

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. Daniel Edelhoff

**In-vitro-Untersuchung zur Passgenauigkeit
4-gliedriger vollkeramischer Brücken aus Zirkonoxid
nach konventioneller Abformung und Intraoralscan**

Dissertation

Zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde
An der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Vorgelegt von
Maximilian Reitmeir
aus Innsbruck
2015

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Christoph Benz
Prof. Dr. Andrea Wichelhaus

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. med. dent. Jan-Frederik GÜth

Dekan: Herr Prof. Dr. Dr. h.c. Maximilian
Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 02.07.2015

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG	6
2. LITERATURÜBERSICHT	8
2.1. VOLLKERAMIK IN DER ZAHNMEDIZIN	8
2.1.1. Vollkeramische Systeme	10
2.1.2. Silikatkeramiken	11
2.1.2.1. Feldspatkeramiken	12
2.1.2.2. Glaskeramiken	13
2.1.3. Oxidkeramiken	13
2.1.3.1. Infiltrationskeramiken	14
2.1.3.2. Polykristalline Oxidkeramiken - Hochleistungskeramiken	14
2.1.3.2.1. Zirkonoxid	15
2.1.3.2.1.1. Faktoren zur Beeinflussung der Belastbarkeit von Zirkonoxid	17
2.2. CAD/CAM-TECHNOLOGIE	19
2.2.1. Entwicklung der CAD/CAM-Technologie	19
2.2.2. Einteilung von CAD/CAM-Systemen	21
2.2.3. Funktionsweise von CAD/CAM-Systemen	23
2.2.3.1. Datenerfassung (Digitalisierung)	23
2.2.3.2. Computer Aided Design	25
2.2.3.3. Computer Aided Manufacturing	26
2.2.4. Das CEREC System	27
2.3. EINFLUSS DER PRÄPARATION AUF DEN RANDSCHLUSS	29
2.3.1. Definition Randspalt	33
2.3.2. Methoden zur Randspaltuntersuchung	34
2.3.2.1. In-vivo-Messmethoden zur Randspaltuntersuchung	34
2.3.2.2. In-vitro-Messmethoden zur Randspaltuntersuchung	36
2.4. ZIELSETZUNG DER STUDIE	37
3. MATERIAL & METHODE	38
3.1. ÜBERBLICK	38
3.2. VORVERSUCHE	40
3.2.1. Spacerbestimmung	40
3.2.2. Prüferbezogene Präzision und Reproduzierbarkeit der Randspaltvermessung	40
3.2.2.1. Versuchsaufbau	40
3.2.2.2. Ergebnisse	41

4 | Inhaltsverzeichnis

3.2.2.3. Schlussfolgerung	42
3.3. MODELLHERSTELLUNG	43
3.4. GRUPPE DER KONVENTIONELLEN ABFORMUNG (INDIREKTE DIGITALISIERUNG = ID)	44
3.5. GRUPPE DER DIGITALEN ABFORMUNG (DIREKTE DIGITALISIERUNG = DD)	46
3.6. KONSTRUKTION (CAD)	48
3.7. FERTIGUNG	49
3.8. REPLICA-TECHNIK	49
3.8.1. Innenabformung	49
3.8.2. Überabformung	49
3.8.3. Präparation der Abformung	50
3.8.4. Schnittbilder-Erfassung	52
3.10. STATISTISCHE AUSWERTUNG	54
4. ERGEBNISSE	56
4.1. GESAMTPASSUNG	58
4.1.1. Vergleich der mittleren Gesamtpassung der Brücken aus direkter- und indirekter Digitalisierung	58
4.1.1.1. Statistische Analyse zur mittleren Gesamtpassung	60
4.1.2. Gesamt-Passung aufgeschlüsselt nach Messorten	60
4.1.2.1. Statistische Analyse der messortspezifischen Gesamt-Passung	61
4.2. MARGINALE PASSUNG	63
4.2.1. Vergleich der mittleren Marginalen-Passung der Brücken aus direkter- und indirekter Digitalisierung	63
4.2.2. Marginale Passung aufgeschlüsselt nach Messorten	65
4.2.2.1. Statistische Analyse der messortspezifischen Marginalen Passung	66
4.3. HOHLKEHLEN-PASSUNG	68
4.3.1. Vergleich der mittleren Hohlkehlen-Passung der Brücken aus direkter- und indirekter Digitalisierung	68
4.3.1.1. Statistische Analyse zur mittleren Hohlkehlen-Passung	70
4.3.2. Hohlkehlen-Passung aufgeschlüsselt nach Messorten	70
4.3.2.1. Statistische Analyse der messortspezifischen Hohlkehlen-Passung	71
4.4. AXIALE WAND-PASSUNG	73
4.4.1. Vergleich der mittleren Axialen Wand-Passung der Brücken aus direkter- und indirekter Digitalisierung	73
4.4.1.1. Statistische Analyse zur mittleren Axialen-Passung	75
4.4.2. Axiale-Passung aufgeschlüsselt nach Messorten	75

5 | Inhaltsverzeichnis

4.4.2.1. Statistische Analyse der messortspezifischen Axialen-Passung	76
4.5. OKKLUSALE-PASSUNG	78
4.5.1. Vergleich der mittleren Okklusal-Passung der Brücken aus direkter- und indirekter Digitalisierung	78
4.5.1.1. Statistische Analyse zur mittleren Okklusalen-Passung	80
4.5.2. Okklusale-Passung aufgeschlüsselt nach Messorten	80
4.5.2.1. Statistische Analyse der messortspezifischen Okklusalen-Passung	81
5. DISKUSSION	83
5.1. DISKUSSION MATERIAL & METHODE	83
5.2. DISKUSSION ERGEBNISSE	89
6. ZUSAMMENFASSUNG	93
7. LITERATURVERZEICHNIS	95
8. DANKSAGUNG	108
9. EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG	109
10. LEBENS LAUF	FEHLER! TEXTMARKE NICHT DEFINIERT.

1. Einleitung

Die Versorgung eines stark zerstörten Zahnes durch eine prothetische Restauration hat als oberstes Ziel die Wiederherstellung der Kaufunktion, sowie der Ästhetik und Phonetik. [1, 2, 3, 4, 5, 6, 7] Auf dem Weg zur fertigen Restauration werden dabei viele einzelne Arbeitsschritte durchlaufen, von deren Präzision die Qualität des Zahnersatzes abhängt. Diese einzelnen Prozesse umfassen beispielsweise die Präparation, die Abformung, die Desinfektion, den Transport, die Modellherstellung, die Modellation, die eigentliche Herstellung des Zahnersatzes (Gießen/ Fräsen), die Ausarbeitung, das Polieren sowie das abschließende Einsetzen der jeweiligen Restauration. [8, 9, 10] Allein die Quantität dieser Prozesse verdeutlicht die Komplexität und hohe Anzahl möglicher Fehlerquellen, die sich in diesen Prozess einschleichen können.

Das Computer Aided Design (CAD) und Computer Aided Manufacturing (CAM) für dentale Restaurationen wurden dabei mit dem Ziel einer Automatisierung des Produktionsprozesses entwickelt, um sowohl die Qualität der Restauration als auch die des Workflows zu verbessern. [11, 5, 6, 12, 13] Diverse potentielle Ungenauigkeiten, die sich durch die Vielzahl an Arbeitsschritten nach einer konventionellen Abformung ergeben, lassen sich dabei durch eine direkte intraorale Abformung mit ausschließlich digitaler Verarbeitung ohne jegliche analoge Zwischenschritte größtenteils vermeiden. [14, 8, 15] Bei konventioneller Arbeitsweise hingegen, können viele Faktoren für die Schwankungsanfälligkeit der Prozessqualität verantwortlich sein, welche nicht zwingend vom Können des Behandlers abhängig sind. [8] So versprechen digitale Arbeitsprozesse einen vereinfachten Arbeitsablauf bei geringerer Fehleranfälligkeit sowie einer Minimierung der Fehlerfortpflanzung durch eine verkürzte Arbeitskette und rücken damit gegenüber konventionellen Verfahren in den Vordergrund. [14, 8, 5, 13, 9] Das Problem der teilweise unzureichenden Qualität konventioneller Abformungen verdeutlicht, dass an mehr als 50 % der Abformungen, die an ein zahntechnisches Labor gesendet wurden, die Präparationsgrenzen nicht eindeutig zu identifizieren waren. [16, 8, 10]. Eine Umfrage unter 2000 Zahntechnikern ergab eine mangelnde Qualität der Abformung als größtes Hindernis um hochwertigen Zahnersatz herzustellen. [10] Dem gegenüber stehen zahlreiche Vorteile eines komplett digitalen Workflows mit direkter

7 | Einleitung

intraoraler Abformung, wie einfache Korrekturen der Abformung durch Nachscannen, erhöhter Patientenkomfort, Zeitersparnis, Umweltschonung, Datensicherheit und eine erleichterte Kommunikation zwischen Zahnarzt und Zahntechniker, was die Behandlungseffizienz steigert. [17] Des Weiteren ebnet die CAD/CAM-Technologie den Einsatz eines breiten Materialspektrums mit effizienter Verarbeitung hochfester Oxidkeramiken und erfüllt damit die zunehmende Forderung nach metallfreien Zahnrestorationen sowohl hinsichtlich ästhetischer Lösungen, als auch zur Vermeidung von Unverträglichkeiten und Allergien. [1, 2, 3, 5, 6, 7]

Die Indikationsbreite der digitalen Zahnmedizin verbreitert sich stetig und beschränkt sich längst nicht mehr auf vollkeramische Einzelzahnrestorationen, sondern erlaubt auch mehrgliedrige Brückenrestorationen. [18, 6, 19] Dabei gelten für digitale Arbeitsprozesse und deren Erzeugnisse dieselben Anforderungen wie für konventionell hergestellten Zahnersatz. [6, 20, 10] Dies betrifft nicht nur eine möglichst gute Innen- und Randpassung, sondern auch abhängig vom verwendeten Material eine hohe Biokompatibilität, Langlebigkeit und hohe Ästhetik. Besonders die Passgenauigkeit im Randbereich spiegelt die Qualität einer Restauration und somit ihres Herstellungsverfahrens wider und kann somit zur Beurteilung eines solchen herangezogen werden. [21, 22] Trotz widersprüchlicher Angaben in der Literatur zur akzeptablen Randspaltbreite unter klinischen Bedingungen, muss bei marginalen Randspalten über 100 µm von einer erhöhten Gefahr für Sekundärkaries, einer Pulpitis und einer Schädigung des marginalen Parodontiums ausgegangen werden. [23, 24, 21, 25] Daher sollte der marginale Randspalt einer Restauration von unter 100 µm angestrebt werden. [25]

Ziel dieser In-vitro-Versuchsreihe war die Untersuchung der Passgenauigkeit 4-gliedriger CAD/CAM gefertigter Brücken aus Zirkonoxid auf Basis einer konventionellen Abformung und anschließender indirekter (extraoraler) Digitalisierung gegenüber der Herstellung nach einer direkten (intraoraler) digitalen Abformung mittels Cerec AC Bluecam.

2. Literaturübersicht

2.1. Vollkeramik in der Zahnmedizin

Keramiken sind abrasionsfest, haben lichtleitende und lichtbrechende Eigenschaften, sind sehr farbbeständig und ermöglichen einen unsichtbaren Übergang des Restaurationsrandes in die unbeschiffene Zahnhartsubstanz. [6] Neben ihrer hohen Ästhetik stechen keramische, zahnärztliche Restaurationen auch durch ihre hohe Biokompatibilität bei sehr geringem toxischem und allergischem Potential hervor. Dazu trägt bei, dass sie vom Mundmilieu nicht chemisch angreifbar sind und nicht mit anderen Restaurationsmaterialien reagieren. [6, 26] Des Weiteren zeichnen sich speziell vollkeramische Restaurationen, im Vergleich zu anderen Restaurationsmaterialien, durch eine geringere Plaqueanlagerung und geringe thermische Leitfähigkeit aus. [27, 6] Durch diese Eigenschaften nimmt die Anwendung und die Bedeutung vollkeramischer Restauration stetig zu. Nicht nur Zahnärzte und Zahntechniker beurteilen die Keramik als wichtigsten Werkstoff, der das Gold zunehmend verdrängt, sondern auch Patienten schätzen die ästhetischen Vorzüge vollkeramischer Versorgungen. [5, 10]

Bereits 1896 entwickelte Charles Henry Land die erste Vollkeramikkrone, die sogenannte Jacketkrone. [28, 29, 5] Bei deren Herstellung wurde Feldspatkeramik auf einen mit Platinfolie geschützten Stumpf aufgebrannt. Diese Methode des vollkeramischen Zahnersatzes erfüllte die Forderung nach hoher Ästhetik, Bioverträglichkeit, Röntgentransparenz und galt daher Jahrzehnte als Mittel der Wahl für vollkeramische Restaurationen. Limitiert war ihr Einsatzbereich jedoch durch die hohe Sprödigkeit und geringe Festigkeit, weshalb sich ihre Indikation vorwiegend auf das Frontzahnggebiet beschränkte. Abgelöst wurde die Jacketkrone schließlich von metallkeramischen Systemen, welche das Problem der Bruchanfälligkeit behoben und einen größeren Einsatzbereich für zahnfarbene Restaurationen ermöglichten. [28, 5, 30, 31, 32, 33] Einen erneuten Aufschwung erlebten vollkeramische Restaurationen in den 1970er Jahren. Zu dieser Zeit etablierte sich die gießfähige Glaskeramik (Dicor) und in den 80er Jahren entdeckte Sadoun das Verfahren zur Herstellung von

9 | Literaturübersicht

Infiltrationskeramiken mit Aluminiumoxid (InCeram). Zur selben Zeit entwickelte Wohlwend die Empress Silikatkeramik, welche durch ihre Transluzenz hohe ästhetische Ergebnisse erzielte. Die Zirkonoxid-Keramik [34] entwickelte Garvie durch die Beimischung von Yttriumoxid. [35, 36]

Durch die Modifikationen dentaler Keramiken und die Entwicklung vollkeramischer Verbundsysteme war es möglich, einen hochfesten keramischen Gerüstwerkstoff mit einem keramischen Verblendwerkstoff mit höheren ästhetischen Eigenschaften zu verbinden. [37, 5, 32] Vor allem Zirkonoxid- und Aluminiumoxid-Keramiken steigerten die Stabilität moderner Keramiken und ermöglichten damit ein breiteres Indikationsspektrum für vollkeramischen Zahnersatz. Somit beschränkt sich heute das Einsatzspektrum längst nicht mehr nur auf Frontzahnkronen, sondern erlaubt die Anwendung von (Hochleistungs-) Keramiken bei Seitenzahnkronen, Inlays, Onlays, Veneers, Brückenkonstruktionen, Implantatabutments, Primärteleskopen und anderen Geschrieben. [37, 38, 39] Heute existiert eine Vielzahl an Keramiksystemen, welche unterschiedlichsten Ansprüchen gerecht werden können. [12]

2.1.1. Vollkeramische Systeme

Der Begriff „Keramik“ umfasst im weitesten Sinne alle nichtmetallischen anorganischen Werkstoffe, die weitgehend wasserbeständig und zu einem großen Teil oder ganz kristalline Werkstoffe bzw. Stoffgemische sind, die durch Sinterungsprozesse hergestellt werden. [6, 12] Dabei ist das Sintern ein Fertigungsverfahren, in dessen Verlauf ein poröser Formkörper in einen dichten Festkörper unter Zunahme der mechanischen Festigkeit überführt wird. „Dentalkeramiken bestehen aus einer amorphen, transparenten Glasphase, in die kristalline Partikel dispers verteilt eingelagert sind.“ [6] Mit steigendem Kristallanteil, Dichte und Homogenität der Partikelverteilung erhöht sich die Stabilität der Keramik. Zugleich führt eine Stabilitätszunahme jedoch zu ästhetischen Einbußen durch Verminderung der Transluzenz. [6] Je nach Zusammensetzung ergeben sich unterschiedliche Einsatzbereiche und Unterteilungen der Keramiken.

Für dentale Keramiken existieren unterschiedliche Einteilungsmöglichkeiten, wie zum Beispiel nach dem Verarbeitungsprozess (Sintern, Pressen, Fräsen, Gießen) oder nach ihrem Anwendungsgebiet (z.B. Gerüstkeramik, Gerüstfreie-Keramik). Am gängigsten ist jedoch die Einteilung nach werkstoffkundlicher Zusammensetzung, da diese Rückschlüsse auf die Stabilität der entsprechenden Keramiken ermöglicht. [12, 20] Die großen Hauptgruppen stellen dabei die Silikatkeramiken und die Oxidkeramiken dar (Abbildung 2.1). Silikatkeramiken zeichnen sich durch ihren hohen Glasanteil sowie ihr mehrphasiges Gefüge und damit hohe ästhetische Vielseitigkeit aus. Sie lassen sich weiter in Feldspatkeramiken und Glaskeramiken unterteilen. Dem gegenüber stehen einphasige, hochfeste Oxidkeramiken, welche vorwiegend in hoch beanspruchten Bereichen und als Gerüstwerkstoffe zum Einsatz kommen. Oxidkeramiken sind entweder polykristallin oder glasinfiltriert.

[40, 5, 6, 12]

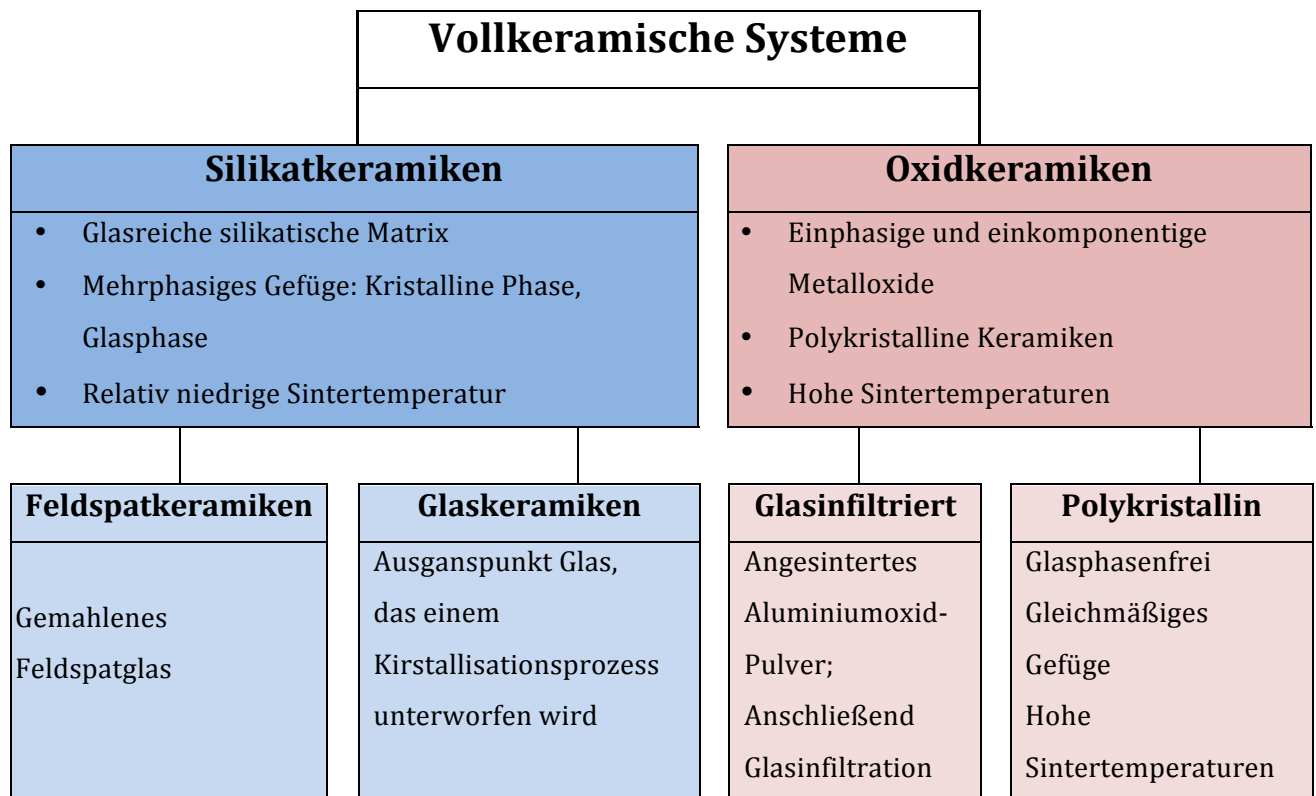


Abbildung 2.1.: Darstellung der Vollkeramischen Systeme in Anlehnung an [6]

2.1.2. Silikatkeramiken

Silikatkeramiken erreichen hervorragende ästhetische Eigenschaften und werden daher zur Verblendung von Metall- oder Vollkeramikgerüsten und zur Herstellung vollkeramischer Restaurationen verwendet. [41, 38, 42] Limitiert ist ihr Einsatzbereich allerdings durch ihren hohen Glasanteil, welcher zwar den ästhetischen Anspruch befriedigt, aber auch für geringere mechanische Stabilität gegenüber Oxidkeramiken sorgt. [43, 38] Ihre Hauptbestandteile bilden Feldspat (60-80%), hauptsächlich Kalifeldspat zur Verfestigung durch Leuzitkristallbildung, Quarz (15-25%), welcher der Keramik seine Transluzenz verleiht und Kaolin (0-1%) als eigentliche Grundsubstanz für Porzellan. [41, 5, 6] Durch mineralische Zusätze lassen sich Opazität und Transluzenz gezielt steuern und erlauben so die Imitation einer natürlichen Zahnfarbe. [6] Als charakteristisches Merkmal für silikatkeramische Werkstoffe gilt eine glasig-amorphe Phase sowie eine ausgeprägte Porenstruktur. [43, 5, 39] Die Poren im Keramikgefüge entstehen herstellungsbedingt und nehmen maßgeblich Einfluss auf die

mechanischen Eigenschaften der Silikatkeramiken. Des Weiteren besteht der Werkstoff aus gleichen oder unterschiedlichen Kristallen, welche von einer Glasphase umgeben sind. Silikatkeramiken können weiter in Feldspatkeramiken und Glaskeramiken unterteilt werden.

2.1.2.1. Feldspatkeramiken

Feldspatkeramiken bestehen zum größten Teil (>50%) aus einer amorphen Glasphase aus SiO_2 mit einem geringen Anteil an oxidischen Zusätzen, welche die Eigenschaften der dentalkeramischen Masse modifiziert. [12] Solche Flussmittel, wie Kaliumkarbonat, Natriumkarbonat, Kaliumphosphat, Borax, Bleioxid, Kaliumoxid oder Magnesiumoxid erniedrigen die Schmelz- und Erweichungstemperaturen. [38, 44] Ebenfalls die mechanischen Eigenschaften bestimmend sind Leuzitkristalle, die in die Glasmatrix eingebettet sind und insbesondere durch Kalifeldspat beim Sinterprozess induziert werden. [43, 5, 12] Ein erhöhter Leuzitgehalt kann eine Festigkeitssteigerung bewirken, erzeugt aber gleichzeitig ein weißlich opak und darum unästhetisches Erscheinungsbild. Aufgrund ihrer geringen Festigkeit (120 MPa) ist das Indikationsspektrum gerüstfreier Feldspatkeramiken auf Veneers, Inlays, Onlays und Einzelkronen beschränkt, die adhäsiv befestigt werden müssen. [20]

2.1.2.2. Glaskeramiken

Glaskeramiken sind hauptsächlich silikatischen Ursprungs bei denen durch eine kontrollierte Kristallisation die Glasstruktur mit Füllkristallen durchsetzt wird und ein gleichmäßiges, feinkristallines und porenfreies Gefüge erzielt wird. Die amorphe Struktur wird teilweise auskristallisiert und es bleibt ein geringerer Anteil Glasphase erhalten. [38, 42, 5, 6] Zusätze wie Lithium sorgen für eine Verstärkung der Kristallstruktur und damit für optimierte physikalische Eigenschaften der Glaskeramik (400 MPa). [38, 40, 12] Solche Lithiumdisilikat-Keramiken können sowohl adhäsiv als auch konventionell befestigt werden und eignen sich aufgrund ihrer Festigkeit unter bestimmten Bedingungen zur Herstellung von Brückenrestorationen bis in den Prämolarenbereich. [6, 20] Darüber hinaus adaptieren Glaskeramiken sehr gut an Umgebungsfarben („Chamäleon-Effekt“) und besitzen gute plaqueabweisende Eigenschaften. [27, 6, 12]

2.1.3. Oxidkeramiken

Im Gegensatz zu Silikatkeramiken sind Oxidkeramiken polykristalline Werkstoffe, bei denen die kristalline Phase dominiert und entweder kein, oder nur ein geringer Glasanteil enthalten ist. Sie sind einphasige, keramische Materialien, die aus Oxiden bestehen. [45, 46, 6, 47, 12, 48] Zu ihren Hauptvertretern gehören Aluminiumoxid (Al_2O_3), Magnesiumoxid (MgO), Zirkoniumoxid (ZrO_2) und Spinell (MgAl_2O_4). [20] Charakteristisch für traditionelle Oxidkeramiken sind die hohe Stabilität (hochfeste Keramiken) und der fehlende Glasanteil, was für das opake Erscheinungsbild sorgt und eine Verblendung erfordert. [49, 12, 20, 48]

2.1.3.1. Infiltrationskeramiken

Infiltrationskeramiken stellen eine Zwischenstufe zu hochfesten Oxidkeramiken und Silikatkeramiken dar. Sie bestehen aus einem porösen, vorgesinterten, oxidischen Grundgerüst (zumeist Aluminiumoxid), welches mit Glas (Lathanglas) infiltriert wird und dadurch eine Festigkeitssteigerung gegenüber gewöhnlichen Glaskeramiken, bei minderer Transluzenz erfährt. [50, 6, 51, 26, 20] Durch die poröse Struktur der Oxidkeramik kann die aufgetragene Glasschmelze das Gerüst gut durchdringen und sich einlagern. Aluminiuminfiltrierte Keramiken (InCeram Alumina) erhalten durch dieses Verfahren Festigkeitswerte von über 400 MPa und eignen sich damit zur Herstellung von konventionell zementierten Front- und Seitenzahnkronen, als auch für Brückenrestorationen [52, 6, 53, 54, 20] Eine um ca. 33% höhere Festigkeit (650 MPa) kann durch eine Dotierung mit Zirkonoxid erreicht werden, allerdings mit der Folge einer zunehmenden Opazität. [52, 53, 54]

2.1.3.2. Polykristalline Oxidkeramiken - Hochleistungskeramiken

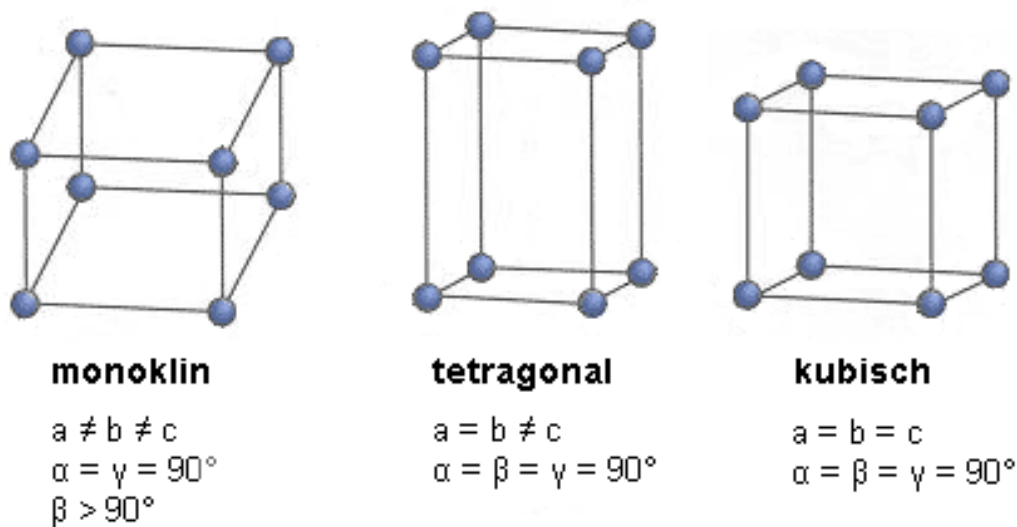
Zur Gruppe der polykristallinen Oxidkeramiken zählen das hochverdichtete Aluminiumoxid und Zirkonoxid [34], welche durch Zusätze aus Borid, Carbid, Nitrid, Silicid, Titan oder Yttrium veredelt, und dadurch extremsten mechanischen, thermischen und korrosiven Beanspruchungen gerecht werden. [18, 46, 6, 12] Ihre hohe Festigkeit ergibt sich aus dem vernachlässigbar geringen Glasanteil gegenüber Silikatkeramiken. Vor allem dem Zirkonoxid kommt in der Zahnmedizin ein hoher Stellenwert zu. [6, 12]

2.1.3.2.1. Zirkonoxid

Zirkonium kommt als Element in Gesteinen, in Verbindung mit Siliziumdioxid als Zirkon ($\text{Zr} [\text{SiO}_4]$) oder als Baddeleyit (ZrO_2) vor. [20] Dichtgesintertes Zirkoniumoxid, wird auch als Zirkonoxid bezeichnet und ist eine chemisch unlösliche Verbindung, welche sich durch seine mechanischen Eigenschaften auszeichnet. Es besitzt eine extrem hohe Biegefestigkeit (900 – 1300 MPa) und eine Risszähigkeit von 7 – 10 $\text{MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$. [20] Mit diesen initialen Belastbarkeitswerten (1500 N) überschreiten Zirkonoxidkeramiken die physiologisch auftretenden Kaukräfte (250 – 500 N) bei weitem. [55]

Aufgrund ihres fehlenden Glasanteils und der damit verbundenen starken Opazität werden Zirkonoxid-Keramiken primär als Gerüstwerkstoff verwendet und benötigen die Applikation einer Verblendmasse. Als solche besitzen sie jedoch einen vielseitigen Einsatzbereich und es lassen sich mehrspannige Brückenkonstruktionen, Geschiebe, hybridprothetische Arbeiten sowie Implantataufbauten realisieren. [18] Moderne Oxidkeramiken ermöglichen durch werkstoffliche Modifikation eine ansprechendere Ästhetik monolithischer, vollanatomischer Zirkonoxid-Kronen. [56, 57, 58] Durch die Reduktion von Aluminiumoxid, erhöhte Sintertemperaturen sowie einer Einfärbung von Zirkonoxid-Rohlingen kann eine Semi-Transparenz erzeugt werden.

Bei seiner Herstellung, durchläuft reines Zirkonoxid in seiner Abkühlungsphase 3 verschiedene kristallografische Veränderungen. [5, 6, 12, 20] Besitzt das Zirkonoxid bei Temperaturen oberhalb von 2370 °C noch eine kubische Kristallstruktur, so geht diese unterhalb dieser Marke in eine tetragonale Form über. Eine weitere Absenkung der Temperatur unter 1170 °C führt zu einer monoklinen Phasenveränderung. Von besondere Bedeutung ist die Phasenumwandlung tetragonal in monoklin, da es hier zu einer unerwünschten Volumenzunahme und einer damit verbundenen Rissbildung im Keramikgefüge kommt. [47, 12] Durch Zugabe von stabilisierenden Oxiden wie MgO, CaO oder Y_2O_3 gelingt es allerdings die Volumenexpansion zu verhindern bzw. zu nutzen. [59, 36, 12] Beim sogenannten Konzept der Phasenumwandlung verhindern oxidische Verbindungen, welche ins Kristallgitter des Zirkonoxids eingebaut werden, eine Umwandlung zur monoklinen Kristallstruktur. [5, 6, 12, 20]



ZrO₂ - Kristallphasen

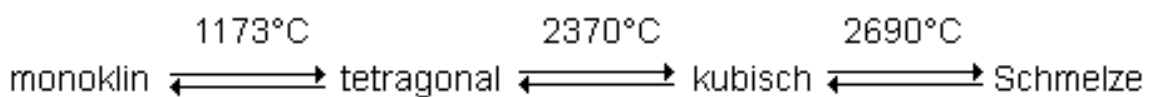


Abbildung 2.2.: Darstellung der Phasenumwandlung von Zirkonoxid

Quelle: Arbeitsgruppe Vollkeramik München [47]

Die **Phasenstabilisierung** unterscheidet 3 verschiedene Methoden:

Beim vollständig stabilisierten Zirkonoxid (FSZ: Fully Stabilized Zirconia) wird die kubische Form stabilisiert und die Umwandlung in die tetragonal bzw. monokline Struktur unterbunden. [49, 12, 20] Demgegenüber steht das teilstabilisierte Zirkonoxid (PSZ: Partially Stabilized Zirconia). Diese Keramik verwendet ein nicht ausreichend stabilisierendes Oxid, wodurch der Volumenzuwachs positiv zur Festigkeitssteigerung genutzt werden kann. [50, 43, 12, 20] Hierbei ist ein Übergang bei Abkühlung in die tetragonale Kristallform möglich. [12] Im Falle einer Rissbildung der Keramik gehen diese Kristalle in die monokline Form über, sodass es die Volumenzunahme ermöglicht, die auftretenden Spannungen abzuschwächen. [36, 12, 20] Tetragonale Zirkonoxid polykristalle (TZP: Tetragonal Zirconia Polycrystals) nutzen die Tatsache, dass mit zunehmendem Gehalt an tetragonaler Kristallstruktur eine Festigkeitssteigerung einhergeht. [59, 40, 12, 20] Eine vollständige tetragonale Phase wird durch die Beimengung von 3 - 5 % Yttriumoxid (Y₂O₃) erreicht (Y-TZP). Ebenfalls hinzugemischt

werden ca. 0,5 % Aluminiumoxid (Al_2O_3), um die hydrothermale Alterung herabzusetzen. Y-TZP ist die in der Zahnmedizin meist verwendete Zirkonoxidform. [18]

2.1.3.2.1.1. Faktoren zur Beeinflussung der Belastbarkeit von Zirkonoxid

Wie für alle Materialien existieren auch für Zirkonoxid-Keramiken gewisse Richtlinien und Faktoren, welche die Langzeitüberlebensrate begünstigen bzw. mindern können. Zunächst gilt wie für alle keramischen Präparationen, scharfe Kanten und Stufen zu vermeiden, um so eine Rissentstehung zu verhindern. [34, 18] Des Weiteren ist die Mindestschichtstärke und ein minimaler Substanzabtrag von zirkulär 1 mm für die Gewährleistung einer stabilen Restauration wichtig. [18, 60] Grundsätzlich sollte als Konstruktionsprinzip für Brücken eine reduzierte anatoforme Beschaffenheit, sowie eine Querschnittsfläche der Verbinder zwischen Brückenanker und Brückenzwischenglied bei dreigliedrigen Brücken von mindestens 9 mm^2 angestrebt werden. Bei mehrgliedrigen Brücken steigt diese sogar auf bis zu 16 mm^2 im Querschnitt. Fortschreitendes Risswachstum in der Keramikstruktur hat seine Ursache oftmals in der fehlerhaften Bearbeitung von Keramiken und ist somit vermeidbar. [61, 18] Zirkonoxid besitzt eine extrem geringe Wärmeleitfähigkeit, wodurch es beim Beschleifen mit rotierenden Instrumenten oder beim Abstrahlungsprozess schnell zur lokalen Überhitzung und daraus folgenden strukturellen Schäden in der Keramik kommt. [18, 6] Deshalb ist die ständige Wasserkühlung zwingend notwendig. Im Zuge des Verblendungsprozess ist darauf zu achten, dass durch schlecht abgestimmte Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) Spannungen und Verformungen des Gerüsts auftreten, welche das Frakturrisiko und die Abplatzwahrscheinlichkeit der Verblendung erhöhen. [62, 5, 12] Nicht zu umgehen ist jedoch der Einfluss, den das Mundmilieu auf das Restaurationsmaterial ausübt. [63, 18] Diese feuchtwarme, korrosive Umgebung beschleunigt das Risswachstum zusätzlich durch den sogenannten Rebinder-Effekt, die Spannungsrissskorrosion und die Degradation von Zirkonoxid. [18] Als Folge des Rebinder-Effekts erzeugen in Mikrorisse eindringende Flüssigkeiten einen Druck, der zur weiteren Ausdehnung von Rissen führt. [64] Als Spannungsrissskorrosion wird die Reaktion von vorgeschädigten Kristallstrukturen mit Wassermolekülen bezeichnet, welche die notwendige Energie zum Risswachstum herabsetzen. [65] Verstärkt werden

diese beiden Effekte, wenn das Material zusätzlich mechanischer Belastung ausgesetzt wird. Eine weitere negative Auswirkung hat die sogenannte Degradation von Zirkonoxid im wässrigen Milieu. Sie begünstigt eine verstärkte Phasenumwandlung von der tetragonalen Kristallstruktur in die monokline Form und führt damit zu einer unerwünschten Volumenzunahme. [63, 18] Dies geschieht durch die Einlagerung von Hydroxylionen in Sauerstoffleerstellen im Keramikgefüge. Kaukräfte führen üblicherweise nicht zur sofortigen Fraktur der Restauration, allerdings favorisieren sie ein unterkritisches Risswachstum, welches letztlich ebenfalls zum Versagen des Materials führen kann. [18] Die auftretenden Kräfte beim Kauvorgang bewegen sich üblicherweise zwischen 250 – 500 N und treten in Zyklen von 60 – 120 pro Minute auf. [66] Bei Bruxismus entstehen Kräfte über 1221 N. [67, 18] Wechselnde thermische Belastungen beim Verzehr von kalter und warmer Nahrung können Temperaturschwankungen von 0°C bis 67°C bewirken, setzen die Festigkeit der Keramik herab und beeinflussen die Randschlussqualität durch thermisch induzierte Verformung mit der Konsequenz eines verbreiterten, anfälligerem Zementspalts. [68, 69, 18, 70]

Die Hauptfaktoren für eine herabgesetzte Belastbarkeit des Zirkonoxids sind also das wässrige Mundmilieu, mechanische Beanspruchungen und thermische Schwankungen. [18] Diese Bedingungen zeigen im Bezug auf viergliedrige Brücken im Seitenzahnbereich eine Belastbarkeitsminderung von bis zu 40%. [45] Dennoch übertreffen Zirkonoxid-Keramiken, die eine initiale Belastbarkeit von 1500 N aufweisen (gefordert 1000 N), mit ca. 900 N nach dem Alterungsprozess (gefordert 600 N) diese Anforderungen problemlos. [18, 71, 72]

2.2. CAD/CAM-Technologie

2.2.1. Entwicklung der CAD/CAM-Technologie

Der Begriff CAD/CAM steht für „Computer Aided Design“ und „Computer Aided Manufacturing“ und stammt ursprünglich aus dem technischen Maschinenbau. [9] Er umfasst im Wesentlichen den computergestützten, automatisierten Prozess zur Herstellung eines Werkstücks. In diesem Zuge ist auch der Begriff CAI, „Computer Aided Impressioning“ zu nennen, welcher für die dreidimensionale digitale Datenerfassung steht.

Im Einzelnen bestehen CAD/CAM-Systeme aus 3 Komponenten

1. 3D-Datenerfassung der Präparation (CAI)
2. computergesteuerte Konstruktion (CAD)
3. Herstellung/Fräsen des Werkstücks (CAM)

Den Einzug in den dentalen Gebrauch erfuhr die CAD/CAM-Technologie durch François Duret im Jahr 1971. [73, 74, 5, 9] Dieser verfolgte die Idee, aufwendige zahntechnische Arbeiten durch automatisierte Maschinen zu rationalisieren und damit Herstellungskosten zu senken. [5, 9] Schließlich erhöhen standardisierte Arbeitsprozesse die Qualität, indem sie menschliche Fehler vermeiden und effiziente Möglichkeiten zur Verarbeitung neuer Materialien bieten. [11, 75] Trotz intensiver Forschung konnte sich diese Technologie nicht sofort etablieren. Kritisiert wurde die innere Passgenauigkeit, hohe Anschaffungskosten sowie ein hoher Bedienungsaufwand. [5, 13, 9] Des Weiteren konnten damalige Computer die erforderliche Rechenleistung nicht erreichen. Erst zu Beginn des 21. Jahrhunderts erfuhr die CAD/CAM-Technologie durch die Verfügbarkeit von erschwinglichen Computern mit ausreichend Leistung ihren Aufschwung. [5] Sie ermöglichten die 20%-ige Sinterschrumpfung von vorgesinterten Zirkonoxid-Blöcken im Voraus zu berechnen. [11, 5] Das brachte den Vorteil, dass homogene, industriell hergestellte Blöcke von geringer Festigkeit ohne spätere Passungsungenauigkeiten kostengünstig verarbeitet werden konnten. Durch die zunehmende Bedeutung von hochfesten Dentalkeramiken wie dem

Zirkonoxid, gewannen die CAD/CAM-Systeme zusätzlich an Stellenwert. Schließlich sind Hochleistungskeramiken aufgrund ihrer hohen Schmelz- und Zersetzungstemperatur mit herkömmlichen Techniken im Dentallabor (z.B. Gießen, Pressen,...) nicht zufriedenstellend zu verarbeiten. [11, 75, 12, 13]

Die heutige Etabliertheit dieser Technologie verdeutlicht, dass in Deutschland 41% von den ca. 1,8 Millionen hergestellten Vollkeramikrestorationen auf CAD/CAM-Basis hergestellt werden. [76, 13, 10]

2.2.2. Einteilung von CAD/CAM-Systemen

CAD/CAM-Systeme lassen sich nach folgenden Aspekten einteilen:

- Methode der Digitalisierung
- Fertigungsstandort
- Fertigungstechnologie
- Fertigung des Keramikrohlings

Die **Datenerfassung** kann zum einen durch „direkte-Digitalisierung“ im Mund des Patienten erfolgen oder zum anderen durch eine „indirekte-Digitalisierung“ durch das Erfassen eines Modells. Genauer noch kann die Digitalisierung intraoral-optisch, extraoral-optisch oder extraoral-mechanisch/taktil durch entsprechende Scanner erfolgen.[11, 5, 77, 13, 9]

Bezüglich des **Fertigungsstandorts** unterteilt man eine „Chairside“-Fertigung in der zahnärztlichen Praxis, eine „Labside“-Fertigung im zahntechnischen Labor oder eine „zentrale“-Fertigung durch ein „zentrales“ Fertigungszentrum. [11, 73, 9] Bei der „Chairside“-Produktion sind alle Komponenten des CAD/CAM-Systems in der zahnärztlichen Praxis vorhanden und der gesamte Herstellungsprozess kommt ohne ein Dentallabor aus. [73] Dies spart Zeit und ermöglicht Patienten indirekten Zahnersatz in nur einer Sitzung. „Labside“-Produktion stellt das Äquivalent zum traditionellen Arbeitsablauf dar, bei dem der Zahnarzt eine konventionell erzeugte Abformung dem Labor zukommen lässt. [73, 13, 9] Ab diesem Zeitpunkt werden alle weiteren Produktionsschritte im Dentallabor ausgeführt. Aus der Abformung wird ein Meistermodell hergestellt, dieses anschließend digitalisiert und darauf die Restauration computerunterstützt hergestellt. Das Gerüst wird im Labor aufgepasst, verblendet und an die Zahnarztpraxis zurückversendet. [11, 73, 8, 5, 9] Die „zentrale“-Produktion bezieht ein sogenanntes Schleif-/Fräszentrum mit ein, welches den gescannten Datensatz zugesendet bekommt. [73] Dieser Datensatz kann sowohl aus „indirekter“- aus dem zahntechnischen Labor, als auch aus „direkter“- Herstellung aus der zahnärztlichen Praxis stammen. Die gefertigte Restauration wird an ein Dentallabor zum Aufpassen und zur Verblendung zurückgesendet, sodass die Endverarbeitung in der

Hand des Technikers bleibt. Die Vorteile dieser Variante liegen in dem geringen Investment und der zur Verfügung stehenden hohen Produktionsqualität. [11, 5, 13, 9]

Bezüglich der **Fertigungstechnologie** lassen sich subtraktive Fertigungsverfahren, wie Schleifen oder Fräsen von additiven Verfahren (Rapid Prototyping) unterscheiden. [13, 9]

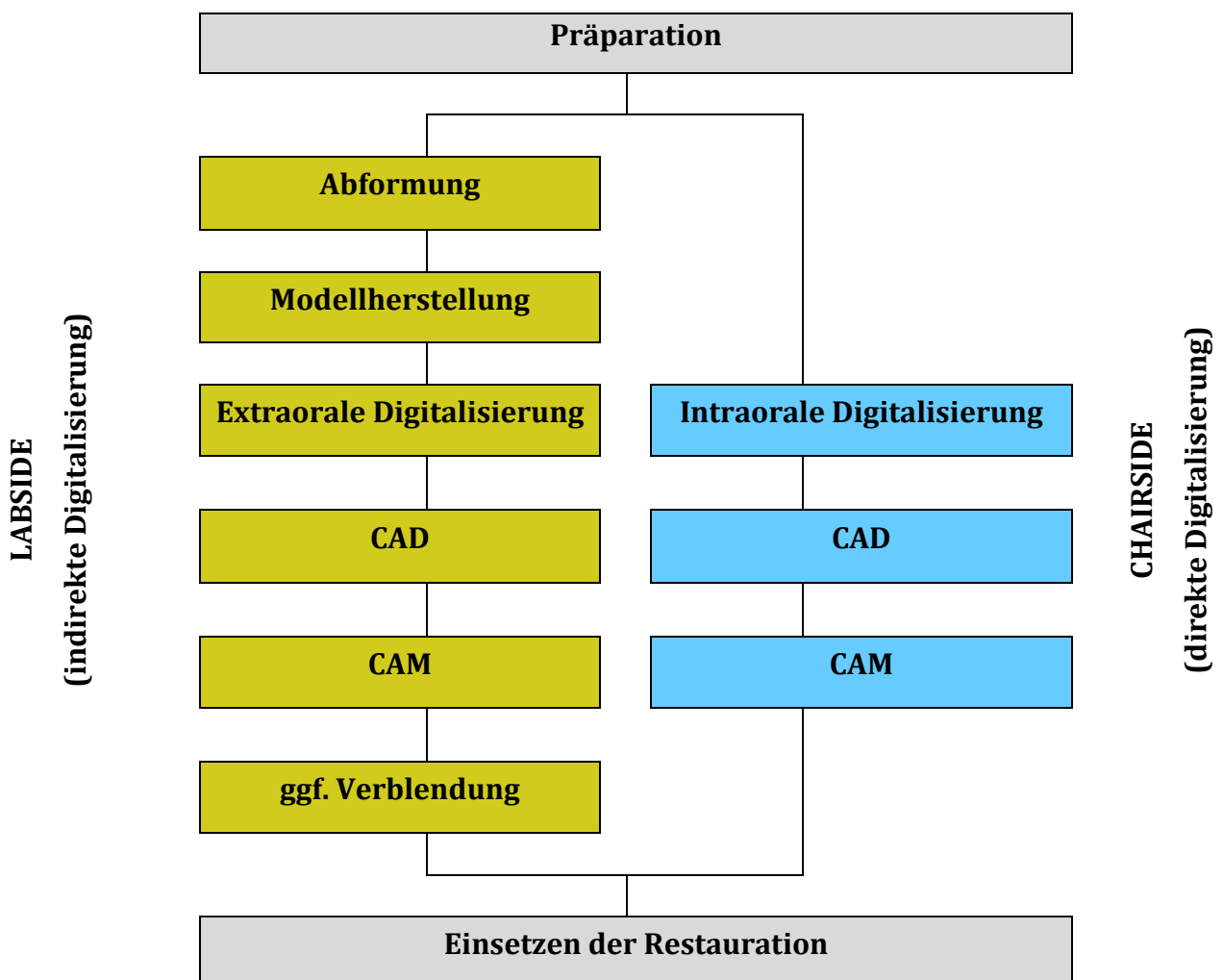


Abbildung 2.3.: Unterschiedlicher Arbeitsablauf von „Labside“ und „Chairside“ – Lösungen (In Anlehnung an [77])

2.2.3. Funktionsweise von CAD/CAM-Systemen

Auf dem Weg zur fertigen computerunterstützten Restauration lässt sich der Prozess in die bereits erwähnten drei Komponenten unterteilen.

2.2.3.1. Datenerfassung (Digitalisierung)

Am Beginn des Arbeitsprozesses steht die Übertragung der klinischen Situation in einen digitalen Datensatz, was sowohl optisch als auch mechanisch erfolgen kann. [11, 9] Abhängig von der Restaurationsart kann entweder nur die Zahnpräparation selbst, bis hin zu Nachbarzähnen, Antagonisten und Kieferrelationen mit einem Scanner erfasst werden. Als Scanner versteht man dabei ein Instrument zur Datenerfassung, welches die vorhandene Situation dreidimensional registriert und digital umwandelt. [11, 9]

Optische Scanner arbeiten berührungslos und funktionieren meist nach dem Prinzip der sogenannten „Triangulation“. [11, 5, 78] Hierbei stehen die Projektoreinheit und ein dazugehöriger Rezeptor (CCD-Chip) in einem definierten Winkel zueinander. Durch diese Anordnung ist es dem Computer möglich, die vom Rezeptor erfasste Situation dreidimensional zu errechnen. Es werden die Verzerrungen einer Streifenlichtprojektion verwendet. [11, 5] Die Messsysteme können sowohl als Punktsensoren als auch als Linien- bzw. Flächensensoren eingesetzt werden. [11, 78, 9] Liniensensoren besitzen eine höhere Präzision im Vergleich zu Flächensensoren, welche aufgrund ihrer kurzen Messzeit ausschließlich als intraorale Scanner eingesetzt werden. Durch den Winkel zwischen Projektor und Rezeptor können besonders an langen Präparationsflächen Abschattungen durch nicht einsehbare Bereiche entstehen. [11, 78, 79, 80] Solche Bereiche können mehrere Aufnahmen und ein anschließendes Matching (Zusammenführen) erfordern. Allerdings ist das Matching von mehreren Aufnahmen zwangsläufig mit einer zusätzlichen Ungenauigkeit verbunden. Bei neueren Verfahren stehen Projektor und Rezeptor auf einer Achse, wodurch Abschattungen vermieden werden können. Dennoch sind steile Oberflächen ($<2^\circ$) schwer zu messen. [80]

Schwierigkeiten haben optische Systeme bei der Erfassung von transparenten und reflektierenden Oberflächen, weshalb Zahnoberflächen, im Gegensatz zu Gipsmodellen, trockengelegt und meist mit einem Puder mattiert werden müssen. [81, 80] Optische Scanner können sowohl „chairside“ direkt im Patientenmund (intraoral), als auch indirekt „labside“ an Gipsmodellen (extraoral) zum Einsatz kommen. [77, 9] Zur Zeit wird die extraorale Vermessung häufiger eingesetzt, da hierbei die Präparationsgrenze ohne störende Blutungen und Speichelfluss registriert werden kann. [9] Einige optische Systeme sind bereits in der Lage, die vollständige dreidimensionale Erfassung der Präparation mit einer Genauigkeit von 10-15 μm von extraoral und ca. 25 μm von intraoral zu realisieren, wobei für Zahnrestorationen allgemein eine Genauigkeit von ca. 50 μm gefordert wird. [78]

Mechanische Scanner können hingegen lediglich extraoral an Modellen zum Einsatz kommen. [11, 5, 82] Die mechanisch/taktile Abtastung funktioniert durch Tastköpfe in Form von Punktsensoren, die über die Oberfläche geführt werden. Registriert wird die Auslenkung der Abtastnadel, welche in ein digitales Signal umgewandelt wird. Unter optimalen Bedingungen besitzt dieses System eine sehr hohe Präzision von bis zu 1 μm . [11, 5, 82, 78, 83] Ein Problem stellt der Tastkopf dar, der bei zu kleiner Dimensionierung die Oberfläche beschädigt und andererseits ein zu großer Tastkopf die Auflösung des Systems limitiert. [11, 5, 82, 78, 83] Schwierigkeiten treten auch bei der Vermessung steiler Oberflächen auf, bei denen es zur Verbiegung der Abtastvorrichtung kommen kann und in weiterer Folge zu Ungenauigkeiten. Ebenfalls nachteilig ist die lange Verarbeitungszeit, die das System benötigt.

2.2.3.2. Computer Aided Design

Ist die Situation einmal digital registriert, ist der nächste Arbeitsschritt die Konstruktion der Restauration. Zunächst werden die Restaurationsgrenzen sowie die Einschubrichtung bestimmt. Besonderes Augenmerk gilt dabei der Präparationsgrenze, die bei Bedarf editiert werden kann. [84] Überwiegend werden CAD/CAM-Systeme für die Erzeugung von Gerüsten verwendet, welche Grundlage für die Weiterverarbeitung durch den Zahntechniker liefern. [9] Sollen darüber hinaus Brückengerüste oder zusätzliche Kauflächen generiert werden, ist es notwendig, weitere Daten hinsichtlich der Nachbarzähne und Antagonisten sowie eine räumliche Relation der Zahnstümpfe zueinander zu erfassen. Je nach angebotener Software können entweder Gerüste oder sogar vollanatomische Kronen, Inlays usw. produziert werden, von denen die Software eine errechnete Vorschau präsentiert. [9, 84, 85] Diese kann im Rahmen der Software zur Verfügung stehenden Möglichkeiten vom Benutzer individuell angepasst werden.

Die Erzeugung von Gerüsten stellt die einfachste Form der CAD-Technologie dar und ist bereits weitestgehend ausgereift. [78] Die Produktion von funktionellen Kauflächen erweist sich hingegen als anspruchsvoller und bietet mehrere Ansätze. [78] Zum Beispiel kann durch Vereinigung des Datensatzes aus der Präparation und aus einer herkömmlich modellierte Restauration zum gewünschten Produkt führen. Ein anderes Konzept versucht den konventionellen Modellationsvorgang am Computer zu simulieren und dem Benutzer dadurch viele Freiheiten zu lassen, wodurch auch die Komplexität eines Systems zunimmt. Erstrebenswert ist daher die automatisch generierte Kaufläche, die aufgrund mathematischer Gesetzmäßigkeiten die Modellation vornimmt. Die digitale Konstruktion wird anschließend in entsprechendem Format an eine Fertigungseinheit übersendet. [11, 78] Zu unterscheiden sind hier „geschlossene“ bzw. „offene“ Systeme hinsichtlich der Format-Kompatibilität verschiedener Systeme.

2.2.3.3. Computer Aided Manufacturing

Zur Erzeugung des digital konstruierten Zahnersatzes kann wie bereits erwähnt, ein additives- (Rapid-Prototyping) oder subtraktives-Verfahren (Schleifen, Fräsen) zum Einsatz kommen. [11] Die größere Bedeutung kommt dabei den subtraktiven Verfahren zu, die durch das Herausfräsen der Konstruktion aus einem Rohling das Werkstück herstellen. Die Genauigkeit solcher Schleifeinheiten wird durch die Anzahl ihrer Schleifachsen bestimmt und beträgt zwischen 3 und 5. [11, 73, 13] Kostengünstige 3-achsige Einheiten können zum Beispiel keine Unterschnitte bearbeiten und erfordern daher ein virtuelles Ausblocken dieser Areale. 4-achsige Einheiten besitzen zusätzlich zu den Achsen X, Y und Z eine Rotationsmöglichkeit des Werkstücks. Um jede beliebige Restaurationsform fertigen zu können, benötigt man eine 5-achsige Einheit, welche durch die Rotationsmöglichkeit des Bohrerkopfes ergänzt wird und somit das Schleifen von komplexen Strukturen, wie Unterschnitten und divergierenden Pfeilerzähnen ermöglicht. [11] High-End-Fräsmaschinen können heute Werkstücke mit einer Präzision von 1 µm erzeugen. [78] Im Großteil der Fälle im klinischen Alltag genügen jedoch die deutlich günstigeren 3-Achsen-Varianten. [78, 13] Für die Präzision des Schleifvorgangs ist insbesondere bei der Hartbearbeitung von Metallen und dichtgesinterten Keramiken der Durchmesser des Schleifinstruments von großer Bedeutung, da dieser Faktor die Bearbeitung von Konturen limitiert. [9]

Ein additives Verfahren ist zum Beispiel die Selektive Laser Sinterung (SLS). Dieses Verfahren behilft sich neuartiger Lasersinterungstechnologie, die durch das Verschmelzen von Materialpulvern ein Werkstück erzeugt. [78, 13, 20] Die endgültige Form, welche durch den Datensatz definiert ist, wird durch schichtweise aufgetragenes und mittels Laser verschmolzenem Rohmaterial erzeugt. Dadurch kann jede beliebige Form ohne Materialbeschädigung durch Schleif- und Fräsbearbeitung erzeugt werden. Durch den minimierten Materialverschleiß können diese Systeme wesentlich kostengünstiger produzieren. [78, 13, 20] Eine weitere Methode ist die Digital Light Processing Technology (DLP). Bei dieser Variante der Stereolithographie wird Schicht für Schicht eines Acrylats aufgetragen, welches anschließend mittels Photopolymerisation gehärtet wird. [13] Elektrophoretisch lassen sich nach dem Prinzip

der Galvanotechnik Gerüstkäppchen herstellen. Dazu wird auf einem Leitsilberlack-Stumpf Keramik abgeschieden und anschließend gesintert. [13]

2.2.4. Das CEREC System

Das CEREC System (Chairside Economical Restoration of Esthetic Ceramics) wurde 1980 an der Universität Zürich durch Werner H. Mörmann und Marco Brandestini mit der Vision entwickelt, zeitsparend, effizient und kostengünstig individuellen keramischen Zahnersatz computergestützt zu konstruieren und herzustellen. [86, 87, 88] Seine erste Anwendung fand das CEREC System im Jahr 1985. [87] Im Laufe der Jahre und der Weiterentwicklung wuchs der zu Beginn auf Inlays beschränkte Anwendungsbereich auf die Indikationen Inlays, Onlays, Kronen, Veneers, vollanatomische Brücken und sogar mehrgliedrige Brückengerüste. Das Materialspektrum ist dabei vielseitig. [11, 73, 89, 90, 41, 38, 42, 40, 6, 75, 13] Durch die CAD/CAM Evolution wurde zugleich die Vollkeramik vorangetrieben, da in jener Zeit die Verwendung von Kompositmaterialien aufgrund ihrer hohen Schrumpfung noch sehr beschränkt war. [91, 89, 87] Das System besteht aus einer Aufnahmeeinheit und einer Schleifeinheit. Mit der Aufnahmeeinheit kann die Zahnsituation direkt im Patientenmund dreidimensional erfasst werden. Anschließend wird die geplante Restauration am Computer virtuell konstruiert und zur Fertigung an die Schleifeinheit übermittelt. Charakteristisch und weltweit einmalig für das CEREC System ist jeher die Möglichkeit dentale Restaurationen in nur einer Sitzung herzustellen und einzugliedern. [86, 87] Limitiert werden kann eine intraorale Digitalisierung durch die nötige Visualisierung der Präparationsränder, die ein adäquates Gingivamanagement erfordert. Alternativ zum Intraoralscan können Gipsmodelle der Präparation auch extraoral digitalisiert werden. Bis Version CEREC 3 ist ein Titandioxidpulver erforderlich, um der Kamera die Registrierung aller Oberflächen zu ermöglichen. [86, 85] Das dabei verwendete Kamerasystem ist die CEREC Bluecam. Diese arbeitet auf dem Prinzip der aktiven Triangulation mit kurzwelligem Blaulicht (470 nm) und einer automatischen Bildauslösefunktion bei einer Aufnahmezeit von 150 ms, um möglichst verwacklungsfreie Bilder zu generieren. Die ermittelte Messgenauigkeit für Einzelaufnahmen liegt bei 19 µm und damit im Bereich

hochauflösender extraoraler Referenzscanner. [92] Für Quadrantenaufnahmen beträgt die Genauigkeit $35\ \mu\text{m}$ [92, 84, 85] Das neueste Kamerasystem CEREC Omnicam erfordert keine Bepuderung umliegender Strukturen. Die Software erzeugt mithilfe biogenerischer Daten von benachbarten und gegenüberliegenden Zähnen einen Vorschlag für eine vollanatomische Restauration, deren Design durch den Zahnarzt modifiziert werden kann. [86, 87, 88, 84] Anschließend wird der Datensatz an die Schleifeinheit übermittelt. Die aktuelle Version der Chairside Schleifmaschine (CEREC inLab MC XL) ist in der Lage eine einzelne Krone in ca. 4 Minuten aus einem vorgefertigten Keramikblock zu fräsen.

Bezüglich der klinischen Bewährtheit von CEREC-Restaurationen wurden viele Studien veröffentlicht. [89] So beträgt die Überlebensrate von CEREC generiertem Zahnersatz 97 % für 5 Jahre [93] und 95,5 für 9 Jahre [88, 94, 95] bei einer jährlichen Verlustrate von ca. 4 Prozent. [89, 96] Attia und Kern konnten zeigen, dass die Bruchfestigkeit von CEREC-restaurierten Zähnen gleich mit der von unpräparierten natürlichen Zähnen war, aber deutlich höher als bei Zähnen mit konventionellen Keramikkrone. [97, 95] Die geringe Rate von Restaurationsfrakturen, die in den meisten Fällen auf zu geringe Materialstärken von unter 2 mm zurückzuführen sind, sowie die guten Langzeitergebnisse zeichnen das CEREC System als verlässliche, ästhetische restaurative Option aus. [89, 98] Marginale Randspalten für CEREC 3 Kronen liegen im Bereich von 53 bis $67\ \mu\text{m}$ [99] und erfüllen damit die klinische Forderung von unter $100\ \mu\text{m}$ [89, 25]. Studien zeigen jedoch einen fortlaufenden Anstieg der Befestigungsfuge, die der Abrasion des Kompositklebers gerschuldet ist. [89]

Den Vorteilen des CEREC-Systems, wie dem klinische Erfolg, der damit verbundenen hohen Überlebensrate von CEREC-Restaurationen sowie der hohen Zeit- und potentiellen Kostenersparnis, stehen diverse Limitationen gegenüber. [91, 75, 87, 95] Zu diesen Punkten zählen die hohen Anschaffungskosten sowie Beschränkungen bei der Erfassung subgingival platzierter Präparationsränder. [17, 95] Marginale Randspalten, die bis zu 50 % Abnutzung der Befestigungsfuge und die Ästhetik monolithischer Keramikblöcke sind ebenfalls viel diskutiert. [89, 95]

2.3. Einfluss der Präparation auf den Randschluss

Ziel der Präparation ist es, die Voraussetzung für die Aufnahme von feststehendem Zahnersatz auf einem natürlichen Zahn zu schaffen. [100] Diese Behandlungsmaßnahme spielt für die Vitalerhaltung der Pulpa, den Schutz der verbliebenen Zahnhartsubstanz, die Integrität des marginalen Parodontiums, eine korrekte statische und dynamische Okklusion, ein gutes ästhetisches Ergebnis und die Lebensdauer der Restauration eine bedeutende Rolle und beeinflusst den langfristigen Erfolg restaurativer Maßnahmen. [100, 32, 20] Die Präparation bestimmt mit ihrer Form maßgeblich die spätere Passgenauigkeit und damit die Qualität des Zahnersatzes, weshalb durch den Substanzabtrag eine ausreichende Retentionsform, Widerstandsform und ein entsprechendes Platzangebot für die spätere Restauration geschaffen werden muss. [20] Im Bezug auf vollkeramischen Zahnersatz sollte eine anatoforme Reduktion eine gleichmäßige Schichtstärke ermöglichen, weil so eine homogene Spannungsverteilung erzeugt wird. [101, 12, 32] Klar nachvollziehbare Präparationsgrenzen gewährleisten in der späteren Abformung und am Modell gut definierbare Restaurationsränder. [102, 103, 101, 100, 20] Diese Präparationsrichtlinien sind mit der Forderung nach maximalem Erhalt von Zahnhartsubstanz sowie dem Schutz der Pulpa und des Parodonts in Einklang zu bringen. [102, 103, 20] Als Leitsatz für die Präparation gilt eine substanzschonende Arbeitstechnik und die Devise „So viel wie nötig, so wenig wie möglich“. [104, 12]

"Als Randschluss wird das enge Anliegen, der möglichst nahtlose Übergang des Kronenrandes in die angrenzende äußere Schmelz- oder Zementgrenze der Präparation verstanden." [21] Für die Qualität einer Restauration gilt der Randspalt als ein entscheidendes Kriterium, sodass stets nach einem möglichst geringem Abstand von Kronenrand zum Zahn gestrebt wird. [23, 21] Als klinisch akzeptabler Randspalt nach Spiekermann gelten Werte im Bereich von 50 – 100 µm. [23] Darüber hinaus steigt das Risiko für Sekundärkaries, da kein Zement dauerhaft gegenüber dem Mundmilieu beständig bleibt. Knappwost stellte dies bezüglich fest, dass die Zementfugen mit der 3. Potenz schwinden. [21] Des Weiteren können auch parodontale Schäden durch prothetischen Ersatz begünstigt werden, wofür überwiegend über- bzw.

unterkonturierte Ränder verantwortlich sind. [105] Die Formgebung und die Qualität des Kronenrandes wird entscheidend von der Präparation mitbestimmt. [105]

Beinflussende Faktoren der Präparation auf die Passgenauigkeit sind:

- Deutliche Präparationsgrenze [105]
- Stumpfgeometrie [23]
- Konuswinkel [100, 106, 20] (Einfluss auf Befestigungsfuge)

Ein entscheidender Faktor auf die Passgenauigkeit einer Krone ist die **deutliche** Darstellung der **Präparationsgrenze**. [105] Vor allem ist eine gut erkennbare Grenzlinie für eine gute Abformung und in weiterer Folge für die zahntechnische Herstellung der Restauration von großer Bedeutung. [100] Unklare Grenzen, wie bei einer Tangentialpräparation, führen meistens zu einer Überkonturierung der Krone.

Auch die **Stumpfgeometrie** beeinflusst den Sitz und die marginale Passung. [103, 23] Der präparierte Stumpf dient als Verankerung für die Kronenversorgung und muss als solche selbst eine gewisse Eigenstabilität aufweisen und bestimmte geometrische Bedingungen erfüllen, um die Restauration dauerhaft zu stützen und zu halten. [102, 103, 12, 20] Die angesprochene Retentions- und Widerstandsform soll gegen abziehende und extraaxiale Kräfte schützen.

Dafür gelten folgende Richtlinien:

- Mit zunehmendem Umfang sinkt bei gleichbleibender Konizität und Stumpfhöhe die Widerstandskraft. [20]
- Die Mindesthöhe des präparierten Stumpf muss bei einem Konvergenzwinkel von 6° - 10° , 3 mm betragen. [20]

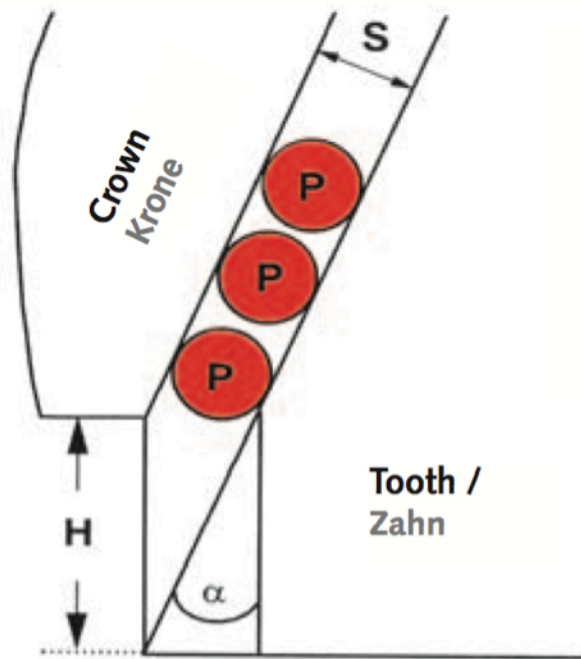
Mit zunehmendem Konvergenzwinkel muss auch die Stumpfhöhe zunehmen um den retentiven Effekt zu gewährleisten. [103]

- Für ausreichend Stabilität gegen horizontale Kräfte, die vorwiegend in oro-vestibulärer Richtung auftreten, wird empfohlen ein Verhältnis von Stumpfhöhe zu oro-vestibulärer-Breite von 0,4 oder höher zu designen. [103]

- Zur Steigerung der Retentions- und Widerstandsform bei zu kurzen oder konischen klinischen Kronen können Retentionsrillen angebracht werden. [103, 20]
- Die natürlichen morphologischen „Kanten“ am Übergang der oro-vestibulären Flächen zu den approximalen Flächen stärken, im Gegensatz zu gänzlich runden Präparationen, die Retention und dienen als Rotationsschutz. [103]

Positive Auswirkung auf die marginale Adaption hat eine geglättete Präparationsoberfläche, während die Retention durch eine raue Struktur gesteigert wird. [103] Durch die reduzierte Rauigkeit des präparierten Stumpfes gelangt die Restauration leichter in Position und das Risiko zu verkeilen wird gemindert. [103, 23, 20] Lenz et al. zeigten, dass der Randspalt einer keramischen Restauration direkt proportional zur Größe des Präparationsstumpfes sinkt. [23] Der Grund dafür scheint die Sinterschrumpfung der Keramik zu sein, die entsprechend der keramischen Masse größer bzw. kleiner ausfällt. Die Schrumpfung ist zwar prozentual konstant, jedoch macht sie sich in größeren Massen deutlich bemerkbarer. [23]

Der **Präparationswinkel** bestimmt maßgeblich die Retentions- und Widerstandsform einer Präparation und wird mit einem idealen Konvergenzwinkel von 6° - 10° beziffert. Zusätzlich bestimmt dieser Winkel die Passung einer Restauration, sowohl intern, als auch extern im Randbereich. [107, 100, 106, 20] Es zeigt sich, dass der Randspalt, also die zervikale Diskrepanz, „...dem Konvergenzwinkel umgekehrt proportional“ ist. [107, 108, 109] Also je flacher der Präparationswinkel, desto besser fällt die marginale Adaption aus. [107, 108, 109] Daraus folgt auch die Erkenntnis, dass eine Stufenpräparation einen größeren Befestigungsfuge verursacht als flach auslaufende Ränder, wie bei einer Tangentialpräparation oder auch Hohlkehlenpräparation. [107] Allerdings wird einem übergroßen Präparationswinkel Grenzen gesetzt, um die Vitalität, Retentions- und Widerstandsform zu bewahren.



**S: Cementing gap /
Befestigungsfuge**

**α : Preparation angle /
Präparationswinkel**

**H: Vertical marginal gap /
Vertikaler Randspalt**

**P: Cement particle /
Pulverpartikel**

$$H = \frac{S}{\text{Sine } \alpha}$$

$$H = \frac{S}{\text{sinus } \alpha}$$

Abbildung 2.4.: Beziehung zwischen Randspalt (H), Schichtdicke des Befestigungsmaterials (S) und Konvergenzwinkel (α) [102, 107, 109]

2.3.1. Definition Randspalt

Eine Problematik beim Vergleich unterschiedlicher Ergebnisse sind die verschiedenen Versuchsanordnungen und unterschiedlichen Definitionen der Messstrecken. [110] Besonders bei In-vivo Studien, wird die Bewertung eines Randspalts oft nur mit Spiegel und Sonde durchgeführt, wodurch einzelne Ergebnisse kaum in Beziehung zueinander gebracht werden können. Holmes et al. forderten daher präzise und einheitliche Definitionen für den Randspalt ("marginal gap"), um Vergleiche der unterschiedlichen Studien zu ermöglichen. [111, 110] Dabei wird ein interner von einem marginalen Spalt, sowie die vertikale, horizontale und absolute Randdiskrepanz unterschieden. Außerdem wurde eine Definition für über- und unterextendierte Kronenränder festgelegt. (siehe Abbildung 2.5.) [110]

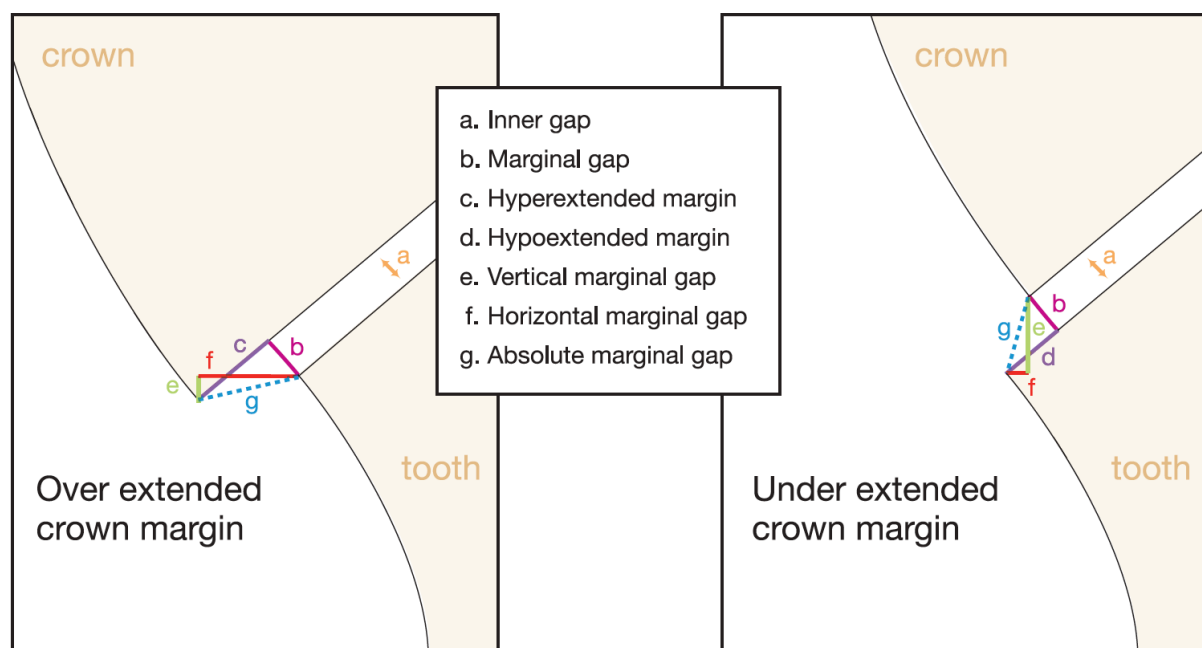


Abbildung 2.5.: Terminologie der Messstrecken nach Holmes et. al. [112, 110, 113]

In dieser Studie wurde der äußere Randspalt als Distanz vom äußeren Kronenrand zum äußeren Rand des Stumpfes an den Kantenpunkten von Kronen- und Stumpftrand, die am weitesten voneinander entfernt liegen, definiert (modifizierte "total cervical discrepancy" nach Holmes et al., 1989) (siehe Abbildung 2.6.).

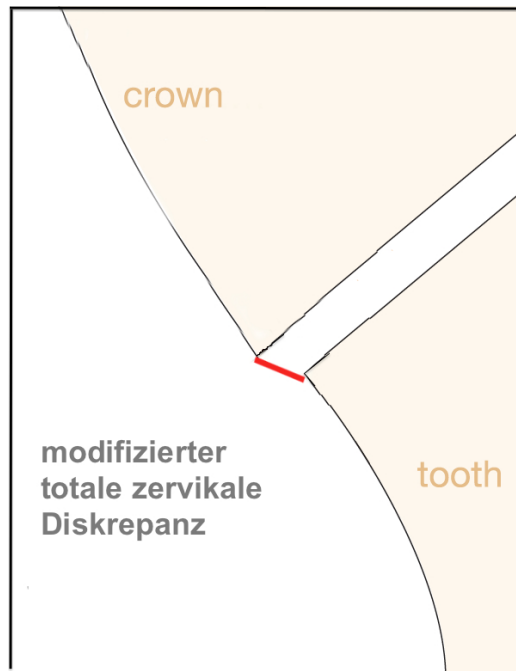


Abbildung 2.6.: modifizierte "total cervical discrepancy" nach Holmes et al. [110] in Anlehnung an [3]

2.3.2. Methoden zur Randspaltuntersuchung

Die Passgenauigkeit zahnärztlicher Restaurationen kann grundsätzlich in vivo und in vitro untersucht werden, wobei hierfür unterschiedliche Methoden existieren.

2.3.2.1. In-vivo-Messmethoden zur Randspaltuntersuchung

Die "**Direkte Inspektion**" bedient sich Spiegel und Sonde, zur optischen und taktilen Beurteilung eines Restaurationsrands. In der Literatur herrscht jedoch Uneinigkeit über die Genauigkeit der direkten Inspektion. So lassen sich nach Rehberg [114] Randspalten von 10-20 μm mit einer zahnärztlichen Sonde ertasten und mit bloßem Auge 15-20 μm große Ränder erkennen. Anderen Studien zufolge können Randspalten von unter 80 μm weder getastet noch visuell erfasst werden. [115, 116, 2, 117, 25] Generell gilt die Methode als relativ ungenau, da die individuelle Taktilität des Untersuchers keine Vergleichbarkeit der Messergebnisse gewährt. Besonders erschwerend sind nicht einsehbare Bereiche subgingival und besonders im Approximalbereich. [2, 4, 114, 25] Vorteil der direkten Inspektion ist die nicht invasive und schnelle Messzeit.

Radiologisch können approximale Ränder restaurierter Zähne bedingt analysiert werden, jedoch wird dieser Wert durch den Projektionsfehler relativiert. [4, 118] Ungeeignet ist diese Methode besonders bei keramischen Restaurationen, weil diese eine zu starke Röntgenopazität aufweisen.

Die **Replikatechnik** bei In-vivo-Untersuchungen macht sich eine Abformung der Restauration im Patientenmund zunutze, welche dann extraoral in einem Mess- oder Rasterelektronenmikroskop vermessen wird. Problematisch sind hierbei die häufig subgingivalen Areale vor allem im Approximalbereich. [4, 119] Alternativ kann eine einsetzbereite Restauration zuvor mit einem dünnfließendem Silikon unterschichtet und mit diesem auf den Präparationsstumpf appliziert werden. [120, 4, 121, 122] Die Silikonschicht entspricht dabei dem Zementspalt und wird nach Aushärtung mit einer weiteren Silikonschicht stabilisiert. Hergestellte Schnitte werden unter Mikroskop vermessen und ausgewertet. (siehe auch Kapitel 3.8.)

Bei der **Schliffpräparatetechnik** werden Zahnschnitte von eingliederten oder befestigten Restaurationen hergestellt. Die auf den natürlichen Zähnen positionierten Restaurationen werden in Kunststoff eingebettet. Darauf folgen die Herstellung der Schliffpräparate und die Untersuchung am Mikroskop. [123, 124, 25] Diese Technik wird vor allem zur Beurteilung von inneren Spalten zwischen Stumpf und Restauration verwendet. Es können axiale und okklusale Flächen beurteilt werden. Der Wert solcher Arbeiten ist sehr hoch einzuschätzen, da durch solche Untersuchungen eine Vorstellung von der in vivo möglichen bzw. von der Spannbreite der klinisch in Wirklichkeit erreichten Passgenauigkeit von Kronen erhalten werden kann. [125] Es offenbart sich das Ergebnis der gesamten klinischen Arbeit. Nachteilig sind die zeitaufwändige Herstellung der Proben und die stichprobenartige Messung. Hierbei kommt es außerdem zum Verlust des Zahnes durch Extraktion.

Diese Einschränkungen klinischer Untersuchungen zur Passgenauigkeit erklären die Notwendigkeit von In-vitro-Studien, in denen eine qualitative und gleichzeitig quantitative Auswertung wesentlich einfacher zu erzielen ist. Messungen an Prüfstümpfen mit idealisierten Geometrien weisen geringere statistische Fehler auf als Rand- und Zementspaltmessungen in kontrollierten klinischen Untersuchungen." [4]

2.3.2.2. In-vitro-Messmethoden zur Randspaltuntersuchung

Auch bei In-vitro-Untersuchungen kann die Qualität eines Randspalts durch **direkte Inspektion** untersucht werden. Als vorteilhaft gegenüber einer In-vivo-Situation gilt die mögliche Zuhilfenahme von Mikroskop sowie das erleichterte Handling von Einzelstümpfen mit der Möglichkeit auch approximale Randgebiete zu untersuchen. [69, 52, 4, 114, 126, 25] Trotz der Tatsache, dass diese Messmethode viele Messpunkte liefert, ist eine Reproduzierbarkeit des Messwinkels zwischen Zahn und Sonde nicht gegeben.

Die **Profilometrie** arbeitet entweder taktil oder optisch und liefert aufgrund der unterschiedlichen Oberflächenstruktur von Zahn, Zementspalt und Restauration eine Aufzeichnung der Profile, welche die Bestimmung des Randspalts ermöglichen. [4, 127] Keine Ergebnisse kann diese Methode bei überextendierten Rändern liefern.

Die In-vitro-**Replikatechnik** funktioniert nach dem selben Prinzip wie die oben beschriebene In-vivo-Messmethode. [120, 4, 121, 122] Hierbei kann die Analyse anhand von extrahierten Zähnen oder an Modellen unterschiedlicher Art erfolgen. Der Vorteil des In-vitro-Versuchs liegt darin, dass die in vivo schwer-, bis nicht- darstellbaren approximalen und subgingivalen Randbezirke eine Beurteilung zulassen. [4, 128, 119] Der Nachteil ist die limitierte Zahl der Messpunkte.

Die **Sektionstechnik** beurteilt Schnitte von zementierten Restaurationen. Diese werden mit ihren Stümpfen in einem festen Material eingebettet und anschließend in gewünschtem Maße zersägt. [115, 52, 124, 129] Die Schnitte können anschließend unter einem Mikroskop untersucht werden. Diese Messmethode gilt als sehr exakt hat aber als Nachteil, die ebenfalls begrenzte Zahl an Messpunkten und die Zerstörung der Restauration. [130, 4]

Für die **3-Dimensionale Messung** der Passgenauigkeit dient als Basis erneut ein Silikonfilm ähnlich der Replikatechnik, der im Spalt zwischen Restauration und Zahnstumpf appliziert wird. [4, 131, 132] Dieser kann entweder durch eine optische Digitalisierung oder mittels MCT (Micro Computerized Tomographie) dreidimensional erfasst und ausgewertet werden. "Diese Techniken erlauben die Visualisierung und Vermessung einer kompletten 3D-Struktur (sowohl Randspalt, als auch innere Passung) eines Objektes, ohne jegliche mechanische oder chemische Bearbeitung des Objekts." [4] Weitere Vorteile sind die gute Reproduzierbarkeit und die Tatsache, dass die Prüfkörper keinen Schaden nehmen. [4, 133, 134] Problematisch ist die Analyse bei unzureichendem radiographischem Kontrast und bei der Abgrenzung unterschiedlicher Materialien.

2.4. Zielsetzung der Studie

Diese In-vitro-Untersuchung soll die Passgenauigkeit von CAD/CAM generierten 4-gliedrigen Brückengerüsten aus Zirkonoxid nach direkter-, und indirekter-Digitalisierung auf Basis desselben Ausgangsmodels beurteilen. Deshalb lautet die Nullhypothese, dass die Methode der Digitalisierung (direkt oder indirekt) keinen Einfluss auf die Passgenauigkeit von 4-gliedrigen CAD/CAM-gefertigten Brückengerüsten hat.

3. Material & Methode

3.1. Überblick

Die Studie vergleicht auf Basis zweier unterschiedlicher Digitalisierungsmethoden die Passgenauigkeit CAD/CAM gestützter 4-gliedriger Brückengerüste aus Zirkonoxid.

Basierend auf einem Titan-Ausgangsmodell wurden zwei unterschiedliche Verfahrenswege beschritten. In Gruppe 1 erfolgte eine konventionelle Abformung (Polyether) des Titanmodells mit Herstellung eines Gipsmodells, welches mit dem CEREC InEos Blue System (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland, Softwareversion 3.88) indirekt (extraoraler) digitalisiert wurde (12 Mal).

→ Gruppe indirekte Digitalisierung (ID)

In Gruppe 2 wurde dasselbe Titan-Ausgangsmodell direkt mittels CEREC AC Bluecam (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland 3.88) digitalisiert (12 Mal).

→ Gruppe direkte Digitalisierung (DD)

Anschließend wurden die Brückengerüste mittels CEREC inLab Software (V3.88; Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) konstruiert.

Diese Konstruktionsdaten wurden zur Herstellung der insgesamt 24 Brückengerüste, 12 aus indirekter Digitalisierung (ID; CEREC InEos Blue) und 12 aus direkt-digitaler Abformung (DD; CEREC AC Bluecam) an eine zentrale Fertigungsstelle (Infinident) übermittelt. Abbildung 3.1. zeigt die Arbeitsschritte der direkten und indirekten Digitalisierung.

Die unterschiedlich hergestellten Brückengerüste wurden auf ihre Passgenauigkeit ohne vorangegangenes Aufpassen überprüft.

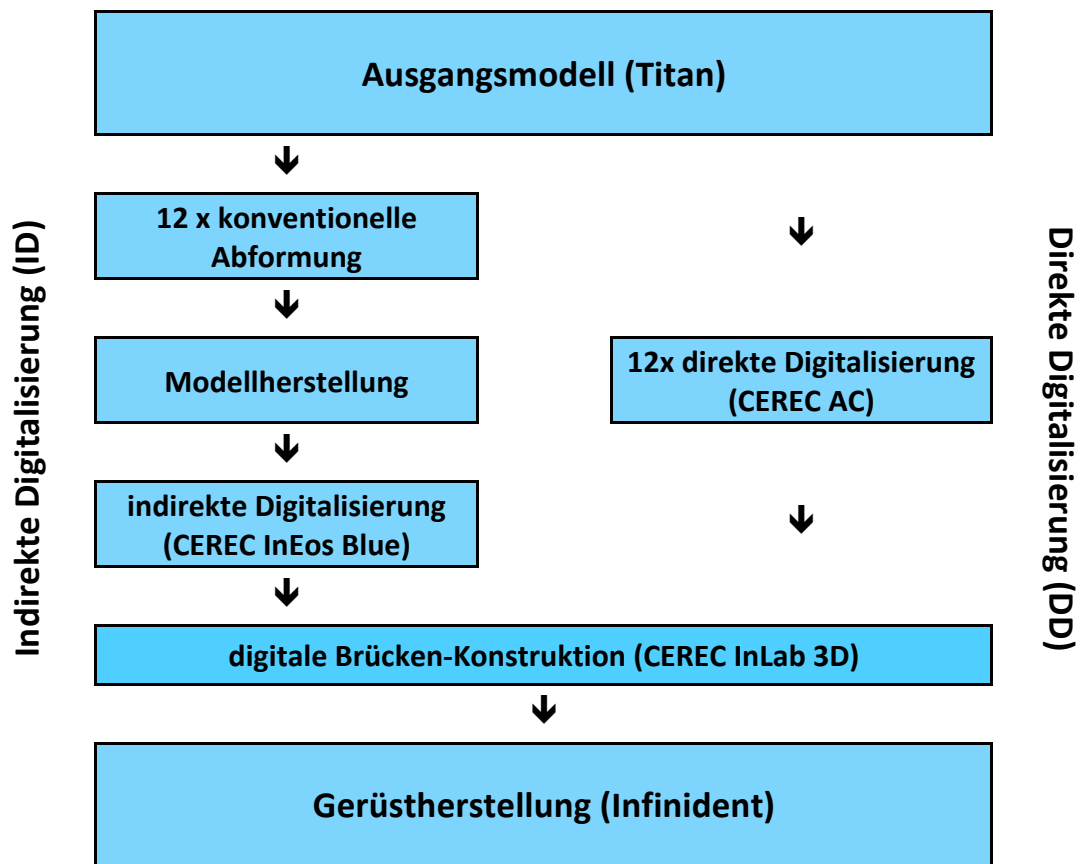


Abbildung 3.1.: Darstellung der Arbeitsschritte für die direkte/ indirekte Digitalisierung

3.2. Vorversuche

3.2.1. Spacerbestimmung

Vor der Fertigung der Studiengerüste wurde in einer Pilotstudie untersucht, welche Ausdehnung der Befestigungsfuge (Spacer) zwischen Gerüst und Modell zu einer optimalen Passung der viergliedrigen Brücken führt. Hierbei wurde darauf geachtet, dass die Brücken einen möglichst kleinen Randspalt aufweisen, ohne dabei eine Klemmpassung zu besitzen. Es resultierte ein Wert von $-30\ \mu\text{m}$, welcher anschließend für alle hergestellten Brückengerüste in beiden Gruppen angewendet wurde.

3.2.2. Prüferbezogene Präzision und Reproduzierbarkeit der Randspaltvermessung

Ziel dieser Pilot-Untersuchung war es, die Reproduzierbarkeit der hier angewandten Methode zur Passgenauigkeitsuntersuchung zu ermitteln.

3.2.2.1. Versuchsaufbau

Nach der Herstellung eines Meistermodells wurde mit einem CAD/CAM- (CEREC-Bluecam, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) eine Krone hergestellt, diese auf einen Gipsstumpf befestigt, eingebettet und in oro-vestibulärer und in mesio-distaler Richtung durchtrennt. Die Schnitte wurden entsprechend der in der folgenden Studie angewandten Methode bearbeitet. Die Randspaltbilder wurden in das Bildverarbeitungsprogramm Optimas importiert und der Spalt mit einem speziellen Softwaremodul vermessen (Abb. 3.9.). Die Schnittbilder wurden in vier Klassen unterteilt, wobei Typ I-III die innere Passgenauigkeit und Typ IV die Messwerte am marginalen Randspalt beschreiben. Die Messungen wurden 10 mal wiederholt und

anschließend in ein Statistikprogramm (SPSS 19.0) zur deskriptiven Auswertung exportiert.

3.2.2.2. Ergebnisse

Durch die statistische Analyse der Randspaltschichtstärken konnten folgende Ergebnisse ermittelt werden. Der systematische Fehler im marginalen Randspaltbereich (Typ IV), welcher für die Passung von besonderer Bedeutung ist, lag bei $2,6 \mu\text{m}$. Die innere Passgenauigkeit der Typen I-III zeigt einen systematischen Fehler bei Typ I von $3,7 \mu\text{m}$, bei Typ II von $2,8 \mu\text{m}$ und bei Typ III von $2,1 \mu\text{m}$. Bei der Bestimmung des systematischen Fehlers über alle Typ-Klassen wurde ein Wert von $2,8 \mu\text{m}$ berechnet. (Abbildung 3.2.) [μm]

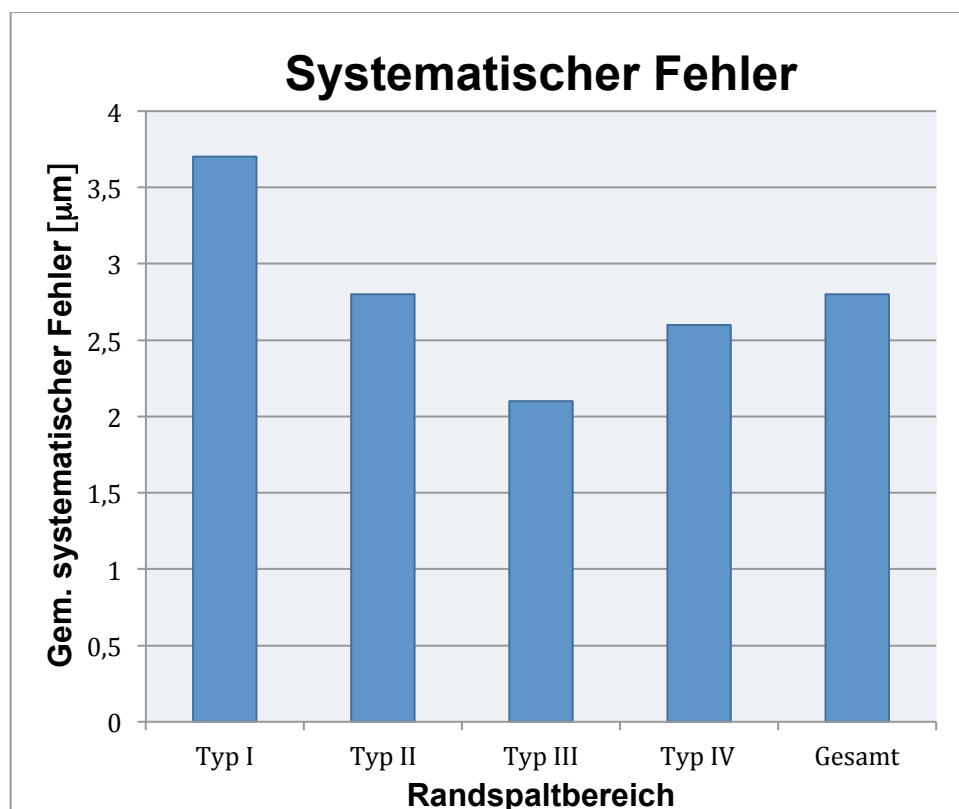


Abbildung 3.2.: Darstellung des systematischen Fehlers der unterschiedlichen Messbereiche; Typ 1 = Hohlkehle, Typ 2 = axiale Wand, Typ 3 = okklusal, Typ 4 = Marginal, Gesamt = Mittelwert aller Messbereiche zusammengefasst.

3.2.2.3. Schlussfolgerung

Die Ergebnisse zeigen eine gute Reproduzierbarkeit der Prüfmethode. Bei einem Prüfer ist der systematische Fehler sehr gering. Dies erhöht die Aussagequalität der folgenden Passgenauigkeitsuntersuchung. Gerade in den kritischen Randspaltbereichen führt die Kenntnis des systematischen Fehlers zur qualitativen Verbesserung der Vergleichbarkeit.

Die Ergebnisse wurden bereits auf der Jahrestagung DGPro 2012 als Poster der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik in München publiziert. [112]

3.3. Modellherstellung

An einem Oberkiefermodell (Basic Study Model, KaVo Dental GmbH), wurden die Zähne 14 und 17 präpariert, um eine viergliedrige Brückensituation zu simulieren. Dazu wurden diese in einem Konvergenzwinkel von 6 Grad mit marginal endender Hohlkehle, einer okklusalen Reduktion von 2,0 mm und einer zirkulären Reduktion von 1,5 mm beschliffen. Anschließend wurde eine Abformung (Silagum, DMG, Hamburg, Deutschland) des Modells genommen um ein Gipsmodell in Klasse IV (Fujirock white, GC Europe) zu erhalten, welches dann durch den Everest-Scanner (KaVo, Biberach, Deutschland) digitalisiert wurde. Der Datensatz wurde an das KaVo-Fräßzentrum übermittelt, um ein Meistermodell aus Titanium zu fräsen. Dieses Meistermodell (siehe Abbildung 3.3.) wurde als Basis für die Herstellung der Zirkonoxid-Brückengerüste verwendet. [135] Das Modell wurde bereits für andere Untersuchungen in der PZP der LMU verwendet. [135]

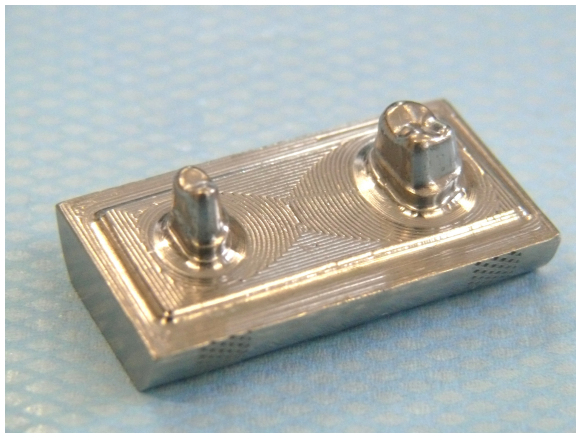


Abbildung 3.3.: Titan-Meistermodell

3.4. Gruppe der konventionellen Abformung (indirekte Digitalisierung = ID)

Es wurden 12 Polyetherabformungen mit Impregum (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) vom Titanium-Meistermodell mit Hilfe von individuellen Löffeln aus lichthärtendem Kunststoff (Paltray XL, HeraeusKulzer, Hanau, Germany) genommen und in Klasse IV Gips (Fujirock white, GC Europe) überführt. (siehe Abbildung 3.4. a) Nach 24 stündiger Aushärtung unter Laborbedingungen $23^{\circ} \pm 1^{\circ}$, wurden Dowle-Pins gesetzt und die Modelle gesockelt. Nach Entfernung von der Sockelbasis wurden die Stümpfe separiert um sogenannte Meistermodelle zu erhalten. Alle Abformungen wurden vom selben Untersucher durchgeführt und alle Pin-Modelle wurden vom selben erfahrenen Zahntechniker hergestellt. (siehe Abbildung 3.4. b) Die zwölf Pin-Modelle wurden mit einem Puderspray (Optispray, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) nach Herstellerangaben dünn beschichtet, mit der optischen Scaneinheit (CEREC InEos Blue) erfasst und anschließend zur digitalen Konstruktion (CEREC inLab 3D; Version 3.88) im CDT-Format gespeichert.

Da die strukturarme, plane Oberfläche an der Position der späteren Brückenspannen (15, 16) zu Problemen beim Matching der Einzelbilder führte, wurde dieser Bereich bei allen Gipsmodellen mit einem Silikon (Optosil P plus, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) bedeckt, um so ein Relief zu schaffen, welches dieses Problem löste. (siehe Abbildung 3.4. b)

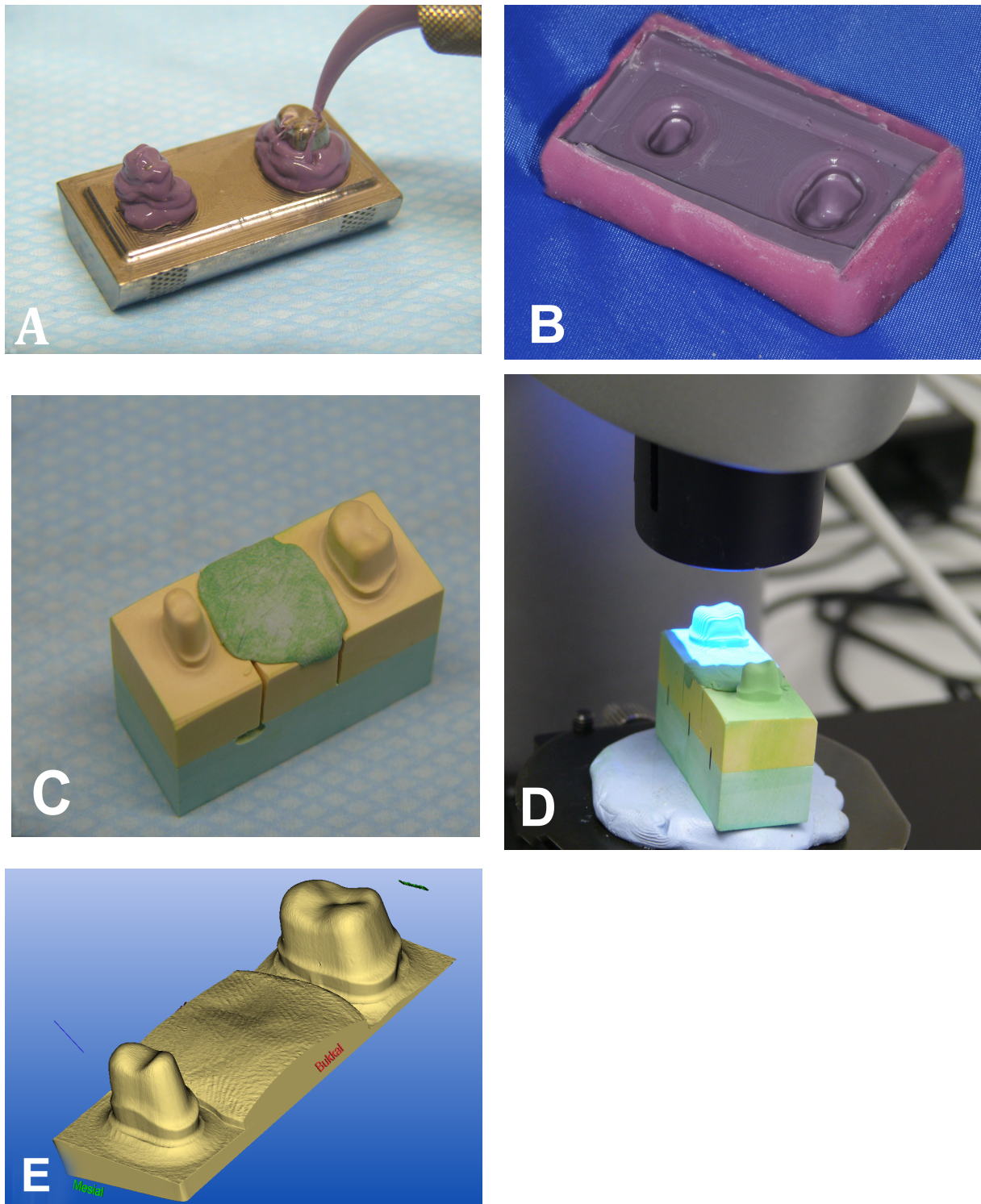


Abbildung 3.4. Indirekte Digitalisierung: A) Impregum-Abformung des Titan-Meistermodells; B) Impregum-Abformung mit Abformlöffel; C) Pin-Modell mit Silikonmodellation zur Relieferzeugung; D) Scanvorgang mit CEREC InEos; E) Digitaler Datensatz in CEREC inLab 3D

3.5. Gruppe der digitalen Abformung (direkte Digitalisierung = DD)

Das Ausgangsmodell (Titanium) wurde mit der CEREC AC Bluecam 12 mal gescannt (direkte Digitalisierung). Dabei wurde die Bluecam mit Hilfe einer statischen Konstruktion stabilisiert um möglichst saubere, wackelfreie Bilder zu erzielen. Dadurch entstand eine reproduzierbare Kamera-Modell-Relation, bei der die Präparationsgrenzen optimal einsehbar waren und der Kamera-Modell-Abstand einer klinischen Situation entsprach. Um Lichtverhältnisse ähnlich einer Mundsituation zu schaffen, wurden zusätzliche Lichteinstrahlungen durch Abdunkelung vermieden.

Das Modell wurde wie vom Hersteller gefordert, vor jedem Scan erneut mit einem Titandioxid-Puderspray (Optispray, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland), in einem Abstand von 2 cm dünn beschichtet, um Reflexionen zu vermeiden.

Auch hier wurde das Matching-Problem mit einer Silikonmodellation im Bereich der Brückenspannen (15, 16) gelöst. Für jede Abformung wurden 4 Einzelbilder mit automatischer Bildauslösung aufgenommen. Die 12 entstandenen Datensätze wurden über das CEREC-Connect Portal an das CAD-Programm, CEREC inLab 3D versendet und anschließend auf den 12 Datensätzen der digitalen Abformungen die Modellationen der viergliedrigen Brückengerüste konstruiert und im CDT-Format gespeichert. (siehe Abbildung 3.5.)

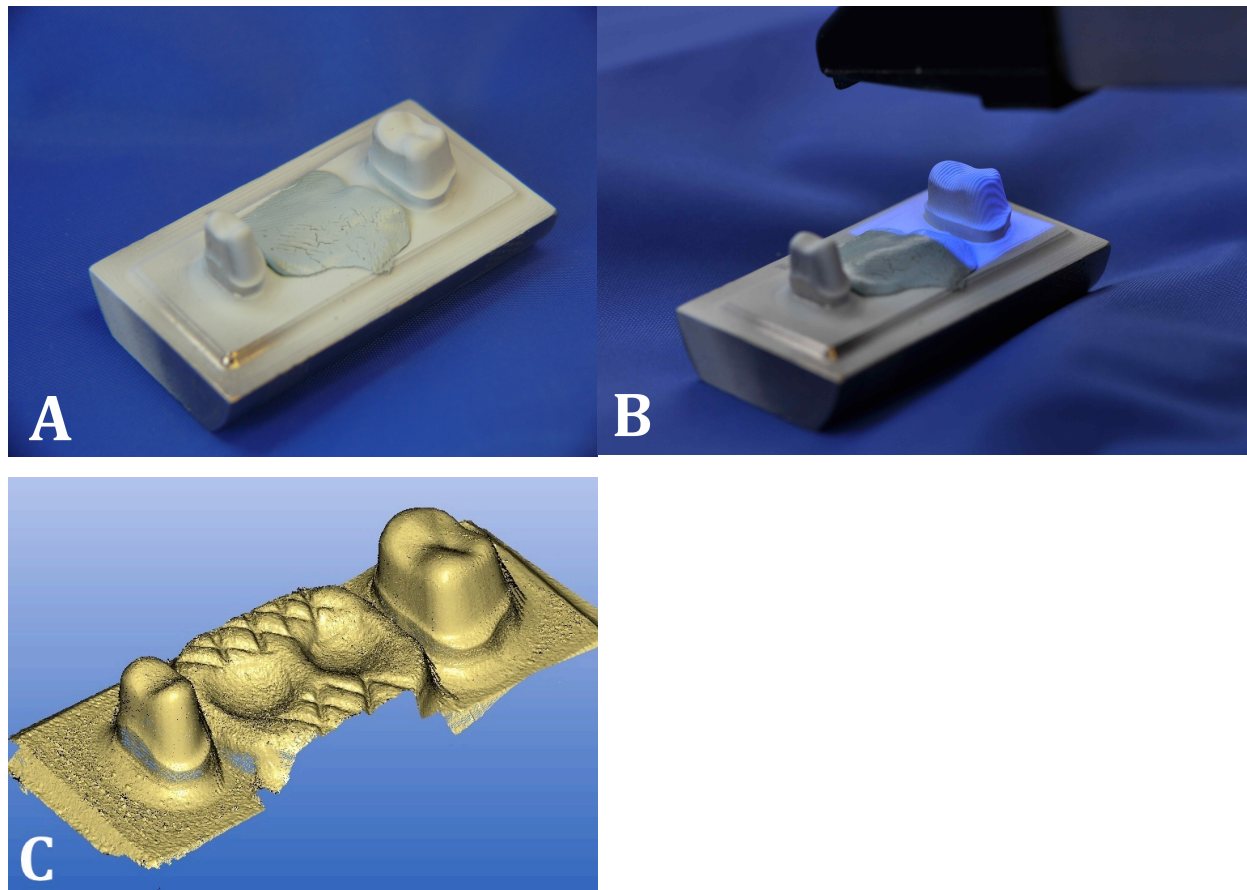


Abbildung 3.5. Direkte Digitalisierung: A) Bepudertes Titan-Modell mit Silikonmodellation zur Reliefschaffung; B) Scanvorgang mit CEREC AC/Bluecam; C) Digitaler Datensatz, CEREC AC

3.6. Konstruktion (CAD)

Mithilfe der inLab 3D-Software wurde auf den digitalisierten Modellen beider Gruppen (ID und DD) viergliedrige Brückengerüste konstruiert. Zunächst wurden die Modelle digital getrimmt und anschließend die Präparationsgrenzen editiert. Im nächsten Schritt wurde die Position der Zwischenglieder und die Einschubrichtung bestimmt. Die computergenerierte Konstruktion wurde nicht weiter bearbeitet. (siehe Abbildung 3.6.)

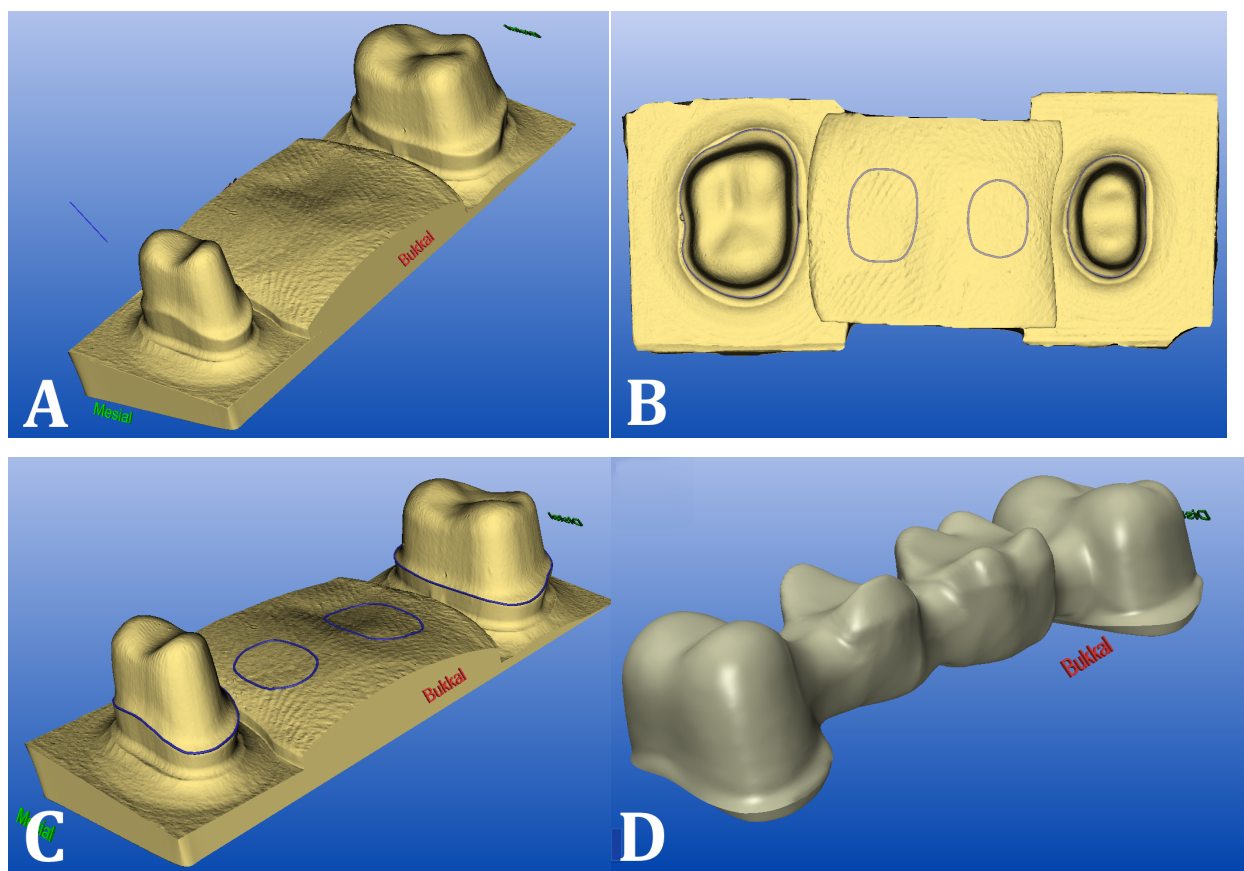


Abbildung 3.6. Konstruktionsschritte: A) Digitaler Datensatz aus Scan; B) Bestimmung der Einschubrichtung; C) Festlegen der Präparationsgrenzen; D) computergenerierte Konstruktion

3.7. Fertigung

Zur Fertigung der Brückengerüste wurden die Konstruktionsdaten der insgesamt 24 Brückengerüste zur zentralen Fertigung (infiniDent Services GmbH, Darmstadt, Deutschland) versendet und aus Zirkonoxid (inCoris ZI, Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland) hergestellt.

3.8. Replica-Technik

3.8.1. Innenabformung

Um eine sogenannte Replika des marginalen und internen Spalts der Brückengerüste zu erhalten, wurde eine von Boening et al. [136] und Molin & Karlsson [137] beschriebene Technik angewandt. Ohne die Gerüste vorher manuell auf das Modell aufzupassen, wurden diese mit einem dünnfließenden Silikon (Virtual, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) befüllt und auf das Titanausgangsmodell mit Fingerdruck aufgesetzt und stabilisiert. Nach 5-minütiger Aushärtungszeit wurde das Gerüst vom Modell entfernt, sodass das ausgehärtete, dünnfließende Silikon an den Modellstümpfen haften blieb. (siehe Abbildung 3.7.)

3.8.2. Überabformung

Die so entstandene Silikonschicht, welche dem Platz zwischen Gerüst und Zahnstumpf entspricht, wurde dann durch die Applikation eines kontrasterzeugenden, blauen Silikons (Virtual, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) gefasst und durch dessen härtere Konsistenz stabilisiert. Die Silikoninnenabdrücke konnten so vom Modell abgehoben werden. Von jedem Gerüst wurden zwei dieser Abformungen genommen.

3.8.3. Präparation der Abformung

Die Abdrücke wurden zur visuellen Beurteilung präpariert, indem sie je einmal in der Mitte des Prämolaren und ebenso in der Mitte des Molaren, in oro-vestibulärer Richtung, mit einem Skalpell durchgeschnitten wurden. Die zweite Abformung wurde in mesio-distaler Richtung durch das Zentrum von Prämolar und Molar zerschnitten. Durch den Farbkontrast von dünnfließendem (braun) und dickem Silikon (blau) ließen sich diese Schichten gut von einander abgrenzen. (siehe Abbildung 3.7.)

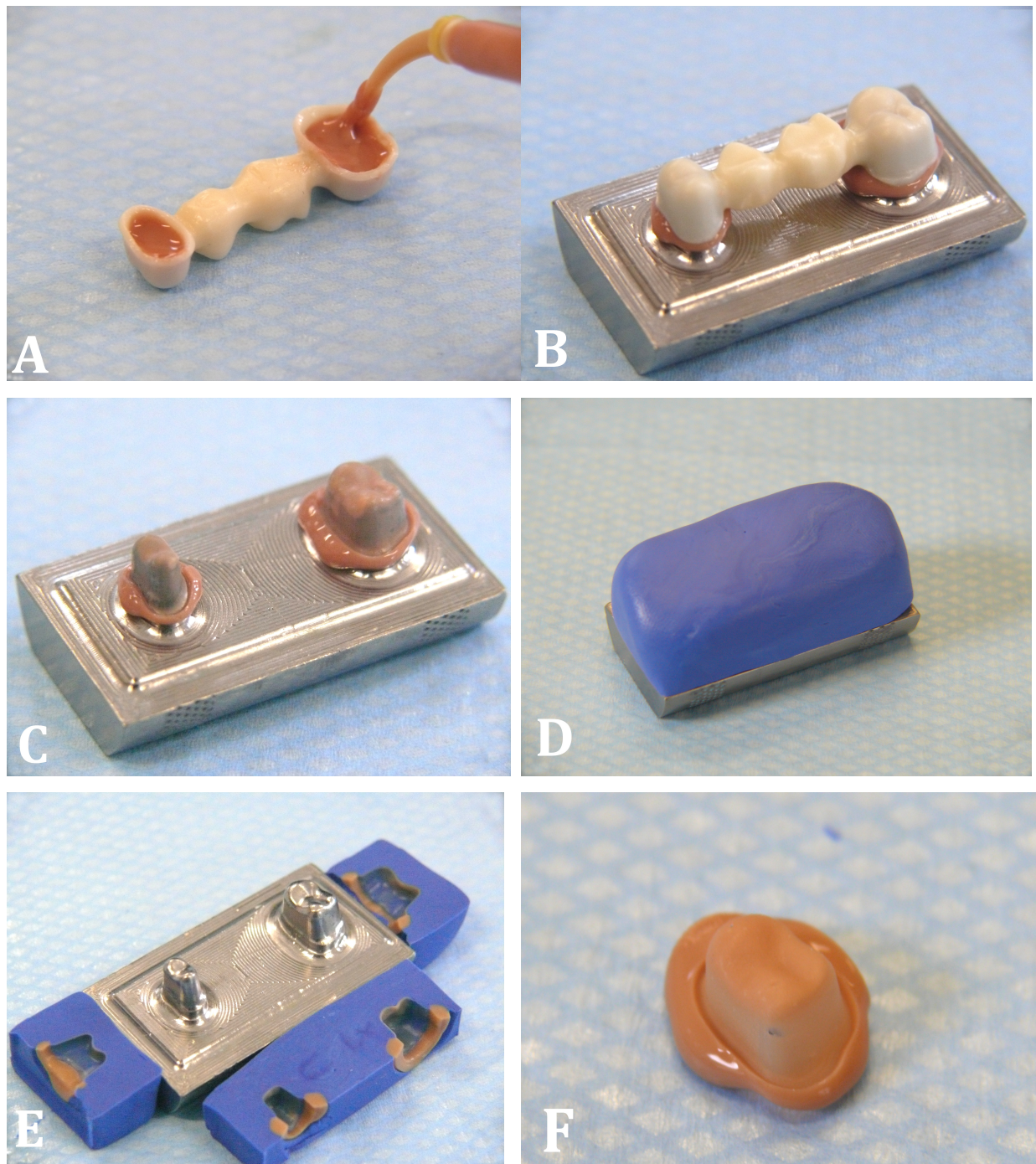


Abbildung 3.7. Arbeitsschritte Replica-Technik: A) Applikation dünnfließendes Silikon; B) Gerüst mit dünnfließendem Silikon aufgesetzt; C) Silikon auf Zahnstümpfen; D) Applikation dickes Silikon; E) Präparation der Abformung; F) abgehobene Silikonschicht zur Veranschaulichung der Befestigungsfuge

3.8.4. Schnittbilder-Erfassung

Die entstandenen Schnitte wurden zur besseren Beurteilung unter 50x Vergrößerung unter dem Mikroskop (Axioscope 2, Zeiss, Oberkochen, Deutschland) mit einer Auflösung von 0,45 μm fotografiert. Die digitale Kamera (S1 Pro, Fuji, Tokyo, Japan) war zu diesem Zweck über einen Fototubus an das Mikroskop angeschlossen. Von jedem Zahnschnitt wurden 8 einzelne Teilfotos aufgenommen und diese mit der Adobe Photoshop CS Software (Adobe Systems GmbH, San Jose, USA, Softwareversion 12.0 x32) zu einem Gesamtbild zusammengefügt. Um das korrekte Zusammenfügen der Einzelbilder durch die Software zu verbessern, wurden auf der Fläche des dicken Silikons Strichmarkierungen angebracht, um so Referenzlinien zu schaffen. Die im TIFF-Format abgespeicherten Bilder wurden mit einer Bild-Daten-Software (Optimas 6.5, Media Cybernetics, Silver Spring, MD, USA, Softwareversion 6.51.199) analysiert. (Siehe Abbildung 3.8.)

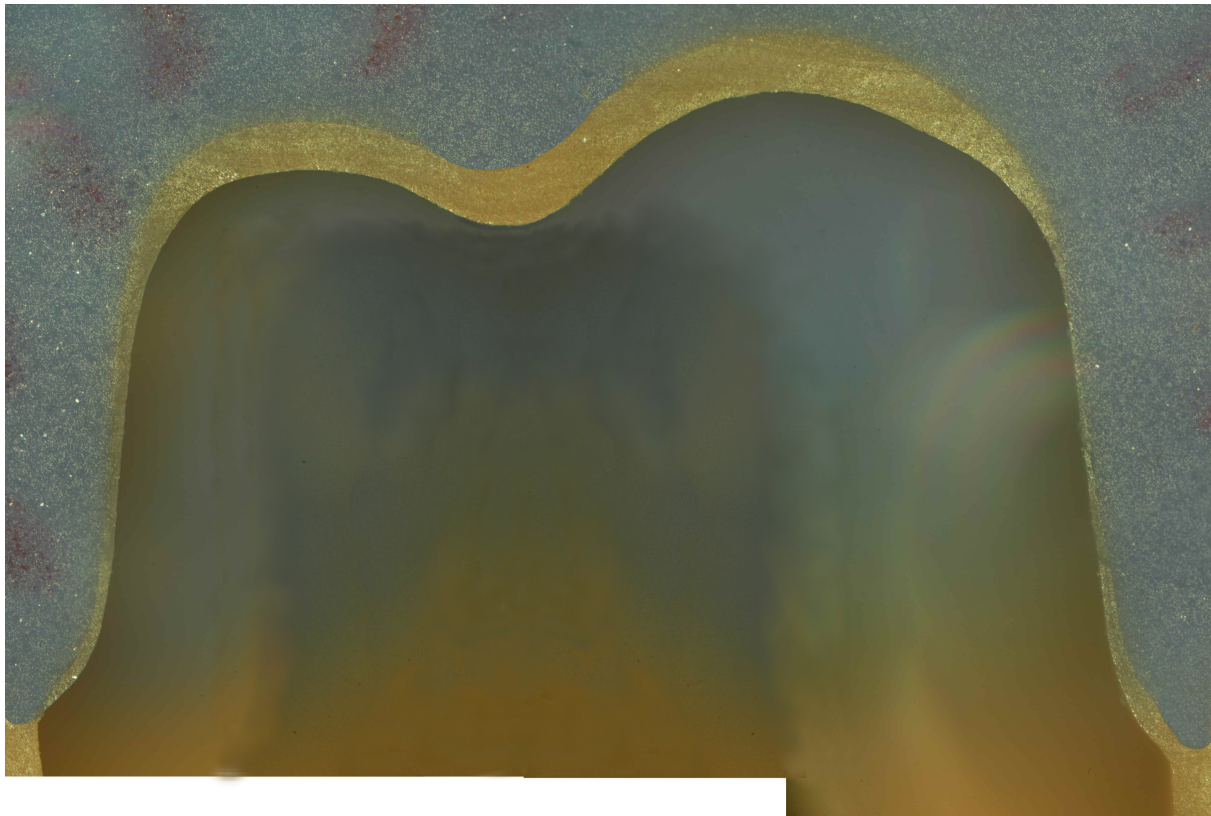


Abbildung 3.8.: Zusammengesetztes Mikroskopbild

3.9. Analyse mittels Optimas (Media Cybernetics, Silver Spring, MD, USA, Softwareversion 6.51.199)

Zur Analyse der Passgenauigkeit der Brückengerüste wurden die zuvor unter Mikroskop fotografierten Schnitte mit einer Bild-Daten-Software ausgewertet.

Zunächst wurde der Spalt zwischen Zahnstumpf und Brückengerüst, welchen es zu berechnen galt, manuell bestimmt. Hierzu wurden mehrere einzelne Punkte auf der Innenseite (Grenzfläche dünnfließendes Silikon [braun] und Zahnstumpf) und der Außenseite (Grenzfläche dünnfließendes Silikon und dickes Silikon [blau]) des Innenabdrucks markiert um dem Computerprogramm die Grenzen des zu analysierenden Bereichs vorzugeben. Die aus den Einzelpunkten generierte innere und äußere Grenzlinie wurde durch das Computerprogramm mit einer Lotfällung der gegenüberliegenden Grenzflächen vermessen, indem automatisch durch die Software der Abstand von jeweils 2 senkrechten Punkten zueinander ermittelt wurde. Dieser Abstand entspricht dem Spalt zwischen Brückengerüst und Zahnstumpf.

Daraus resultierten ca. 10.000 Messpunkte pro Schnittfläche., was etwa 40.000 Analysepunkte pro vermessene Brücke entspricht.

Um Aussagen über die Passung in verschiedenen Bereichen des Modellstumpfes zu treffen, wurden in der Analyse die Bereiche marginaler Spalt, Hohlkehle, axiale Wand und Okklusalfäche unterschieden. (siehe Abbildung 3.9. b)

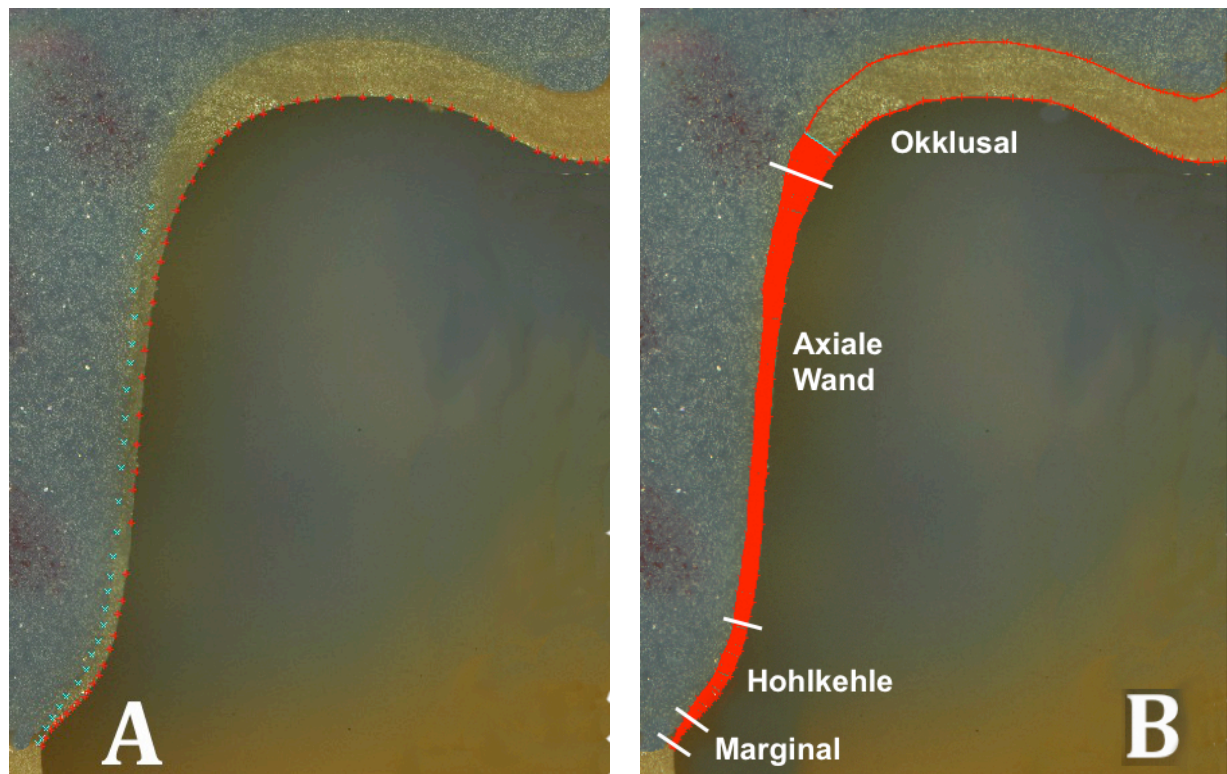


Abbildung 3.9.: A) Manuelle Bestimmung der Grenzflächen, „innere“ Grenzfläche rot, „äußere“ Grenzfläche blau; B) Abstandmessung „innere“ zu „äußere“ Grenzfläche mit Markierung der Messbereiche "Marginal", "Hohlkehle", "Axiale Wand" und "Hohlkehle".

3.10. Statistische Auswertung

Zur Auswertung der erhobenen Daten wurden diese mittels IBM SPSS Statistics (IBM Corporation, Armonk, USA, Version 20.0) ausgewertet.

3.10.1. Passgenauigkeit

Die statistische Analyse kategorisierte die Gruppen DD vs. ID. Darüber hinaus wurden diese beiden Gruppen entsprechend ihrer Messbereiche („Marginal“, „Hohlkehle“, „Axiale Wand“, „Okklusal“ und „Gesamt“), sowie ihrer Messorte (PM_m = Prämolarmesial; PM_b = Prämolarkukkal; PM_p = Prämolarpalatal; PM_d = Prämolardistal; M_m = Molarmesial; M_b = Molarkukkal; M_p = Molarpalatal; M_d = Molardistal) miteinander verglichen.

Mittels Kolmogorov-Smirnov-Test wurden zunächst die beiden Gruppen DD und ID sowohl in Bezug auf "Messbereich" und "Messort" auf eine Normalverteilung untersucht. Alle verglichenen Parameter zeigten dabei eine Normalverteilung. Folglich wurde zum Vergleich der Passgenauigkeit der direkten (DD) und indirekten Digitalisierung (ID) ein t-Test mit einem Konfidenzintervall von 95% angewandt.

3.10.2. Präzision

Zum Vergleich der Varianzen, sprich der Präzision/Reproduzierbarkeit der Gruppen direkte Digitalisierung (DD) und indirekte Digitalisierung (ID), wurde ein Levené -Test mit einem Konfidenzintervall von 95% angewandt. Analog zur Passgenauigkeit wurde die mittlere Passung der Brücken für die Messbereiche „Marginal“, „Hohlkehle“, „Axiale Wand“, „Okklusal“ und „Gesamt“ auf Varianzen untersucht. Gleichermaßen wurden die Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_p; M_d) mittels Levené -Test geprüft.

4. Ergebnisse

Insgesamt wurden für die Studie 24 Brücken ausgewertet, jeweils 12 aus der Gruppe „direkte Digitalisierung“ (DD) und „indirekte Digitalisierung“ (ID). Zunächst wurde die Passung aller 12 Brücken innerhalb einer Gruppe verglichen. Dabei wurde zwischen den verschiedenen Messbereichen „Marginal“, „Hohlkehle“, „Axiale Wand“, „Okklusal“ und „Gesamt“ unterschieden. Zusätzlich erfolgte ein Vergleich der Ergebnisse beider Gruppen an unterschiedlichen Messorten (PM_m = Prämolare mesial; PM_b = Prämolare bukkal; PM_p = Prämolare palatinal; PM_d = Prämolare distal; M_m = Molare mesial; M_b = Molare bukkal; M_p = Molare palatinal; M_d = Molare distal). Aus den erhobenen Mittelwerten der „Messbereiche“ und „Messorte“ wurden anschließend die beiden Gruppen (DD und ID) statistisch miteinander verglichen.

Da für die Bewertung eines Arbeitsablaufes auch dessen Reproduzierbarkeit, sprich Präzision entscheidend ist, wurde auch die Streuung der Passgenauigkeit der verschiedenen Brücken statistisch miteinander verglichen.

4.0.1 Überblick zur Passung, gegliedert nach Messbereichen

Die mittlere Passung der Messbereiche Marginal, Hohlkehle, Axiale Wand und Okklusal aller Messorte für die Gruppen direkte Digitalisierung (DD) und indirekte Digitalisierung (ID) sind in Tabelle 4.1. und Abbildung 4.1. dargestellt. Zudem wurde die Gesamtpassung der Brücken als Mittelwert aus den Werten der einzelnen Messbereiche ermittelt. Die Mittelwerte für jeden Messbereich einer Gruppe resultieren aus 96 Datenpunkten. (4 Messorte x 2 Zähne x 12 Brücken)

Mittlere Passung [mm]	N	Messbereich				
		Gesamt	Marginal	Hohlkehle	Axiale Wand	Okklusal
direkte Digitalisierung (CEREC AC Bluecam)	12	0,105	0,061	0,084	0,088	0,186
Std-Abweichung		0,064	0,028	0,025	0,036	0,063
indirekte Digitalisierung (CEREC InEOS)	12	0,140	0,094	0,105	0,102	0,261
Std-Abweichung		0,101	0,078	0,055	0,054	0,094

Tabelle 4.1.: Mittlere Passung in den Messbereichen „Marginal“, „Hohlkehle“, „Axiale Wand“ und „Okklusal“. Die Gesamtpassung ergibt sich aus der durchschnittlichen Passung aller 4 Messbereiche.

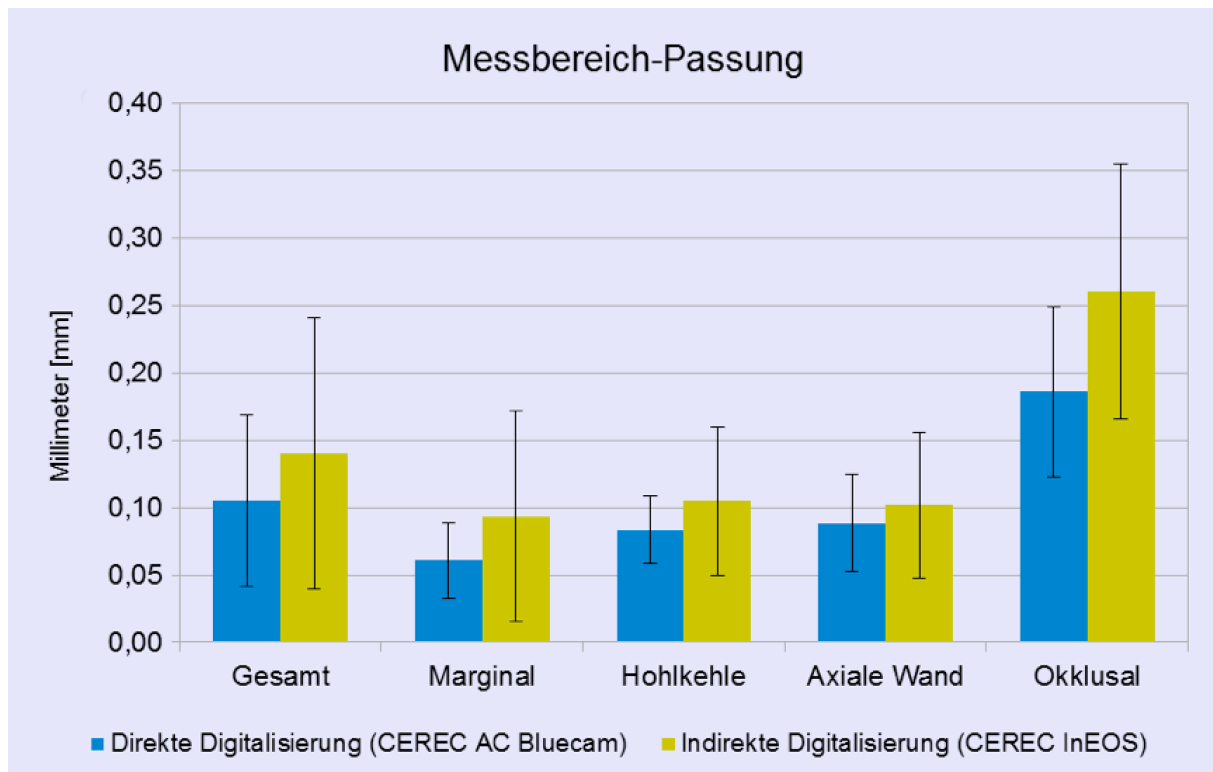


Abbildung 4.1.: Mittlere Passung in den Messbereichen „Marginal“, „Hohlkehle“, „Axiale Wand“ und „Okklusal“ für die beiden Gruppen direkte – und indirekte Digitalisierung. Die Gesamtpassung ergibt sich aus der durchschnittlichen Passung aller 4 Messbereiche.

4.1. Gesamtpassung

4.1.1. Vergleich der mittleren Gesamtpassung der Brücken aus direkter- und indirekter Digitalisierung

Bei der Auswertung der Gesamtpassgenauigkeit wurden aus allen zuvor definierten Messbereichen (Marginal, Hohlkehle, Axiale Wand, Okklusal) aller Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_p; M_d), Gesamtmittelwerte für jede Gruppe (DD, ID) ermittelt. Somit resultiert der Mittelwert für jede Gruppe aus 384 Messpunkten (4 Messbereiche x 4 Messorte x 2 Zähne x 12 Brücken).

Die durchschnittliche Gesamtpassung aller Messorte betrug 0,105 (SD \pm 0,064) mm in der Gruppe nach direkter Digitalisierung (DD) mittels CEREC AC Bluecam. Bei der Gruppe der indirekten Digitalisierung (ID) betrug dieser Mittelwert 0,140 (SD \pm 0,102) mm. Die Mittelwerte für die einzelnen Brücken und die Gruppen-Mittelwerte sind in Tabelle 4.2. und Abbildung 4.2. dargestellt.

Gesamt-Passung		
Brücke Nr.	direkte Digitalisierung (CEREC AC Bluecam) MW (\pm SD) [mm]	indirekte Digitalisierung (Abformung +Meistermodell +CEREC InEos) MW (\pm SD) [mm]
1	0,120 \pm 0,078	0,181 \pm 0,117
2	0,093 \pm 0,058	0,129 \pm 0,097
3	0,108 \pm 0,072	0,138 \pm 0,096
4	0,100 \pm 0,071	0,111 \pm 0,077
5	0,090 \pm 0,052	0,119 \pm 0,077
6	0,100 \pm 0,060	0,234 \pm 0,133
7	0,116 \pm 0,061	0,096 \pm 0,072
8	0,103 \pm 0,064	0,120 \pm 0,091
9	0,105 \pm 0,062	0,133 \pm 0,088
10	0,106 \pm 0,067	0,156 \pm 0,113
11	0,097 \pm 0,056	0,122 \pm 0,081
12	0,120 \pm 0,069	0,143 \pm 0,103
MW_{Gesamt}	0,105 \pm 0,064	0,140 \pm 0,102
SD_{Gesamt}	0,01	0,04

Tabelle 4.2.: Mittlere Gesamt-Passung (MW) und Standardabweichung (SD) aller Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_p; M_d) in Millimeter.

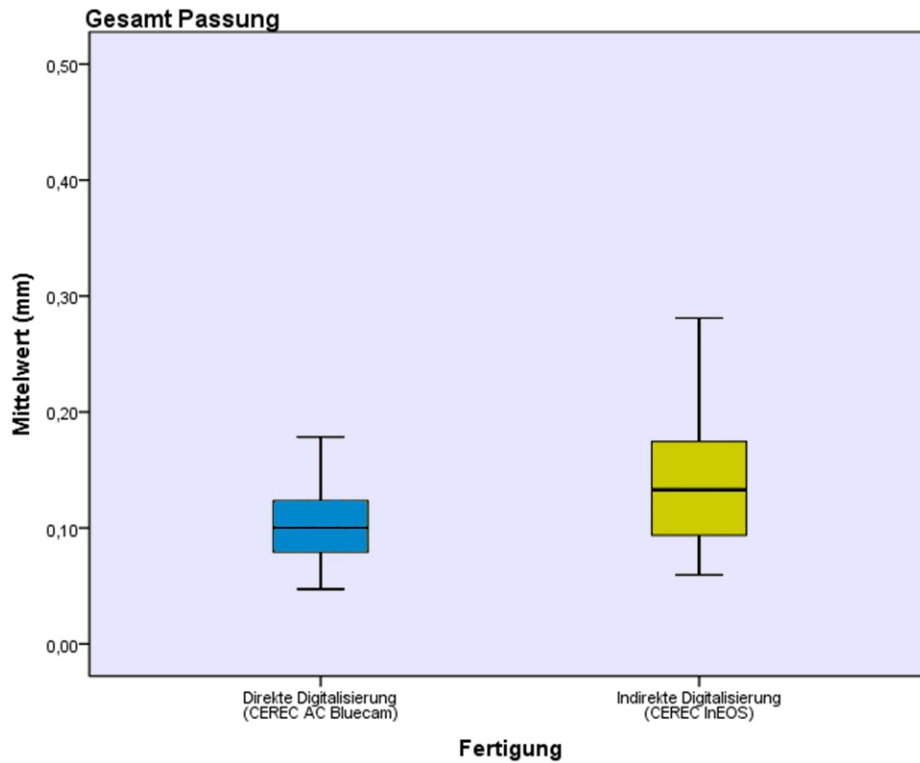


Abbildung 4.2.: Mittlere Gesamtpassung aller Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_p; M_d) in Millimeter.

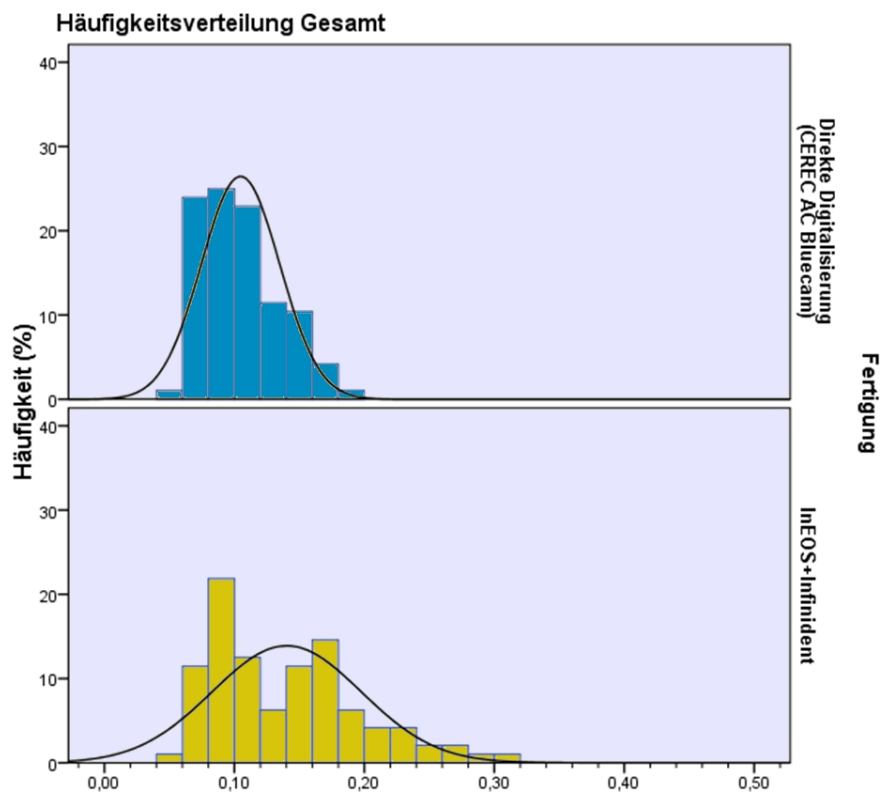


Abbildung 4.3.: Häufigkeitsverteilung der Gesamtpassung der beiden Gruppen in Prozent

4.1.1.1. Statistische Analyse zur mittleren Gesamtpassung

Die beiden Gruppen der direkten Digitalisierung und der indirekten Digitalisierung wurden zur statistischen Analyse der Gesamtpassgenauigkeit mithilfe eines t-Tests (95% Konfidenz-Intervall) miteinander verglichen. Hierbei zeigte die direkte Digitalisierung einen signifikant geringeren MW_{Gesamt} und somit eine signifikant bessere Gesamt-Passung, als die indirekte Digitalisierung ($p = 0,001$).

Ebenso wurden die beiden Gruppen direkte Digitalisierung und indirekte Digitalisierung auf Unterschiede in der Varianz mittels Levene-Tests (95% Konfidenz-Intervall) überprüft. Dieser ergab für die direkte Digitalisierung eine signifikant kleinere Varianz als für die indirekte Digitalisierung ($p = 0,001$). Folglich weist die direkte Digitalisierung eine signifikant geringere Streuung, also höhere Reproduzierbarkeit, als die Gruppe der indirekten Digitalisierung auf.

4.1.2. Gesamt-Passung aufgeschlüsselt nach Messorten

Die Werte für die mittlere Gesamt-Passung aufgeteilt nach den einzelnen Messorten sind in Tabelle 4.3. und Abbildung 4.4. dargestellt.

<i>Gesamt-Passung</i> [mm]	N	PM_M	PM_B	PM_P	PM_D	M_M	M_B	M_P	M_D
direkte Digitalisierung	12	0,125	0,088	0,091	0,131	0,137	0,076	0,083	0,107
Std-Abweichung		0,096	0,044	0,047	0,077	0,048	0,035	0,034	0,075
indirekte Digitalisierung	12	0,199	0,115	0,117	0,184	0,135	0,101	0,122	0,151
Std-Abweichung		0,054	0,037	0,054	0,077	0,065	0,055	0,059	0,068
Levene-Test p-Value)		0,781	0,802	<u>0,001*</u>	<u>0,024*</u>	<u>0,018*</u>	0,082	0,081	<u>0,013*</u>
t-Test (p-Value)		<u>0,001*</u>	<u>0,004*</u>	0,116	<u>0,020*</u>	0,915	0,083	<u>0,014*</u>	<u>0,026*</u>

Tabelle 4.3.: Flächenvergleich der mittleren Gesamt-Passung und Standardabweichung der einzelnen Messorte für die jeweilige Gruppe mit den jeweiligen Signifikanzen (PM = Prämolare; M = Molare; m = Mesial; b = Bukkal; p = Palatinal; m = Mesial) in Millimeter.

* statistisch Signifikant (t-Test / Levene-Test)

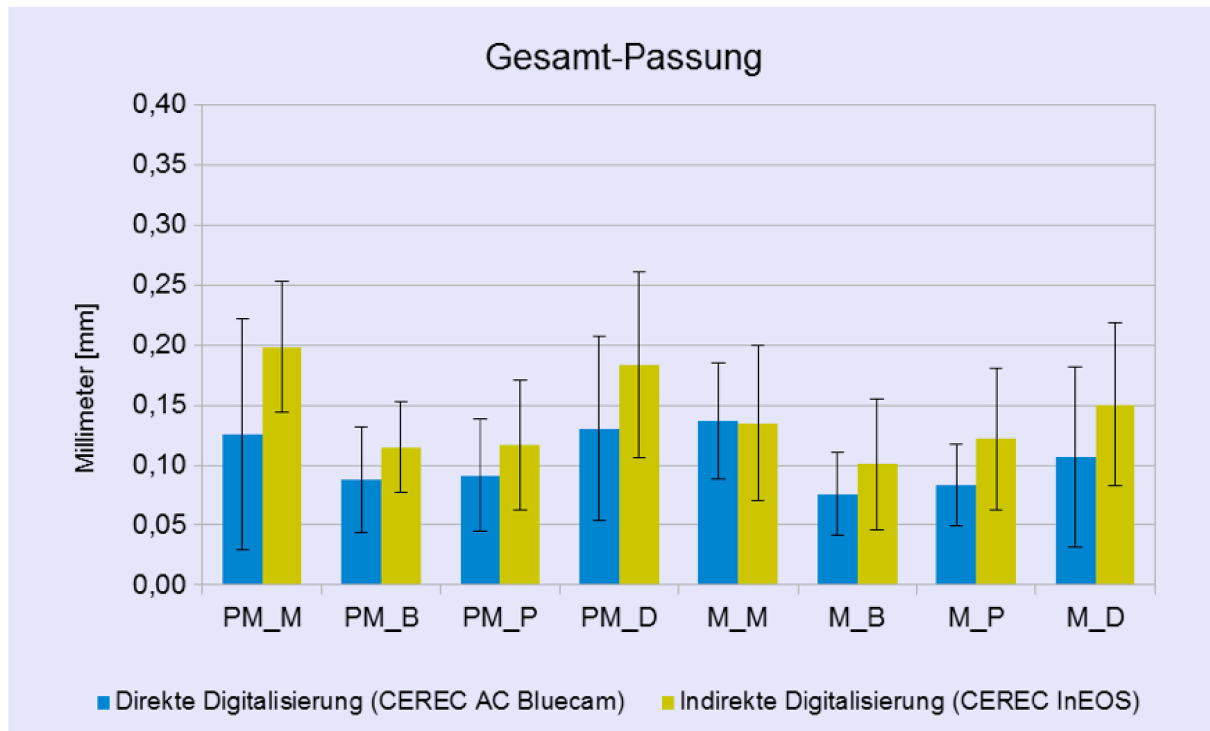


Abbildung 4.4.: Flächenvergleich der mittleren Gesamt-Passung und Standardabweichung der einzelnen Messorte in Millimeter für die jeweilige Gruppe (PM = Prämolare; M = Molare; m = Mesial; b = Bukkal; p = Palatinal; m = Mesial)

4.1.2.1. Statistische Analyse der messortspezifischen Gesamt-Passung

Bei der statistischen Auswertung (t-Test, 95% Konfidenz-Intervall) für die messortspezifische Gesamt-Passung zeigte sich an den Messorten Prämolare mesial (PM_m ; $p = 0,001$), Prämolare bukkal (PM_b ; $p = 0,004$) Prämolare distal (PM_d ; $p = 0,020$), Molare palatinal (M_p ; $p = 0,014$) und Molare distal (M_d ; $p = 0,026$) für die direkte Digitalisierung signifikant bessere Passungswerte. Keine signifikanten Unterschiede zeigten sich bei den Messorten Prämolare palatinal (PM_p ; $p = 0,116$), Molare mesial (M_m ; $p = 0,915$) und Molare bukkal (M_b ; $p = 0,083$). Die Werte sind in Tabelle 4.3. dargestellt (oben)

Die Varianzen-Analyse der messortspezifischen Gesamt-Passung mittels Levene-Test ergab für die Messorte Prämolare palatinal (PM_p ; $p = 0,001$), Prämolare distal (PM_d ; $p = 0,020$), Molare palatinal (M_p ; $p = 0,014$) und Molare distal (M_d ; $p = 0,026$) signifikant kleinere Varianzen für die Gruppe der direkten Digitalisierung, was für eine höhere Präzision an diesen Messorten spricht. Die Messorte Prämolare mesial (PM_m ; $p = 0,781$), Prämolare bukkal (PM_b ; $p = 0,802$), Molare bukkal (M_b ; $p = 0,082$) und Molare palatinal (M_p ; $p = 0,081$) zeigten keine signifikanten unterschiedlichen Varianzen.

4.2. Marginale Passung

4.2.1. Vergleich der mittleren Marginalen-Passung der Brücken aus direkter- und indirekter Digitalisierung

Bei der Auswertung der marginalen Passgenauigkeit wurden aus den zuvor definierten marginalen Messbereich aller Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_p; M_d), ein Mittelwert (MW_{Marginal}) für jede Gruppe (DD, ID) ermittelt. Somit resultiert der Mittelwert für jede Gruppe aus 96 Messpunkten. (4 Messorte x 2 Zähne x 12 Brücken)

Die durchschnittliche Randpassung aller Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_p; M_d) betrug 0,061 ($SD \pm 0,028$) mm in der Gruppe nach direkter Digitalisierung mittels CEREC AC Bluecam. Bei der Gruppe der indirekten Digitalisierung betrug dieser Mittelwert 0,094 ($SD \pm 0,078$) mm. Die Mittelwerte für die einzelnen Brücken und die Gruppen-Mittelwerte sind in Tabelle 4.4. und Abbildung 4.5. dargestellt.

Marginale Passung		
Brücke Nr.	direkte Digitalisierung (CEREC AC Bluecam) MW (\pm SD) [mm]	indirekte Digitalisierung (Abformung +Meistermodell +CEREC InEos) MW (\pm SD) [mm]
1	0,073 \pm 0,032	0,157 \pm 0,077
2	0,049 \pm 0,016	0,071 \pm 0,042
3	0,064 \pm 0,026	0,061 \pm 0,027
4	0,053 \pm 0,044	0,053 \pm 0,023
5	0,048 \pm 0,019	0,078 \pm 0,063
6	0,053 \pm 0,023	0,249 \pm 0,127
7	0,085 \pm 0,032	0,039 \pm 0,014
8	0,056 \pm 0,019	0,071 \pm 0,045
9	0,058 \pm 0,033	0,088 \pm 0,055
10	0,053 \pm 0,015	0,105 \pm 0,058
11	0,053 \pm 0,02	0,063 \pm 0,035
12	0,082 \pm 0,033	0,086 \pm 0,049
MW_{Marginal}	0,061 \pm 0,028	0,094 \pm 0,078
SD_{Marginal}	0,01	0,06

Tabelle 4.4.: Mittlere marginale Passung (MW) und Standardabweichung (SD) aller Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_p; M_d) in Millimeter.

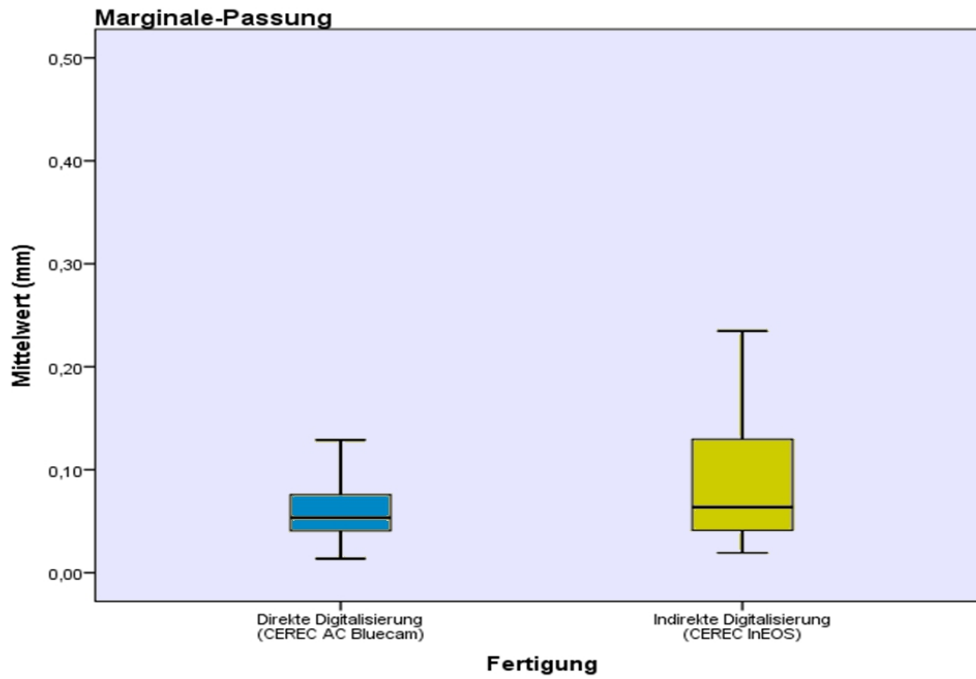


Abbildung 4.5.: Mittlere marginale Passung aller Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_p; M_d) in Millimeter.

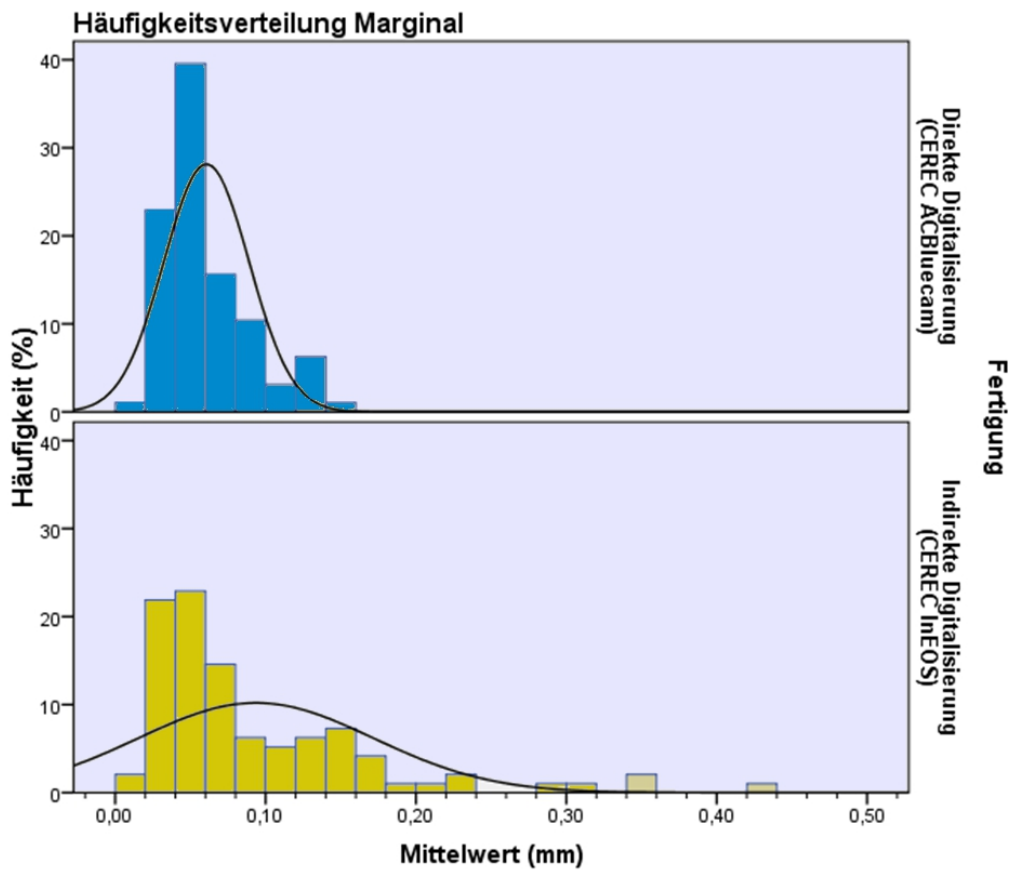


Abbildung 4.6.: Häufigkeitsverteilung der marginalen Passung in Prozent.

4.2.1.1. Statistische Analyse zur mittleren marginalen Passung

Die beiden Gruppen der direkten Digitalisierung (DD) und der indirekten Digitalisierung (ID) wurden zur statistischen Analyse der marginalen Passgenauigkeit mithilfe eines t-Tests (95% Konfidenz-Intervall) miteinander verglichen. Hierbei zeigte die direkte Digitalisierung eine signifikant bessere MW_{Marginal} und somit eine signifikant bessere marginale Passung, als die indirekte Digitalisierung ($p = 0,001$).

Ebenso wurden die beiden Gruppen direkte Digitalisierung und indirekte Digitalisierung auf Unterschiede in der Varianz mittels Levene-Tests (95% Konfidenz-Intervall) überprüft. Dieser ergab für die direkte Digitalisierung eine signifikant kleinere Varianz als für die indirekte Digitalisierung ($p = 0,001$). Folglich weist die direkte Digitalisierung eine signifikant geringere Streuung, also höhere Reproduzierbarkeit, als die Gruppe der indirekten Digitalisierung auf.

4.2.2. Marginale Passung aufgeschlüsselt nach Messorten

Die Werte für die mittlere marginale Randpassung aufgeteilt nach den einzelnen Messorten sind in Tabelle 4.5. und Abbildung 4.7. dargestellt.

<i>Marginale Passung [mm]</i>	N	PM_M	PM_B	PM_P	PM_D	M_M	M_B	M_P	M_D
direkte Digitalisierung	12	0,071	0,054	0,042	0,054	0,095	0,052	0,049	0,069
Std-Abweichung		0,029	0,027	0,012	0,019	0,026	0,023	0,023	0,030
indirekte Digitalisierung	12	0,092	0,069	0,081	0,152	0,114	0,067	0,093	0,081
Std-Abweichung		0,039	0,032	0,059	0,119	0,093	0,071	0,074	0,087
Levene-Test p-Value)		0,208	0,671	<u>0,000*</u>	<u>0,003*</u>	<u>0,008*</u>	<u>0,043*</u>	<u>0,018*</u>	0,186
t-Test (p-Value)		0,145	0,231	<u>0,043*</u>	<u>0,016*</u>	0,521	0,488	0,068	0,678

Tabelle 4.5.: Flächenvergleich der mittleren marginalen Passung und Standardabweichung der einzelnen Messorte für die jeweilige Gruppe mit den jeweiligen Signifikanzen (PM = Prämolare; M = Molare; m = Mesial; b = Bukkal; p = Palatinal; m = Mesial) in Millimeter. * statistische Signifikant (t-Test / Levene-Test)

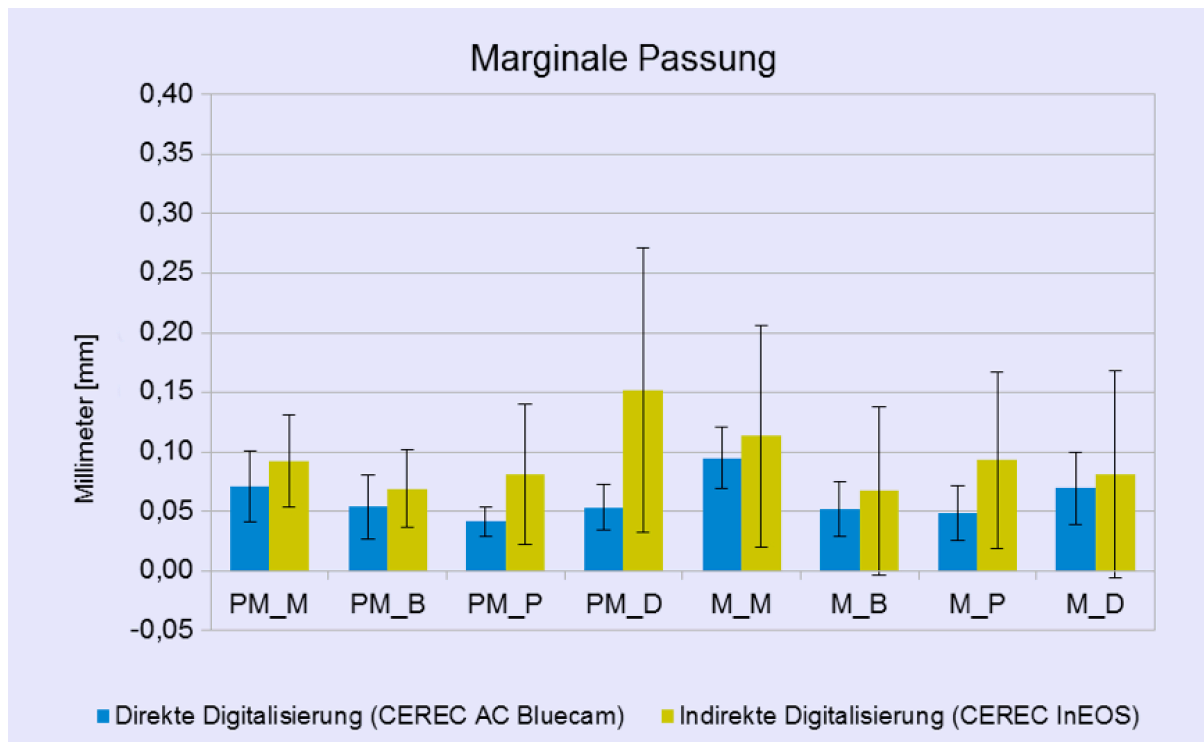


Abbildung 4.7.: Flächenvergleich der mittleren marginalen Passung und Standardabweichung der einzelnen Messorte in Millimeter für die jeweilige Gruppe (PM = Prämolare; M = Molare; m = Mesial; b = Bukkal; p = Palatinal; m = Mesial)

4.2.2.1. Statistische Analyse der messortspezifischen Marginalen Passung

Bei der statistischen Auswertung (t-Test; 95% Konfidenz-Intervall) für die messortspezifische Marginalen-Passung zeigte sich an den Messorten Prämolare palatinal (PM_p ; $p = 0,043$) und Prämolare distal (PM_d ; $p = 0,016$) für die direkte Digitalisierung signifikant bessere Passungswerte. Keine signifikanten Unterschiede zeigten sich bei den Messorten Prämolare mesial (PM_m ; $p = 0,145$), Prämolare bukkal (PM_b ; $p = 0,231$), Molare mesial (M_m ; $p = 0,521$), Molare bukkal (M_b ; $p = 0,488$), Molare palatinal (M_p ; $p = 0,068$) und Molare distal (M_d ; $p = 0,678$). Die Werte sind Tabelle 4.5. dargestellt (oben)

Die Varianzen-Analyse der messortspezifischen Marginalen-Passung mittels Levene-Test (95% Konfidenz-Intervall) ergab für die Messorte Prämolare palatinal (PM_p ; $p = 0,001$), Prämolare distal (PM_d ; $p = 0,003$), Molare mesial (M_m ; $p = 0,008$), Molare bukkal (M_b ; $p = 0,043$) und Molare palatinal (M_p ; $p = 0,018$) signifikant kleinere Varianzen für die Gruppe der direkten Digitalisierung, was für eine höhere Präzision an diesen Messorten spricht. Die Messorte Prämolare mesial (PM_m ; $p = 0,208$), Prämolare bukkal (PM_b ; $p = 0,671$) und Molare distal (M_d ; $p = 0,186$) zeigten keine signifikanten unterschiedlichen Varianzen.

4.3. Hohlkehlen-Passung

4.3.1. Vergleich der mittleren Hohlkehlen-Passung der Brücken aus direkter- und indirekter Digitalisierung

Bei der Auswertung der Hohlkehlen-Passgenauigkeit wurden aus dem zuvor definierten Messbereich Hohlkehle aller Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_p; M_d), ein Mittelwert ($MW_{\text{Hohlkehle}}$) für jede Gruppe (DD, ID) ermittelt. Somit resultiert der Mittelwert für jede Gruppe aus 96 Messpunkten. (4 Messorte x 2 Zähne x 12 Brücken)

Die durchschnittliche Hohlkehlen-Passung aller Messorte betrug 0,083 ($SD \pm 0,031$) mm in der Gruppe nach direkter Digitalisierung mittels CEREC AC Bluecam. Bei der Gruppe der indirekten Digitalisierung betrug dieser Mittelwert 0,105 ($SD \pm 0,055$) mm. Die Mittelwerte für die einzelnen Brücken und die Gruppen-Mittelwerte sind in Tabelle 4.6. und Abbildung 4.8. dargestellt.

Hohlkehlen Passung		
Brücke Nr.	direkte Digitalisierung (CEREC AC Bluecam) MW (\pm SD) [mm]	indirekte Digitalisierung (Abformung +Meistermodell +CEREC InEos) MW (\pm SD) [mm]
1	0,098 \pm 0,029	0,131 \pm 0,055
2	0,068 \pm 0,013	0,104 \pm 0,048
3	0,086 \pm 0,035	0,101 \pm 0,044
4	0,077 \pm 0,024	0,077 \pm 0,038
5	0,075 \pm 0,016	0,094 \pm 0,052
6	0,074 \pm 0,024	0,192 \pm 0,082
7	0,096 \pm 0,031	0,062 \pm 0,019
8	0,079 \pm 0,017	0,083 \pm 0,046
9	0,086 \pm 0,031	0,094 \pm 0,046
10	0,086 \pm 0,024	0,121 \pm 0,053
11	0,080 \pm 0,022	0,091 \pm 0,035
12	0,097 \pm 0,025	0,107 \pm 0,035
$MW_{\text{Hohlkehle}}$	0,083 \pm 0,031	0,105 \pm 0,055
$SD_{\text{Hohlkehle}}$	0,01	0,03

Tabelle 4.6.: Mittlere Hohlkehlen-Passung (MW) und Standardabweichung (SD) aller Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_p; M_d) in Millimeter.

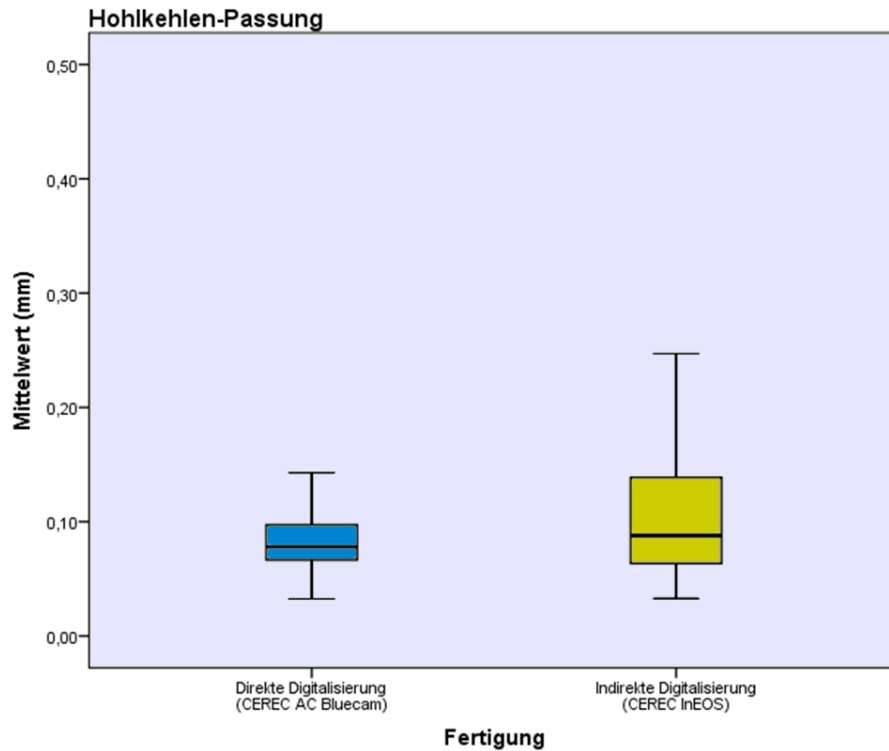


Abbildung 4.8.: Mittlere Hohlkehlen-Passung aller Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_p; M_d) in Millimeter.

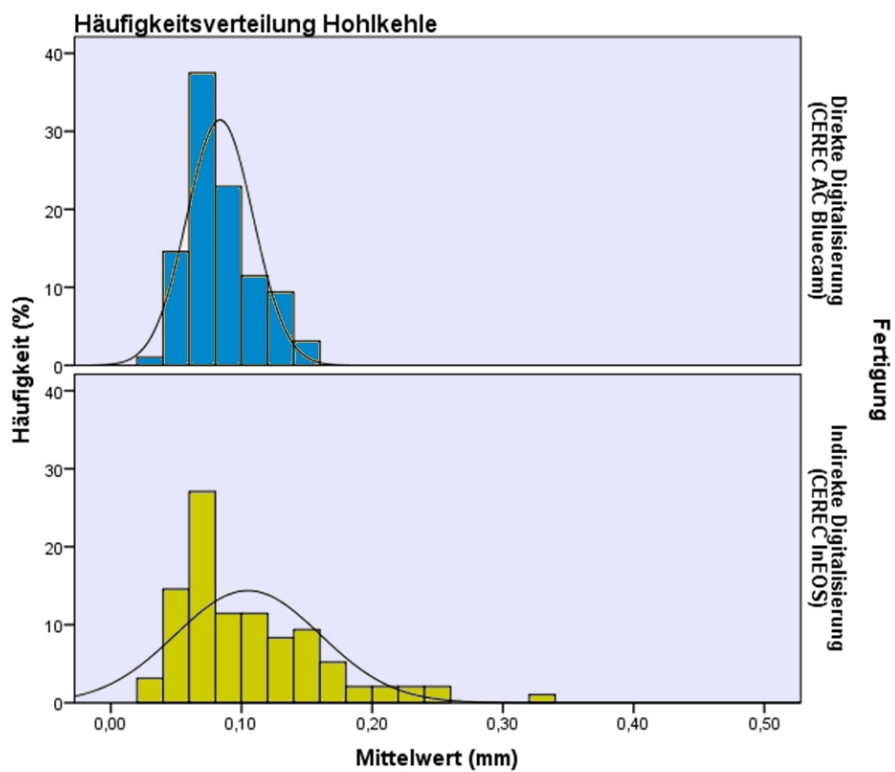


Abbildung 4.9.: Häufigkeitsverteilung der Hohlkehlen-Passung in Prozent.

4.3.1.1. Statistische Analyse zur mittleren Hohlkehlen-Passung

Die beiden Gruppen der direkten Digitalisierung und der indirekten Digitalisierung wurden zur statistischen Analyse der Hohlkehlen-Passgenauigkeit mithilfe eines t-Tests (95% Konfidenz-Intervall) miteinander verglichen. Hierbei zeigte die direkte Digitalisierung eine signifikant bessere $MW_{\text{Hohlkehle}}$ und somit signifikant bessere Hohlkehlen-Passung als die indirekte Digitalisierung ($p = 0,001$).

Ebenso wurden die beiden Gruppen direkte Digitalisierung und indirekte Digitalisierung auf Unterschiede in der Varianz mittels Levene-Tests (95% Konfidenz-Intervall) überprüft. Dieser ergab für die direkte Digitalisierung eine signifikant kleinere Varianz als für die indirekte Digitalisierung ($p = 0,001$). Folglich weist die direkte Digitalisierung eine signifikant geringere Streuung, also höhere Reproduzierbarkeit, als die Gruppe der indirekten Digitalisierung auf.

4.3.2. Hohlkehlen-Passung aufgeschlüsselt nach Messorten

Die Werte für die mittlere Hohlkehlen-Passung aufgeteilt nach den einzelnen Messorten sind in Tabelle 4.7. und Abbildung 4.10. dargestellt.

Hohlkehlen Passung [mm]	N	PM_M	PM_B	PM_P	PM_D	M_M	M_B	M_P	M_D
direkte Digitalisierung	12	0,070	0,069	0,082	0,100	0,110	0,080	0,081	0,079
Std-Abweichung		0,025	0,027	0,012	0,022	0,029	0,024	0,018	0,018
indirekte Digitalisierung	12	0,111	0,075	0,083	0,166	0,106	0,087	0,100	0,110
Std-Abweichung		0,043	0,016	0,045	0,079	0,053	0,044	0,049	0,055
Levene-Test p-Value)		0,086	0,321	<u>0,001*</u>	<u>0,021*</u>	<u>0,021*</u>	0,130	<u>0,005*</u>	<u>0,025*</u>
t-Test (p-Value)		<u>0,008*</u>	0,469	0,945	<u>0,016*</u>	0,834	0,618	0,213	0,080

Tabelle 4.7.: Flächenvergleich der mittleren Hohlkehlen-Passung und Standardabweichung der einzelnen Messorte für die jeweilige Gruppe mit den jeweiligen Signifikanzen (PM = Prämolare; M = Molare; m = Mesial; b = Bukkal; p = Palatinal; m = Mesial) in Millimeter. *statistische Signifikant (t-Test / Levene-Test)

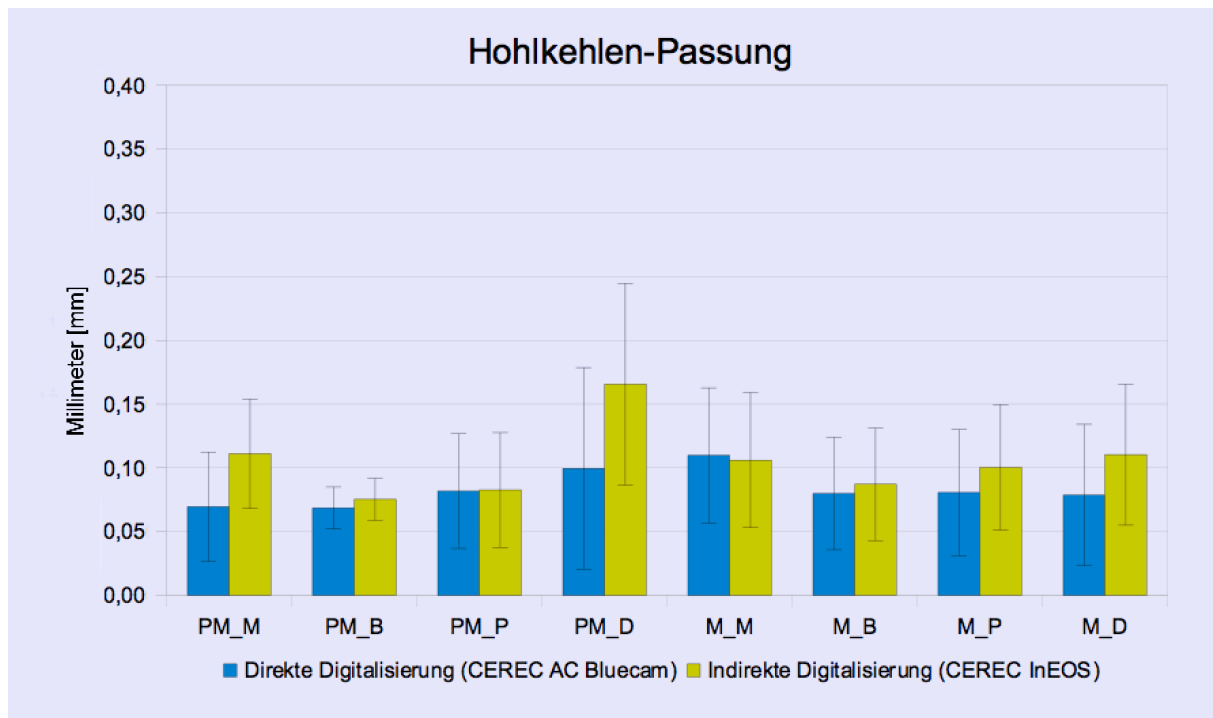


Abbildung 4.10.: Flächenvergleich der mittleren Hohlkehlen Passung und Standardabweichung der einzelnen Messorte in Millimeter für die jeweilige Gruppe (PM = Prämolare; M = Molare; m = Mesial; b = Bukkal; p = Palatinal; m = Mesial)

4.3.2.1. Statistische Analyse der messortspezifischen Hohlkehlen-Passung

Bei der statistischen Auswertung (t-Test; 95% Konfidenz-Intervall) für die messortspezifische Hohlkehlen-Passung zeigte sich an den Messorten Prämolare mesial (PM_m ; p = 0,008) und Prämolare distal (PM_d ; p = 0,016) für die direkte Digitalisierung signifikant bessere Passungswerte. Keine signifikanten Unterschiede zeigten sich bei den Messorten Prämolare bukkal (PM_b ; p = 0,469), Prämolare palatinal (PM_p ; p = 0,945), Molare mesial (M_m ; p = 0,834), Molare bukkal (M_b ; p = 0,618), Molare palatinal (M_p ; p = 0,213) und Molare distal (M_d ; p = 0,080). Die Werte sind in Tabelle 4.7. dargestellt (oben).

Die Varianzen-Analyse der messortspezifischen Hohlkehlen-Passung mittels Levene-Test (95% Konfidenz-Intervall) ergab für die Messorte Prämolare palatinal (PM_p ; p = 0,001), Prämolare distal (PM_d ; p = 0,021), Molare mesial (M_m ; p = 0,021), Molare palatinal (M_p ; p = 0,005) und Molare distal (M_d ; p = 0,025) signifikant kleinere Varianzen für die Gruppe der direkten Digitalisierung, was für eine höhere Präzision an diesen Messorten spricht. Die Messorte Prämolare mesial (PM_m ; p = 0,086), Prämolare bukkal (PM_b ; p = 0,321) und Molare bukkal (M_b ; p = 0,130) zeigten keine signifikanten unterschiedlichen Varianzen.

4.4. Axiale Wand-Passung

4.4.1. Vergleich der mittleren Axialen Wand-Passung der Brücken aus direkter- und indirekter Digitalisierung

Bei der Auswertung der Passgenauigkeit der Axialen Wand wurden aus den zuvor definierten Axialen Wand - Messbereichen aller Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_p; M_d) ein Mittelwert ($MW_{\text{Axiale Wand}}$) für jede Gruppe (DD, ID) ermittelt. Somit resultiert der Mittelwert für jede Gruppe aus 96 Messpunkten. (4 Messorte x 2 Zähne x 12 Brücken)

Die durchschnittliche Axiale Wand-Passung aller Messorte betrug 0,088 (SD \pm 0,037) mm in der Gruppe nach direkter Digitalisierung mittels CEREC AC Bluecam. Bei der Gruppe der indirekten Digitalisierung betrug dieser Mittelwert 0,102 (SD \pm 0,056) mm. Die Mittelwerte für die einzelnen Brücken und die Gruppen-Mittelwerte sind in Tabelle 4.8. und Abbildung 4.11. dargestellt.

Axiale Wand Passung		
Brücke Nr.	direkte Digitalisierung (CEREC AC Bluecam) MW (\pm SD) [mm]	indirekte Digitalisierung (Abformung +Meistermodell +CEREC InEos) MW (\pm SD) [mm]
1	0,110 \pm 0,056	0,090 \pm 0,052
2	0,081 \pm 0,032	0,107 \pm 0,078
3	0,083 \pm 0,040	0,132 \pm 0,070
4	0,081 \pm 0,034	0,117 \pm 0,072
5	0,080 \pm 0,034	0,083 \pm 0,016
6	0,091 \pm 0,041	0,100 \pm 0,042
7	0,085 \pm 0,041	0,097 \pm 0,059
8	0,090 \pm 0,034	0,099 \pm 0,062
9	0,090 \pm 0,039	0,110 \pm 0,045
10	0,094 \pm 0,038	0,085 \pm 0,059
11	0,088 \pm 0,035	0,111 \pm 0,049
12	0,087 \pm 0,036	0,092 \pm 0,056
$MW_{\text{Axiale Wand}}$	0,088 \pm 0,037	0,102 \pm 0,056
$SD_{\text{Axiale Wand}}$	0,01	0,01

Tabelle 4.8.: Mittlere Axiale Wand-Passung (MW) und Standardabweichungen (SD) aller Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_p; M_d) in Millimeter.

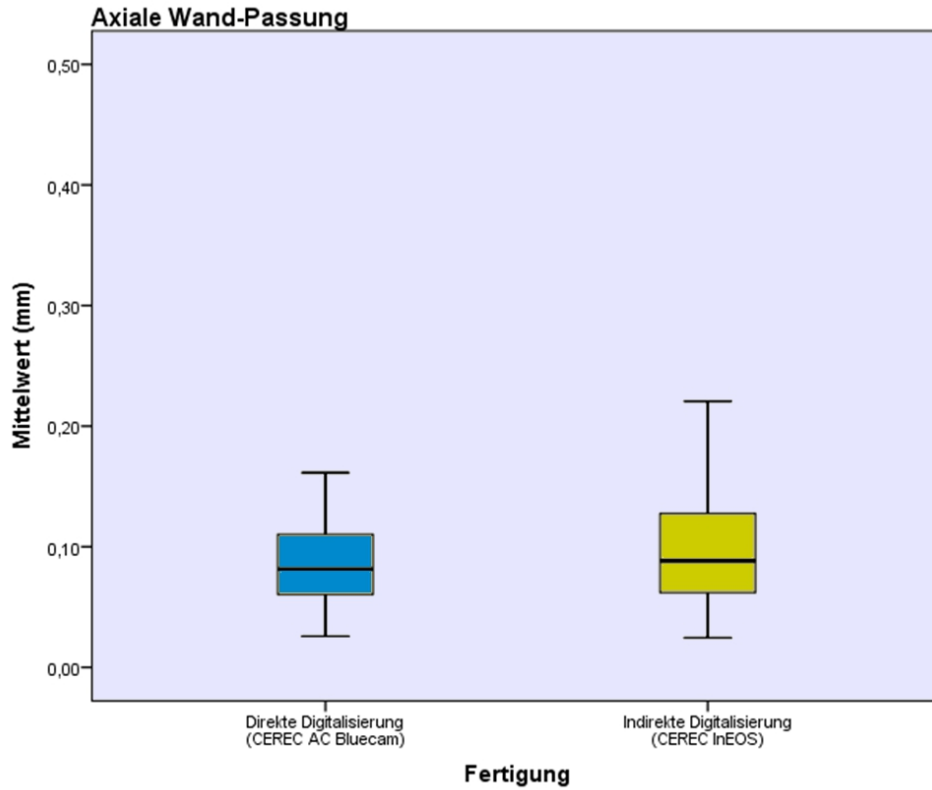


Abbildung 4.11.: Mittlere Axiale Wand-Passung aller Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_p; M_d) in Millimeter.

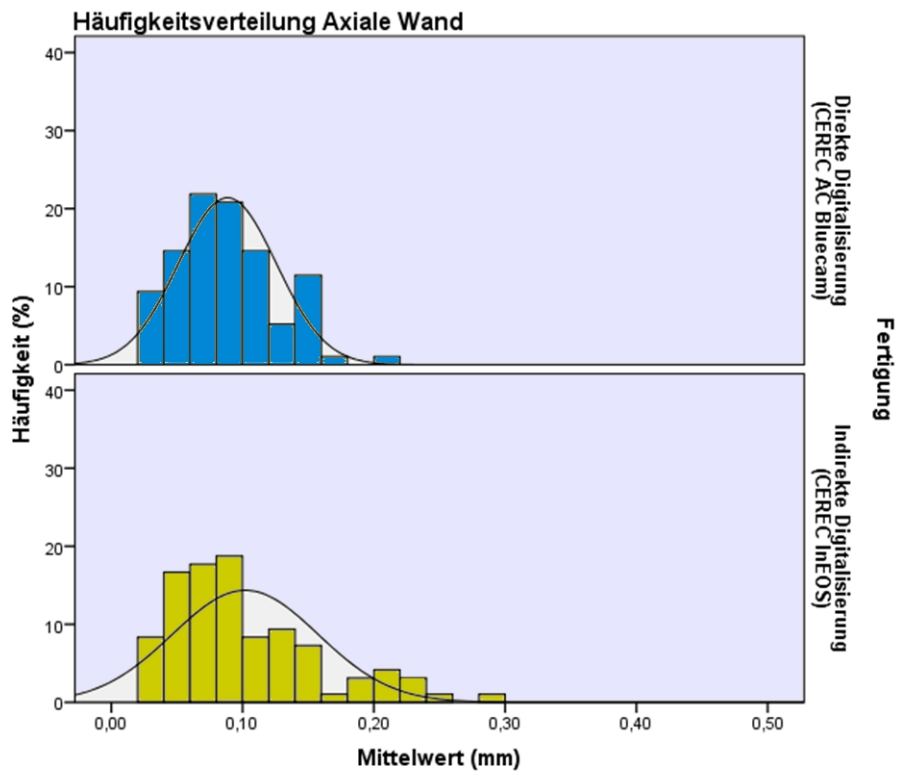


Abbildung 4.12.: Häufigkeitsverteilung der Axialen Wand-Passung in Prozent.

4.4.1.1. Statistische Analyse zur mittleren Axialen-Passung

Die beiden Gruppen der direkten Digitalisierung und der indirekten Digitalisierung wurden zur statistischen Analyse der Axialen-Passgenauigkeit mithilfe eines t-Tests (95% Konfidenz-Intervall) miteinander verglichen. Hierbei zeigte die direkte Digitalisierung eine signifikant bessere $MW_{\text{Axiale Wand}}$ und somit eine signifikant bessere Axiale-Passung als die indirekte Digitalisierung ($p = 0,048$).

Ebenso wurden die beiden Gruppen direkte Digitalisierung und indirekte Digitalisierung auf Unterschiede in der Varianz mittels Levene-Tests (95% Konfidenz-Intervall) überprüft. Dieser ergab für die direkte Digitalisierung eine signifikant kleinere Varianz als für die indirekte Digitalisierung ($p = 0,004$). Folglich weist die direkte Digitalisierung eine signifikant geringere Streuung, also höhere Reproduzierbarkeit, als die Gruppe der indirekten Digitalisierung auf.

4.4.2. Axiale-Passung aufgeschlüsselt nach Messorten

Die Werte für die mittlere Axiale-Passung aufgeteilt nach den einzelnen Messorten sind in Tabelle 4.9. und Abbildung 4.13. dargestellt.

<i>Axiale Wand Passung [mm]</i>	N	PM_M	PM_B	PM_P	PM_D	M_M	M_B	M_P	M_D
direkte Digitalisierung	12	0,086	0,084	0,085	0,121	0,146	0,054	0,077	0,055
Std-Abweichung		0,026	0,030	0,028	0,018	0,026	0,020	0,016	0,023
indirekte Digitalisierung	12	0,201	0,071	0,087	0,090	0,079	0,060	0,083	0,144
Std-Abweichung		0,052	0,038	0,023	0,024	0,037	0,024	0,028	0,043
Levene-Test p-Value)		0,081	0,303	0,681	0,554	0,132	<u>0,020*</u>	<u>0,013*</u>	<u>0,040*</u>
t-Test (p-Value)		<u>0,001*</u>	0,386	0,850	<u>0,001*</u>	<u>0,001*</u>	0,461	0,563	<u>0,001*</u>

Tabelle 4.9.: Flächenvergleich der mittleren Axialen-Passung und Standardabweichung der einzelnen Messorte für die jeweilige Gruppe mit den jeweiligen Signifikanzen (PM = Prämolare; M = Molare; m = Mesial; b = Bukkal; p = Palatinal; m = Mesial) in Millimeter.

* statistisch signifikant (t-Test / Levene-Test)

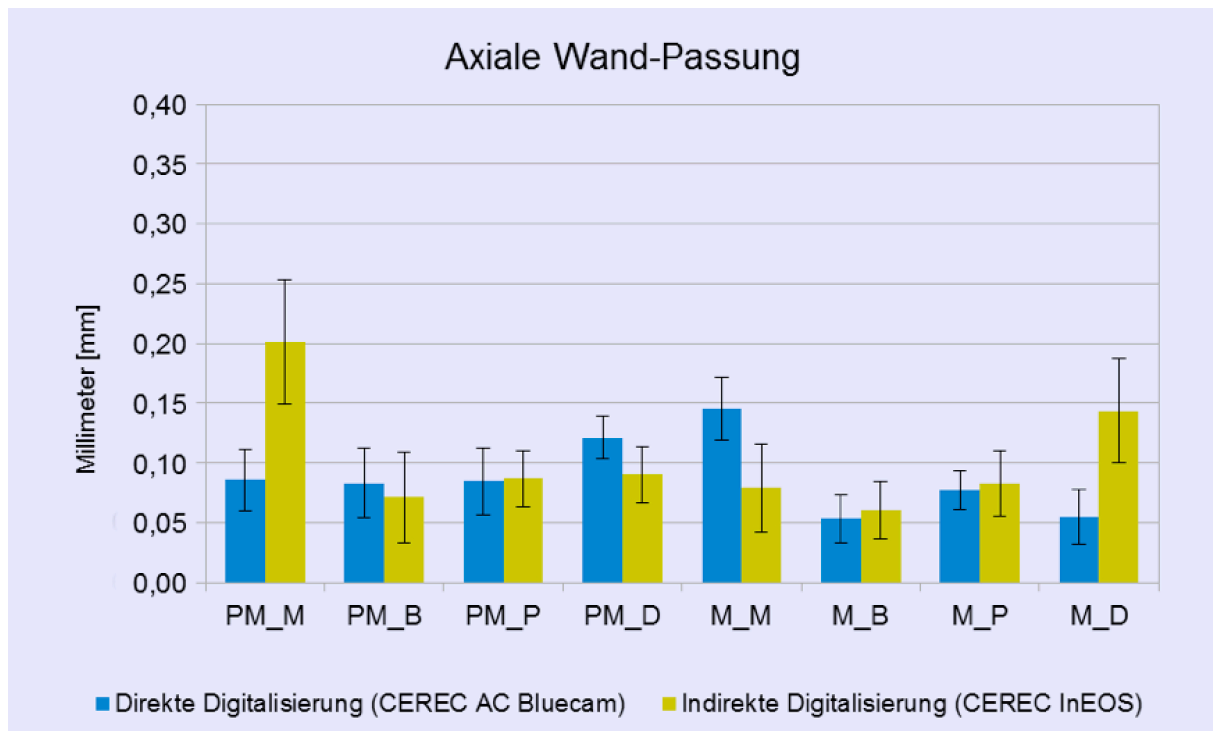


Abbildung 4.13.: Flächenvergleich der mittleren Axialen-Passung und Standardabweichung der einzelnen Messorte in Millimeter für die jeweilige Gruppe (PM = Prämolare; M = Molare; m = Mesial; b = Bukkal; p = Palatinal; m = Mesial)

4.4.2.1. Statistische Analyse der messortspezifischen Axialen-Passung

Bei der statistischen Auswertung (t-Test; (95% Konfidenz-Intervall) für die messortspezifische Axiale-Passung zeigte sich an den Messorten Prämolare mesial (PM_m ; $p = 0,001$) und Prämolare distal (PM_d ; $p = 0,001$), Molare mesial (M_m ; $p = 0,001$), Molare distal (M_d ; $p = 0,001$) für die direkte Digitalisierung signifikant bessere Passungswerte. Keine signifikanten Unterschiede zeigten sich bei den Messorten Prämolare bukkal (PM_b ; $p = 0,386$), Prämolare palatinal (PM_p ; $p = 0,850$), Molare bukkal (M_b ; $p = 0,461$) und Molare palatinal (M_p ; $p = 0,563$). Die Werte sind in Tabelle 4.9. dargestellt (oben).

Die Varianzen-Analyse der messortspezifischen Axialen-Passung mittels Levene-Test (95% Konfidenz-Intervall) ergab für die Messorte Prämolare palatinal (PM_p ; $p = 0,001$), Molare palatinal (M_p ; $p = 0,013$) und Molare distal (M_d ; $p = 0,040$) signifikant kleinere Varianzen für die Gruppe der direkten Digitalisierung, was für eine höhere Präzision an diesen Messorten spricht. Die Messorte Prämolare mesial (PM_m ; $p = 0,081$), Prämolare bukkal (PM_b ; $p = 0,681$), Prämolare distal (PM_d ; $p = 0,554$), Molare mesial (M_m ; $p = 0,132$), und Molare bukkal (M_b ; $p = 0,318$) zeigten keine signifikanten unterschiedlichen Varianzen.

4.5. Okklusale-Passung

4.5.1. Vergleich der mittleren Okklusal-Passung der Brücken aus direkter- und indirekter Digitalisierung

Bei der Auswertung der Passgenauigkeit der Axialen Wand wurden aus den zuvor definierten Okklusalen - Messbereichen aller Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_p; M_d) ein Mittelwert für jede Gruppe (DD, ID) ermittelt. Somit resultiert der Mittelwert für jede Gruppe aus 96 Messpunkten. (4 Messorte x 2 Zähne x 12 Brücken)

Die durchschnittliche Okklusale-Passung aller Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_P; M_d) betrug 0,187 (SD \pm 0,067) mm in der Gruppe nach direkter Digitalisierung mittels CEREC AC Bluecam. Bei der Gruppe der indirekten Digitalisierung betrug dieser Mittelwert 0,261 (SD \pm 0,099) mm. Die Mittelwerte für die einzelnen Brücken und die Gruppen-Mittelwerte sind in Tabelle 4.10. und Abbildung 4.14. dargestellt.

Okklusale-Passung		
Brücke Nr.	direkte Digitalisierung (CEREC AC Bluecam) MW (\pm SD) [mm]	indirekte Digitalisierung (Abformung +Meistermodell +CEREC InEos) MW (\pm SD) [mm]
1	0,202 \pm 0,115	0,344 \pm 0,075
2	0,174 \pm 0,054	0,234 \pm 0,117
3	0,199 \pm 0,081	0,259 \pm 0,091
4	0,188 \pm 0,080	0,199 \pm 0,069
5	0,157 \pm 0,054	0,222 \pm 0,057
6	0,180 \pm 0,049	0,395 \pm 0,031
7	0,198 \pm 0,052	0,184 \pm 0,072
8	0,186 \pm 0,071	0,228 \pm 0,103
9	0,186 \pm 0,053	0,238 \pm 0,100
10	0,190 \pm 0,075	0,312 \pm 0,096
11	0,169 \pm 0,059	0,223 \pm 0,085
12	0,212 \pm 0,069	0,287 \pm 0,091
MW_{Okklusal}	0,187 \pm 0,067	0,261 \pm 0,099
SD_{Okklusal}	0,02	0,06

Tabelle 4.10.: Mittlere Okklusale-Passung (MW) und Standardabweichung (SD) aller Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_p; M_d) in Millimeter.

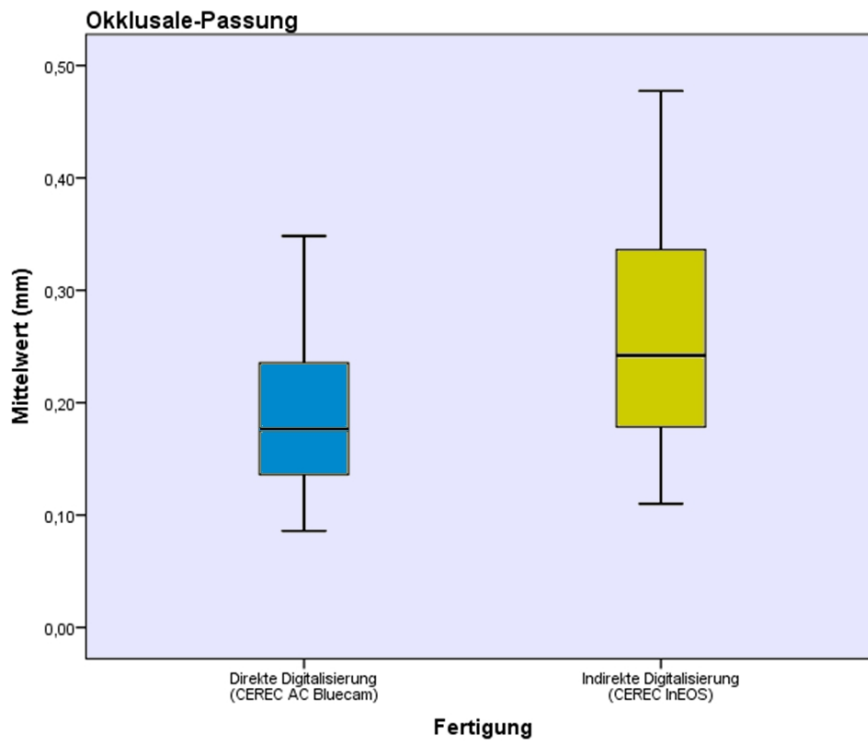


Abbildung 4.14.: Mittlere Okklusale-Passung aller Messorte (PM_m; PM_b; PM_p; PM_d; M_m; M_b; M_p; M_d) in Millimeter.

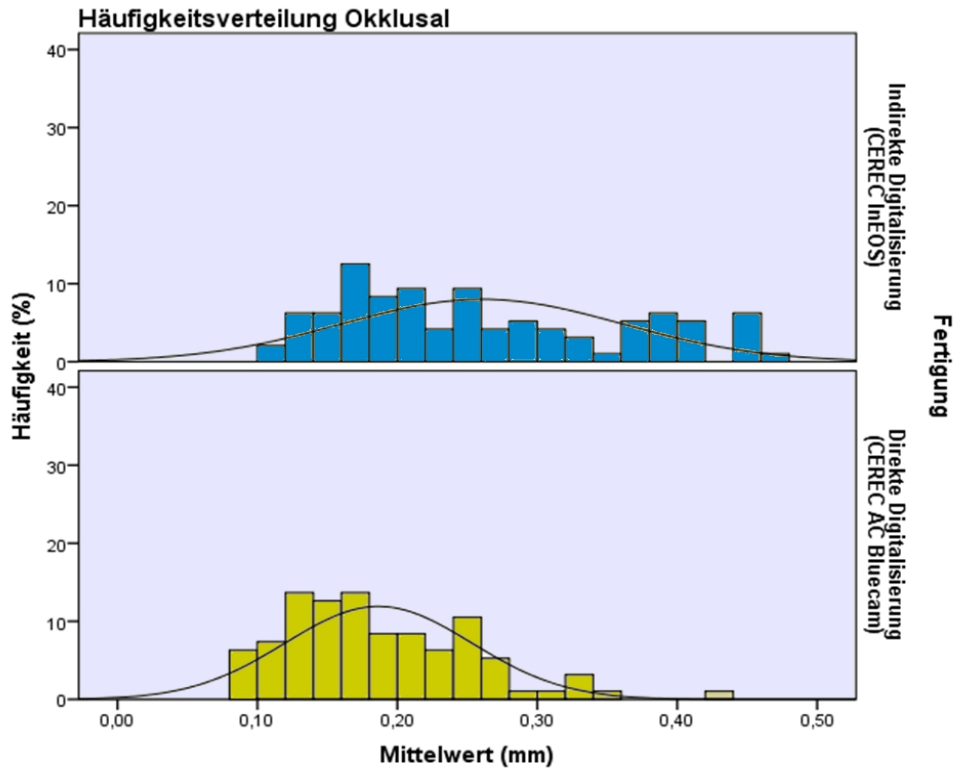


Abbildung 4.15.: Häufigkeitsverteilung der Okklusalen-Passung in Prozent.

4.5.1.1. Statistische Analyse zur mittleren Okklusalen-Passung

Die beiden Gruppen der direkten Digitalisierung und der indirekten Digitalisierung wurden zur statistischen Analyse der Okklusalen-Passgenauigkeit mithilfe eines t-Tests (95% Konfidenz-Intervall) miteinander verglichen. Hierbei zeigte die direkte Digitalisierung eine signifikant bessere $MW_{Okkusal}$ und somit eine signifikant bessere Okklusale-Passung als die indirekte Digitalisierung ($p = 0,001$).

Ebenso wurden die beiden Gruppen direkte Digitalisierung und indirekte Digitalisierung auf Unterschiede in der Varianz mittels Levene-Tests (95% Konfidenz-Intervall) überprüft. Dieser ergab für die direkte Digitalisierung eine signifikant kleinere Varianz als für die indirekte Digitalisierung ($p = 0,001$). Folglich weist die direkte Digitalisierung eine signifikant geringere Streuung, also höhere Reproduzierbarkeit, als die Gruppe der indirekten Digitalisierung auf.

4.5.2. Okklusale-Passung aufgeschlüsselt nach Messorten

Die Werte für die mittlere Okklusale-Passung aufgeteilt nach den einzelnen Messorten sind in Tabelle 4.11. und Abbildung 4.16. dargestellt.

Okklusale Passung [mm]	N	PM_M	PM_B	PM_P	PM_D	M_M	M_B	M_P	M_D
direkte Digitalisierung	12	0,275	0,145	0,157	0,247	0,200	0,118	0,126	0,225
Std-Abweichung		0,069	0,024	0,026	0,041	0,032	0,022	0,023	0,044
indirekte Digitalisierung	12	0,389	0,244	0,217	0,327	0,241	0,188	0,211	0,267
Std-Abweichung		0,084	0,063	0,089	0,086	0,075	0,080	0,084	0,086
Levene-Test p-Value)		0,228	<u>0,005*</u>	<u>0,002*</u>	<u>0,014*</u>	<u>0,019*</u>	<u>0,020*</u>	0,051	<u>0,011*</u>
t-Test (p-Value)		<u>0,001*</u>	<u>0,001*</u>	<u>0,043*</u>	<u>0,012*</u>	0,102	<u>0,012*</u>	<u>0,022*</u>	0,146

Tabelle 4.11.: Flächenvergleich der mittleren Okklusalen-Passung und Standardabweichung der einzelnen Messorte für die jeweilige Gruppe mit den jeweiligen Signifikanzen (PM = Prämolare; M = Molare; m = Mesial; b = Bukkal; p = Palatinal; m = Mesial) in Millimeter.

*Statistische signifikant (t-Test / Levene-Test)

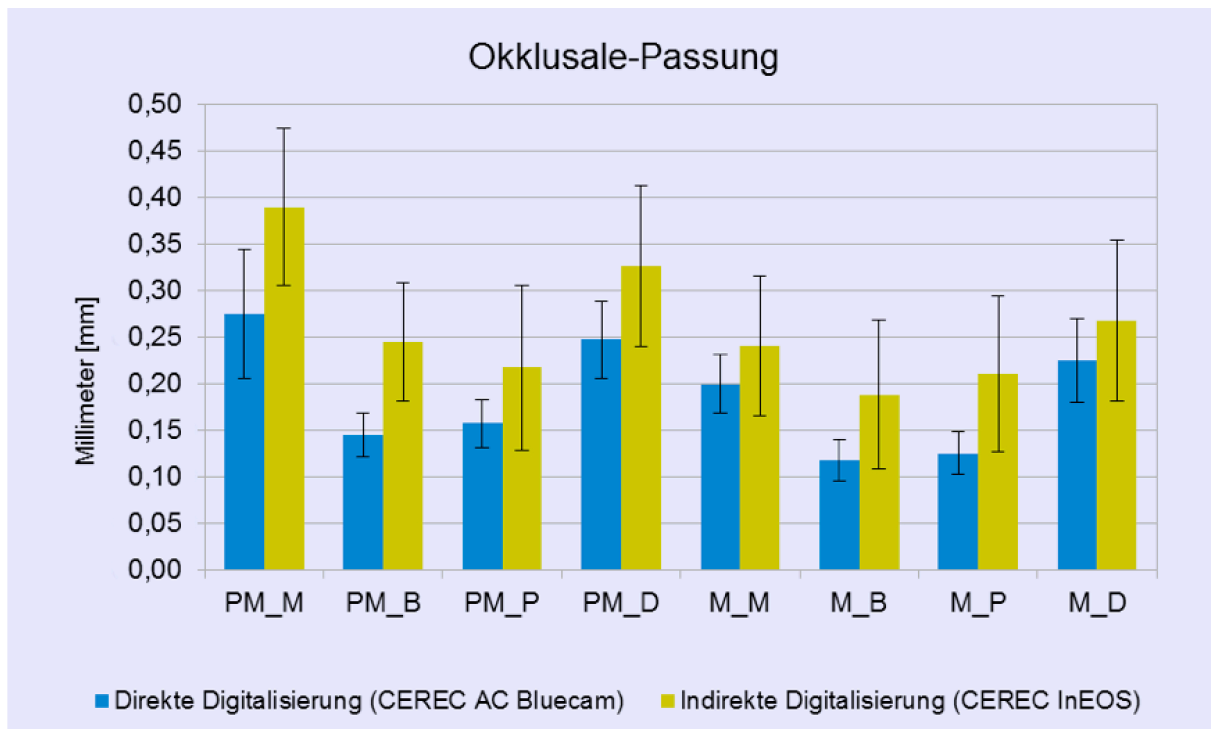


Abbildung 4.16.: Flächenvergleich der mittleren Okklusalen-Passung und Standardabweichung der einzelnen Messorte in Millimeter für die jeweilige Gruppe (PM = Prämolare; M = Molare; m = Mesial; b = Bukkal; p = Palatinal; m = Mesial)

4.5.2.1. Statistische Analyse der messortspezifischen Okklusalen-Passung

Bei der statistischen Auswertung (t-Test; 95% Konfidenz-Intervall) für die messortspezifische Okklusale-Passung zeigte sich an den Messorten Prämolare mesial (PM_m ; $p = 0,001$), Prämolare bukkal (PM_b ; $p = 0,001$), Prämolare palatinal (PM_p ; $p = 0,043$), Prämolare distal (PM_d ; $p = 0,012$), Molare bukkal (M_b ; $p = 0,012$) und Molare palatinal (M_p ; $p = 0,002$) für die direkte Digitalisierung signifikant bessere Passungswerte. Keine signifikanten Unterschiede zeigten sich bei den Messorten Molare mesial (M_m ; $p = 0,102$) und Molare distal (M_d ; $p = 0,146$). Die Werte sind in Tabelle 4.11. dargestellt (oben).

Die Varianzen-Analyse der messortspezifischen Okklusalen-Passung mittels Levene-Test (95% Konfidenz-Intervall) ergab für die Messorte Prämolare bukkal (PM_b ; $p = 0,001$), Prämolare palatinal (PM_p ; $p = 0,002$), Prämolare distal (PM_d ; $p = 0,014$), Molare mesial (M_m ; $p = 0,019$), Molare bukkal (M_b ; $p = 0,020$) und Molare distal (M_d ; $p = 0,011$) signifikant kleinere Varianzen für die Gruppe der direkten Digitalisierung, was für eine höhere Präzision an diesen Messorten spricht. Die Messorte Prämolare mesial (PM_m ; $p = 0,228$) und Molare palatinal (M_p ; $p = 0,051$) zeigten keine signifikanten unterschiedlichen Varianzen.

5. Diskussion

Ziel dieser In-vitro-Versuchsreihe war die Untersuchung der Passgenauigkeit 4-gliedriger Brücken aus Zirkonoxid, hergestellt auf Basis einer konventionellen Abformung und anschließender indirekter/extraoraler Digitalisierung und einer direkten digitalen Abformung mittels Cerec AC Bluecam. Die Nullhypothese besagt, dass die Methode der Digitalisierung (direkt oder indirekt) keinen Einfluss auf die Passgenauigkeit von 4-gliedrigen CAD/CAM-gefertigten Brückengerüsten aus Zirkonoxid hat.

5.1. Diskussion Material & Methode

Die verwendete **In-vitro-Untersuchung** stellt eine in der Zahnmedizin gängige Methode zur Beurteilung eines Systems dar. [115] Sie ermöglicht eine Abschätzung der späteren klinischen Tauglichkeit, die um so aussagekräftiger ist, je praxisnäher die Bedingungen des Versuchsaufbaus geschaffen werden. Wichtig dabei ist, standardisierte, möglichst reproduzierbare Arbeitsprozesse zu schaffen, um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten. [138, 139] Zwar berücksichtigt eine In-vitro-Studie nicht im selben Maße die Einflüsse denen eine Restauration oder ein Vorgehen im Mund ausgesetzt ist, dennoch eignet sie sich durch ihre hohe Reproduzierbarkeit, gute Überprüfbarkeit und die geringen Kosten zur Beurteilung der Passgenauigkeit eines Herstellungsprozesses. [18, 140] Um Aussagen über die klinische Beständigkeit einer Restauration zu treffen, müssen Faktoren wie das feuchte Mundmilieu, Kauprozesse, Temperaturunterschiede und Hydrolyseprozesse in komplexeren Versuchsaufbauten simuliert werden. [45, 140] Trotzdem bleibt jede noch so realitätsnahe In-vitro-Untersuchung nur eine Annäherung an die klinische Realität. [115, 138, 139, 45, 18, 140]

Digitalisierung

Die indirekte Digitalisierung eines Gipsmodells basierend auf einer konventionellen Abformung, macht heute den überwiegenden Anteil der CAD/CAM-Restaurationen aus. [8, 10] Nach Abdrucknahme wird ein Meistermodell hergestellt, auf dem die Präparationsgrenze durch den Techniker falls notwendig nachbearbeitet werden kann. [11, 141, 78, 48, 80] Hierbei entfallen für die zahnärztliche Praxis jegliche Investitionskosten, da die notwendigen Geräte im zahntechnischen Labor bzw. in Fräszentren zur Verfügung stehen. Allerdings zeigen Studien, dass aufgrund werkstofflicher und haptischer Bedingungen eine fehlerfreie konventionelle Modellherstellung nicht möglich ist, wodurch auch jeder weitere Arbeitsschritt auf dieser Basis ungenau ist. [17, 141, 142, 92, 143] Die Problematik einer indirekten Digitalisierung ist die lange Prozesskette auf dem Weg zum fertigen Zahnersatz bei der unterschiedliche Faktoren negativen Einfluss nehmen können. [8] Bei einer Rückstellung nach Verformung von 98,5 % bedeutet das für eine Inlaykavität eine Diskrepanz von 35-75 μm und durch weitere Ungenauigkeiten im Arbeitsprozess können daraus Ungenauigkeiten von bis zu 114 μm resultieren. [141] Bei direkter Digitalisierung mittels CEREC Bluecam können in vitro Einzelaufnahmen mit einer Genauigkeit von 19 μm aufgenommen werden. [141, 78, 92] Quadrantenaufnahmen zeigen Ungenauigkeiten von 35 μm bei direkter Methode und Abweichungen von 72 bis 101 μm bei konventioneller Abformtechnik. [141, 78, 92] Zudem zeigten direkte Digitalisierungsmethoden eine sehr geringe Behandlerabhängigkeit, die sich im Bereich von 11 μm bewegt. Weniger Arbeitsschritte bedeuten somit auch weniger Fehlerquellen und eine bessere Standardisierung. [8, 141] Aus diesem Grund scheint die Umgehung dieser Fehlerquelle durch eine direkte Aufnahme im Mund von Vorteil und naheliegend. [141, 142, 92, 143] Neben der höheren Präzision erlaubt eine direkte Digitalisierung eine sofortige Beurteilung der Präparationsgeometrie durch die dreidimensionale Wiedergabe der klinischen Situation. [8, 141, 10] Zudem können fehlerhafte Darstellungen selektiv nachgescannt und zeitraubende Zweitabformungen vermieden werden. Dem Patienten bleibt das häufig unangenehme Gefühl der konventionellen Abformung in Verbindung mit Würgereiz, unangenehmem Geschmack und langer Dauer erspart. Bei der „chairside“-Versorgung kommt zusätzlich eine Zeitersparnis für Patient und Behandler hinzu. In Zusammenarbeit mit dem Zahntechniker erleichtert die

Tatsache, dass sowohl Labor als auch Praxis den selben Datensatz vorliegen haben, die Kommunikation untereinander.

Die **indirekte Digitalisierung** mit dem verwendeten System (InEos Blue) erfordert, im Gegensatz zu anderen extraoralen Scannern, zur idealen Oberflächenerfassung ein Bepudern des Gipsmodells um Reflexionen zu vermeiden. Dieser Prozess birgt potentielle Ungenauigkeiten. [135] Zum einen sind homogene Puderschichtstärken nicht gewährleistet und zum anderen erzeugt jede auch noch so dünne Puderschicht eine gewisse Diskrepanz zur Originalsituation. Das System funktioniert nach dem Prinzip der Triangulation mit Streifenprojektion, bei dem durch die Anordnung von Detektor und Projektor besonders an langen Präparationsflächen Abschattungen durch nicht einsehbare Bereiche entstehen können. [11, 78, 79, 80] Um diese Problematik zu beheben, wurden die separierten Stümpfe zunächst einzeln von verschiedenen Blickrichtungen gescannt und anschließend zu einem dreidimensionalen Datensatz zusammengeführt (Matching). Allerdings ist das Matching von mehreren Aufnahmen zwangsläufig mit einer zusätzlichen Ungenauigkeit verbunden.[11, 78, 79, 80] Probleme beim Matching zeigten sich auch im Bereich der Brückenspannen (15, 16), da sich dieser Bereich bei unserem Studienmodell als besonders strukturarm erwies. Daher war die Software nicht in der Lage, die Einzelbilder aneinander zu lagern und dieser Bereich wurde deshalb am Gipsmodell mit einem Silikon bedeckt, um so ein Relief zu schaffen, welches das Problem löste. Fraglich ist, ob sich das Matchingproblem im Bereich der Brückenspannen in klinischen Situationen ebenfalls stellt. Durch den unregelmäßigen Gingivaverlauf kann theoretisch eine günstigere Relation der Einzelbilder zueinander geschaffen werden. Dennoch sind Verbesserungen in zahnlosen Kieferabschnitten wünschenswert.

Grundlegende Voraussetzung für eine möglichst passgenaue Restauration mittels **direkter Digitalisierung** ist die Präzision der Aufnahme. Diese wird durch mehrere Faktoren wie zum Beispiel eine ruhige Kamerahaltung und gut einsehbaren Präparationsgrenzen gewährleistet. [85] Deshalb wurde im Versuchsaufbau für eine konstante Kamera-Modell-Relation entsprechend einer klinischen Situation, die CEREC Bluecam mit einer statischen Konstruktion stabilisiert. Dadurch sollten individuelle Fehler des Behandlers durch Verwacklungen ausgeschlossen und eine höhere Reproduzierbarkeit erzielt werden. An schwer einsehbaren, steilen Bereichen wurden

durch manuelle Angulation der Kamera die Anzahl der Messpunkte zusätzlich erhöht und das Modell somit vollständig aufgenommen. [11, 85] Um auch im klinischen Einsatz präzise aufzunehmen, besitzt die neue Generation der CEREC Bluecam eine automatische Auslösefunktion, deren Aufnahmezeit im Bereich von 150 ms liegt, und erst bei ruhiger Stellung der Kamera auslöst. [141, 92, 85] Zu den weiteren Verbesserungen der CEREC Bluecam gegenüber ihres Vorgängermodells (Cerec 3) zählt die erhöhte Detail- und Dimensionsgenauigkeit durch die Verwendung von blauem Licht mit einer Wellenlänge von 470 nm, sowie die Bündelung der Lichtstrahlen parallel zum Bildsensor durch ein asphärisches Linsensystem. [141, 92, 85] Wie für den Scanvorgang erforderlich, wurde das Titan-Ausgangsmodell vor jedem Scan erneut zur Mattierung mit einem Titandioxid-Puderspray beschichtet. Hierbei ergeben sich erneut mögliche Fehler durch inhomogene Puderschichtstärken, die sich besonders im Randbereich häufen. In klinischen Situationen stellt sich zusätzlich die Problematik der Trockenlegung, da besonders bei subgingivaler Präparation Speichel und Sulkusblutungen die Aufnahmequalität stören können. [81, 80, 85] Auch bei der direkten Digitalisierung trat aufgrund der Strukturarmut am Titan-Ausgangsmodell im Bereich der Brückenspannen ein Matching-Problem auf, welches ebenfalls mit einer Silikonmodellation in jenem Bereich (15, 16) gelöst werden konnte.

Die Präparation für das verwendete **Studienmodell** entsprach mit einem Konvergenzwinkel von 6 Grad, marginal endender Hohlkehle, einer okklusalen Reduktion von 2,0 mm und einer axialen Reduktion von 1,5 mm bei gemeinsamer Einschubrichtung gängigen Richtlinien für vollkeramischen Zahnersatz um eine viergliedrige Brückensituation zu simulieren. [144, 107, 145, 100, 106, 20] In einigen Studien wird ein zirkulärer Substanzabtrag von 0,8 mm ebenfalls als ausreichend für Restaurationen mit hochfesten Gerüstkeramiken bezeichnet. [146, 106, 147] Das verwendete Titanmodell hat gegenüber anderen Ausgangsmodellen aus Kunststoff oder gar natürlichen Zähnen den Vorteil, dass es aufgrund seiner großen Härte, Formstabilität und Vermeidung von Wasseraufnahme, einer geringerer Abnutzung unterliegt.

Die **in dieser Studie verwendete Replica-Technik** gilt als verlässliche, nicht-invasive und zerstörungsfreie Methode zur Bestimmung von Passungen von Kronen und Brücken in vitro und in vivo. [148] In der vorliegenden Studie wurden die viergliedrigen Brückengerüste zur Beurteilung der Passgenauigkeit nicht weiter bearbeitet, sondern ohne vorheriges Aufpassen mit einem dünnfließenden Silikon befüllt und auf das Titan-Ausgangsmodell gesetzt. Durch den Verzicht auf ein manuelles benutzerabhängiges Aufpassen durch einen Techniker, lässt sich die Qualität des Systems selbst besser beurteilen und der Einfluss durch individuelle Adaption kann das Ergebnis verfälschen und muss daher nicht berücksichtigt werden. Bei der Erzeugung des Silikoninnenabdrucks können potentielle Ungenauigkeiten durch nicht einheitlichen Aufpressdruck des Gerüsts auf das Modell vernachlässigt werden. [149, 150] Denn Weaver et al. konnten zeigen, dass der applizierte Fingerdruck keinen signifikanten Faktor für den resultierenden effektiven marginalen Randspalt darstellt. Nach erfolgter Überabformung der Innenabdrücke mit einem kontrastfarbenen, harten Silikon wurden die Schnitte in oro-vestibulärer-Richtung und in mesio-distaler-Richtung im Zentrum von Molar und Prämolare vorgenommen. Dabei war es herausfordernd, die Schnittlinien an immer exakt selber Stelle von Prämolare bzw. Molar vorzunehmen. Eine versetzte Schnitfführung birgt die Möglichkeit, den Innenabdruck an einer generell dickeren bzw. dünneren Stelle oder in einem anderen Winkel zur Schnittachse anzuschneiden und damit eine Verzerrung des Zementspalts mit falschen resultierenden Werten zu erhalten. Durch vorherige manuelle Messungen wurde dieses Risiko in der vorliegenden Studie allerdings auf ein Minimum reduziert. Kritisch zu betrachten ist die entsprechende Technik, da nicht der gesamte Kronenrandbereich auf seine Passgenauigkeit untersucht wird, sondern lediglich vier auf den Schnittachsen mesial, distal, palatinal und bukkal gelegene Punkte. [151, 25] Der restliche Kronenrandbereich bleibt unberücksichtigt und begrenzt damit die Aussagekraft dieser Untersuchungsmethode. Um die Passung zirkulär des Abutment-Gerüst-Interface zu analysieren, müsste eine dreidimensionale Computeranalyse herangezogen werden. [49, 131, 132]

Zur **Analyse** der Passgenauigkeit wurden die Grenzen des Silikoninnenabdrucks vom selben Benutzer definiert. Da benutzerabhängige Arbeitsschritte individuellen Einfluss bzw. Fehler bergen, wurde in einem Vorversuch die Reproduzierbarkeit der angewandten Messmethode zur Passgenauigkeitsuntersuchung in Abhängigkeit des

Benutzerfehlers bestimmt. (siehe Pilotuntersuchungen unter 3.2.2) Daraus resultierte eine gute Reproduzierbarkeit der Prüfmethode mit einem prüferbezogenem systematischen Fehler von durchschnittlichen $2,8 \mu\text{m}$. Dies erhöht die Aussagequalität der folgenden Passgenauigkeitsuntersuchung. Gerade in den kritischen Randspaltbereichen führt die Kenntnis des systematischen Fehlers zur qualitativen Verbesserung der Vergleichbarkeit. Die Abstandsmessung von der Innenseite zur Außenseite des Innenabdrucks wurde von der Software vorgenommen, woraus ca. 40.000 Analysepunkte pro Brücke resultierten, was eine breite Datenbasis für die Berechnung der Messbereich-Mittelwerte bietet. Der Abstand Innenseite zur Außenseite des Innenabdrucks entspricht dem Spalt zwischen Brückengerüst und Zahnstumpf.

5.2. Diskussion Ergebnisse

Die Ergebnisse für die direkte Digitalisierung (DD) mittels CEREC AC Bluecam als auch für die indirekte Digitalisierung (ID) mittels CEREC InEos Blue nach konventioneller Abformung (Impregum) zeigten beide klinisch akzeptable Werte von unter 100 μm bezüglich der "mittleren marginalen Randpassung". [36, 33] Jedoch lagen bei indirekter Digitalisierung einzelne Messorte "Prämolar-distal" (PM_d) und "Molar-mesial" (M_m) mit marginalen Mittelwerten von 152 μm und 114 μm über dieser maximal klinisch akzeptablen Randspaltgröße. Die statistische Analyse ergab signifikant kleinere Randspalten und Standardabweichungen für die Gruppe direkte Digitalisierung (DD = 61 \pm 28 μm ; ID = 94 \pm 78 μm ; p = 0,001). Selbige Resultate zeigten sich für die übrigen Messbereiche "Hohlkehle" (DD = 83 \pm 31 μm ; ID = 105 \pm 55 μm ; p = 0,001), "Axiale Wand" (DD = 88 \pm 37 μm ; ID = 102 \pm 56 μm ; p = 0,048), "Okklusal" (DD = 187 \pm 67 μm ; ID = 261 \pm 99 μm ; p = 0,001) und "Gesamt" (DD = 105 \pm 64 μm ; ID = 140 \pm 102 μm ; p = 0,001). Auch die messortspezifische Analyse ergab im marginalen Bereich konstant kleinere Randspalten für die Gruppe direkte Digitalisierung (DD). (siehe Tabelle 4.5) Es zeigten sich annähernd korrelierende marginale Passungen der Zahnflächen von Prämolar zu Molar bei der palatinal und bukkal die geringsten Randspalten auftraten. Da alle Brückengerüste nach direkter und indirekter Digitalisierung unter Verwendung der selben Konstruktionsparameter hergestellt wurden, kann davon ausgegangen werden, dass der Unterschied zwischen den getesteten Gruppen der Digitalisierungsmethode zugeschrieben werden kann. Daher wird die Nullhypothese abgelehnt. Betont sei an dieser Stelle erneut, dass keines der Brückengerüste aus der Versuchsreihe zuvor manuell aufgepasst wurde um lediglich die Qualität des CAD/CAM-Systems zu beurteilen. Durch das im klinischen Alltag übliches Aufpassen der Restauration ließen sich vermutlich noch bessere Passungswerte erzielen. Die auffallend höheren Werte für die Messbereiche "Hohlkehle", "Axiale Wand" und "Okklusal" scheinen sogar wünschenswert. Im Gegensatz zur marginalen Öffnung, welche im Sinne einer guten Prognose hinsichtlich Sekundärkaries, Pulpitiden und Parodontiden möglichst gering gehalten werden soll, erfüllt die Befestigungsfuge bzw. die interne Adaption (Interne Passung = Hohlkehle, axiale Wand, Okklusal) die Funktion einer Befestigungsfläche ohne dabei Spannungen durch Störkontakte zu verursachen. [152] Zu diesem Zweck empfehlen sich etwas größere Befestigungsfugen im Bereich Innere

Passung. Für den Messbereich "axiale Wand" wurden ideale Werte in einer Größenordnung von ca. 73 μm ermittelt, da vollkeramische Kronen hierbei die größte Druckbelastungen zeigten. [152, 153] Bei Werten über 122 μm wurde hingegen geringere Bruchfestigkeiten beobachtet. [152, 153] Die größten Spalten treten in beiden Testgruppen im Messbereich "Okklusal" auf. Studien zeigten, dass Okklusal kleinere Schichten des Befestigungsmaterials von ca. 80 μm zu bevorzugen sind, da sich die mechanische Stabilität von Zirkonoxid dadurch erhöht und das Chipping-Risiko von Verblendkeramiken verringert. [152, 154, 155] Für die große Standardabweichung im Messbereich "Okklusal" scheint die Form des Werkzeugs für die Innenbearbeitung von Kronen und Brücken verantwortlich zu sein, auf Grund welcher es zu einer Abweichung von Zahnstumpf zur Brückeninnenfläche kommt. [15] Ist nämlich das Schleifwerkzeug in seinem Durchmesser größer dimensioniert als der zu entfernende Bereich, resultiert zwangsläufig ein zusätzlicher Materialabtrag. [156] Diese Inkongruenzen werden von der CAD-Software kalkuliert und als Frässerradiuskorrektur bezeichnet. Als weiterer möglicher Grund könnte die für den Scanvorgang erforderliche, aber möglicherweise ungleiche Puderschicht in Frage kommen. Das Titandioxid-Puderspray wird schließlich vornehmlich aus okklusaler Richtung appliziert, und könnte eine Ansammlung an horizontalen Flächen begünstigen. Durch diese Theorie ließe sich erklären, warum im Messbereich „Marginal“, die Standardabweichung wieder geringfügig ansteigt, im Vergleich zu den vertikalen Messbereichen „Axiale Wand“ und „Hohlkehle“. Denn auch dieser Bereich gilt als anfällig für Puderansammlungen. Ausgeprägter ist dieser Effekt in der Gruppe der indirekten Digitalisierung. Möglicher Grund dafür könnte sein, dass die rauere Oberfläche des Gipsmodells im Vergleich zum Titanmodell ebenfalls Puderansammlungen begünstigt. Es gilt zu klären, ob in einer klinischen Mundsituation bei unvermeidbarer Restfeuchtigkeit der Zähne eine ähnliche Puderverteilung auftritt.

Die durchweg signifikant höheren Passungswerte sowie höheren Standardabweichungen für die indirekte Digitalisierung könnten sich durch den konventionellen Arbeitsprozess erklären lassen. Bekanntlich ist jeder Arbeitsschritt mit einem gewissen Fehlerpotential behaftet und damit im Falle der indirekten Digitalisierung größer als bei direkter Digitalisierung, bei welcher die Datenerfassung ohne Zwischenmodell erfolgt. [17, 141, 142, 92, 143] Somit scheint der digitale Workflow das Fehlerrisiko zu reduzieren. Des Weiteren zeigt die Gruppe DD nicht nur kleinere Mittelwerte für die Passung, sondern auch signifikant kleinere

Standardabweichungen. Dies deutet darauf hin, dass direkte, intraorale Scanvorgänge eine höhere Reproduzierbarkeit sowie höhere Präzision aufweisen, als solche mit traditioneller Polyetherabformung. Vorherige Studien, die bei gleichem Versuchsaufbau die Passungsgenauigkeit von 4-gliedrigen Zirkonoxid-Brückengerüsten auf Basis von direkter Digitalisierung und indirekter Digitalisierung untersuchten, brachten weniger homogene Ergebnisse hervor. Almeida e Silva et al. beobachteten keine signifikanten Unterschiede bezüglich DD und ID im marginalen Randbereich jedoch für die interne Passung (Marginale Randpassung: DD = LAVA C.O.S. $63,96 \pm 36,75 \mu\text{m}$ und ID = LAVA Scant ST $65,33 \pm 37,27 \mu\text{m}$). [148] Auch Keul et al. erzielten ähnliche Ergebnisse (Marginale Randpassung: DD = iTero $127,23 \pm 66,87 \mu\text{m}$ und ID = CS2 $141,08 \pm 193,17 \mu\text{m}$). [149] Selbige Studie zeigte, dass auch das verwendete Gerüstmaterial einen signifikanten Einfluss auf die Passung 4-gliedriger Brückengerüste hat. [149] Beim Vergleich von 4-gliedrigen Gerüsten aus CoCr-Legierungen und vorgesintertem Zirkonoxid resultierte eine signifikant bessere Adaption der NEM-Brückengerüste. Als Ursache wird ein möglicher Verzug beim Sinterungsprozess beschrieben. [135, 149] Von Moldovan et al., Boening et al. und Reich et al. erhobene Studien attestierten bereits einen gravierenderen Einfluss von Berechnungsfehlern der Sinterungsschrumpfung auf großvolumigere Restaurationen wie Molaren gegenüber kleineren Prämolaren. [135, 136, 149, 157, 158] Diese Ungenauigkeit dürfte sich somit auf weitspannige Brückenkonstruktionen noch stärker auswirken. Ein möglicher Grund für die sichtbaren Passungsunterschiede in vorliegender Studie, die trotz erfolgtem Sinterprozess zu sehen sind, könnte der verwendete Extraoralscanner sein. Im Gegensatz zu den von Keul und Almeida e Silva verwendeten Scannern setzt der InEos Blue mehrere Einzelaufnahmen der Modellsituation zusammen wodurch sich die beschriebenen Matching-Ungenauigkeiten ergeben könnten. [11, 78, 79, 80] Andere Scanner erfassen die Modellsituation als Ganzes und behalten somit einen konstanten Referenzpunkt bei. Dies führt zu besseren Digitalisierungsdaten. Es muss berücksichtigt werden, dass In-vitro-Studien unter optimierten Bedingungen hinsichtlich Präparationsdesign, Abformungstechnik und experimenteller Durchführung erfolgen. [152] Daher zeigen die Ergebnisse der vorliegenden Studie die Passgenauigkeit 4-gliedriger vollkeramischer Brücken aus Zirkonoxid nach konventioneller Abformung mit anschließender extraoraler Digitalisierung und Intraoralscan unter idealen Bedingungen, welche womöglich nicht die Passgenauigkeit im täglichen klinischen Alltag widerspiegeln. [152]

Vorhergehende In-vivo-Studien an Procera Kronen konnten zeigen, dass in vivo um 58 - 73 μm breitere Randspalten ermittelt wurden, als in vitro. [152, 159]

Die Einflussfaktoren auf eine präzise hergestellte Restauration sind vielseitig und aufgrund der beschriebenen Komplexität der Prozesskette anfällig für Störungen. Daher scheint die Reduktion einzelner analoger Arbeitsschritte zugunsten digitaler Vereinfachung die logische Schlussfolgerung für die moderne zukunftsorientierte Zahnmedizin.

6. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, die Passgenauigkeit von 4-gliedrigen CAD/CAM-gefertigten Zirkonoxid-Brückengerüsten zu untersuchen. Unterschieden wurden dabei die Gruppe "indirekte Digitalisierung" (ID) von der Gruppe "direkte Digitalisierung". Es sollten die qualitativen Unterschiede im Bezug auf Passgenauigkeit von "indirekter-" zu "direkter-" Digitalisierung gezeigt werden und wie gravierend sich der Einflussfaktor bzw. das Fehlerpotential von primär konventionellen Abformungen auf eine anschließende extraorale Digitalisierung auswirkt.

Die Nullhypothese besagte, dass die Methode der Digitalisierung (direkt oder indirekt) keinen Einfluss auf die Passgenauigkeit von 4-gliedrigen CAD/CAM-gefertigten Brückengerüsten hat.

Im Versuchsaufbau wurde ein Titan-Ausgangsmodell einer 4-gliedrigen Brückensituation (14-16) als Basis für den Versuchsaufbau verwendet. Für eine "indirekte Digitalisierung" wurde dieses zunächst 12 mal konventionell abgeformt (Polyether / Impregum) und daraus Gipsmodelle hergestellt. Auf Basis dieser 12 Modelle wurde die Situation mit dem CEREC InEos Blue Scanner (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland, Softwareversion 3.88) indirekt (extraoral) digitalisiert und 4-gliedrige-Brückengerüste erzeugt. In der Gruppe "direkte Digitalisierung" wurde das selbe Titan-Ausgangsmodell direkt mit der CEREC AC Bluecam (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim, Deutschland, Softwareversion 3.88) digitalisiert und erneut 4-gliedrige Brückengerüste hergestellt.

Die erzeugten Brückengerüste wurden, ohne sie zuvor manuell aufzupassen, auf das Titan-Ausgangsmodell gesetzt und anhand der Replica-Technik, Abformungen der Befestigungsfuge erzeugt, welche wiederum mit 50x Vergrößerung unter dem Lichtmikroskop vermessen wurden.

Die Mittelwerte für die Marginale Passung lagen sowohl bei direkter Digitalisierung ($61 \pm 28 \mu\text{m}$) als auch indirekter Digitalisierung ($94 \pm 78 \mu\text{m}$) unter dem klinisch

geforderten Maximalwert von 100 µm. Jedoch lagen bei indirekter Digitalisierung einzelne Messorte über der klinischen Randspaltakzeptanz.

Im statistischen Vergleich zeigte die direkte Digitalisierung gegenüber der indirekten Digitalisierung signifikant bessere Mittelwerte und auch Standardabweichungen sowohl im Marginalen-Bereich als auch an den internen Wänden (Hohlkehle, Axiale Wand, Okklusal).

Die vorliegende In-vitro-Studie konnte nachweisen, dass mit dem CEREC System nach direkter Digitalisierung signifikant bessere Ergebnisse im Bezug auf die Passgenauigkeit von 4-gliedigen Brücken erzielt werden können, als mit konventionellen Zwischenschritten. Daher wurde die Nullhypothese abgelehnt.

7. Literaturverzeichnis

1. Beschnidt, SM. Strub, JR: Evaluation of marginal discrepancy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. J Oral Rehabil 26, 582-93. (1999).
2. Bindl, A. Mormann, WH: Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. J Oral Rehabil 32, 441-7. (2005).
3. Gu, XH. Kern, M: Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions. The International journal of prosthodontics 16, 109-16. (2003).
4. Hmaidouch, R: Untersuchung zum Einfluss von Präparationsart, Zementspalteinstellung und Art des Befestigungszements auf die Passgenauigkeit CAD-CAM gefertigter vollkeramischer Kronengerüste. Zahnmed Diss Berlin. (2011).
5. Kappert, HF. Eichner, K: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Georg Thieme Verlag, Stuttgart. (2008).
6. Kunzelmann, KH. Kern, M. Kohal, RJ. Mehl, A. Pospiech, P. Frankenberger, R, et al.: Vollkeramik auf einen Blick. AG für Keramik in der Zahnheilkunde, Ettlingen. (2010).
7. Yeo, IS. Yang, JH. Lee, JB: In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 90, 456-69. (2003).
8. Güth, JF. Beuer, F. Brandl, S. Rambersger, M. Schweiger, J. Edelhoff, D: Computer Aided Impressioning - The future of impression taking? Digital Dental News 4. (2010).
9. Tinschert, J. Natt, G. Hasenpflug, S. Spiekermann, H: Status of Current CAD/CAM Technology in Dental Medicine. Int J Comput Dent 7, 25-46. (2004).
10. Weber, A. Rudolph, H. Quaas, S. Thöne, A. Luthardt, RG: CAD/CAM-Technik in der Zahnheilkunde - eine Umfrage unter Zahnärzten und Zahntechnikern in Deutschland. Digital Dental News 2., 14-20. (2008).
11. Becker, J: CAC - ein Weg zur computerunterstützten Herstellung keramischer Restaurationen. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 51, 511-7. (1996).

12. Pospiech, P. Tinschert, J: Keramik-Vollkeramik. Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin. 3M Espe, Seefeld, (2004).
13. Rudolph, H. Quaas, S. Luthardt, RG: CAD/CAM – Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik. DZZ 58 (10), 559-69. (2003).
14. Christensen, GJ: Will digital impressions eliminate the current problems with conventional impressions? J Am Dent Assoc 139 (761-763). (2008).
15. Rudolph, H. Schöne, C. Luthardt, RG: Einfluss der Digitalisierung auf die erreichbare Präzision CAD/CAM-gefertigter zahnmedizinischer Restaurationen. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 59, 73-7. (2004).
16. Christensen, GJ: State of the fixed prosthodontics Impressions, room for improvement. J Am Dent Assoc 136, 343-6. (2005).
17. Güth, J. Beuer, F. Brandl, S: Computer Aided Impressioning - The future of impression taking? Digital Dental News 4, 26-38. (2010).
18. Kohorst, P. Dittmer, MP. Stiesch, M: Welche Faktoren beeinflussen die Belastbarkeit von Restaurationen aus Zirkoniumdioxid? Digital Dental News 3. Jahrgang (April), 12-8. (2009).
19. Schmitter, M. Mussotter, K. Rammelsberg, P. Gabbert, O. Ohlmann, B: Clinical performance of long-span zirconia frameworks for fixed dental prostheses: 5-year results. Journal of Oral Rehabilitation 39 (7), 552-7. (2012).
20. Strub, JR. Kern, M. Türp, JC. Witkowski, S. Heydecke, G. Wolfart, S: Curriculum Prothetik Band I - III. Quintessenz Verlag, Berlin. (2011).
21. Rehberg, HJ: Exakter Randschluss - was ist das? Dtsch zahnärztl Z 26, 696-9. (1971).
22. Sassen, H: Klinische und labortechnische Problematik subgingivaler Präparationsgrenzen. Dtsch zahnärztl Z 36, 254-7. (1981).
23. Lenz, M. Patyk, AJ. Kobes, LWR: Randschlussverhalten von vollkeramischen Kronen in Abhängigkeit von der geometrischen Form des Stumpfes. ZWR 109, 155-9. (2000).

24. Marxkors, R: Der Randschluss der Gußkronen.
Dtsch zahnärztl Z 35, 913-5. (1980).
25. Spiekermann, H: Zur marginalen Paßform von Kronen und Brücken.
Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 41, 1015-9. (1986).
26. Pröbster, L: Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich
anerkannt?
Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK. (2003).
27. Chan, C. Weber, H: Plaque retention on teeth restored with full-ceramic crowns: A
comparative study.
The Journal of Prosthetic Dentistry 56, 666-71. (1986).
28. Haas, M. Wegscheider, WA. Bratschko, RO. Pfeiffer, K. Kuderna, F: Comparison of
margin in metal and non-metal ceramic crowns.
Quintessenz 39 , 625-33. (1988)
29. Hoffmann-Axthelm, W: Geschichte der Zahnheilkunde.
Quintessenz Verlag, Berlin. (1974).
30. Kerschbaum, T. Paszyna, C. Klapp, S. Meyer, G: Verweilzeiten- und
Risikofaktorenanalyse von festsitzendem Zahnersatz.
Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 46, 20-4. (1991)
31. McLean, JW: Evolution of dental ceramics in the twentieth century.
The Journal of Prosthetic Dentistry 1// 85 (1), 61-6. (2001).
32. Strub, JR: Vollkeramische Systeme.
Dtsch Zahnärztl Z 47, 566-71. (1992).
33. Weber, H. Geis-Gerstorfer, J. Simonis, A. J., D. Frank, G: Voll- und
Glaskeramikkronen klinisch betrachtet.
Zahnärztl Mitt 77, 2416-21. (1987).
34. Beuer, F. Bogna, S: Zirkonoxid-Konsens.
dd Special 12, 90-8. (2007).
35. Garvie, R. Hannik, R. Pascoe, R: Ceramic Steel?
Nature 258, 703-4. (1975).
36. Kern, M. Schubinski, P: Frakturquote unter der "Scheidungsrate".
ZWL 04, 48-53. (2004).
37. Filser, F. Lüthy, H. Kocher, P. Schäfer, P. Gauckler, LJ: Vollkeramischer Zahnersatz
im Seitenzahnbereich Bewertung von Werkstoffen hinsichtlich Bruchlast und
Zuverlässigkeit.
Quintessenz Zahntech 28, 48-60. (2002).

38. Janda, R: Silikatkeramiken. Teil 1: Zusammensetzung, Eigenschaften, Anwendung, Wertung.
Quintessenz Zahntech 33 (4), 448-56. (2007).
39. Pospiech, P: Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken.
Dental - Praxis 19 (9), 255-7. (2002). German.
40. Janda, R: Vollkeramiken: Zusammensetzung, Eigenschaften, Anwendung, Wertung.
Quintessenz Zahntech 33, 46-60. (2007).
41. Janda, R: Gläser, Glaskeramiken und Keramiken. Teil 1: Grundlagen.
Quintessenz Zahntech 32 (11), 1264-73. (2006).
42. Janda, R: Silikatkeramiken. Teil 2: Zusammensetzung, Eigenschaften, Anwendung, Wertung.
Quintessenz Zahntech 33 (6), 720-30. (2007).
43. Craig, RG. Powers, JM. Wataha, JC: Zahnärztliche Werkstoffe. Eigenschaften und Verarbeitung.
Elsevier GmbH, Urban und Fischer Verlag, München. (2006).
44. Marxkors, R. Meiners, H: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffe.
Carl Hanser Verlag, München. (1993).
45. Kohorst, P. Dittmer, M. Borchers, L. Stiesch-Scholz, M: Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia.
Acta Biomater 4, 1440-7. (2008).
46. Kohorst, P. Stiesch-Scholz, M: Zirkoniumdioxid: Hochleistungskeramiken in der Zahnmedizin.
Dentalzeitung 4, 12-5. (2006).
47. München, AV: Zirkonoxid.
www.arbeitsgruppe-vollkeramik-muenchende. (2013).
48. Tinschert, J. Natt, G: Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien.
Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln. (2007).
49. Kappert, HF. Krahe, M: Dentalkeramiken und zahntechnische Verfahren zur Herstellung von keramischem Zahnersatz in der Übersicht.
Quintessenz Zahntech 27 (6), 666-87. (2001).
50. Bergmann, W: Werkstofftechnik 1.
Carl Hanser Verlag, München. (2008).
51. Pröbster, L: Metallfreie Keramikbrücken-Eine Standortbestimmung.
Phillip J 10, 271-8. (1993).

52. Bindl, A. Mörmann, WH: An up to 5 year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns.
The International journal of prosthodontics 14, 451. (2002).
53. Pröbster, L: Klinische Langzeiterfahrungen mit Vollkeramikronen aus In-Ceram.
Quintessenz 48, 1639. (1997).
54. Sorensen, JA. Kang, SK. Torres, TJ. Knode, H: In-Ceram fixed partial dentures: Three year clinical trials.
J Cal Dent Assoc 26, 207. (1998).
55. Guzzato, M. Albakry, M. Ringer, SP. Swain, MV: Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all- ceramic materials. Part II. Zirconia- based dental ceramics.
Dent Mater 20, 449 - 54. (2004).
56. Kim, M. Ahn, J. Kim, J. Kim, H. Kim, W: Effects of the sintering conditions of dental zirconia ceramics on the grain size and translucency.
J Adv Prosthodont 5, 161-6. (2014).
57. Pröbster, L. Kern, M: ZrO₂ - Monolithen - ein Faszinosum? Der Trend zu vollanatomischen Oxidkeramik-Kronen.
DZZ 67, 777-82. (2012).
58. Tholey, M: Transluzentes Zirkonoxid - ein neuer Trend.
wwwztm-aktuellde. (2012).
59. Janda, R: Editorial: Welches Zirkoniumdioxid darf's denn sein?
Quintessenz Zahntech 33 (11), 1351-2. (2007).
60. Oh, W. Gotzen, N. Anusavice, K: Influence of connector design on fracture probability of ceramic fixed-partial dentures.
J Dent Res 2002 81, 623-7. (2002).
61. Fischer, H. Weinzierl, P. Weber, M. Marx, R: Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramik [Processing related damages of dental ceramic].
Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 54 (484-488). (1999).
62. Fairhurst, C. Anusavice, K. Hashinger, D. Ringle, R. Twiggs, S: Thermal expansion of dental alloys and porcelains.
J Biomed Mater Res 14, 435-46. (1980).
63. Guo, X: Property degradation of tetragonal zirconia induced by low-temperature defect reaction with water molecules.
Chem Mater 16, 3988-94. (2004).
64. Westwood, A. Latanision, R: Environment-sensitive machining behavior of nonmetals (Rebinder effect in machining ceramics).
Science of ceramic machining and surface finishing ;NBS Spec Pub 348: , 141-55. (1972).

65. Ritter, J. Laporte, R: Effect of test environments on stress-corrosion susceptibility of glass.
J Am Ceram Soc 58, 265-7. (1975).
66. Bates, J. Stafford, G. Harrison, A: Masticatory function - A review of the literature II. Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing.
J Oral Rehabil 2, 349-61. (1975).
67. Ferrario, V. Sforza, C. Zanotti, G. Tartaglia, G: Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography.
J Dent 32, 451-7. (2004).
68. Balkaya, M. Cinar, A. Pamuk, S: Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems.
J Prosthet Dent 93, 346-55. (2005).
69. Balkaya, M. Cinar, A. Pamuk, S: Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems.
J Prosthet Dent 93, 346-55. (2005).
70. Palmer, D. Barco, M. Billy, E: Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids].
Prosthet Dent 67, 325-7. (1992).
71. Schneemann, P. Borchers, L. Stiesch-Scholz, M: Belastbarkeit 4-gliedriger Seitenzahnbrücken aus Vollkeramik [Fracture load of 4-unit all-ceramic fixed partial dentures].
ZWR 2005 114, 28-36. (2005).
72. Tinschert, J. Natt, G. Mautsch, W. Augthun, M. Spiekermann, H: Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study.
The International journal of prosthodontics 14, 231-8. (2001).
73. Beuer, F. Schweiger, J. Edelhoff, D: Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations.
Br Dent J 204 (9), 505-11. (2008).
74. Duret, F. Blouin, J. Duret, B: CAD-CAM in dentistry.
J Am Dent Assoc 117, 715-20. (1988).
75. Kurbad, A. Reichel, K: CAD/CAM-gestützte Vollkeramikrestaurationen aus Zirkonoxid.
Quintessenz 55 (6), 673-84. (2004).
76. Mehl, A: Sind CAD/CAM und Vollkeramik die richtigen Partner?
Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde eV <http://www.ag-keramik.de>.

77. Quaas, S. Rudolph, H: Kommunikation ist alles - Schnittstellen der CAD/CAM-Systeme.
Digital Dental News 1, 20-3. (2007).
78. Mehl, A: CAD/ CAM-Fertigungsverfahren- Neue Ansätze und Verfahren.
ZWP Spezial 7, 16-9. (2003).
79. Mou, S-H. Chai, T. Wang, J-S. Shiau, Y-Y: Influence of different convergence angles and tooth preparation heights on the internal adaptation of Cerec crowns.
The Journal of Prosthetic Dentistry 3// 87 (3), 248-55. (2002).
80. Van der Zel, JM: Die Bedeutung dentaler Scanner für das prothetische Endergebniss.
Digital Dental News 1, 6-12. (2007).
81. Mehl, A: Technologische Grundlagen und Klassifizierung.
ZWP 4, 6-9. (2001).
82. Luthardt, RG. Sandkuhl, O. Herold, V. Walter, M: Accuracy of Mechanical Digitizing with a CAD/CAM System for Fixed Restorations.
The International journal of prosthodontics 14, 146-51. (2001).
83. Mehl, A. Gloger, W. Kunzelmann, KH. Hickel, R: Entwicklung eines neuen optischen Oberflächengerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung.
Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 51, 23-6. (1996).
84. Tobias, J: CEREC AC step-by-step.
Digital Dental News 4, 62-70. (2010).
85. Wolf, D. Bindl, A: Clinical case report about the CEREC Bluecam.
Digital Dental News 3, 28-34. (2009).
86. Birnbaum, NS. Aaronson, HB: Dental impressions using 3D digital scanners: virtual becomes reality.
Compend Contin Educ Dent 29, 494.505. (2008).
87. Mörmann, WH: The evolution of the CEREC system.
JADA 137, 7S-13S. (2006).
88. Otto, T. Schneider, D: Long-term clinical results of chairside Cerec CAD/CAM inlays and onlays: a case series.
The International journal of prosthodontics 21. (2008).
89. Fasbinder, DJ: Clinical performance of chairside CAD/CAKM restorations.
JADA 137, 22S-31S. (2006).
90. Guzzato, M. Albakry, M. Ringer, SP. Swain, MV: Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all- ceramic materials. Part I. Pressable an alumina glassinfiltrated ceramics.
Dent Mater 20, 411. (2004).

91. Fasbinder, DJ: The CEREC system: 25 years of Chairside CAD/CAM Dentistry. *JADA* 141, 3S-4S. (2010).
92. Mehl, A. Ender, A. Mörmann, WH. Attin, T: Accuracy Testing of a New Intraoral 3D Camera. *Int J Comput Dent* 12, 11-28. (2009).
93. Posselt, A. Kerschbaum, T: Longevity of 2328 chairside CEREC inlays and onlays. *Int J Comput Dent* 6, 231-48. (2003).
94. Posselt, A. Kerschbaum, T: Longevity of 2328 chairside Cerec inlays and onlays. *Int J Comput Dent* 6, 231-48. (2003).
95. Santos, GJ. Jr., SM. Rizkalla, AS. Madani, DA: Overview of CEREC CAD/CAM chairside system. *Gen Dent* 61, 36-40. (2013).
96. Hickel, R. Manhart, J: Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure. *J Adhes Dent* 3, 45-64. (2001).
97. Attia, A. Kern, M: Fracture strength of all-ceramic crowns luted using two bonding methods. *J Prosth Dent* 91, 247-52. (2004).
98. Fasbinder, DJ. Dennison, JB. Heys, DR. Lampe, K: The clinical performance of CAD/CAM-generated composite inlays. *JADA* 136, 14-23. (2005).
99. Nakamura, T. Dei, N. Kojima, T. Wakabayashi, K: Marginal and internal fit of CEREC 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *The International journal of prosthodontics* 16, 244-8. (2003).
100. Ottl, P. Lauer, H-C: Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen. *Quintessenz* 47, 623-33. (19996).
101. Koch, J: Exakt präparieren! *Dental Magazin*, 61-5. (2005).
102. Baltzer, A: All-ceramic Single-tooth Restorations: Choosing the Material to Match the Preparation - Preparing the Tooth to Match the Material. *Int J Comput Dent* 11, 241-56. (2008).
103. Goodacre, C. Campagni, W. Aquilino, S: Tooth preparations for complete crowns: An art form based on scientific principles. *J Prosteth Dent* 85, 363-76. (2001).
104. Kimmel, K: Optimale Präparationstechnik als Grundlage der Qualitätssicherung. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* 61, 429-33. (2006).

105. Spiekermann, H: Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken.
Dtsch zahnärztl Z 41, 1015-9. (1986).
106. Polansky, R. Arnetzl, G. Haas, M. Keil, C. Wimmer, G. Lorenzoni, M:
Restdentinstärke nach 1,2mm Stufenpräparation für Cerec-Kronen.
Int J Comput Dent 3, 243-58. (2000).
107. Demmel, HJ: Der Einfluss verschiedener Zementsorten auf den Randschluss
passgenauer Kronen.
Dtsch zahnärztl Z 26, 700-5. (1971).
108. Hegdahl, T. Sillness, J: Area of exposed zinc phosphat cement surface in fixed
restorations.
Odont T 77. (1969).
109. Ludwig, K: Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde.
Quintessenz Verlag, Berlin. (2005).
110. Holmes, JR. Bayne, SC. Holland, GA: Considerations in measurement of marginal
fit.
J Prost Dent 62, 405-8. (1989).
111. Groten, M: Aufwand und Ergebnisqualität von Randspaltmessungen.
Zahnmed Diss Tübingen 1998. (1998).
112. Erdelt, K. Esters, S. Reitmeir, M. Bauer, H. Beuer, F: Reproduzierbarkeit von
Passgenauigkeitsuntersuchungen.
DGPro 2012. (2012).
113. Products, MD: Lava Crowns and Bridges Marginal Fit.
3M Espertis. (2007).
114. Rehberg, H: Exact marginal closure - what`s that?
Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 26, 696-69. (1971).
115. Abbate, MF. Tjan, A. Fox, W: Comparison of the marginal fit of various ceramic
crown systems.
J Prosthet Dent 61, 527-31. (1989).
116. Becker, J. Heidemann, D: Entwicklungsstand und Probleme des Einsatzes von
CAD/CAM-Systemen.
Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 48, 611-7. (1993).
117. Marxkors, R. Meiners, H: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde.
Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV-Hanser, Köln, München. (2001).
118. Weynes, W. Deo Boever, J: Radiographic assessment of the marginal fit of cast
restorations.
J Prost Dent 51, 485-9. (1984).

119. Wolfart, S. al., e: Clinical evaluation of marginal fit of a new experimental all-ceramic system before and after cementation.
The International journal of prosthodontics 16, 587-92. (2003).
120. Böning, KW. Wolf, BH: Klinische Randspaltvermessungne von Procerca AllCeram-Kronen.
Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 55, 97-100. (2000).
121. McLean, J. von Fraunhofer, J: The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. .
Br Dent J 131, 107-11. (1971).
122. WB., F: CAD/CAM- gefertigte Krone im direkten Vergleich.
Dent Lab 1995 43, 61-4. (1995).
123. Donath, K. Roth, K: Histologic-morphometric studies to determine the cervical marginal fit of single and pontic crowns.
Zeitschrift fur Stomatologie 84, 53-73. (1987).
124. Gu, X. Kern, M: Marginal discrepancies and leakage of all-ceramic crowns: influence of luting agents and aging conditions.
The International journal of prosthodontics 16, 109-16. (2003).
125. Sorensen, J: A standardized method for determination of crown margin fidelity.
J Prosthet Dent 64, 18-24. (1990).
126. Setz, J. Diehl, J. Weber, H: The marginal fit of cemented galvanoceramic crowns.
Int J Prosthodont 2, 61-4. (Int 1989).
127. Mitchell, C. MR, P. Douglas, W: Nondestructive in vitro quantification of crown margins.
J Prosthet Dent 85, 575-84. (2001).
128. Mitchell, C. Pintado, M. Douglas, W: Nondestructive in vitro quantification of crown margins.
J Prosthet Dent 85, 575-84. (2001).
129. Holmes, J. Bayne, S. Holland, G. Sulik, W: Marginal fit of castable ceramic crowns.
Prosthet Dent 67, 594-9. (1992).
130. Groten, M. Axmann, D. Pröbster, L. Weber, H: Verlässlichkeit von zirkulären Randspaltnmessungen an Einzelkronen.
Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 53 (260-265). (1998).
131. Luthard, R. Bornemann, G. Lemelson, S. Walter, M. Hüls, A: An Innovative Method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing.
The International journal of prosthodontics 17, 680-5. (2004).

132. Moldovan, O. Rudolph, H. Luthard, R: Interne 3D- Passgenauigkeit CAD/CAM gefertigter Zirkondioxidgerüste für den Seitenzahnbereich. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 61, 410-6. (2006).
133. Parkinson, C. Sasov, A: High-resolution non-destructive 3D interrogation of dentin using X-ray nanotomography. Dent Mater 24, 773-7. (2007).
134. Sun, J. Lin-Gibson, S: X-ray microcomputed tomography for measuring polymerization shrinkage of polymeric dental composites. Dent Mater 24, 228-34. (2008).
135. Almeida e Silva, JS. Erdelt, K. Edelhoff, D. Güth, JF. Marginal an internal fit of four-unit zirconia fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques: Springer Verlag; 2013 [cited 2013].
136. Boening, K. Wolf, B. Schmidt, A. Kästner, K. Walter, M: Clinical fit of Procera all-ceram crowns. J Prosthet Dent 84, 419-24. (2000).
137. Molin, M. Karlsson, S: The fit of gold inlays and three ceramic inlay systems. A clinical in vitro study. J Prosthet Dent 62, 405-8. (1993).
138. Bornemann, G. Lemelson, S. Claas, H. Luthardt, RG: Analyse der internen 3D-Passgenauigkeit von Vollkeramikkkronen. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 56, 619-22. (2001).
139. Kappert, HF. Altvater, A: Feldstudie über die Paßgenauigkeit und das Randschlussverhalten von In-Ceram-Kronen und -Brücken. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 46, 151-3. (1991).
140. Krejci, I. Reich, T. Lutz, F. Albertoni, M: An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. A computer controlled mastication simulator. Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin 100, 953-60. (1990).
141. Kern, M: Intraorale Abformung mit der Kamera DT Austria. (01, 2011).
142. Lehmann, KM. Zettel, R. Gente, M: Die Paßgenauigkeit von Gusskörpern in Abhängigkeit von Abformung und Modell sowie gusstechnischen Parametern. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 43, 473-6. (1988).
143. Plekavich, E. Joncas, JM: The effect of impression-die systems on crown margin. J Prosthet Dent 49, 772-6. (1983).
144. Aggstaller, H. Beuer, F. Funk, M. Erdelt, KJ. Gernet, W: Einfluss der Präparationsgeometrie auf die Bruchfestigkeit von Kronenkappen aus Zirkoniumdioxid. Dtsch zahnärztl Z 61, 347-52. (2006).

145. Güth, JF. Wallbach, J. Stimmelmayer, M. Gernet, W. Beuer, F. Edelhoff, D: Computer-aided evaluation of preparations for CAD/CAM-fabricated all-ceramic crowns. *Clin Oral Investig* 17, 1389-95. (2013).
146. Meier, M. Fischer, H. Richter, E. Maier, HR. Spiekermann, H: Einfluss unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen. *Dtsch zahnärztl Z* 59, 295-9. (1995).
147. Polansky, R. Reichhold, C. Lorenzoni, M. Haas, M. Arnetzl, G. Brarschko, RO: Die Topographie der Pulpa im Seitenzahnbereich nach Stufenpräparation für vollkeramische Kronen. *Dtsch zahnärztl Z* 53, 643-7. (1998).
148. Almeida e Santos, J. Erdelt, K. Edelhoff, D. Araujo, E. Güth, J: Precision of fit of four-unit-zirconia fixed dental prostheses made by digital and conventional impressioning.
149. Keul, C. Bogna, S. Erdelt, K. Beuer, F. Edelhoff, D. Güth, JF: Fit of 4-unit FDPs made of zirconia an CoCr-alloy after chairside and labside digitalization - A laboratory study. *Dent Mater.* (2014).
150. Weaver, J. Jonson, G. Bales, D: Marginal adaptation of castable ceramic crowns. *J Prost Dent* 66, 747-53. (1991).
151. Groten, M. Axmann, D. Pröbster, L. Weber, H: Verlässlichkeit von zirkulären Randspaltvermessungen an Einzelzahnkronen. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* 53, 260-5. (1998).
152. Beuer, F. Korczynski, N. Rezac, A. Naumann, M. Gernet, W. Sorensen, JA: Marginal and internal fit of zirconia based fixed dental prostheses fabricated with different concepts. *Clin Cosmet Investig Dent* 2, 5-11. (2010).
153. Tuntiprawon, M. Wilson, PR: The effect of cement thickness on the fracture strength of all-ceramic crowns. *Aust Dent J* 40, 17-21. (1995).
154. Rekow, D. Thompson, VP: Near-surface damage - a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc Inst Mech Eng* 21, 233-43. (2005).
155. Rekow, ED. Harsono, M. Janal, M. Thompson, VP: Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater* 22, 125-32. (2006).

156. Hajto, J: Gesichtspunkte zur Präparation von CAD/CAM-gefertigten Restaurationen – Teil 1.
ZMK Sonderheft 26. (2010).
157. Moldovan, O. Luthard, RG. Corcodel, N. Rudolph, H: Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings.
Dent Mater 27, 1273-8. (2011).
158. Reich, S. Kappe, K. Teschner, H. Schmitt, J: Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses.
Eur J Oral Sci 116, 579-84. (2008).
159. Kokubo, Y. Ohkubo, C. Tsumita, M. Miyashita, A. Vult von Steyern, P. Fukushima, S: Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns.
J Oral Rehabil 32, 526-30. (2005).

8. Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Professor Dr. Dr. h.c. W. Gernet, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München, der die Durchführung dieser Studie ermöglichte.

Bedanken möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. D. Edelhoff für die Aufgabenstellung sowie seine kompetente und freundliche Unterstützung während der gesamten Arbeit.

Ein ganz herzlicher Dank gilt Herrn Priv.- Doz. Dr. J.-F. Güth für die kompetente, geduldige und freundschaftliche Betreuung der Dissertation, vom Studienaufbau bis hin zur Fertigstellung der Dissertation.

Weiterhin möchte ich mich bei Herrn ZTM M. Ramberger, Herrn Dr. Dipl.-Ing. K. Erdelt, Frau Dr. Dipl.-Ing. B. Stawarczyk und Frau Ch. Keul für die tatkräftige Unterstützung bei den praktischen Versuchen und der Auswertung der Messdaten bedanken.

Ein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mir durch ihre Unterstützung das Studium und die Dissertation ermöglichten.

9. Eidesstattliche Versicherung

Eidesstattliche Versicherung

Reitmeir, Maximilian

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt,

dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

"In-vitro-Untersuchung zur Passgenauigkeit 4-gliedriger vollkeramischer Brücken aus Zirkonoxid nach konventioneller Abformung und Intraoralscan"

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 05.08.2014

Ort, Datum

Unterschrift Doktorandin/Doktorand

