	Levene-Statistik	df1	df2	Signifikanz
Marginaler Spalt	.414	2	18	.667
Interner Spalt	1.257	2	18	.308

9.3.2 Einfaktorielle Varianzanalyse

Tab. 10: Einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA)

		ONEWAY ANOVA				
		Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Signifikanz
Marginaler Spalt	Zwischen den Gruppen	7183.143	2	3591.571	12.329	.000
	Innerhalb der Gruppen	5243.429	18	291.302		
	Gesamt	12426.571	20			
Interner Spalt	Zwischen den Gruppen	3497.429	2	1748.714	14.097	.000
	Innerhalb der Gruppen	2232.857	18	124.048		
	Gesamt	5730.286	20			

9.3.3 A-priori-Kontrast-Analyse

Tab. 11/12: A-priori-Kontrast-Analyse mit Kontrast-Koeffizient „Phase“

Kontrast-Koeffizienten			
Kontrast	Abformtechnik		
	Monophase	Doppelmisch	Korrektur
1	1	1	-2

Kontrast-Tests							
		Kontrast	Kontrastwert t	Standard- fehler	T	df	Signifikanz (2-seitig)
Marginaler Spalt	Varianzen sind gleich	1	-77.14	15.801	-4.882	18	.000
	Varianzen sind nicht gleich	1	-77.14	16.936	-4.555	9.994	.001
Interner Spalt	Varianzen sind gleich	1	-51.86	10.311	-5.029	18	.000
	Varianzen sind nicht gleich	1	-51.86	10.114	-5.127	12.162	.000

9.3.4 Post-Hoc-Test nach Scheffé

Tab. 13: Scheffe-Vergleich, (*) zeigt Mittelwerte deren Differenz auf dem Niveau 0.05 signifikant ist.

Mehrfachvergleiche

Scheffé-Prozedur

Abhängige Variable	(I) Abform-technik	(J) Abform-technik	Mittlere Differenz (I-J)	Standardfehler	Signifikanz	95%-Konfidenzintervall	
						Untergrenze	Obergrenze
Marginaler Spalt	Monophase	Doppelmisch	-8.286	9.123	.668	-32.61	16.04
		Korrektur	-42.714*	9.123	.001	-67.04	-18.39
	Doppelmisch	Monophase	8.286	9.123	.668	-16.04	32.61
		Korrektur	-34.429*	9.123	.005	-58.75	-10.10
	Korrektur	Monophase	42.714*	9.123	.001	18.39	67.04
		Doppelmisch	34.429*	9.123	.005	10.10	58.75
Interner Spalt	Monophase	Doppelmisch	-10.143	5.953	.260	-26.02	5.73
		Korrektur	-31.000*	5.953	.000	-46.87	-15.13
	Doppelmisch	Monophase	10.143	5.953	.260	-5.73	26.02
		Korrektur	-20.857*	5.953	.009	-36.73	-4.98
	Korrektur	Monophase	31.000*	5.953	.000	15.13	46.87
		Doppelmisch	20.857*	5.953	.009	4.98	36.73

Tab. 14/15: Homogene Untergruppen für Post-Hoc-Test (MF, IF)

Marginaler Spalt

Scheffé-Prozedur^a

Abformtechnik	N	Untergruppe für Alpha = 0.05.	
		1	2
Monophase	7	68.86	
Doppelmisch	7	77.14	
Korrektur	7		111.57
Signifikanz		.668	1.000

Die Mittelwerte für die in homogenen Untergruppen befindlichen Gruppen werden angezeigt.

a. Verwendet ein harmonisches Mittel für Stichprobengröße = 7.000.

Interner Spalt

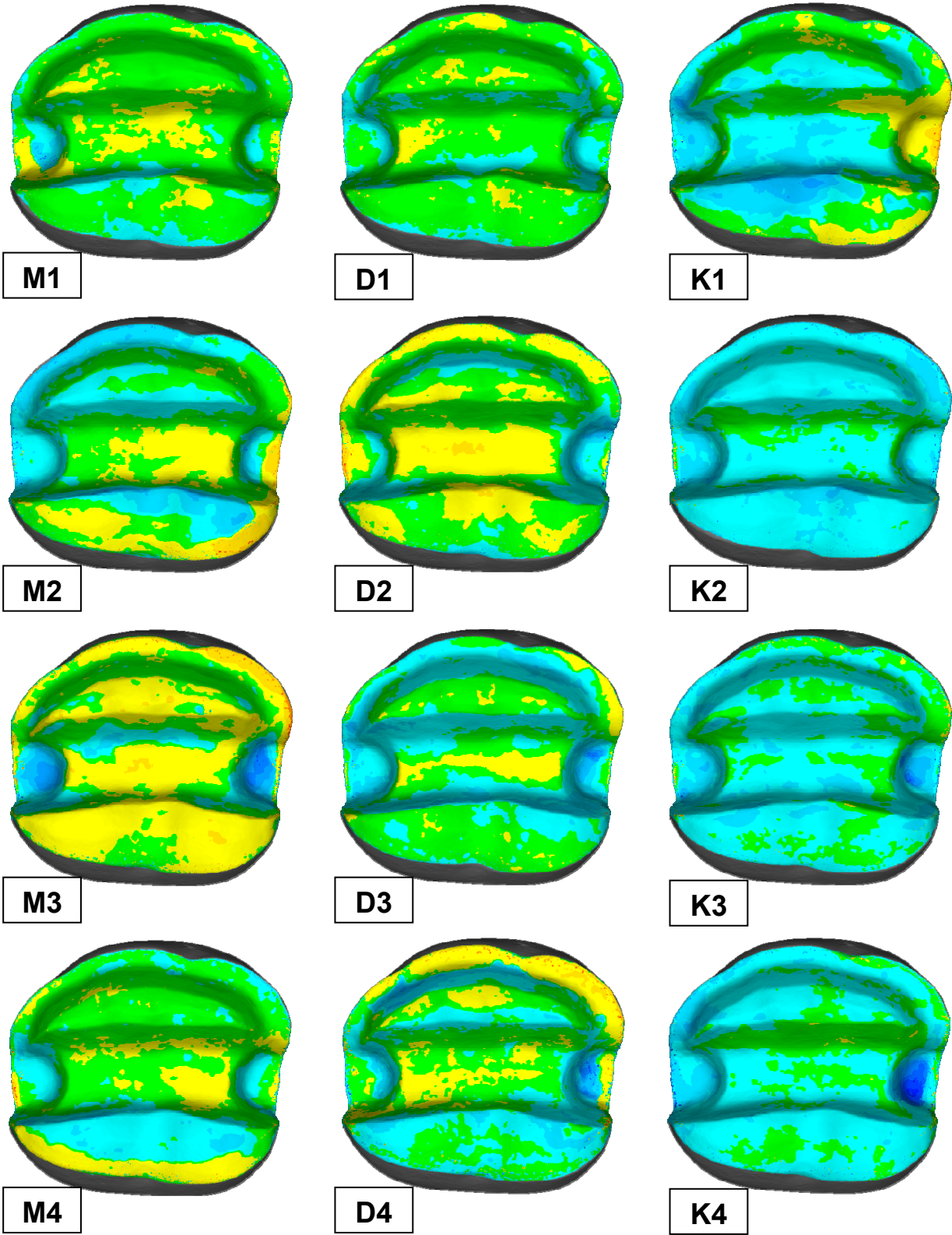
Scheffé-Prozedur^a

Abformtechnik	N	Untergruppe für Alpha = 0.05.	
		1	2
Monophase	7	20.57	
Doppelmisch	7	30.71	
Korrektur	7		51.57
Signifikanz		.260	1.000

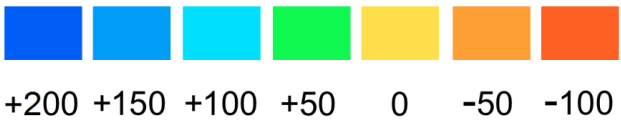
Die Mittelwerte für die in homogenen Untergruppen befindlichen Gruppen werden angezeigt.

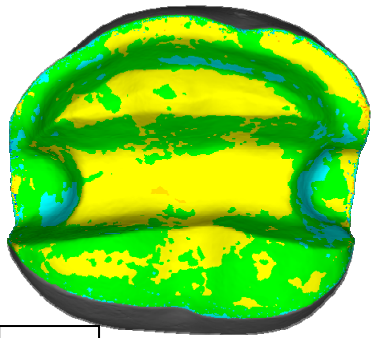
a. Verwendet ein harmonisches Mittel für Stichprobengröße = 7.000.

9.4 Ergebnistafeln der qualitativen Passungsanalyse

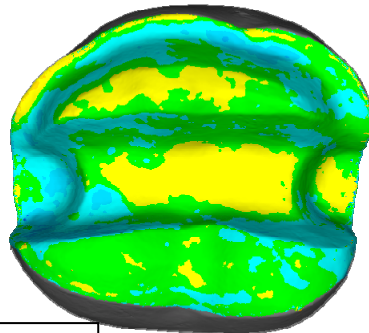


Abweichung in μm

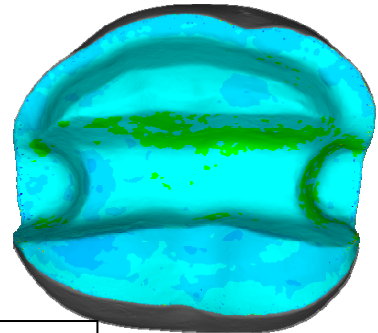




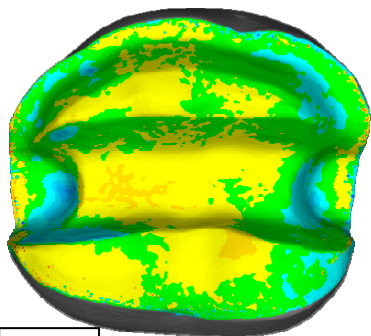
M5



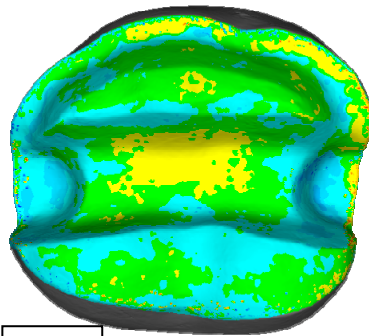
D5



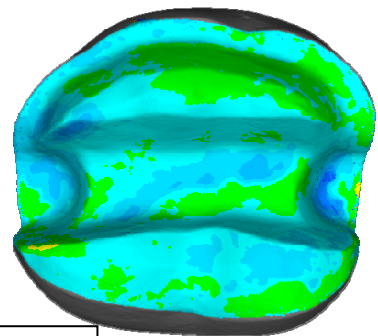
K5



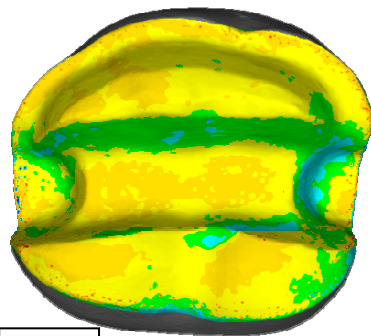
M6



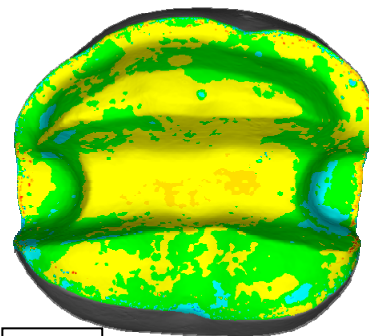
D6



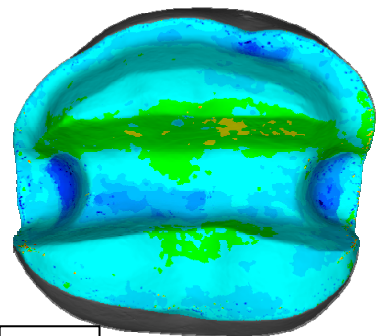
K6



M7

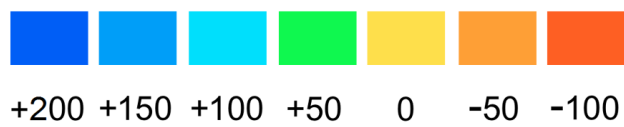


D7



K7

Abweichung in μm



III. Danksagung

Frau PD Dr. med. dent. habil. Monika Schmidt möchte ich sehr herzlich für die freundliche Überlassung des Themas und die immerwährende Unterstützung bei der Erstellung der Arbeit danken.

Ich danke den Mitarbeitern der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde, besonders meinem Kollegen Herrn Dr. Oliver Schäfer für die kompetente Unterstützung beim Umgang mit der dreidimensionalen Vermessungssoftware sowie sein stetiges Interesse und wertvolle Anregungen zu dieser Arbeit.

Außerdem danke ich Herrn ZTM Thilo Böhme und der Firma *Böhme Zahntechnik*, Jena für die professionelle Arbeit bei der Herstellung und Ausarbeitung der keramischen Teilkronen.

Mein Dank gilt den beteiligten Dentalfirmen für die freundliche Überlassung aller im Rahmen der experimentellen Versuche benötigten Arbeitsmaterialien.

Fa. Kettenbach

Fa. Frasaco/ Herr Hauser

Des Weiteren danke ich den Mitarbeitern der Firma *OTTO Vision Technology GmbH*, Jena besonders Herrn Alexander Drothen und Herrn Herbert Sahling für die Bereitstellung des optischen Vermessungssystems, sowie die jederzeit kompetente Hilfestellung bei der Durchführung der Digitalisierung.

Mein besonderer Dank gilt meiner Familie, deren Verständnis und Unterstützung maßgeblich zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben.

IV. Lebenslauf

In der digitalen Version nicht verfügbar!

V. Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,

ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,

mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes unterstützt haben: Frau PD Dr. med. dent. habil. Monika Schmidt, Herr Dr. med. dent. Oliver Schäfer,

die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,

dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und

dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, den 07.12.2012

Frank Wittstock