**Untersuchung und Auswertung von Vergleichsstudien zur Passgenauigkeit festsitzender Restaurationen bei intraoraler digitaler und konventioneller Abformung**

**von**

**Dr. Wolfgang Baresel**

**Dr. Ingo Baresel**

**Dr. Jens Baresel**

**Das Werk ist in allen seinen Teilen urheberrechtlich geschützt.**

**Die rechtliche Verantwortung für den gesamten Inhalt dieses Buches liegt ausschließlich bei den Autoren dieses Werkes.**

Jede Verwertung ist ohne schriftliche Zustimmung der Autoren oder des Verlages unzulässig. Das gilt insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen und die Einspeicherung in und Verarbeitung durch elektronische Systeme.

Cadolzburg, Oktober 2015

INHALTSVERZEICHNIS

1 . EINLEITUNG

2. GRUNDLAGEN ZUR DIGITALEN ABFORMUNG

3. LITERATURÜBERSICHT

3.1 Marginale Passgenauigkeit

3.1.1 Definition des Randschlusses

3.1.2 Größe des Randspaltes

3.1.3 Messstrecken bei der Randspaltbestimmung

3.2 Externe Passgenauigkeit

3.3 Innere Passgenauigkeit

4. BEEINFLUSSUNG DER PASSGENAUIGKEIT

4.1 Präparationsart

4.1.1 Stumpfhöhe

4.1.2 Präparationswinkel

4.1.3 Präparationsgrenze

4.1.4 Okklusale Gestaltung

4.1.5 Stumpfoberfläche

4.2 Abformung (digital/ Konventionell)

4.3 Qualität der verwendeten Abformmaterialien

4.4 Qualität des Digitalisierungssystems

4.5 Scanstrategie

4.6 Qualität der der CAM- Technik und des CAM- Systems

4.7 Hersteller der Restauration (Zahntechniker/ Fräsmaschine)

4.8 Art der Befestigung und des verwendeten Befestigungsmaterials

4.9 Verblendung

4.10 „Aufpassen“ der Restauration durch den Zahntechniker

4.11 Zementspalteinstellung

4.12 Restaurationsmaterial

5. MESSMETHODEN ZUR BESTIMMUNG DER PASSGENAUIGKEIT

5.1 In klinischen Studien

5.1.1 Klinische visuelle Beurteilung und Überprüfung mittels kalibrierter Sonde an zementierten und unzementierten Restaurationen

5.1.2 Überprüfung mittels Röntgenaufnahmen

5.1.3 Replikatechnik

5.14 Untersuchung der Schnitte von extrahierten Zähnen mittels Mikroskop

5.2 In in-vitro Studien

5.2.1 Die direkte Randvermessung

5.2.2 Profilometrie

5.2.3 Replikatechnik

5.2.4 Schliffpäparate analog der in- vivo Untersuchung

5.2.5 3D- Messmethode

5.2.5 Computertomografie

6. AUSWAHLKRITERIEN FÜR DIE ZU UNTERSUCHENDEN STUDIEN

6.1 Zeitliche Eingrenzung

6.2 Allgemeine Voraussetzungen

6.3 Untersuchungsparameter

7. EINTEILUNG DER AUSGEWÄHLTEN STUDIEN

7.1 Klinische Studien

7.2 In-vitro Studien

7.3 Untersuchungen von eingeschränkt auswertbaren Studien

8. LISTE DER KLINISCHEN STUDIEN

9. LISTE DER IN- VITRO UNTERSUCHUNGEN

10. LISTE DER UNTERSUCHUNGEN DER PASSGENAUIGKEIT DURCH DATENVERGLEICH

11. LISTE DER UNTERSUCHUNGEN, DEREN VERSUCHSAUFBAU NICHT EXAKT DEN VORGABEN ENTSPRICHT

12. STUDIEN ZUR INNEREN PASSGENAUIGKEIT

13. ERGEBNISSE

13.1 Allgemeine Feststellungen

13. 2 Auswertung

13.2.1 Auswertung der klinischen Studien

13.2.1.1 Untersuchung des Randspaltes

13.2.1.2 Untersuchung des Kroneninnenbereichs

13.2.2 Auswertung der in vitro Studien für die marginale Passgenauigkeit

13.2.3 Auswertung der Studien durch Datenvergleich

13.2.4 Auswertung der Studien für den Kroneninnenbereich

14. DISKUSSION

15. ZUSAMMENFASSUNG

16. ZEICHENERKLÄRUNG

17. LITERATURVERZEICHNIS

**1. EINLEITUNG**

Die Herstellung von festsitzendem Zahnersatz beginnt mit der Präparation in Abhängigkeit von der späteren Restauration. Die darauf folgende Abformung ist neben der Präparationsform ein bestimmender Faktor für die Passgenauigkeit aller Restaurationen. Das Gros der Abformungen betrifft in der niedergelassenen Praxis Einzelzahnrestaurationen und maximal viergliedrige Brücken (28). Da die konventionelle Abformung mit zahlreichen material- und methodenbedingten Fehlerquoten behaftet ist - nach Luthard (60,78) werden nur zwischen 50-60 % der Abformungen für festsitzenden Zahnersatz als klinisch akzeptabel oder zufriedenstellend eingestuft- war es das Ziel, eine zumindest gleichwertige detaillierte Abformmethode aller relevanten intraoralen Bereiche zu finden (20).

Mit der digitalen, intraoralen Abformung und der CAD/CAM Technologie steht eine neue Möglichkeit zur Verfügung, festsitzenden Zahnersatz bei strenger Einhaltung des Indikationsbereiches genau, und für den Patienten komfortabel, abzuformen und herzustellen (56,79).

Schon vor der vergangenen Dekade haben sich dazu computergestützte Verfahren etabliert (56). Universitäre Testungen haben ergeben, dass optoelektronische Aufnahmesysteme in den letzten Jahren deutlich an Genauigkeit zugelegt haben (72). Da besonders in den letzten Jahren eine deutliche Weiterentwicklung der Technik sowie der Werkstoffe (56) zu beobachten war, wurde der Zeitraum der vorliegenden vergleichenden Untersuchung auf Studien beschränkt, die aus der letzten Dekade stammen. In dieser Zeit kamen neben der Cerec-Bluecam auch die Systeme Lava C.O.S., iTero und Cara-Trios und die Cerec Omnicam auf den Markt. Die Systeme besitzen heute eine hohe Auflösung mit großer Detailwiedergabe. Einige Scansysteme arbeiten bereits puderfrei.

Die digitale intraorale Abformung spielt mittlerweile eine zentrale Rolle in der computergestützten Zahnmedizin. Der Wandel zur metallfreien Restauration hat metallgetragene Versorgungen in einigen Bereichen – vom Inlay bis zur mehrgliedrigen Brücke - weitgehend substituiert. Diese Aussage unterstützt die Veröffentlichung der Daten zur vollkeramischen Restauration der AG-Keramik, nach der bereits 2012 86 % aller vollkeramischen Restaurationen in Deutschland mit Hilfe der CAD/CAM – Technologie hergestellt wurden (72,73). Dem Restaurationswerkstoff Keramik wird von Zellbiologen und Dermatologen eine hohe Gewebeverträglichkeit attestiert. Unter dem Aspekt der Ästhetik und der Biokompatibilität ist Vollkeramik heute erste Wahl. Klinische Langzeitstudien mit einer Beobachtungsdauer von mehr als 10 Jahren belegen, dass CAD/CAM gefertigte Restaurationen aus Vollkeramik ausgezeichnete Überlebensraten aufweisen (26). Die Digitalisierung hat den Workflow von der Abformung bis zur Gerüstfertigung standardisiert und unter gleichbleibenden Bedingungen reproduzierbar gemacht. Das Überspringen vieler konventioneller Prozessschritte hat besonders im Labor den Arbeitsaufwand deutlich reduziert. Eine Vielzahl moderner Restaurationsmittel bedingt sogar eine digitale Verarbeitungskette. So erscheint es sinnvoll, diese bereits im Munde des Patienten beginnen zu lassen (74). Die Einführung intraoraler optisch-digitaler Erfassungsgeräte stellt eine logische Konsequenz des CAD/CAM Fertigungsprozesses dar. Grundlage für die Fertigung einer prothetischen Restauration mittels CAD/CAM ist eine möglichst genaue Digitalisierung der klinischen Situation.

Als eine der Hauptursachen des vorzeitigen Versagens von festsitzendem Zahnersatz wurden in klinischen Studien Passungenauigkeiten vornehmlich im Kronenrandbereich identifiziert (51). Die marginale Passgenauigkeit stellt ein Schlüsselkriterium für die klinische Evaluation von Restaurationen dar. Dieser kritische Übergang zwischen Zahn, Zementfuge und Restauration ist der Schwachpunkt jeder Restauration. Die Leistungsfähigkeit einer digitalen Prozesskette lässt sich daher u.a. mittels der marginalen Passung messen (10). Auch die innere Passgenauigkeit ist für den dauerhaften Erfolg einer prothetischen Versorgung von großer Bedeutung. Eine mangelnde innere Passgenauigkeit setzt die Festigkeit der Restauration herab und ruft Retentionsverluste hervor. Mit digitalen Messverfahren ist es jetzt möglich, auch eine genaue Beurteilung der internen Passung vorzunehmen.

Die vorliegende Untersuchung hat sich zum Ziel gesetzt die, mit rein digitalem Workflow erzielbare Genauigkeit zu überprüfen und mit konventionellem Vorgehen zu vergleichen. Sie soll dem praktizierenden Zahnarzt die Beurteilung erleichtern, ob diese Technik reif für den klinischen Einsatz ist.

Über die Qualität der CAD/CAM gefertigten Restauration entscheiden jedoch – wie bei der herkömmlichen Methode – nicht nur der Werkstoff und die Technik. Vor allem die Qualifikation, das individuelle Geschick und die Routine des Zahnarztes sowie des Zahntechnikers spielen eine wichtige Rolle (74).

**2. GRUNDLAGEN ZUR DIGITALEN ABFORMUNG**

Die Einführung intraoraler optischer digitaler Erfassungssysteme stellt eine logische Abrundung des CAD/CAM Fertigungsprozesses dar. Die genaue optische Datenerfassung ist die Basis zur Konstruktion und anschließenden Fertigung einer passgenauen Restauration. Die Qualität der Digitalisierung beeinflusst daher maßgeblich die erreichbare Genauigkeit über die gesamte Prozesskette (51, 60, 74).

Die gebräuchlichen Ausdrücke Scan und Scanner sind technisch gesehen nicht korrekt. Man spricht diesbezüglich (entsprechend der DIN 1395 Zahnheilkunde) von der 3D-Datenerfassung durch ein 3D-Datensystem (77).

Mit dem internationalen ISO EN DIN 12836 (2012) Prüfverfahren für CAD/CAM Digitalisierungsgeräte wurde erstmals eine Grundlage für die Vergleichbarkeit unterschiedlicher Systeme zur 3D-Datenerfassung geschaffen. Diese Norm beschreibt Prüfverfahren zur Beurteilung der Genauigkeit, Wiederholpräzision und Vergleichspräzision von Digitalisierungsgeräten für CAD/CAM Systeme. Die ermittelte „Genauigkeit“ muss jetzt in der Gebrauchsanweisung einer Aufnahmeeinheit angegeben werden (77).

Die Messgenauigkeit der optischen Digitalisierung wird durch die Auflösung der Kamera, die das reflektierte Licht aufnimmt bestimmt (86). Die Genauigkeit stellt einen entscheidenden Faktor zur Beurteilung und Einschätzung der Messsysteme dar. Je genauer die Messung ist, desto grösser kann der Indikationsbereich gewählt werden (20). Fast alle optischen Digitalisierungsverfahren basieren auf einer Projektor- und einer Detektoreinheit, die in einem definierten Winkel zueinander angeordnet sind.

Die Geräte ähneln sich in ihrer klinischen Handhabung, unterscheiden sich jedoch in ihren Funktionsprinzipien bei der Erzielung dreidimensionaler Datensätze. Die Bildaquisition erfolgt unter Verwendung von Videosignalen, Leuchtdioden (LED) oder eines gepulsten Lasers. Unabhängig von der Art der Digitalisierung entstehen die Datensätze in Form von Punktewolken, die die Oberfläche des Objekts beschreiben (79). Ordnung und Abstand der Punkte sind dabei Kriterien zur Beurteilung der Qualität der gemessenen Daten. Bedeutender als die Anzahl der Messpunkte ist jedoch die Messunsicherheit, die, je nach System, deutlich schlechter sein kann, als die Auflösung (51). Alle Systeme bilden die Zahn- oder Kiefersituation in Echtzeit im 3D-Modus auf dem Bildschirm ab. Die Möglichkeit einen Rohdatensatz direkt nach dem Scanprozess zu erhalten ermöglicht eine isolierte Genauigkeitsanalyse des intraoralen Scanners. Die Untersuchung einzelner Komponenten kann zu einer besseren Vergleichbarkeit der dentalen CAD/CAM Systeme führen.

Die Qualität des Digitalisierungssystems kann zusätzlich durch Bearbeitung mit Filtern positiv beeinflusstwerden. Mit Filtern wird das Entfernen von Streu- und Ausreißerpunkten, sowie messungsbedingten Rauschens (zufällige Messfehler) durch eine Software bezeichnet. Dies kann negative Auswirkungen auf die Genauigkeit verursachen. So bergen verschiedene Filter das Risiko, dass eine Präparation durch Mittelwertbildung im Randbereich verkürzt wird (74). Übersteigen Geometrien die Größe des Messfeldes, müssen Teilmessungen erfolgen. Diese werden später durch die Software automatisch zusammen gefügt (79). Dieses Zusammensetzen von Teilmessungen und Zusammenführen der Daten, die aus verschiedenen Messkoordinatensystemen in eine gemeinsame räumliche Orientierung gebracht werden, bezeichnet man als Matching (75). Alignment oder Registrierung bezeichnet die Zuordnung von Datensätzen zueinander, die zu unterschiedlichen Zeitpunkten digitalisiert wurden (79).

Fehler bei der Datenerfassung entstehen in Abhängigkeit von der Auflösung der CCD-Kamera, der Projektionsart des strukturierten Lichtes und der Anzahl der Achsen des Messsystems. Auch in der Person des Behandlers und des Messvorgangs, wie Positionierungsfehler der Kamera mit einem ungünstigen Aufnahmewinkel, magnetische Störfelder bei der Bildverarbeitung, Bildrauschen und Verwackelungen, welche die Datenqualität beeinflussen können, liegen nicht zu vernachlässigende Fehlerquellen. Grundsätzlich ist zu beachten, dass die Qualität/Präzision einer CAD/CAM gefertigten Restauration immer die Summe aller Fehler jedes Einzelschrittes der Prozesskette wiederspiegelt (86).

Einfluss auf die Scangenauigkeit haben die Beschaffenheit der Zahnoberfläche, die Präparationsform und die Restaurationsart. Auch die Scanstrategie, Geschick, die Ausbildung und die Routine des Behandlers scheinen entscheidende Auswirkungen auf die Genauigkeit der resultierenden Daten auszuüben (86). Die gewonnenen Daten werden zur zentralen Wiederverarbeitung meist in verschiedene Softwarezentren geschickt, um nicht notwendige Informationen zu entfernen, und eventuell nicht eindeutige Bereiche zu identifizieren. Dies bedeutet, dass die original gewonnenen Daten in einen neuen Datensatz umgewandelt werden. Dabei findet meist die erste Glättung der Daten statt (8).

Aus den, durch die Digitalisierung gewonnenen Daten wird ein virtuelles, dreidimensionales Modell erzeugt, das dem Arbeitsschritt der Modellherstellung beim konventionellen Weg entspricht. Dieses virtuelle Modell ist durch die Genauigkeit der digitalen Abformung und durch die digitale Weiterbearbeitung der originären Daten definiert (8). Es unterliegt keiner Abnutzung und ist daher immer wieder verwendbar. Anhand dieses Modells kann die zu fertigende Restauration virtuell erstellt werden (CAD)(60). Unter „computer aided design“ (CAD) wird der rechnergestützte Entwurf und die Konstruktion der Restauration bezeichnet. Mit Hilfe von CAD Programmen können dreidimensionale Volumenmodelle konstruiert und visualisiert werden. Dabei werden Werkzeugbahnen generiert, welche am Bildschirm simuliert werden können. Im folgenden Schritt wird die virtuelle Konstruktion in eine maschinenverständliche Sprache umgesetzt. Parameter über die Wandstärke und die Zementspaltbreit der Restauration können eingerichtet werden Danach erfolgt die Fertigung (CAM) - additiv, subtraktiv, direkt oder indirekt - der Restauration, die direkt oder nach Verblendung eingegliedert werden kann. Für die exakte Ausarbeitung anatomischer Strukturen sollten bei der Schleifeinheit mindestens fünf Bewegungsachsen zur Verfügung stehen.

Durch den erhöhten automatisierten Anteil ist eine Herstellung in – im Vergleich zur konventionellen Fertigung - in deutlich kürzerer Zeit möglich. Begonnen mit der Abformung bis zur Gerüstherstellung ist der rein digitale Workflow exakt reproduzierbar. Bei allen Systemen ist es möglich, ein reales Modell entweder additiv durch Stereolithografie, subtraktiv durch Fräsung, oder durch 3D - Drucker anhand des virtuellen Datensatzes zu erstellen. Diese „Trägermodelle“ dienen primär als Kontrollmodelle, die zur Prüfung der Okklusion, des Approximalkontaktes und zur Schichtung einer Verblendung herangezogen werden.

**3. LITERATURÜBERSICHT**

Die vorliegende Untersuchung befasst sich vor allem mit der, durch intraorale Abformverfahren erzielbaren Passgenauigkeit, die einen entscheidenden Faktor für den klinischen Erfolg und die Langlebigkeit einer Restauration darstellt. Die Auswirkungen ungenügender Passgenauigkeit wurden in vielen Studien ausführlich beschrieben. Passungenauigkeiten wurden in klinischen Studien als eine der Hauptursachen des vorzeitigen Versagens von festsitzendem Zahnersatz identifiziert (51).

Der Randspalt ist neben der Langlebigkeit der Restauration als Kriterium quantifizierbar (44). Sowohl die Arbeitsgruppe Qualitätssicherung in der Zahnmedizin (1988) als auch die Mehrzahl der Autoren, welche die Qualität von Zahnrestaurationen untersuchten, stellen den Randschluss als Kriterium zur Qualitätsbeurteilung an erste Stelle vor Approximalraum, Okklusion, Ästhetik und technischer Ausführung. Die Randspaltbreite kann als Maß der biologischen Akzeptanz und somit als Maß für eine langfristige Funktionstüchtigkeit angesehen werden (33). Ein vergrößerter Randspalt schafft eine mikroökologische Nische mit den möglichen Folgen von Sekundärkaries und Parodontopathien.

Bei der Herstellung dentaler Restaurationen mittels CAD/CAM Systemen stellt nicht nur die Fertigung der Randzonen, sondern auch die Bearbeitung der Innenflächen einen kritischen Bereich dar (34). Auch die innere Passgenauigkeit an den achsialen Wänden, den Höckern und am okklusalen Plateau der Seitenzähne ist für die Beurteilung der erreichbaren Genauigkeit einer prothetischen Versorgung von großer Bedeutung.

3.1 MARGINALE PASSGENAUIGKET

Die marginale Passung wird als der möglichst spaltlose Übergang des Restaurationsrandes in die angrenzende Schmelz- oder Zementgrenze oder als Passung im Randbereich beschrieben. Dieser kritische Übergang zwischen Zahn, Zementfuge und Restauration ist der Schwachpunkt jeder festsitzenden Versorgung. Eine ideale marginale Passung einer Restauration ist gegeben, wenn der Übergang von Krone zum Präparationsrand an keiner Stelle sichtbar oder tastbar ist, und keine Über- oder Unterkonturierung vorliegt (91).

3.1.1 Definition des Randschlusses

Der Kronenrandschluss wird in der zahnärztlichen Prothetik als der möglichst nahtlose Übergang des Kronenrandes in die angrenzenden Schmelz- oder Zementgrenze der Präparation definiert (15,44). Den idealen Randschluss, einen vollkommen stufen- und spaltlosen Übergang von Restauration zum Zahn gibt es nicht (91). Diese Idealvorstellung ist technisch nicht zu verwirklichen.

Liegt eine Inkongruenz vor, kann man nicht von einem Randschluss, sondern muss von einem Randspalt sprechen (15). Der Ausdruck ´Spalt´ erweckt den Anschein, dass zwei eindeutig definierte Kanten aufeinander treffen und an der Fuge ein Spalt entsteht (45). In Wirklichkeit ist es aber eher das Aufeinandertreffen zweier Verrundungen bzw. Übergangsbereiche (48). Es gibt somit keine klare, eindeutige Kante und dadurch auch keinen eindeutigen Spalt, der sich “einfach so“ messen ließe. Ein gewisser Randspalt wird und muss sogar immer vorhanden sein, da für die Befestigung ein Spalt zwischen Krone und Stumpf erforderlich ist.

Konsens besteht darin, dass durch einen möglichst kleinen Randspalt die Restauration mit geringeren pathologischen Befunden verbunden ist, und die Ästhetik und Langlebigkeit einer Restauration deutlich verbessert werden kann (48).

3.1.2 Größe des Randspaltes

In-vitro scheinen Randspalten bis 50 µm der Standard des technisch machbaren zu sein (Groten et al 1998). Diese erreichbare Passgenauigkeit muss man jedoch differenziert zum klinisch Machbaren betrachten, da bereits die Partikelgröße des Zements einen Spalt von mindestens 20 µm verursacht (34). Bei einem Vergleich der, von Seiten der Werkstoffkunde angegebenen möglichen Präzision mit der klinisch realisierten, tritt - wie bereits angeführt- eine gewisse Diskrepanz auf (48). Der experimentelle Standard ist schwerlich in der Praxis umzusetzen. Dafür werden primär die klinisch vorherrschenden Bedingungen verantwortlich gemacht, da die Voraussetzungen zur Erzielung ähnlicher Ergebnisse deutlich komplexer und schwieriger sind. Die Präzision einer Krone in Bezug auf die Passgenauigkeit im internen und marginalen Bereich wird in großem Umfang von klinischen Faktoren bestimmt (48). Die Forderungen nach einer klinisch akzeptablen Randspaltgröße gehen weit auseinander. Als gesichert kann lediglich gelten, dass bei einer Spaltbreite unter 50 µm keine Randkaries auftritt (Jörgensen und Wakumoto 1985). Jedoch fehlt der Nachweis der Umkehrschlüsse, dass bei Spaltbreiten über 50 µm Randkaries entsteht.

Die Überprüfung der Fachliteratur lässt über die Randschlussgenauigkeit und deren klinisch zuverlässige Grenzen keine eindeutigen Aussagen zu. Eine absolute Toleranzgrenze ist, wie Guertsen feststellte (20,35,60,44,48), nicht zu definieren, da individuelle Faktoren bei der Karies und Parodontitisentstehung einen Einfluss haben. Bisher konnte kein allgemein klinisch akzeptabler Richtwert für die marginale Passgenauigkeit festgelegt werden (84). Es gibt nach dem heutigen Stand der Wissenschaft noch keine definitive Antwort auf die Frage, welche Spaltbreiten bei ausreichender Mundhygiene und Zugänglichkeit toleriert werden können.) Biologische Toleranzen für marginale Diskrepanzen sind nahezu unbekannt (44). Auch ist bis heute keine einzige, der im Rahmen einer Qualitätsbewertung nach QM (Qualitätsmanagement, Pietsch- Breitfeld et al, 1996) und GCP (ICH-GCP EG Note for Guidance 1996) geforderten Eigenschaften einer klinischen Messgröße für Randspaltbewertungen klinisch evaluiert worden (15,45,92). Randungenauigkeiten bis 160 µm werden als tolerierbar angegeben (8,9) in einigen Veröffentlichungen werden auch marginale Diskrepanzen von über 200 µm als realistisch und akzeptabel diskutiert (31,48,60,84). Als realistisches Kriterium - die Aussage, wie tatsächlich behandelt wird, fanden Walther und Heeners , dass 50 % der Goldrestaurationen Randspalte über 500 µm aufwiesen (8), Wöstmann at al maßen an von ihnen präparierten und abgeformten Zähnen nach Extraktion dieser, marginale Diskrepanzen von 200 – 680 µm (20). Donath und Roth maßen 1987 an 115 Kronen Ungenauigkeiten von durchschnittlich mehr als 600 µm. Arnetzl (9):“ Walther und Heneers beschreiben auf Grundlage ihrer Untersuchungen, dass NORMATIV 50 µm zu fordern sind, das EMPIRISCHE Kriterium mit 200 µm als Toleranz zu gewähren ist, und dass unter Festlegung des REALISTISCHEN Kriteriums 50 % der Goldrestaurationen über 500 µm aufweisen“. Es stellt sich somit die Frage, ob der Randspalt wirklich die klinische Relevanz besitzt, die ihm zugeordnet wird. Aufgrund der Erkenntnisse aus den klinischen Studien und praktischen Erfahrungen wurde die Definition für einen guten Randschluss überdacht und auf 100 µm - 120 µm festgelegt (15,34,48,86,92). Dieser Wert sollte auch im Kroneninnenbereich eingehalten werden (92).

3.1.3 Messstrecken bei der Randspaltbestimmung

Das Hauptproblem bei einer wiederholten Erfassung der Randpassung ist nicht das Messverfahren, sondern die Definition der auszuwertenden Strecke. Seit Jahrzehnten ist die Randschlussgenauigkeit von Kronenrändern ausgiebig untersucht worden. Die Ergebnisse dieser Untersuchungen differieren teilweise stark. Dieses kann jedoch durch unterschiedliche Messmethoden und Messstrecken bedingt sein. Es ist schier unmöglich, einheitliche Messstrecken für die Diskrepanz zwischen Restauration und Zahn zu finden (15). Eine Aussage, ein „ Randspalt sei 50 – 200 mµ groß “, ist ohne Spezifizierung welcher Typ von Randspalt gemeint ist - wenig wert (45). Bereits eine einheitliche Bezeichnung für den Begriff marginaler Randspalt zu finden und damit Messstrecken vergleichen zu können, erweist sich als problematisch. Es existiert eine Vielzahl von Begriffen und damit von messbaren Strecken (51).

Nach Demmel (20) versteht man den absoluten Abstand von Kronenrand zur Präparationsgrenze als „ zervikale Diskrepanz“ und den Abstand von der Kroneninnenkante zum Zahnstumpf als Randspalt. Jäger und Desimmo führen den Begriff „ Defektfläche“ als eine Kombination aus Über - und Unterkonturierung, sowie die „zervikale Diskrepanz“ ein. Diedrich und Erpenstein (50) bezeichnen den Abstand zwischen Restaurationsrand und Präparationsgrenze als „Randspalt“. Marxkors definiert den Abstand vom Kroneninnenrand zur Präparationsgrenze als „Randfuge“. Fransson beschreibt den Randspalt als eine vertikale Messstrecke zwischen Präparationsgrenzen und marginalem Rand der Restauration. Donath und Roth (25) sehen als „Passgenauigkeit die Distanz von der Präparationsgrenze zur Innenfläche des Kronenrandes, und als „Zementspaltbreite“ die Strecke von der präparierten Zahnoberfläche zur Innenfläche der Krone im Winkel von 90° an (20). Als clinical marginal gap (CMG = klinische Randzone) wird von manchen Autoren die Distanz von dem Punkt der Kronenaußenfläche zum äußeren Kantenpunkt des Stumpfes beschrieben (34). Daraus wird ersichtlich, dass weder einheitliche Begriffsfaktoren noch Messstrecken definiert sind. In vielen Studien wird sogar auf eine genaue Angabe der Messstrecke verzichtet, was ebenso die Vergleichbarkeit erschwert (25). Um eine wissenschaftlich bewertbare Aussage über die Präparationsgenauigkeit und besonders des Randverhaltens formulieren zu können, müssen aber bestimmte Messstrecken unter Berücksichtigung der Präparationsform definiert werden (51). Nur mit einer einheitlichen Festlegung der Messstrecke wäre es möglich, für verschiedene Untersucher reproduzierbare Distanzen und dadurch vergleichbare Messwerte zu erhalten. Die Konsequenz ist, dass man bei dem Versuch, ein geeignetes Messverfahren zu finden, sich von Anfang an über die Geometrie des Randspaltes und damit über die potentiellen Referenzpunkte einer Messung im Klaren sein muss (44). Bei den Versuchen eine einheitliche Nomenklatur und Topographie für die Messstrecken im zervikalen Kronenbereich zu finden, sind diejenigen von Donath und Roth (25) und von Holmes et al. hervorzuheben und werden zurzeit am häufigsten angewendet (44). Holmes (50) definiert Messpunkte und Messstrecken, die eine Reproduzierbarkeit und Vergleichbarkeit von Studien ermöglichen sollen. Dazu unterscheidet er sechs Messstrecken. Dabei sind besonders Messstrecken am Kronenrand (marginal gap oder marginaler Spalt und absolut marginal discrepancy oder absolute marginale Diskrepanz) sowie eine Messtrecke im Innenbereich einer Krone (internal gap oder innerer Spalt) hervorzuheben (15,47). Studien zur Verlässlichkeit von zirkulären Randspaltuntersuchungen haben gezeigt, dass der marginale Randspalt (marginal gap) im Gegensatz zur absoluten marginalen Diskrepanz (absolute marginal discrepancy) eine reproduzierbare und verlässliche Maßgröße darstellt (44, 45, 51). Die absolute marginale Diskrepanz ist jedoch der größte messbare Fehler im Randbereich und der eigentliche Wert der Fehlpassung. Sie ist nur dann, wenn keine Über-oder Unterkonturierung vorliegt gleich dem marginalem Spalt. Wird in einer Studie die absolute marginale Diskrepanz gemessen, und in einer anderen der marginale Randspalt oft auch als marginale Diskrepanz bezeichnet, wird die erste Studie immer größere Werte liefern. Wenn Rundungen anstatt Kanten gemessen werden, wie es bei den meisten Restaurationen auftritt, wird es zudem immer schwieriger einen definitiven eindeutigen Rand anzuvisieren (45). Die größte Fehlerquelle im Bezug auf Randspaltmessungen stellt nach den Untersuchungen von Hartmann (44) der Untersucher selbst dar.

Dementsprechend differiert das Wissen darüber, wie gut sich Randspalten messen lassen. Vor dem Hintergrund der Debatte über den klinischen Referenzwert einer akzeptablen Randspaltgröße ist daher die Frage nach dem Sinn von Randspaltmessungen begründet. Groten et al. vertreten sogar die Auffassung, dass durch das Zementieren die Analyse der eigentlichen Passgenauigkeit, die durch das jeweilige Herstellungssystem erzielt wird, nicht ermittelt werden kann (51,86).

* 1. EXTERNE PASSGENAUIGKEIT

Weitgehender Konsens besteht über die Begriffe innere und äußere Passgenauigkeit (34, 51,63). Die externe Passgenauigkeit bezieht sich unter anderen auf die Okklusion und den approximalen Kontakt. Bei einer gestörten Okklusion treten Supra- oder Infrakontakte auf, die zu Kiefergelenksbeschwerden, Parafunktionen und Überbelastungen führen können.

3.3 INNERE PASSGENAUIGKEIT

Bei der Herstellung dentaler Restaurationen mit CAD/CAM Systemen stellt daher nicht nur die Fertigung der Randzonen , sondern auch die Bearbeitung der Innenfläche einen kritischen Bereich dar.Die innere Passgenauigkeit ist definiert als der mittlere Abstand zwischen der Innenfläche der Restauration und der Stumpfoberfläche, von Demmel als Schichtdicke des Zements oder Zementspaltbreite (51) und von Holmes als internal gap (innerer Spalt) bezeichnet (34). Sie besitzt zwar keinen Einfluss auf die Plaqueretention und damit auf die dadurch bedingte Kariesentstehung und Parodontitis, beeinflusst jedoch den klinischen Erfolg einer Restauration (86). Im Kroneninnenbereich muss ein passgenauer Sitz und damit eine flächige Abstützung auf dem Stumpf gewährleistet sein, da eine mangelnde innere Passgenauigkeit die Festigkeit der Restauration herabsetzen und Retentionsverluste hervorrufen kann. Zu dicke Zementschichten verringern die Frakturresistenz, die mechanische Festigkeit sowie die Retention einer Restauration (63,71,78,86). Dies ist besonders bei Vollkeramikkronen von großer Bedeutung. Während des Eingliederns einer Versorgung fließt das Befestigungsmaterial durch den internen Spalt zwischen Stumpf und Restauration ab. Daher ist die Herstellung eines gleichmäßigen, genau dimensionierten Zementspaltes wichtig, da dadurch ein Abfließen des überschüssigen Zements gewährleistet wird (84). Die innere Passgenauigkeit kann in eine Achsiale und eine Okklusale aufgeteilt werden. Die Analyse der wissenschaftlichen Literatur zeigt, dass die, in der Spezifikation No.8 der American Dental Association geforderte, befestigungsabhängigen Schichtstärke von 25-40 µm nicht eingehalten werden kann, und bei der Messung der internen Passgenauigkeit selten erreicht wird (86). Es zeigen sich große Unterschiede zwischen einer theoretisch möglichen und der klinisch erreichbaren Passgenauigkeit. Die Angaben in der wissenschaftlichen Literatur weisen auf, dass Mittelwerte zwischen 100 µm und 300 µm für den okklusalen internen Spalt und zwischen 70 µm und 150 µm für den axialen internen Spalt als klinisch realistisch und akzeptabel sind (86). Der anzustrebende Wert sollte sich im Bereich von 50 µm bis 100 µm befinden (63).

Das aktuelle Interesse liegt in der Untersuchung von Randschluss/-spalt und innerer Passung, da die marginale Passgenauigkeit gut und gleichzeitig die innere Passung unbefriedigend sein kann.

**4. BEINFLUSSUNG DER PASSGENAUIGKEIT**

Zur Passgenauigkeit werden in der Literatur verschiedene klinische und werkstofftechnische Einflüsse beschrieben. Danach ist diese abhängig von:

4.1 PRÄPARATIONSART

Als optimale Widerstandsform für die Vollkeramikpräparation wird eine ausgeprägte Hohlkehle oder eine zirkuläre Stufe mit abgerundetem innerem Kantenwinkel empfohlen (34). Des Weiteren sollen Wandstärken von mindestens 0,6 mm und Okklusaldicken von 1,5 – 2 mm angestrebt werden. Scharfe Kanten und Ecken sollten vermieden werden, da sie Spannungsüberhöhungen in der Keramikrestauration verursachen (34). Für die Präparationsart sind werkstoffkundliche und konstruktionsrelevante Aspekte zu berücksichtigen, die Einfluss auf die Passung einer Versorgung haben:

4.1.1 Stumpfhöhe:

Je kürzer die Stumpfhöhe ist, desto kleiner wird der Zementspalt, da sich dadurch bessere Abflussmöglichkeiten des Befestigungsmaterials ergeben. Limitierungen stellen jedoch Friktion und die Anatomie des Zahnes dar (34,48). Eine Stumpfhöhe von 4 mm sollte nicht unterschritten werden. (34,48)

4.1.2 Präparationswinkel:

Auch der Präparationswinkel hat Einfluss auf die interne und insbesondere auf die marginale Passung. Je kleiner der Präparationswinkel ist, desto grösser ist der Randspalt (48,89). Besonders bei der digitalen Abformung sollten Präparationswinkel über 6 Grad gewählt werden, da sehr steile, parallelwandige Stümpfe nicht nur vielen Digitalisierungssystemen, sondern auch nachfolgenden Fertigungsschritten Probleme bereiten. (11,34,48). Beuer et al. fanden bei einem Präparationswinkel von 12° die besten Ergebnisse für die interne und marginale Passung (11,91). Die Ursachen der Passungsverbesserung bei größerem Winkel werden im besseren Scanprozess, dem erhöhten Druck während der Befestigung und dem besseren Abfluss des Befestigungsmaterials vermutet. Allerdings reduziert sich die Retention einer Restauration bei einem Präparationswinkel von 10° auf die Hälfte, bei einem Winkel von 25° auf ein Fünftel des Wertes, der mit einem 5° Winkel erzielt werden kann (34,48,89).

4.1.3 Präparationsgrenze

Eine besondere Rolle auf sie Passgenauigkeit hat auch die Präparationsgrenze (48). Voraussetzung für die Passgenauigkeit von prothetischen Restaurationen, ist eine klar definierte Präparationsgrenze mit Darstellung aller cervikalen Bereiche. Wissenschaftliche Studien empfehlen als Präparationsart für vollkeramischen Zahnersatz eine ausgeprägte Hohlkehle oder eine Stufe mit abgerundeter Innenkannte (34).

4.1.4 Okklusale Gestaltung

Präparationen ohne okklusales Relief erreichten in einer Untersuchung von Hmaiduch eine signifikant bessere innere und marginale Passgenauigkeit (48).

4.1.5 Stumpfoberfläche

Auch die Beschaffenheit der Stumpfoberfläche hat Einfluss auf die Spaltgröße. Glatte Stumpfflächen erleichtern das Abfließen des Befestigungsmaterials.

4.2 ABFORMUNG (DIGITAL/ KONVENTIONELL)

Die konventionelle Abformung beinhaltet viele klinische Fehlerquellen wie falsche Löffelwahl, schlechtes Anmischen, Einschluss von Luftblasen und Flüssigkeiten, Verzüge durch Bewegung während des Abbindens, Ablösen vom Löffel und vorzeitiges Entfernen aus dem Mund. Potentielle Fehlerquellen bei der digitalen Abformung bieten die Scannerjustierung, magnetische Störfelder bei der Bildverarbeitung, Bildrauschen und die Software (10).

4.3 QUALITÄT DER VERWENDETEN ABFORMMATERIALIEN

Dies wird jedoch kontrovers diskutiert.

4.4 QUALITÄT DES DIGITALISIERUNGSSYSTEMS

Mehrere Untersuchungen zeigten z.T. deutliche Unterschiede in der erzielbaren Genauigkeit von verschiedenen Scansystemen (7,20,28,48,60,62,79,81,86).

4.5 SCANSTRATEGIE

4.6 QUALITÄT DER CAM- TECHNIK UND DES CAM- SYSTEMS

Die Passgenauigkeit und damit die Präzision einer Fertigung ist abhängig vom verwendeten System.

4.7 HERSTELLER DER RESTAURATION ( ZAHNTECHNIKER/ FRÄSMASCHINE)

4.8 ART DER BEFESTIGUNG UND DES VERWENDETEN BEFESTIGUNGMATERIALS

Kronen können durch „ Zementieren“ niemals in direktem Kontakt treten, denn es gibt bedingt durch das Befestigungsmaterial stets einen, mit diesem gefüllten Spalt. Durch das Zementieren kommt es automatisch zu einer Vergrößerung des Zement- und Randspaltes, was auch in der klinischen Situation nicht zu vermeiden ist. Weaver fand durch Zementieren eine Vergrößerung des messbaren Spaltes von 10 µm-20 µm (20). Der Zementspalt sollte möglichst gering sein, da dieser den korrosiven Einflüssen des Mundmilieus ausgesetzt ist.

Die Breite des Randspalts ist abhängig von

1. Der Partikelgröße des „Zementpulvers“, (20 µm Zinkoxidphosphatzement. 25µm Glasionomerzement) (51).
2. Der Zementqualität – Adhäsiv befestigte Kronen weisen einen geringeren Randspalt auf als mit Havardzement befestigte Kronen (51).
3. Der Art des Zementierungsablaufs – das Ausstreichen statt des Auffüllens des Kronenlumens soll die „ Dicke“ des Zementspalts reduzieren (48,51).
4. Der Abflusseigenschaft des Zements (Zementviskosität)
5. Der Größe und Dauer des Zementierungsdruckes (48,51) - dabei wird ein konstantes Aufrechterhalten einer Druckkraft von ca. 50 N über die Dauer einer Minute für den Molarenbereich gefordert (48).

Daraus ergibt sich die Forderung nach einem unlöslichen Befestigungszement mit guten Fließeigenschaften und einer möglichst geringen Partikelgröße. Befestigungskomposite wirken sich positiv aus, da sie eine geringere Löslichkeit aufweisen als herkömmliche ZNO-Phosphatzemente (34,51).

f) Vergrößerung des Spaltes beim Zementieren durch Aufdehnen um 10 – 20 µm (20). Bei Vollkeramikkronen ist davon auszugehen, dass eine Vergrößerung durch Zementierung nicht eintritt.

Jedoch vertreten Groten et al die Auffassung, dass durch das Zementieren die Analyse der genauen Passgenauigkeit, die durch das jeweilige Herstellungssystem erzielt wird, nicht ermittelt werden kann (86).

4.9 VERBLENDUNG

Einige Studien zeigen, dass es durch die Verblendung eines Metallgerüstes zu Verformungen desselben und damit zu Vergrößerung des Randspalts kommen kann (86). Bei Vollkeramikkronen ist davon auszugehen, dass das Verblenden des Keramikgerüstes zu keinen signifikanten Veränderungen führt (13,86).

4.10 „AUFPASSEN“ DER RESTAURATION (ZAHNTECHNIKER/ FRÄSMASCHINE)

Einfluss auf die Passgenauigkeit hat auch das Aufpassen der Restauration auf dem Meistermodell. Durch das Entfernen von Vorkontakten im (51,86) Innenbereich nach Sichtbarmachung durch ein Spray oder dünnfließenden Silikons soll die Passung verbessert werden. Ob dieser Schritt auch für den CAD/CAM Fertigungsbereich sinnvoll und erforderlich ist, wurde noch nicht im erforderlichen Umfang untersucht (86).

4.11 ZEMENTSPALTEINSTELLUNG

Die Auswahl von Zementspalteinstellungen hat einen signifikanten Einfluss auf die Zementspaltbreite und die Randspaltbildung (48). Die Verwendung einer Zementspalteinstellung von 100 µm wird für die meisten Zemente empfohlen. Bei niedrigviskösen Zementen ist auch eine niedrigere Einstellung bis 50µm möglich (48). Die Spacerfläche bestimmt die Breite des „spaltfreien“ zervikalen Randbereiches. Nach Untersuchungen von Hmaiduch (48) schafft die „ Spacertechnik“ Platz für den Zement, verringert die Zementierungszeit und erlaubt ein besseres Fließen und Ausfließen des Zementes.

4.12 RESTAURATIONSMATERIAL

Manche Keramiken und Metalle zeigen ein unterschiedliches Randverhalten (4,7,20,33,51,63).

**5. MESSMETHODEN ZUR BESTIMMUNG DER PASSGENAUIGKEIT**

Das Hauptproblem bei einer wiederholten Erfassung der Randpassung ist nicht das Messverfahren, sondern die Definition der auszuwertenden Strecke. Die Genauigkeit setzt sich aus der Präzision und der Richtigkeit zusammen. Unter Richtigkeit versteht man die Abweichung der Messung von der wahren Größe des Objekts, unter Präzision versteht man, wie sehr Messungen eines Objekts untereinander schwanken (99).

5.1 IN KLINISCHEN STUDIEN

Zum Thema marginale Genauigkeit wurden bisher zahlreiche Untersuchungen meist in vitro aber auch in vivo durchgeführt. In den klinischen Studien kommen nur bedingt Präparationen mit einem idealisierten Substanzabtrag, Präparationswinkel und einer idealen Präparationsform vor (51). Aus klinischen Studien sind mittlere Abweichungen für einen einzelnen präparierten Stumpf von bis zu 27 µm bekannt (86). Wie weit sich die klinischen Ergebnisse von theoretisch geforderten unterscheiden, zeigt eine Studie von Güth (42,91), in der 75 von Praktikern durchgeführte Präparationen untersucht wurden. Der durchschnittlich erzielte Präparationswinkel betrug statt der geforderten 6° - 12° mit 26,7° mehr als das Doppelte. Zu 73% waren die Präparationen im Bereich des Randes ungenügend, zu 30% war die okklusale Reduktion insuffizient. Keine Präparation erfüllte alle Anforderungen (42,91). Viele klinische Faktoren beeinflussen zudem die Abformqualitäten wie Speichelfluss, Sulcusblutung während der Abformung, eingeschränkte Mundöffnung, Brechreiz und die Lage der Präparationsgrenze. Auch der intraorale Scaneinsatz ist bedingt durch die beschränkte intraorale Räumlichkeit ungleich schwieriger einzuschätzen.

In zahnärztlichen klinischen Studien bei festsitzendem Zahnersatz mit optischer Abformung kann nur der gesamte Fertigungsprozess (Workflow) = Intraoralscan und Fertigung getestet werden. Es lassen sich intraoral keine geeigneten Referenzgeometrien und Objekte finden, die es ermöglichen, lediglich die Scangenauigkeit zu bewerten. Es existiert auch bis dato kein einfaches, durch verschiedene Untersucher am Patienten reproduzierbares Messverfahren bei Bestimmung der Randspaltbreite. Zementierte Restaurationen beinhalten überdies die- unter Einflüssen auf die Passgenauigkeit angeführten - weiteren Parameter, die die Passgenauigkeit entscheidend beeinflussen können. So ist es nicht verwunderlich, dass die Angaben über in vivo erzielbare Randgenauigkeit und Toleranzen eine große Schwankungsbreite aufweisen.

Bei den In-vivo- Untersuchungen kommen meist folgende Messverfahren zur Anwendung:

5.1.1 klinische visuelle Beurteilung und Überprüfung mittels kalibrierter Sonde an zementierten und unzementierten Restaurationen.

Nach einer Untersuchung von Wöstmann (96) erbrachte die Inspektion mit einer kalibrierten Sonde nach Marxkors in 98,4% zu kleine Werte im Vergleich zu denen, im Lichtmikroskop gemessenen und verfälschten das Ergebnis in positiver Richtung.

5.1.2 Überprüfung mittels Röntgenaufnahmen. Diese sind limitiert auf approximale Bereiche und durch eine Einmalprojektion nicht aussagekräftig genug.

5.1.3 Replikatechnik (Silikonfilmmessung nach Unterschichtung)

Die Replikatechnik stellt heute das gängigste Verfahren bei der Ermittlung der Passgenauigkeit im klinischen Bereich dar, da sie eine relativ genaue Messmethode (+- 10 µm) beinhaltet.

Mithilfe der Replikatechnik kann der Spaltraum zwischen der präparierten Zahnoberfläche und der Restauration zwei- und dreidimensional erfasst werden, wobei die 3 D - Auswertung gegenüber der 2-D Auswertung Vorteile bietet. Dies entspricht letztendlich einer Simulation des Zementierens der Restauration. Daher sollten die physikalischen Eigenschaften des Unterfütterungsmaterials denjenigen des Befestigunszements entsprechen (86).

a.) Positive Replikatechnik: Randbereichsuntersuchung nach intraoraler Abformung.

Niedrigvisköses Silikon wird auf den Randbereich aufgetragen und soll in diesen eindringen. Diese „ Pressfahne“ wird entweder direkt mit einem Mikroskop betrachtet oder abgeformt. Daraus wird ein Positiv der Originalform erstellt. Dieses wird mit Mikroskopen vermessen. Es kann mit dieser Methode nur die marginale Passgenauigkeit in zugänglichen Bereichen untersucht werden. Schwierigkeiten treten im Approximalbereich, sowie bei Nichterreichen der Präparationsgrenze und überextendierten Randbereichen auf.

b.) Negative Replikatechnik:

Der gesamte Spalt zwischen dem zugrunde liegenden Stumpf und der Restauration wird unter einem empfohlenen Druck von 20 – 50 N mit dünnfliessendem Silikon abgeformt. Die unterschiedliche Viskosität von verschiedenen Silikonen kann die Filmdicke der Replika beeinflussen. Nach Abnahme stellt die Außenfläche der Replika die Innenfläche der Restauration dar. Die Replika wird meist mit einem andersfarbigen hochviskösen Silikon oder Epoxidharz gefüllt. Anschließend wird der stabilisierte Silikonfilm vertikal segmentiert und die Dicke des Films an definierten Messstellen mit einem Licht- oder Stereomikroskop gemessen. Mit dieser Methode kann sowohl die Zementfilmdicke, als auch der Randbereich vermessen werden. Jedoch wird durch die geringe Datendichte und die nicht reproduzierbare Schnittführung die Aussagekraft eingeschränkt (63). Diese Untersuchungsmethode hat sich in letzter Zeit als klinisch gängiges Verfahren zur Untersuchung der Passgenauigkeit etabliert.

5.1.4 Untersuchung der Schnitte von extrahierten Zähnen mittels Mikroskop

Nachteil dieses sehr komplizierten und zeitaufwändigen Verfahrens ist die mangelnde Reproduzierbarkeit und Objektivierbarkeit der Ergebnisse, da sie material - und behandlerabhängig sind. Daher können die einzelnen Ergebnisse kaum in Beziehung zueinander gebracht werden (44,96).

Die Einschränkungen der klinischen Methode zur Passgenauigkeitsbestimmung veranlasste auf Arbeitsbedingungen außerhalb des Mundes zurückzugreifen.

5.2. IN IN – VITRO STUDIEN

Bei in-vitro Untersuchungen sind die Bedingungen bei der Stumpfpräparation, der Abformung, extraoraler Digitalisierung und der Zementierung der Restauration gegenüber dem Arbeiten intraoral als optimal zu betrachten. Acryloberflächen differieren jedoch gegenüber Schmelz-und Dentinoberfächen in Bezug auf Struktur, Feuchtigkeit und Härte. Jede in-vitro Testung ist deshalb nur eine technisch machbare Annäherung an die klinische Situation (35). Die CAD/CAM – Technologie bereitet neben der Einführung innovativer Werkstoffe, auch neue Wege auf dem Gebiet der Passgenauigkeitsanalyse.

Im Gegensatz zu klinischen Untersuchungen können bei in-vitro Untersuchungen sowohl der eigentliche Abformprozess, als auch der gesamte Workflow dargestellt werden. Außerdem lassen sich Ergebnisse quantitativ und qualitativ einfacher erheben und auswerten (51). Der Abformungs- und Modellherstellungsprozess kann durch den Vergleich der digitalen Konstruktionsdatensätze mit einem hochgenauen Referenzdatensatz untersucht werden (41). Durch einen standardisierten Versuchsaufbau können die ermittelten Daten besser verglichen und Parameter, die die Passgenauigkeit beeinflussen herausgearbeitet werden (51). „Jedoch sollte der Versuchsaufbau möglichst kliniknah gestaltet werden, um die gewonnenen Erkenntnisse auf die Praxis übertragen zu können“. HUTH). Bei den Studien ist es allerdings problematisch aufgrund verschiedener Materialien, Versuchsanordnungen, Verfahren, Messtrecken und Messtechniken die Ergebnisse miteinander vergleichen zu können. . Zur näheren Untersuchung und Bestimmung der Genauigkeit sind nach Groten (86) 50 Messpunkte zirkulär pro Zahn für eine in-vitro Messung des Randspaltes ausreichend und liefern einen repräsentativen Querschnitt des zirkulären Randspaltes. Eine geringere Anzahl ist demnach nicht wissenschaftlich aussagekräftig genug, da besonders im Randbereich bei Kronen sehr gut passende Bezirke an schlechter passende Bezirke grenzen können.

Folgende Verfahren kommen zum Einsatz:

5.2.1 Die direkte zirkuläre Randvermessung.

Die auf das Stumpfmodell zementierte Restauration wird entweder in gesägtem oder ungesägtem Zustand betrachtet. Dazu werden die Zementspaltbreiten mit Hilfe eines Licht- oder Rasterelektronenmikroskops an verschiedenen Stellen gemessen und mittels Computerprogramm ausgewertet. Groten (51) erkannte keinen Unterschied in der Aussagekraft zwischen Elektronenmikroskop und Lichtmikroskop. Wichtiger sei die Vielzahl der Messpunkte, da große Differenzen zwischen den Messpunkten auftreten können.

5.2.2 Profilometrie

Die Profilometrie basiert auf der unterschiedlichen Oberflächenmorphologiebeschaffenheit von Zahnhartsubstanz, Restaurationsmaterial und Befestigungszement. Die Breite des Zementspalts wird durch eine typische Profilaufzeichnung dargestellt.

Beide genannten Verfahren basieren auf 2-dimensionalen Versuchsaufbauten.

5.2.3 Replikatechnik

a.) Positive Replikatechnik bei der Untersuchung des Randes analog des bei der in-vivo Untersuchung angewandten Verfahrens.

b.) Negative Replikatechnik mit Messung der Filmstärke nach Unterschichtung der Restauration und Verstärkung durch ein anderes Silikon oder Epoxidharz mithilfe von Schnitten analog des bei der in-vivo Untersuchung angewandten Verfahrens. Der Vorteil der Wiederholbarkeit wird durch die geringe Anzahl der Messpunkte jedoch deutlich eingeschränkt.

c.) 3-D Replikatechnik

Sie ermöglicht vor allem die vollständigere und räumliche Darstellung der internen Passungsdiskrepanzen. Die 3-D Replikatechnik ist eine Differenzuntersuchung des Kroneninnenraums durch Digitalisierung der Außenfläche von Replika und Stumpfmodell im selben Koordinatensystem. Die Außenfläche der Replika stellt die Innenfläche der Restauration dar. Die Replika und das Modell werden nacheinander im selben Messkoordinatensystem optisch digitalisiert. Beide Datensätze werden anschließend dem virtuellen Modell zugeordnet und die 3-D Abweichung berechnet. Die Güte der Zuordnung der Datensätze zur virtuellen Fläche wird durch den RMS-Fehler gekennzeichnet. Werte von unter 10 µm sind als optimal anzusehen (63). Die Passgenauigkeit der Restauration kann somit quantitativ und qualitativ analysiert werden. Allerdings sind bei dieser Untersuchungsmethode materialspezifische und werkstoffkundliche Effekte bei der Polymerisation des Silikons und Messfehler bei der Digitalisierung - bis zu 8 µm - zu beachten, die eventuell zu Ungenauigkeiten führen (20,86). Voraussetzung zur optischen Digitalisierung der Replika ist entweder eine ausreichende Anzahl von Füllkörpern oder eine Bepuderung der Oberfläche, was jedoch zu einer Erhöhung der Filmdicke bis zu 35 - 40 µm und damit zu größeren Ungenauigkeiten führt (63,69,86). Auch ein unterschiedlicher Kraftaufwand beim Eingliedern führt zu Limitationen der Ergebnisse (84). Dazu kommen Messfehler bei der Digitalisierung (bis 8 µm) und Zuordnungsfehler der Datensätze. Auch die Anfertigung von Gipsstümpfen ist bei der optischen Digitalisierung zwingend, da Metallstümpfe Reflexionen verursachen (69,86). Diese 3-dimensionale Untersuchungsmethode konnte validiert werden und hat durch die deutlich erhöhte Messpunktanzahl eine höhere wissenschaftliche Aussagekraft (63,79).

5.2.4 Schliffpräparate analog der in-vivo Untersuchung.

Der Zementspalt wird nach Schnitten mit Hilfe von Licht – oder Rasterelektronenmikroskop vermessen. Nachteilig sind die Zerstörung des Modells, sowie die geringe Anzahl der Messpunkte.

5.2.5 3D-Messmethode.

Sie ermöglicht eine Überprüfung der Genauigkeit von Abformungen, physischen und digitalen Modellen, Konstuktionsdatensätzen und dem erstellten Werkstück, sowie die Prüfung der Eignung von zahnmedizinischen Werkstoffen (67). Dabei bedient man sich Computermodellen, welche von Objekten und Referenzmodellen erstellt werden, und wertet die Summe der digital gemessenen Punkte von Stumpf und Werkstück quantitativ und qualitativ aus. Die Güte der Zuordnung der Datensätze zur virtuellen Fläche wird durch den RMS-Fehler gekennzeichnet. Werte von unter 10 µm sind als optimal anzusehen. Die Ergebnisse zeigen, dass dreidimensionale Computermodelle eine hohe Präzision aufweisen (69,79). Die dreidimensionale Messmethode erscheint gegenüber der Replikatechnik genauer zu sein, da sowohl der Randbereich, als auch der Innenbereich gleichzeitig erfasst werden kann, und kein Datenverlust eintritt (80).

5.2.5 Computertomografie

Dabei handelt es sich um eine 3-dimensionale Methode zur Beurteilung der inneren Passgenauigkeit. Mit Computertomographen werden von der, auf dem Stumpf fixierten Restauration zahlreiche 2-dimensionale Röntgenaufnahmen gemacht. Anschließend erfolgt eine softwaregestützte 3- D-Rekonstruktion aus den 2-dimensionalen Aufnahmen.

**6. AUSWAHLKRTITERIEN FÜR DIE ZU UNTERSUCHENDEN STUDIEN**

Die Digitalisierung wird in Zukunft die Zahnmedizin beeinflussen. Die Voraussetzung für die Nutzung digitaler intraoraler Abformsysteme ist deren Genauigkeit, Detailwiedergabe und Präzision. Sind die Ergebnisse digitaler Abformung mit denen, durch den Vergleich mit konventionellen Abformverfahren in Hinblick auf die Passgenauigkeit erzielten, gleichzusetzen, oder übertrifft die Genauigkeit der optoelektronisch generierten Abdrücke bereits die analog erzielten? Daher stellte sich die Aufgabe, Studien zu eruieren, die einen unverfälschten Vergleich beider Systeme ermöglichen. Dazu wurden im Internet im deutschen- und angelsächsischen Sprachraum unter den Begriffen : marginal fit, marginal accuracy, marginal gap, marginal discrepancy, fitting accuracy of crowns, copings, frameworks, konventional and digital impressions, comparison or comparism of impressions, intraoral digital and conventional impression, sowie unter den Begriffen Randspalt, Krone, intraorale digitale Abformung, Passgenauigkeit, Randspaltmessungen, marginales Randspaltverhalten, Vollkeramikkronen und Zirkondioxidkronen 423 Studien eruiert, die sich mit diesen Begriffen beschäftigten.

6.1 ZEITLICHE EINGRENZUNG

Da besonders in der letzten Dekade eine deutliche Weiterentwicklung der Konstruktions- und Fertigungsprozesse, Abformgeräte sowie der Werkstoffe zu beobachten war, beschränkt sich die vorliegende vergleichende Untersuchung nur auf Studien aus diesem Zeitraum. In dieser Zeit kamen auch die Systeme Lava COS (3M Espe), iTero (Cadent), Cerec omnicam (Sirona), Cerec Bluecam (Sirona), 3 M True Definition und Cara Trios True Color auf den Markt. Mehl (62) führte 2009 einen Vergleich zwischen der CEREC-3D- Kamera und der neuen CEREC BLUECAM durch und wies auf, dass die Genauigkeit der CEREC- Bluecam signifikant besser war. Reich et al zeigten in einer klinischen Studie 2014 auf, dass mit dem Lavasystem ein signifikant besseres Ergebnis zu erzielen war als mit dem Cerec 3D-system, mit dem die meisten Studien vor 2005 durchgeführt wurden. Zu ähnlichen Ergebnissen kamen auch Ali, Anadioti, Brückel, Loos, Schäfer, und Seelbach (2,7,20,60,81).

Die aktuell vorliegenden wissenschaftlichen Ergebnisse basieren auch größtenteils auf dreidimensionalen Messmethoden der Passung der Restaurationen. Diese sind im Vergleich zu den, bei früheren Untersuchungen verwendeten 2 - dimensionaler Messmethoden wesentlich genauer und aussagekräftiger (8).

6.2 ALLGEMEINE VORAUSSETZUNGEN

Wie bereits in vielen Untersuchungen angeführt und in dieser Studie aufgezählt, gibt es zu viele Parameter um die Ergebnisse allgemeiner Studien zur Passgenauigkeit von Abformsystemen vergleichen zu können. Diese Studien sind meist auf Grund der unterschiedlichen Studienbetreiber, Versuchsaufbauten, Messstrecken, Messsysteme und verwendeten Materialien nur allgemein vergleichbar. Yeo (7) zeigte signifikante Unterschiede in der Passung bei der Herstellung von Restaurationen auf einem Modell mit verschiedenen Werkstoffen (33,51).

Eine Studie beurteilte eine nicht mehr akzeptable klinische Passgenauigkeit, obwohl der größte Teil des Randes als excellent eingestuft wurde. Viele Studien benutzten eine zu kleine Spannbreite im Abstand zum Durchschnitt, bedingt durch die zu geringe Zahl der Probanden oder der Messungen und Messpunkte. Holmes et al konnten nachweisen, dass die Breite der gemessenen Randspalte von mehreren Faktoren wie Messrichtung, Messort und Anzahl der Messpunkte stark beeinflusst wird (50). So führen Messungen an lediglich vier bis acht Punkten zu Missdeutungen (86).

Deshalb werden in dieser Arbeit nicht die, in einzelnen Untersuchungen gefundenen Werte von Passgenauigkeiten, die im Bereich der konventionellen Abformung erzielt wurden, mit Ergebnissen einzelner Untersuchungen von digitalen Abformgenauigkeiten verglichen. In dieser Untersuchung wird nur auf Studien, die zur selben Zeit vom gleichen Objekt und vom gleichen Studienbetreiber durchgeführt wurden und dadurch den direkten Vergleich digital – konventionell ermöglichen, zurückgegriffen. Der Versuchsaufbau sollte gleich sein, und die Auswertung der Ergebnisse mit den gleichen Materialien, Verfahren und Messstrecken durchgeführt werden. An einem Zahn eines Probanden (klinisch) oder an einem Modellstumpf (in vitro) sollten jeweils beide Abformverfahren von einer Person durchgeführt werden und die danach hergestellte Restauration sollte aus dem gleichen Material und mit dem gleichen CAD/CAM System geplant und hergestellt werden, um eine exakte Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten. Daher konnte aus den vielen untersuchten Studien, wegen der oftmals verschiedenen untersuchten Werkstoffe und Abformverfahren, nur ein relativ geringer Teil zur Auswertung herausgefiltert werden.

6.3 UNTERSUCHUNGSPARAMETER

Die CAD/CAM Technik ermöglicht auch neue Wege auf dem Gebiet der Passgenauigkeitsanalyse. Um Formveränderungen an Objekten im Vergleich zu Referenzmodellen ermitteln zu können, untersucht man die gesamte Oberfläche als dreidimensionale Form. Dazu werden Computermodelle die von Objekten und Referenzmodellen erstellt werden verglichen. In vitro ist es möglich, mit diesem dreidimensionalen Analyseverfahren, alle Einzelschritte der CAD/CAM Prozesskette hinsichtlich der eingehenden Teilfehler und des Einflusses auf die erzielbare Gesamtpräzision einer Restauration zu prüfen (79). Die Untersuchung einzelner Komponenten kann zu einer besseren Vergleichbarkeit der CAD/CAM Systeme führen. Bezüglich der isolierten Beurteilung des Scanvorganges führt ein rein digitaler Ansatz zu einer präzisen Aussage über die Herkunft von systembedingten Ungenauigkeiten und inwieweit Parameter der intraoralen Kamera möglichen Einfluss auf das Ergebnis der virtuellen Konstruktion haben.

Das, durch die optische Abformung entstandene virtuelle Modell ist durch die Genauigkeit der digitalen Abformung und die digitale Weiterbehandlung der originären Daten definiert (72). Dieses kann dann mit dem - bei der konventionellen Abformung in mehreren Schritten generierten - digitalen Konstruktionsmodell, das durch die Abformung mit einem Laborscanner gewonnen wird, verglichen werden. Dieses Prüfverfahren vereinfacht den direkten Vergleich beider Abformsysteme, da auf eine Herstellung weiterer Prüfkörper verzichtet werden kann. Darüberhinaus kann der Modellherstellungsprozess durch einen Vergleich der digitalen Konstruktionsdatensätze mit einem hochgenauen Referenzdatensatz erfolgen (40). So können die Modelle, die durch beide Abformverfahren erstellt wurden, durch die Digitalisierung untereinander und mit dem Meistermodell verglichen werden. Die Einordnung zur Relevanz dieser Teil-Untersuchungen bedarf jedoch, besonders im Hinblick auf die geforderte Annäherung einer in-vitro Studie an klinische Bedingungen und der damit verbundenen Untersuchung der Passgenauigkeit, einer späteren Wertung.

Durch die Bedingungen bei der Auswahl der Studien ist es bei dem Vergleich der Leistungsfähigkeit beider Systeme unerheblich, welche Messstrecke und welches Messverfahren zur Anwendung kam. Dies vereinfacht nicht nur den Vergleich der Abformsysteme durch die Untersuchung der fertigen Restauration und damit des gesamten Workflows, sondern auch den Vergleich der einzelnen Schritte von der Abformung über Modelle bis hin zur Konstruktion.

**7. EINTEILUNG DER AUSGEWÄHLTEN STUDIEN**

In klinischen Studien kann nur das Ergebnis des gesamten Workflows getestet werden, d.h. die Weiterverarbeitung der Daten und der gesamte, sich daran anschließende Herstellungsprozess. Auch die Genauigkeit der Testverfahren ist bei klinischen Studien limitiert. Daher werden die klinischen Studien in einer eigenen Rubrik untersucht.

In in-vitro Untersuchungen ist es möglich durch ein dreidimensionales Analyseverfahren, alle Einzelschritte der CAD/CAM Prozesskette hinsichtlich der Teilfehler und des Einflusses auf die Passgenauigkeit zu prüfen. Bei den meisten vorliegenden in-vitro Studien wird jedoch der gesamte Workflow überprüft. Die Überprüfung der Passgenauigkeit wird ebenso durch den Vergleich der durch beide Systeme generierten Modelle mit dem Urmodell , durch einen digitalen dreidimensionalen Vergleich der Abformungen oder durch einen Vergleich der digitalen Konstruktionsdatensätze vorgenommen .

In diese Untersuchung wurden in einem eigenen Kapitel auch Studien aufgenommen, die für beide Systeme bis zur Fertigung den gleichen Studienaufbau aufwiesen, aber danach nur in einem Punkt die geforderten Kriterien nicht erfüllten. So erfolgte beispielsweise die Fertigung der Restauration auf einem, bei optischer Abformung nicht erforderlichen, und der Genauigkeit abträglichen, physischem Modell, die Restaurationen wurden aus einem unterschiedlichen Material gefertigt, der Vergleich der Passgenauigkeit erfolgt auf digital erstellten Modellen und nicht am Urmodell, oder die digitale Abformung wurde mit einem – nicht mehr hergestellten System durchgeführt, das keine vergleichbar gute Passgenauigkeit erzielt.

Daher erfolgte die Einteilung in:

7.1 KLINISCHE STUDIEN

Die Ergebnisse klinischer Studien haben die höchste Aussagekraft bei der Bewertung von Therapieverfahren. Die höchste Wertigkeit besitzen randomisierte, verblindete kontrollierte klinische Studien. Sie sind in der Zahnmedizin ein unersetzliches Mittel zur Untersuchung des Einflusses von klinischen Faktoren auf Verfahren und deren Durchführung (60). Insbesondere im Hinblick auf Langzeitstabilität und Auswirkung von Karies, parodontaler Läsionen, Materialbeständigkeit, Materialverträglichkeit und Hypersensibilität, sind sie von hoher Aussagekraft. Sie sind jedoch eher selten, und haben fast ausschließlich retrospektiven Charakter.

7.2 IN-VITRO STUDIEN

a.) Untersuchung der marginalen Passgenauigkeit

b.) Untersuchungen des gesamten Workflows

c.) Untersuchungen der digitalen Datensätze

d.) Untersuchungen der internen Passgenauigkeit

e.) Untersuchungen des gesamten Workflows

f.) Untersuchung der digitalen Datensätze

7.3 UNTERSUCHUNGEN VON EINGESCHRÄNKT AUSWERTBAREN STUDIEN

Bei der Anführung der Studienergebnisse wird auf eine detaillierte Aufzählung von Einzelschritten wie individueller Löffel, Löffelmaterial, Aushärtezeit, Wartezeit nach Abformung, Desinfektion, Lagerung und Transport, Scanzeiten , Angabe der Fräszentren und Fräsmaschinen usw., die zur Erstellung einer Restauration erforderlich sind verzichtet, und ein lege artis durchgeführter Versuchsaufbau vorausgesetzt.

**8.LISTE DER KLINISCHEN STUDIEN**

a.) Bei Boeddinghaus lagen zwei verschiedene Literaturfundstellen (16,17) für die anscheinend gleiche Studie vor. Diese unterschieden sich in der Anzahl der Probanden (49 und 50 bzw.51), der verwendeten Scansysteme (zwei und drei) sowie geringfügig in den gemessenen Werten. Daher werden die Ergebnisse in zwei Gruppen aufgeführt. Auch innerhalb der Dissertation (17) wurden unter Ergebnissen und Zusammenfassung unterschiedliche Patientenzahlen 50 und 51 angeführt. Da die Dissertation durch die Verwendung von verschiedenen Materialien und Verfahrenswegen nicht die stringenten Anforderungen dieser Vergleichsstudie erfüllt, wurde sie unter Kapitel 8.3 eingeordnet. Boeddinghaus et al. (16) verglichen Kronen, die mit drei verschiedenen Scansystemen (3 M Lava True Definition, Cerec AC Omnicam, Cara Trios) und einem konventionellen Korrekturabdruck-Verfahren (Exalence, GC) abgeformt wurden. Dazu wurden 49 Zähne durch Studenten oder Assistenzarzt bei 24 Patienten mit einer Hohlkehle zur Aufnahme einer Krone präpariert. Die, von konventionellen Abdrücken erstellten Modelle wurden mit einem Laborscanner (3 Shape D 700) digitalisiert. Lavascan - basierte Kronen wurden in einem anderen Zentrum designt als die Cerec-Kronen. Der Zementspalt wurde auf 90 µm eingestellt. In einem Fräszentrum wurden aus Zirkoniumdioxid (Copran Zr) pro Zahn vier Kronen erstellt. Im Patientenmund wurde die Passung mit der Replikatechnik - light-body Silikon (Fit Test) - im Mund der Patienten überprüft. Die Replika wurde in vier Teile geschnitten und die marginale Diskrepanz nach der Klassifikation von Holmes –marginal gap– mit einem Mikroskop mit 40-facher Vergrößerung gemessen. Zusätzlich zu der Replika-Technik wurde eine Sondenmessung nach Kerschbaum durchgeführt, und die marginale Diskrepanz an jeweils sechs Stellen gemessen. Die Auswertungen wurden in die klinische Wertigkeit und die erzielte Präzision eingeteilt. Die statistische Auswertung wurde mithilfe der Software SPSS 22.0.0.2 durchgeführt. Eine statistische Signifikanz wurde bei p < 0,05 festgelegt. Um Oberkiefer und Unterkiefer innerhalb der einzelnen Abformmethoden zu vergleichen wurde der Mann-Whitney-Test verwendet.

Der mittlere marginale Randspalt betrug bei dieser Untersuchung:

Der mittlere marginale Randspalt betrug bei dieser Untersuchung :

Lava True Definition : 88 µm (68 µm - 136 µm)

Cerec AC Omnicam : 149 µm (144 µm - 218 µm)

Cara Trios : 112 µm (94 µm - 149 µm)

Konventionelles Vorgehen : 113 µm (114 µm - 218 µm)

Die Studie zeigte, dass vergleichbare Ergebnisse mit konventioneller und digitaler Abformung erzielt wurden. Die, mit Lava C.O.S. und Cara Trios und erzielten Genauigkeiten ähneln den Ergebnissen konventioneller Herstellung, das Ceresystem produzierte signifikant schlechtere Ergebnisse als Lava True Definition.

b.) Syrec et al. (88) präparierten bei zusammen 18 männlichen und weiblichen Probanden 14 Molaren und 4 Prämolaren. Der Randbereich wurde mit abgerundeten Kanten zu 53 % subgingival und 47 % paragingival präpariert. Die okklusale Reduktion betrug 1,5- 2mm, die achsiale 1mm. Der Präparationswinkel betrug etwa 6 °.Die Abformungen wurden nach Retraktionsfadenlegung eine Woche nach Präparation durchgeführt. Die konventionellen Korrekturabformungen wurden mit Express 2 Penta Putty und Express 2 Ultra-Light Body Quick vorgenommen und mit Gips type VI (Picodent Quattro-Rock Plus) ausgegossen. Das Model wurde mit dem Lava Scan ST digitalisiert.

Die digitale Abformung erfolgte mit dem Lava C.O.S. Zur Kontrolle wurde ein stereolithografisches Model erstellt. Zur Messung der Passgenauigkeit wurden Replikas durch Unterschichtung der Kronen mittels Express 2 Ultra- Light body Quick im Patientenmund gefertigt und mit dem A - Silikon Express 2Ultra- light body flow quick ausgefüllt. Dies wurde 3mal je Verfahren – d.h. 6mal pro Patient durchgeführt. Die, durch Unterfütterung hergestellten Replikas wurden in 4 Teile zerschnitten und mit einem Stereomikroskop (Stemi SVII,Zeiss ) mit 66-facher Vergrößerung im Bereich des von Holmes genannten „marginal gap“ vermessen. Die Replikadaten wurden Hilfe der PASW 17 software (SPSS Inc.) analysiert und mit 3 Testverfahren ausgewertet: Anderson Parly-test, Levene`test, Mann-Whitney-test alpha =0,05, Signifikanz: (p < 0,5)

Der mittlere marginale Randspalt betrug bei dieser Untersuchung:

konventionelles Verfahren : 71 µm (Q/1 : 45 µm , Q/3 : 98 µm)

Lava C.O.S. : 49 µm (Q/1 : 32 µm , Q/3 : 65 µm)

Bei der klinischen Inspektion im Mund der Patienten mit einer kalibrierten Sonde wurde der Randspalt der mit der optischen Abformung erzielt wurde zu 98,2% mit hervorragenden Ergebnissen beurteilt. Bei der konventionellen Abformung wurden 94% erzielt. Die Okklusionsprüfung führte zu gleichen Ergebnissen. Der Approximalkontakt war bei dem rein digitalen Workflow deutlich besser.

Aus dieser Studie ist ersichtlich, dass die, mit rein digitalem Workflow erstellten Restaurationen eine signifikant bessere Passgenauigkeit aufwiesen als konventionell gefertigte. Da beide Wege unter der der 100 µm Grenze blieben, und auch im Bereich der Okklusion keine signifikanten Unterschiede auftraten, sind sie für den klinischen Einsatz geeignet.

c.) Pradies et al. (67) nahmen an 25 Probanden 30 Präparationen von Seitenzahnzähnen vor. Für jede Präparation wurden sowohl nach digitaler Abformung mit dem Lava C .O.S.- als auch nach konventionellem Korrekturabdruck mit Silikon eine Keramikkrone gefertigt. Die Messung der Passgenauigkeit wurde mit der intraoralen Replikatechnik – Unterschichtung mit ultra-flow Silikon und mit Epoxidharz verstärkt- durchgeführt und der innere Spalt (marginal gap nach Holmes) in je zwei mm breiten Schnitten mit einem 40mal vergrößerndem Stereomikroskop an 4 Stellen - marginal gap, axial gap, crest gap, occlusal gap- vermessen. Die erzielten Daten wurden analysiert und mit dem Wiloxon rank test (ALPHA = 0,05) ausgewertet.

Der mittlere interne Spalt betrug bei dieser Untersuchung:

konventionelles Verfahren : 91,46 µm +- 72,17 µm

digitale Abformung : 76,33 µm +- 65,32 µm

Die, nach digitalen Abformungen erstellten, Restaurationen zeigten eine bessere Passgenauigkeit als die nach konventionellem Verfahren gefertigten.

d.) Givan et al. (36). Drei erfahrene Kliniker nahmen an 50 Patienten jeweils eine konventionelle Doppelmischabformung (XLVG + Monophase Aquasil Dentsply) und eine digitale Abformung mit dem iTero System vor. Auf Basis dieser wurden jeweils 2 Kronen pro Patient (n= 100) aus Lava C.A.D. gefertigt. Die Ergebnisse wurden mit ANOVA (alpha = 0,05) analysiert und statistisch ausgewertet.

Der mittlere marginale Randspalt betrug bei dieser Untersuchung:

konventionelles Vorgehen : 150 µm

digitale Abformung : 165 µm

Die Auswertung ergab keine signifikanten Unterschiede bei beiden Verfahrensweisen.

Für die definitive Versorgung wurden 27 digital und 23 konventionell gefertigte Kronen gewählt. Die, nach den digitalen Abformungen erstellten, Kronen zeigten eine bessere, klinische Passgenauigkeit.

e.) Ahrberg et al. (1) fertigten bei 25 Patienten 17 Einzelkronen und 8 dreigliedrige Brücken aus Zirconia. Bei jedem Patienten wurden zwei Abformungen vorgenommen: optisch mit dem Lava C.O.S. Scanner, und konventionell mit Polyether (Impregum). Die Restaurationen wurden mit der Replikamethode im Mund des Patienten überprüft, und in vier Bezirke geteilt. Danach wurden diese mit einem Mikroskop mit 64-facher Vergrößerung vermessen. Der Mann-Whitney-U-Test wurde herangezogen, um signifikante Unterschiede zwischen beiden Gruppen im internen und marginalen Bereich zu eruieren.

Der mittlere marginale Randspalt betrug:

konventionelles Vorgehen : 70,4 µm +- 24,7 µm

Lava C.O.S. : 61, 08 µm +- 28,8 µm

Im mid-axial Bereich :

Konventionelles Vorgehen : 92,13 µm +- 49,87 µm

Lava C.O.S. : 88,27 µm +- 41,49 µm

Im axio-occlusalem Bereich :

Konventionelles Vorgehen : 155,60 µm +- 55,77 µm

Lava C.O.S. : 144,78 µm +- 46,23 µm

Im centro-occlusalen Bereich :

Konventionelles Vorgehen : 171,0 µm +- 60,98 µm

Lava C.O.S. : 155,57 µm +- 49,85 µm

Im centro-occlusalen Bereich zeigten sich signifikant niedrigere Werte beim digitalen Verfahrensgang. Auch im Randbereich zeigten die, mit optischen Verfahren erzeugten Restaurationen eine bessere Passgenauigkeit.

f.) Sorrentino et al. (85) präparierten bei einem Patienten vier Oberkieferfrontzahnkronen zur Aufnahme von Keramikkronen. Die Präparation wurde mit einem Doppelmischverfahren (Polyether light und medium) abgeformt. Die Abdrücke wurden mit Gips Klasse IV ausgegossen. Die intraoralen optischen Abformungen wurden mit dem iTero System vorgenommen. Anhand der digitalen Daten wurde ein stereolithografisches Modell erstellt. Auf dem Gipsmodell wurden vier Goldkäppchen nach Wachsmodellation zum Vergleich gefertigt. Aus den, mit beiden Verfahren generierten Daten wurden je zwei Serien von jeweils zwei Zirkonkäppchen CAD/CAM gefertigt( Cares software Straumann – Etkon- und softwaresystem Noritude-Katalana). Die Passung der Restaurationen wurde intraoral mit Silikonreplikas geprüft. Klinisch zeigte sich bei allen Restaurationen eine gute Passung. Die marginale Passung wurde mit einem Stereomikroskop (30x Vergrößerung) überprüft und gemessen. Eine weitere Messung der Passung erfolgte nach Einbettung jeweils eines Käppchens mit Replika und Ausgangsmodell in einen Resinblock. Danach erfolgten Längsschnitte in drei Richtungen. Die Messungen der marginalen Randspalten ergab für die Metallrestaurationen niedrigere Werte (16,9 µm) als für die Zirkoniakäppchen (21,1 µm – 28,4 µm).

Der mittlere marginale Randspalt betrug:

Konventionelle Abformung : 21,1 µm

Digitale Abformung : 28,4 µm

Der mittlere absolute Randspalt betrug :

Konventionelle Abformung : 28,9 µm

Digitale Abformung : 55,3 µm

Unter den beiden mit verschiedenen Abformungen erstellten Zirkoniakäppchen gab es nach statistischer Auswertung mit ANOVA und dem Tuckey´s post hoc Test keine signifikanten Unterschiede. Auch im inneren Kronenbereich waren die Unterschiede nicht signifikant.

**9. LISTE DER IN VITRO UNTERSUCHUNGEN**

a.) An et al. (6) präparierten auf einem Metallmodell einen Oberkieferincisivus zur Aufnahme einer Keramikkrone und nahmen davon 10 Abformungen mit Polyvenylsiloxane vor. Daraus wurden 10 Gipsmodelle erstellt. Weitere 10 Abformungen erfolgten mit digital mit iTero und anschließender Modellherstellung additiv aus Kunststoff. Weitere 10 Abformungen erfolgten mit dem iTero System jedoch ohne Modellherstellung. Für jede Gruppe wurden je 10 Zirkoniakäppchen gefräst und aufgepasst. Der Randspalt wurde mit einem Lichtmikroskop mit 50-facher Vergrößerung vermessen und ausgewertet (one-way analysis of variance- ANOVA- und Tukey signifikant test (alpha = 0,5).

Der mittlere marginale Randspalt betrug bei dieser Untersuchung:

konventionelles Verfahren : 92,67 µm

iTero mit Modell : 103,05µm

iTero ohne Modell : 103,35 µm

Es fanden sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppe konventionelle und digitale Abformungen. Jedoch war der mit digitaler Abformung erzielte Randspalt grösser als mit konventioneller Abformung.

b.) Seelbach et al. (83) präparierten einen Molaren -16- zur Aufnahme einer Keramikkrone. Je 10 Abformungen wurden mit Silikonen im Korrektur- und Einphasenverfahren durchgeführt. Daraus wurden Gipsmodelle (Klasse IV) gefertigt. Mit dem Lava C.O.S.system wurden weitere 10 Abformungen vorgenommen. Die weiteren, mit CEREC und iTero vorgenommenen Abformungen fließen nicht in diesen untersuchenden Vergleich ein, da aus diesen Abformungen Kronen mit anderen Materialien erstellt wurden und damit den, in dieser Studie angelegten Kriterien nicht nachkamen, die einen unmittelbaren Vergleich ermöglichen. Danach wurden aus den ausgewählten Abformungen je 10 Kronen aus Lava zirkonia hergestellt. Die Messung erfolgte mit dem 3D – Koordinatenmesssystem CNC-Rapid mit einer Präzision von 3µm. Die Auswertung wurde mit Hilfe von Metrolog X6 (Version 12.003 HF1) durchgeführt.

Der mittlere marginale Randspalt und der interne Spalt betrugen bei dieser Untersuchung:

Einphasenabdruck : 33 µm +- 19 µm ( AMI) 36µm +- 5 µm (IF)

Korrekturabdruck : 60 µm +- 30 µm (AMI) 35 µm +- 7 µm(IF)

Digitales Verfahren Lava C:O.S. : 48 µm +- 25 µm(AMI) 29 µm+- 7 µm (IF)

AMI = Absolute marginale Differenz, IF = interner Spalt

Im Innenbereich erzielte das optische Abformverfahren niedrigere Klebefugenwerte als beide konventionellen Abformverfahren. Im Randbereich waren die Ergebnisse der konventionellen Verfahren abhängig von der Abformtechnik. Digitale Abformungen ermöglichen die Anfertigung von festsitzenden Restaurationen mit ähnlicher Genauigkeit wie konventionelle Abformungen.

c.) Keul et al. (55) nahmen von einem, zu einer 4-gliedrigen Brückenversorgung präparierten Titanmodell je 12 digitale Abformungen mit dem iTero Scanner (iTero, Align Technology, Carlstadt) und konventionell vor. Die aus dem konventionellen Verfahren gewonnenen Gipsmodelle wurden mit einem Laborscanner (CS2, Straumann, Markkleeburg) digitalisiert. Je 12 Restaurationen wurden aus einer Metalllegierung (coron, Straumann) und Zirkon (zerion, Straumann) subtraktiv gefertigt. Der Randbereich wurde mit der Replikatechnik dreidimensional gemessen. Die Daten wurden mit dem Student`s-t-test und mit dem Levene-test analysiert und ausgewertet (p> 0,05).

Der mittlere marginale Randspalt betrug bei dieser Untersuchung:

konventionelles Verfahren :

Zirkongerüst : 141,08 µm +- 193,17 µm

Metallgerüst : 90,64 µm +- 90,81 µm

Digitales Verfahren:

Zirkongerüst : 127,23 µm +- 66,87 µm

Metallgerüst : 56,90 µm +- 27,37 µm

Die, mit rein digitalem Workflow erstellten Metallgerüste erzielten eine signifikant bessere Passgenauigkeit als die konventionell erstellten, beide digital erstellten Gerüste auch eine größere Richtigkeit. Bei den Zirkongerüsten waren die mit rein digitalem Workflow erzeugten Werte den konventionell gewonnenen überlegen, jedoch nicht signifikant.

d.) Almeida e Silva et al. (5) verwendeten ein Titanurmodell, auf dem eine viergliedrige Brücke präpariert war. Davon nahmen sie 12 Abformungen mit Polyether (Impregum) und mit dem Lava ™ C.O.S. Scanner vor. Nach beiden Verfahren wurden Zirkongerüste erstellt. Zur Messung der Passgenauigkeit kam die Replikatechnik zur Anwendung. Die Auswertung erfolgte mithilfe des Mann-Whitney-Tests für den Bereich der inneren – und Randpassung.

Der mittlere marginale Randspalt betrug bei dieser Untersuchung:

konventionelles Vorgehen : 65,33 µm

Lava C.O.S. : 63,96 µm

Der interne Spalt betrug:

konventionelles Vorgehen : 65,94 µm

Lava C.O.S. : 58,46 µm

Die, mit digitaler Abformung gewonnenen Daten zeigten geringfügig bessere Resultate. Beide Verfahren eignen sich für den klinischen Einsatz.

e.) Svanborg et al. (87) präparierten auf einem Kunststoffmodell die Zähne 34 und 36 mit einem Präparationswinkel von 10° zur Aufnahme einer 3-gliedrigen Brücke. Axial wurde 1mm in einem Winkel von 10 °, occlusal 2mm präpariert. Das Meistermodell wurde nach Abformungen mit 4 verschiedenen Silikonen mit Gips (type IV stone – Shera Hard Rock) 20mal dubliert, da dieser scangeeignet ist. Darauf erfolgten 10 Abformungen im Doppelmischverfahren mit einem Vinylpolysiloxan (VPS Honigum light and heavy body), und eine Modellherstellung aus Gips (Shera Hard Rock). Diese Modelle wurden mit einem Laborscanner (Straumann Care scanner) abgeformt und aus Coron co Balance 10 Brücken gefertigt. Mit dem Cadent iTero System erfolgten 10 weitere Abformungen vom Duplikat. Nach Übersendung der Daten (Cares CAD software 6.2) zu einem Straumann Zentrum wurden weitere 10 Restaurationen mit einer Zementspalteinstellung von 30 µm im cervikalen Bereich und 60 µm für axiale und okklusale Bereiche vom selben Techniker und derselben Maschineaus Coron Co Balance gefertigt. Die Innenseite aller Restaurationen sowie die zugrunde liegenden Modelle und das Originalmodell wurden mit einem Scanner (ATOS III tripple-scan) optisch dreidimensional vermessen und ausgewertet (GOM Inspect v 7,5) p<0,001. Dabei wurde die als „ absolut marginal gap“ definierte Strecke gemessen.

Der mittlere interne Spalt betrug

konventionelles Vorgehen : 117 µm

digitale Abformung : 93 µm

Der mittlere absolute Randspalt (marginal gap nach Holmes) betrug:

konventionelles Vorgehen : 147 µm

digitale Abformung : 142 µm

Der mittlere innere Spalt im cervikalen Bereich betrug:

konventionelles Vorgehen : 69 µm

digitale Abformung : 44 µm

Die digitale Abformung erreichte in allen gemessenen Bereichen im Vergleich zur konventionellen Abformung eine bessere Genauigkeit. Im cervikalen und internen Bereich war die digitale Abformung sogar signifikant genauer (p>0,05).

f.) Brückel (20) benutzte für ihre Untersuchung ein Urmodell aus Edelstahl mit einem Stumpf mit Hohlkehlpräparation an Stelle von 16, der jedoch zirkukär eine planparallele Fläche der Höhe von 2mm aufwies und 2,5 mm nach okklusal mit 6° Konuswinkel zusammenlief. Occlusal war der Stumpf mit einer zentrischen Rille versehen. Der zweite Urstumpf war zur Abformung mattiert. Da diese Präparation wegen der schwer optisch abzuformenden parallelen Flächen nicht den Vorgaben für eine digitale Präparation (Winkel > 6°) entsprach, und damit Abform – und Herstellungsfehler – die Kronen mussten wegen der Parallelität aufgepasst werden- präjudiziert sind, können die Ergebnisse dieser Untersuchung nicht aussagekräftig genug sein, und können nur mit Einschränkung ausgewertet werden. Die 50 konventionellen Abformungen erfolgten durch 10x Doppelmisch- (3M Espe; Express 2 Penta Putty und 3M Espe; Express 2 Light Body) und 40x Korrekturtechnik (3 M Espe; Express 2 Penta Putty und 3 M Espe; Express 2 Light Body Standard). Die daraus entstandenen Modelle wurden auf zwei Dentallabore und das Eigenlabor verteilt. In den Laboratorien wurden zusammen 90 Kronen angefertigt.

n = 30 Nacera Zirkon

n = 20 Lava Zirkon

n = 10 EMF Legierung

n = 30 goldhaltige Legierung

Zum ausgewerteten Vergleich wurden für unsere Studie nur die, auf konventionellem Wege gefertigten Lava Zirkonkronen herangezogen, da nur diese mit den, von dem digitalen Abformsystemen erstellten Lava Zirkonkronen verglichen werden können. Dazu wurden die konventionellen Abdrücke mit Gips ausgegossen und danach mit einem Laborscanner (Lava Scan ST, Espe) optisch abgeformt. Die Zementspalteinstellung bei der Fräsung durch eine 3+1 Achs-Maschine betrug 20 µm.

Mit Lava C.O.S wurden 10 und mit der Cerec-Bluecam 20 Abformungen erstellt. Die Datensätze von Lava C.O.S. wurden an ein 3 M-Espe Zentrum versandt. Nach Bearbeitung wurden die LCOS Daten an 2 unterschiedliche Laboratorien geschickt. Dort wurden je 10 Kronen aus Lava Zirkon gefertigt. Die Empresskronen aus dem Cerecsystem entsprachen, da sie aus verschiedenem Material gefertigt wurden, nicht den Vorgaben für diese Studie und werden daher nicht berücksichtigt.

Die Untersuchung der Passgenauigkeit erfolgte nach zwei Kriterien: Die innere Geometrie der, mit beiden Abformverfahren gewonnenen, Kronen sowie der Urstumpf wurden zur Bestimmung der inneren Passgenauigkeit mit einer 3 D- Koordinaten-Messmaschine mit einem Rubintaster an je 10 x 50 Stellen vermessen (Genauigkeit laut Hersteller +- 2,5 mµ) und von der Software (Metrolog XG, Version12; Metrolog group S.A) zu einem geometrischen Element verarbeitet. Danach wurde die absolute marginale Diskrepanz nach Holmes auf dem Urstumpf an 4 Stellen mit einem Messmikroskop (M420 Leica) mit einer Vergrößerung von 20-80-fach bestimmt. Die Kronen mussten jedoch vor der Messung wegen der parallelen Stumpfflächen per Hand aufgepasst werden. Das beinhaltet das Problem, dass die Kronen vielleicht nicht komplett in Sollposition gebracht wurden. Zur statistischen Auswertung wurde die SPSS Software (15.0 SPSS GmbH software) verwendet. Das Hauptaugenmerk lag auf der Ermittlung der jeweiligen Mittelwerte. Die Varianzanalyse erfolgte in Form eines Levene-Tests (p=0,05). Im Anschluss an die varianzanalytische Auswertung wurde der Games-Howel-Test (p= 0,05) durchgeführt.

FORMFEHLER : Mittelwert Standardabweichung Minimum Maximum

Labor 1 : n = 10

Doppelmischabformung: 36 µm 5 µm 29 µm 43 µm

Labor 1 : n = 10

Korrekturabformung: 35 µm 7 µm 29 µm 50 µm

Labor 1 : n = 10

LCOS Scan : 29 µm 7µm 20 µm 40 µm

Labor 2 : n = 10

LCOS Scan : 40 µm 13 µm 22 µm 69 µm

Nach Auswertung der Messdaten ergaben sich keine signifikanten Unterschiede bei der Ermittlung des Formfehlers. Die geringsten Formfehler wiesen die mit LCOS generierten Restaurationen auf. Der Formfehler der Lava-Kronen aus dem Labor 1 (29 µm) war trotz gleicher Datensätze aus dem Lava COS System geringer als bei den Lavakronen aus dem Labor 2 (40 µm). Dies zeigt die Abhängigkeit des Ergebnisses einer Untersuchung vom Fräsverhalten, der digitalen Planung, sowie der durchführenden Person.

ABSOLUTE MARGINALE DISKREPANZ :

Labor 1 : n = 10

Doppelmischabformung: 33µm 8 µm 17 µm 41 µm

Labor 1 : n = 10

Korrekturabformung : 60 µm 15 µm 40 µm 82 µm

Labor 1 : n = 10

LCOS Scan : 48 µm 18 µm 27 µm 93 µm

Labor 2 : n = 10

LCOS Scan : 33 µm 10 µm 19 µm 50 µm

Die größte marginale Diskrepanz wiesen Prüfkörper auf, die im Korrekturverfahren abgeformt wurden. Die, durch rein digitalem Workflow gefertigten Kronen aus dem Labor 1 (48µm) wiesen im Gegensatz zu den Kronen aus dem Labor 2 (33µm) höhere, allerdings nicht signifikante Werte auf. Die Unterschiede werden in der digitalen Nachbearbeitung und im Fräsverfahren aber auch in der durchführenden Person vermutet.

Die mit den intraoralen Scannern gefertigten Restaurationen waren hinsichtlich ihrer Passgenauigkeit – sowohl der marginalen Diskrepanz als auch der internen Rundheit- mit den Ergebnissen der konventionellen Abformung vergleichbar.

g.) Kugel et al. (59)präparierten einen Molaren ( Zahn 46 ) zur Aufnahme einer Keramikkrone auf einem Typodont -Modell, formten dieses mit einem Laborscanner (e4 Dentist System Kamera) ab und erstellten daraus ein Duplikat. Davon nahmen sie je 15 digitale – Lava C.O.S.-und konventionelle Abformungen – Aquasil Ultra Heavy-vor. Die konventionellen Abformungen wurden mit Gips (Klasse VI), die digitalen Modelle stereolithographisch (SLA) erstellt. Aus beiden Verfahren wurden Lavazirkoniakäppchen generiert. Die Käppchen wurden auf den jeweiligen Modellen plaziert und mit Fingerdruck festgehalten. Die marginale Passgenauigkeit wurde an 4 Stellen mit visueller Beurteilung (3-fach Lupe) und kalibrierter Sondegemessen .

Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Systemen und den Messpunkten.

h.) Schäfer et al. (80) nahmen auf einem zu einer Teilkrone präparierten Stumpf eines Frasacomodells je 5 Abformungen mit der Monophasentechnik (Identium medium) ,der Doppelmischtechnik (Identium Heavy / Light), und der Korrekturabformtechnik (Panasil binetics Putty Fast / initial contact light) vor. Die Modellherstellung erfolgte mit Teverock. Nach dem Scan des Gipsmodells mit einem Laborscanner wurden die Restaurationen designed und hergestellt. Jeweils je weitere 5 Abformungen erfolgten mit Cerec Bluecam, Lava C.O.S., Itero Cadent und Cara Trios Heraeus. Die daraus erzeugten Restaurationen wurden mit einem 3 D – Verfahren durch Abbildung des Innenraumes und der Präparation gemessen. Dabei wurden nur die aus dem CAD/CAM Workflow generierten Restaurationen zum Vergleich herangezogen, da sie aus gleichen Materialien hergestellt wurden. Dazu wurde der Scanner flex 3 A, Otto Vision Technologie mit einer Ungenauigkeit von 4 µm und einer Messpunktentfernung von 5 µm eingesetzt. Die von allen Verfahren generierten Daten wurden nach der Best-Fit-Methode überlagert und mit der RMS (root mean square) Methode ausgewertet. Mit der Stastistiksoftware SPSS Stastistics 19 wurden die mittleren internen- und Randspaltenwerte ermittelt. Der Student-t-test (n=5, alpha=0,05) wurde herangezogen, um signifikante Unterschiede der RMS-Werte darzustellen. Mit dem Levene’s Test wurde die Varianzhomogenität getestet.

Die Ergebnisse der Analyse betrugen:

konventionelle Abformung : marginaler Spalt interner Spalt

Identium Heavy/Light : 83 µm +- 3 µm 38 µm +- 7 µm

Identium Medium : 79 µm +- 9 µm 30 µm +- 10 µm

Panasil Binetics : 117 µm +- 11 µm 61 µm +- 9 µm

digitale Abformung:

Cerec Bluecam: 146 µm +- 14 µm 84µm +- 13 µm

Lava C.O.S. : 109 µm +- 9 µm 93 µm +- 9 µm

Itero : 90 µm +- 12 µm 92 µm +- 8 µm

Trios : 128 µm +- 7 µm 107 µm +- 5 µm

Die Ergebnisse, die mit dem iTero Scanner und dem Lava C.O.S. erzielt wurden, waren mit denen aus konventionellem Verfahrensweg erzielten, vergleichbar. Die Abformungen mit dem Cerec-Bluecam System führten im Bereich des marginalen Randes zu signifikant größeren Ungenauigkeiten. Im Kroneninnenbereich erzeugte das konventionelle Abformverfahren bessere Genauigkeiten.

i.) Hirayama et al. (47) präparierten auf einem Typodont-Modell (Model 1362 Columbia Dentoform) Zahn 16 zur Aufnahme einer Krone. Die achsiale Reduktion betrug 1,2 – 1,5 mm, die occlusale etwa 2 mm. Mit imprint 3 light and heavy body (3M Espe) wurden 20 Abformungen vorgenommen und mit Gips (type IV), Resinrock, Whip Mix cap Modelle erstellt. Diese wurden mit einem Laborscanner abgeformt. Zur optischen digitalen Abformung wurde das Meistermodell mit Titaniumdioxid Puder (3M Espe) bestäubt und mit dem Lava C.O.S. 20 mal abgeformt. Die daraus generierten Daten wurden zu 3 M Espe gesandt und dort ein stereolithographisches Modell erstellt. Mit der Lava Designsoftware wurden Zirkonkäppchen designed, danach aus Lava Zirkonia gefertigt und auf den jeweiligen Modellen aufgepasst.

Die Ergebnisse der Randspaltanalyse betrugen:

Mittlerer marginaler Randspalt:

konventionelle Abformung : 60,10 µm +- 9,33 µm

digitale Abformung : 46,88 µm +- 8,92 µm

Maximum marginaler Spalt:

konventionelle Abformung : 120,62 µm +- 86,2 µm

digitale Abformung : 103,44 µm +- 51,72 µm

Innere Passgenauigkeit:

Mittlerer innerer Spalt:

konventionelle Abformung : 87,95 µm +- 15,44 µm

digitale Abformung : 62,91 µm +- 16,99 µm

Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied sowohl in Bezug auf den marginalen Randspalt als auch auf den inneren Spalt zugunsten der digitalen Technik. Der rein digitale Workflow führte zu besseren Ergebnissen.

j.) Elmstahl et al. (27) nahmen von einem Meistermodell auf dem für eine dreigliedrige Versorgung präpariert war, jeweils 10 konventionelle Abformungen mit VPS (Vinylpolysilikoxane Imprint TM4 Super Quick ultra light) und 10 optische Abformungen (3Shape Trios) vor. Die Passgenauigkeit der nach beiden Verfahren erstellten Zirkonrestaurationen wurde am Meistermodell mithilfe von Silikon-Replikas bestimmt. Die interne Randungenauigkeit wurde an jeweils 22 Punkten gemessen. Die Messungen wurden statistisch erfasst und mit einem t-Test und Fischers exact test die Signifikanz bestimmt. Die digitale Technik zeigte signifikant niedrigere Werte sowohl marginal als auch intern in fast allen Messpunkten. Auch die Standardabweichung war beim rein digitalen Verfahrensweg- außer an der okklusalen Fläche- geringer. Die gemessenen Werte lagen unter 120 µm.

m.) Shembesh (84) präparierte an einem, mit humanen Prämolaren und Molaren erstellten Modell eine dreigliedrige Brücke und nahm davon 10 Abformungen mit dem Lava True Definition Scanner und dem iTero Scanner vor. Weitere 20 Abformungen erfolgten mit einem Silikon. Davon wurden 10 Abformungen ausgegossen und Gipsmodelle erstellt. Diese wurden mit dem 3Shape lab Sanner abgeformt. Aus allen vier Gruppen wurden Zirkonrestaurationen gefertigt. Diese wurden am Urmodell aufgepasst und an jeweils vier Stellen im Randbereich optisch vermessen. Der Mittelwert der Messungen wurde ermittelt und One-way Anova zum statistischen Vergleich herangezogen. Mit dem Tuckey` s H&D Test wurde das Ergebnis bestimmt. ( p<0,05)

Die Ergebnisse der Randspaltanalyse betrugen:

Nur Silikonabformung : 81,4 µm +- 6,8 µm konventionelle Abformung : 50,2 µm +- 6,1 µm iTero : 62,4 µm +- 5 µm Lava true Definition : 26,6 µm +- 4,7 µm

Es zeigten sich unter den Gruppen signifikante Unterschiede. Das Lavasystem produzierte die geringsten Randspalten, gefolgt von konventionellen Vorgehen. Alle Gruppen erzeugten klinisch akzeptable Werte von unter 120 µm Spaltbreite.

n.) Vennerström et al. (90) fertigten 50 Keramikkronen aus je 10 Abformungen mit Cerec , iTero, Lava C.O.S., E4D und konventioneller Abformung. Jede Krone wurde auf ihr zugehöriges Modell mit Silikon aufgepasst. Die Replika wurde in vier Segmente geteilt und der interne und marginale Randbereich an jeweils vier Messstellen gemessen. Die mit digitalen Abformungen produzierten Kronen zeigten eine gleichwertige oder bessere marginale und innere Passung als die mit konventionellen Methoden erstellten.

**10. LISTE DER UNTERSUCHUNGEN DER PASSGENAUIGKEIT DURCH DATENVERGLEICH**

a.) Loos (60) nahm von einem Schulungsmodell ( Dental Study Model Basic E 500 AU Morita) mit einem zur Aufnahme einer Keramikkrone präparierten Zahn 16 eine Doppelmischabformung vor (Dimension Penta H und Dimension garant). Diese wurde mit Gips Klasse IV (estetic-rock 285) ausgegossen. Dieses Modell wurde simuliert intraoral mit der Cerec 3-D Kamera abgeformt. Danach erfolgte eine erneute Abformung im Doppelmischverfahren und die Erstellung eines weiteren Gipsmodells. Dieses wurde fünfmal digitalisiert (digiScan). Die aus beiden Verfahren generierten Datensätze wurden in ein Softwarepaket (Surfacer Version 10.6) geladen, und mit einem Filter die Punkte, die vom Schwellenwert (0,01) abwichen entfernt. Diese Datensätze wurden dem Referenzdatensatz des Ausgangsgipsmodells mittels „best fit“ – Anpassung zugeordnet, und die Wurzel der mittleren quadratischen Abweichung (RMS) berechnet. Als Ergebnis erhielt man die dreidimensionale Abweichung. Mit der Software SPSS wurde ein T-Test durchgeführt. Dabei lag das Signifikanzniveau bei alpha= 0,05.

Die mittleren Abweichungen lagen:

Cerec 3D: Z 15: 35µm (max:151µm) Z 16: 17 µm (max: 133µm) Z 17: 35 µm ( max:274µm)

Digiscan : Z 15: 16 µm(max:253µm) Z 16: 9 µm (max:119µm) Z 17 : 19 µm ( max:163µm)

RMS-Wert: digicsan: 18,8 µm Cerec 3 D: 27,9 µm

Die mittlere Abweichung eines Quadranten:

Cerec 3D: 17µm – 35 µm

digiscan: 9 µm – 19 µm

Die Auswertung der Daten lieferte eine mittlere dreidimensionale Abweichung von 17- 35 µm von 16 und den Nachbarzähnen für das Cerecsystem. Der konventionelle Verfahrensweg lieferte eine Genauigkeit von 9 µm - 19 µm.

Der durchgeführte t-Test zeigte einen signifikanten Unterschied zwischen den errechneten Mittelwerten der dreidimensionalen Abweichung bei intraoraler im Vergleich zu extraoraler Digitalisierung. Die, mit dem konventionellem Verfahrensgang erzielten Werte, waren signifikant geringer. Berücksichtigt man die Stärke der Puderschicht von etwa 28 µm die bei der Abformung mit Cerec 3D erforderlich, muss man jedoch die erzielten Ergebnisse relativieren.

b.) Kadam (53) vergleicht in ihrer Untersuchung Modelle, die konventionell und digital erstellt wurden mit dem URMODELL. Dazu präparierte sie einen rechten Unterkiefermolar (46) zur Aufnahme einer Stufenkrone mit einer okklusalen Reduktion von 2mm und einer achsialen Reduktion von 0,8-1mm auf einem Modell aus Hartplastik (Columbia Dentoform Ivorene) als Meistermodell. 10 Abdrücke erfolgten im Doppelmischverfahren mit Aquasil Heavy und Aquasil Ultra. Diese wurden mit Silky-Rock Gips (Klasse VI) ausgegossen. Die digitale Abformung erfolgte mit dem iTero-Cadentsystem weitere 10mal. Danach wurde ein Polyurethanmodell gefertigt. Alle Modelle sowie das Meistermodell - nach Puderung - wurden mit einem Laserscanner (Minolta Vivid 9 c) je zehnmal vermessen und mit der software Rapid Form X OR 2 medianisiert. Anschließend wurden die Daten mit denen des Meistermodells verglichen Die mittlere Abweichung zwischen beiden Techniken wurde mit dem t-Test analysiert.

Die Abweichung vom Meistermodell betrug für den Bereich des präparierten Zahns 16:

digitale Herstellung iTero : 18,79 µm +- 2,74 µm

konventionelle Herstellung : 17,82 µm +- 1,86 mµ

Die Studie zeigte keinen signifikanten Unterschied zwischen beiden Herstellungsverfahren (p=0,8964). Das Messergebnis bei der konventionellen Verfahrensweise überrascht und sollte nicht ohne Vorbehalt übernommen werden, da vor der Messung das Meistermodell gepudert werden musste, und die Puderschicht bis zu 28 µm stark sein kann.

c.) Luthard et al. (61) benützten ein Formmodell mit einem präparierten Zahn ( 16 ) und erstellten davon einen Modelldatensatz. Danach formten sie dieses Modell 20 mal mit dem Cerec 3D system ab. Von diesem Modell wurden zusätzlich 7 Abformungen im Doppelmischverfahren vorgenommen, und davon Gipsmodelle gefertigt. Diese wurden fünfmal mit dem Laborscanner digiscan digitalisiert. Alle gewonnenen Daten wurden nach der best-fit Methode überlagert, der RMS-Wert ermittelt und die mittlere positive, negative und absolute Abweichung berechnet.

Der mittlere RMS Wert betrug bei der Abformung mit Cerec 3 D im allgemeinen Modellbereich: 27,9 µm, bei konventioneller Abformung: 13 µm, die Abweichung für den Zahn 16 : 18µm / - 17 µm, bei konventioneller Abformung: 9 µm / - 9 µm. Zahn 15 zeigte digital : 22µm/ - 19 µm, bei konventioneller Abformung: 15µm/-16µm , Zahn 17 digital: 15µm – 16 µm.

Die extraorale Abformung zeigte eine höhere Genauigkeit. Jedoch wurde der Vergleich mit dem Cerec 3D Verfahren durchgeführt, das inzwischen neueren Systemen in der Genauigkeit deutlich unterlegen ist. Daher wird diese Untersuchung von 2005 nur bedingt zum Vergleich herangezogen.

d.) Ali (4) nahm von einem Kunststoffmodell jeweils fünf Abformungen mit Polyether ( Penta soft quick Step), dem iTero System, Lava C.O.S., der Cerec Bluecam und dem E4 Dentist-scanner vor. Aus der konventionellen Abformung wurde ein Epoxiresinmodell (EP 85—215 dental) erstellt. Dieses wurde mit einem Laborscanner (3 Shape D 900 mit einer Genauigkeit von sechs µm abgeformt. Die Abweichungen aller digitalen Modelle wurden mit dem Urmodell verglichen. Zum Vergleich wurde die 3 shape Convince Software und one way Anova , zur Signifikanzbestimmung der Tuckeys- HSD Test herangezogen.

Die Standardabweichung betrug:

Digitale Abformung iTero : 23 µm +- 3 µm

Digitale Abformung Lava C.O.S. : 36 µm +- 19 µm

Digitale Abformung Cerec Bluecam : 68 µm +- 12 µm

Digitale Abformung E4 D : 84 µm +- 4 µm

Konventionelles Vorgehen : 44 µm +- 18 µm

Die digitale Abformung mit iTero und Lava C.O.S. ergab vergleichbare Werte wie sie mit konventionellem Vorgehen erzielt wurden. Die Abformung mit Cerec Bluecam und dem E 4 Dentist ergab signifikant schlechtere Ergebnisse. Die mit diesen Systemen erzielten Werte waren drei (Cerecsystem) bis fast viermal (E4 D) ungenauer als die des iTero Systems.

e.) Kim et al. (58) verglichen in einer Studie die Genauigkeit von digital gefertigten Polyurethanmodellen mit der von konventionell generierten Gipsmodellen. Dazu präparierten sie den ersten Molaren des Oberkiefers auf einem Kunststoffmodell (Nissin Dental Prod.Inc.). Die Präparation wurde mit einem Winkel von sechs Grad und einer Hohlkehle durchgeführt, Die Abformungen erfolgten jeweils 9 mal im Doppelmischverfahren (Express STD Putty; ESPE, St.Paul, MN, USA und Imprint II Garant, 3M, ESPE, St.Paul, USA) und dem iTereo Scanner. Die konventionellen Abdrücke wurden mit Gips Klasse IV (Fuji rock EP, GC Corp, Tokyo, Japan) erstellt, die digitale Modellherstellung wurde subtraktiv aus Polyurethan (SikaBlock M 1000, Sika GmbH., Stuttgart Deutschland) gefräst. Das Urmodell sowie die nach den Abformungen gefertigten Modelle wurden mit dem Q 740 3 D- 3 Shape Convince System / 3Shape, Inc., Copenhagen, Dänemark mit 16 µm Abweichung) dreidimensional erfasst und an 12 Messpunkten gemessen. Dies wurde neunmal wiederholt. Diese digitalen Abformungen wurden nach der best-fit Methode überlagert, die Differenz mit dem Mann-Whitneytest on SPSS 18.0 Software verglichen und die statistische Analyse und mit dem Students T-test (alpha=0,05) durchgeführt.

konventionelles Vorgehen : 25,2 µm (+-17, 9 µm)

digitale Abformung : 25,6 µm (+-15,6 µm)

achsial :

konventionelles Vorgehen : 21,2 µm (+- 13,6 µm)

digitale Abformung iTero : 21,2 µm (+- 12 µm)

Okklusal :

konventionelles Vorgehen : 9,0 µm (+- 6,1µm)

digitale Abformung iTero : 15,5 µm (+- 9,8 µm)

Im Bereich des marginalen Randes ergaben sich für beide Gruppen fast identische Werte:

Nur im okklusalen Bereich zeigte sich ein signifikanter Unterschied beider Verfahren. Das konventionelle Verfahren erzielte in diesem Bereich deutlich bessere Ergebnisse. Das digital erstellte Polyurethanmodell zeigte eine geringe Tendenz zur Verkleinerung im Randbereich. Beide Verfahren eignen sich für die klinische Anwendung

f.) Evangelisti et al. (30) nahmen von einem Urmodell, auf dem eine dreigliedrige Brücke präpariert war, jeweils 15 Abformungen mit dem Itero Scanner, Lava C.O.S. und dem MHTsystem vor. 15 konventionelle Abformungen wurden mit einem Polyether (Monophase) durchgeführt. Die daraus erstellten Modelle wurden mit einem Laborscanner digitalisiert. Die Daten sämtlicher Abformungen wurden mit denen der Vergleichsabformung nach der best-fit Methode überlagert und statistisch mit dem Tukey-Kramer-test auf die Signifikanz untersucht (Signifikanzlevel: 0,001). Die Auswertung erfolgte in drei Gruppen:

1. Gesamtbereich Zahn 4 bis 6 2. Molar 3.Praemolar

Gruppe 1 Gruppe 2 Gruppe 3

konventionelles Vorgehen : 38 µm +- 13 µm 32 µm +- 10 µm 27 µm +- 12 µm Lava C.O.S. : 25 µm +- 12 µm 16 µm +- 5 µm 12 µm +- 5 µm iTero : 42 µm +- 28 µm 11 µm +- 3 µm 13 mm +- 6 µm MHT : 71 µm +- 18 µm 28 µm +- 10 µm 43 mm +- 19 µm

Die Abformung mit dem Lavascanner ergab die besten Werte hinsichtlich der Genauigkeit, gefolgt von der konventionellen Technik. Die Präzision war im Molarenbereich für den iTero am höchsten gefolgt von Lava C.O.S. Auch in der Gruppe drei zeigten iTero und Lava C.O.S. signifikant bessere Werte als das konventionelle Vorgehen.

g.) Brogle – Kim et al. (19) formten 10, für Kronen präparierte Zähne mit einem Einphasenabdruck, sowie mit dem Lava C.O.S.-Scanner ab und verglichen die erstellten Modelle mit der Microcomputertomographiemethode dreidimensional. Die Messergebnisse zeigten keine signifikanten Unterschiede beider Verfahren.

**11. LISTE DER UNTERSUCHUNGEN, DEREN VERSUCHSAUFBAU NICHT EXAKT DEN VORABEN ENTSPRICHT**

a.) Anadioti (7) präparierte auf einem Modell (Master die dentoform) Zahn 36 für die Aufnahme einer Keramikkrone. Die achsiale Reduktion betrug 1,5 mm, die occlusale 1,5 mm. Sämtliche Kanten und die Hohlkehle wurden gerundet. Der Präparationswinkel betrug etwa 5-10 °. Die Abformungen erfolgten je 30 mal mit Polyvinylsiloxane (Extrude Type 3-low consistency ; Extrude Type 1-high consistency, Kerr) im Doppelmischverfahren und mit dem Lava C.O.S.. Aus den konventionellen Abformungen wurden 30 Gipsmodelle (Type IV gypsum, Resinrock) erstellt. Die 30 digitalen Abformungen erfolgten nach leichter Puderung (titanium dioxide powder 3 M Espe) mit dem Lava C.O.S. Die Scandaten wurden zur Auswertung in ein Technikzentrum (In´ Tech, Minessota) gesandt. Dort wurden 30 Modelle aus Kunststoff gefertigt. Aus je 15 Modellen pro Abdruck wurden Kronen mit IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) hergestellt. Die weiteren 15 Gips-und Kunststoffmodelle wurden mit einem Laborscanner optisch abgeformt (D4D Technologies, Richardson) und danach Kronen konstruiert (E4D Design Center). Nach Fräsung der Kronen aus IPS e.max CAD Blöcken (IPS e.max CAD LT Block I 12 A 1, Ivoclar) wurden die überstehenden Ränder geglättet und die Kronen gesintert. Das Meistermodell, sowie die Innenflächen der Kronen und die Kronen in einer eingesetzten Position wurde mit einem Scanner optisch dreidimensional vermessen (Laser Design Inc, GKS; +- 0,00898mm). Die so gewonnenen Datensätze wurden in eine 3-D Software importiert (Geomatic Research Triangle Park) und auf deren Genauigkeit hin miteinander verglichen. Eine statistische Analyse erfolgte mit one way Anova, und mit Tukey´s honestly signifikant differenz Test (alpha =0,05) .

Da die durch digitale Abformung gewonnenen realen Modelle und nicht das direkt erzeugte virtuelle Modell zur Herstellung der Restaurationen genommen wurden, ist ein direkter Vergleich der Passgenauigkeit beider Systeme im Ergebnis nur bedingt vergleichbar, da eine weitere zweite Digitalisierung von Realmodellen die Vorteile der direkten Digitalisierung aufhebt. Die Ergebnisse werden daher isoliert ausgewertet.

Der mittlere marginale Randspalt betrug:

konventionelle Abformung : IPS press 39,9 µm +- 8,6 µm

vom digital erstellten Modell : IPS press 75,3 µm +- 14,8 µm

konventionelle Abformung : IPS cad 76,0 µm +- 23,4 µm

digitale Abformung von dig. Modell : IPS cad 73,5µm +- 25,8 µm

Der mittlere interne Randspalt betrug:

konventionelle Abformung : IPS press 48 µm +- 9 µm

vom digital erstellten Modell : IPS press 89 µm +- 20 µm

konventionelle Abformung : IPS cad 88 µm +- 24 µm

digitale Abformung vom dig. Modell : IPS cad 84 µm +- 21 µm

Die marginalen und internen Randspalten der digital generierten Lava press Gruppe war signifikant größer als der der konventionell erzeugten Gruppe (p< 0,001), während es innerhalb der IPS- cad Gruppe keine signifikanten Unterschiede gab.

Die Studienbetreiberin sieht einen Vorteil in der konventionellen Herstellung, verkennt dabei aber den, für einen Vergleich der Systeme unrichtigen Versuchsaufbau, da die digitale Verfahrenskette nicht eingehalten und damit Modellfehler zusätzlich eingearbeitet wurden. Eine Herstellung von intraoral abgeformten Restaurationen erfolgt nicht nach zweifacher digitaler Abformung der Modelle.

b.) Rogers (76) präparierte in ihrer Studie auf einem Kunststoffmodell( Dentoform M-860, Dentaform Coporation) Zahn 11 zur Aufnahme einer Keramikkrone mit einer Hohlkehle und einem achsialen Abtrag von einen mm, und zwei mm in der Höhe. Davon wurden je 10 Abformungen in der Doppelmischtechnik mit Polivinylsiloxane (Dentsply Aquasil Ultra York,DA ) genommen und mit Gips (A Typ IV Fuji rock EP) ausgegossen. Weitere 10 Abformungen erfolgten mit iTero (Software Version 4.5.1.61 Cadent Inc., Carlstadt NJ) und dem Lava C.O.S. (Software Version 3.02, 3 M Espe ,St.Paul, MN). Bei dem Lavasystem wurden Modelle aus Epoxy-resin stereolithographisch erstellt, bei iTero wurden die Polyurethanmodelle (Sika Block m 100 Cadent) subtraktiv gefertigt. Alle Modelle einschließlich des Referenzmodells wurden mit dem Straumann cares scan C S2 einer weiteren digitalen Abformung unterzogen. Alle Daten wurden zum Straumann Fräszentrum geschickt und dort Kronen aus IPS e.max CAD gefertigt. Diese jeweils 10 Kronen für eine Gruppe wurden zum Sintern in ein Dentallabor geschickt. Die, auf dem Kunststoffmodell aufgepassten Restaurationen, wurden mit einem Stereomikroskop (Olympus S Z x 12 mit 45-facher Vergrößerung im Bereich des marginal gap nach Holmes untersucht und mit dem Computerprogramm Image P 160 Plus an vier Punkten vermessen. Eine Krone brach beim Aufpassen. Die Passgenauigkeit der Restaurationen ist jedoch nach den Bedingungen der vorliegenden Studie nicht vergleichbar, da der Vorteil der direkten Übertragung der Daten die, durch die intraorale Erfassung generiert werden, nicht mehr gegeben ist. Dieses Problem hat die Autorin in ihrer Zusammenfassung erkannt und eingeräumt. Daher können die gewonnenen Daten, die mithilfe des Student´s T-Test (alpha= 0,05) ausgewertet wurden, nur mit Einschränkung in die Auswertung einfließen.

Der höchste und niedrigste gemessene Wert betrug abhängig vom Messort:

bei konventionellem Vorgehen : 161 µm und 67 µm

bei Lava C.O.S. : 121 µµ und 51 µm

bei iTero : 140 µm und 42 µm

Der mittlere marginale Randspalt betrug :

konventionelles Vorgehen : 112,3 µm (+- 35,3 µm)

Lava C.O.S. : 89,8 µm (+- 25,4 µm)

iTero : 89,6 µm (+- 30,1 µm)

Die Ergebnisse, die mit beiden digitalen Verfahren erzielt wurden, waren signifikant besser. Auffallend bei den Ergebnissen ist, dass trotz zusätzlich unnötig eingebauter möglicher Fehlerquellen, bei der intraoralen Abformung – deutlich bessere Ergebnisse erzielt werden als bei der konventionellen Abformung. Die Messung lediglich an vier Punkten pro Restauration erschwert zusätzlich eine wissenschaftliche Wertung da die Höhe der Randspaltwerte von Ort zu Ort stark differiert und Mittelwerte aus lediglich vier Messungen keine Aussagekraft besitzen. So wurden im Facialbereich 117,5 µm, im distalen Bereich 90,2 µm gemessen.

c.) Alfaro (2) präparierte Zahn 14 auf einem Frasacomodell zur Aufnahme einer Keramikkrone mit einer Hohlkehle. Danach wurde nach Digitalisierung mit einem Laborscanner aus Zirkonia ein Duplikat mit einem herausnehmbaren Stumpf erstellt. Von diesem Modell wurden 15 PVS Abformungen mit individuellen Löffeln und der Doppelmischtechnik vorgenommen. Die Abformungen wurden mit Gips (Silky Rock type VI) ausgegossen. Weitere 15 Abformungen erfolgten mit dem Lava C.O.S. System. Die daraus generierten Daten wurden in den rein digitalen Workflow zur Anfertigung von IPS e max CAD Kronen überführt. Mit der Designsoftware Core 3 deentres wurden 15 Kronen geplant und aus IPS e max CAD gefertigt. Aus weiteren 15 optischen Abformungen wurden Polyurethanmodelle für die Anfertigung von IPS e max Press Kronen erstellt. Auch auf dem Gipsmodell wurden aus demselben Material 15 Kronen vom gleichen Techniker hergestellt. Zur Überprüfung der Passgenauigkeit wurden 45 Polyurethanmodelle nach Abformung des Zirkoniamodells mit dem Lava C.O.S. stereolithografiert. Darauf wurden die Restaurationen mit Fingerdruck aufgepasst und danach röntgenologisch die gesamte Innenfläche, sowie die mittlere und maximale Größe des internen Spalts dreidimensional vermessen. (micro CT-3 dimensional) und für signifikante Unterschiede mit one-way ANOVA und post hoc Scheffe‘ analysis ausgewertet.

Der durchschnittliche innere Spalt betrug:

digitale Herstellung cad : 161 µm +- 7 µm

digital mit Modell press : 171 µm +- 33 µm

konventionell press : 206 µm +- 35 µm

Das interne Gesamtvolumen betrug :

digitale Herstellung cad : 12,5 mm³ +- 1,5 mm³

digital mit Modell press : 15,4 mm³ +- 2,6 mm³

konventionell press : 18,0 mm³ +- 2,4 mm³

Die rein digital und die digital mit Modell erstellten Restaurationen zeigten niedrigere und konstantere Werte als die konventionell hergestellten. Jedoch ist der Versuchsaufbau nur bedingt für einen Vergleich geeignet, da verschiedene Materialien - Empress e max press und Empress e max CAD- zum Einsatz kamen. Auch widerspricht die Anfertigung eines Zwischenmodells aus Polyurethan dem rein digitalen Workflow. Überdies wurden die Restaurationen nicht mit dem Urmodell verglichen sondern auf digital hergestellten Polyurethanmodellen vermessen.

d.) Ng J et al. (64) präparierten im Oberkiefer den zweiten Prämolaren für die Aufnahme einer Keramikkrone (achsiale Reduktion 1mm, okklusale Reduktion 2mm) am Kunststoffmodell (Frasaco) und formten diesen mit einer digitalen Laboreinheit (3 Shape D700 lab scanner) ab. Auf Basis dieser Abformung wurde ein Meistermodell aus einem Yttria- stabilisiertem Zirkonblock gefertigt. Dieses Modell wurde mit dem Lava C.O.S.System abgeformt. Danach wurden 15 Kronen aus Lithiumdisilikatblöcken (IPS e max CAD) mit einer 5-Achs-Maschine gefräst und gefertigt. Weitere 15 Kronen aus Lithiumdisilikatglaskeramik (IPS e max press) wurden nach konventioneller Abformung mit PVS (Aquasil Ultra Dentsply) und Modellherstellung mit Gips (Klasse VI Silky-Rock, Whip-Mix) erstellt. Der Randspalt (marginal gap nach Holmes) wurde an 8 Stellen vermessen. Die Messung der Randungenauigkeit erfolgte ohne Zementierung mit einem Lichtmikroskop mit 40-facher Vergrößerung, die Auswertung mit der Software 8 Image J 1.3. Das statistische Paket (SPSS) wurde zur Auswertung herangezogen. Die Ergebnisse der Messung wurden unter Nutzung von ANOVA analysiert und mit dem Scheffle´ t-Test (alpha = 0,05) ausgewertet.

Der mittlere marginale Randspalt betrug bei dieser Untersuchung:

konventionelles Verfahren : 74 µm +- 47 µm IPS e.max press

digitale Abformung : 48 µm +- 25 µm IPS e.max cad

Die höchste Spaltbreite war bei der konventionellen Herstellung an einem distalen Messpunkt bei 100 µm +- 54 µm, bei der digitalen Fertigung 63 µm +- 24µm ebenfalls distal, der niedrigste bei konventioneller Herstellung mesialbukkal 53µm +- 25µm, bei digitaler Fertigung lingual.

Der rein digitale Arbeitsgang führte zu signifikant besseren Ergebnissen als die konventionelle Herstellung. Jedoch erfüllt diese Untersuchung nur zum Teil die, dieser Untersuchung vorgegeben Kriterien, da die Restaurationen aus verschiedenen Materialien gefertigt wurden.

e.) Güntsch et al. (37) nahmen von einem Typodont Meistermodell mit einem Vinylsiloxanethermaterial Abformungen vor und erstellten daraus Gipsmodelle (Klasse IV). Mit einem Intraoralscanner wurde das Meistermodell optisch abgeformt und das virtuelle Modell stereolithographisch gedruckt. Das Typodont-Modell und die gefertigten Modelle wurden mit einem Streifenlichtscanner (Laborscanner) digitalisiert und die Daten im STL-Format gespeichert. Alle STL-Aufzeichnungen wurden nach der Best-Fit Methode übereinandergelegt und auf Diskrepanz, Genauigkeit und Reproduzierbarkeit verglichen. Bei der statistischen Auswertung kamen der Levene-Test und die Varianzanalyse zur Anwendung. Die Studienautoren fanden zwischen den digitalen und herkömmlichen Modellen bei Einzelzahnrestaurationen oder bei einer dreigliedrigen Brückensituation im Stumpfbereich sowie im Bereich der Präparationsgrenzen keinen statistisch signifikanten Unterschied (p > 0,05). Auch zwischen Brückensituation und Einzelkrone konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden (p > 0,05). Nachdem Modelle beim rein digitalen Verfahrensweg nicht erforderlich sind, und durch die stereolithografische Erzeugung Fehler bis zu 50 µm auftreten, ist ein Modellvergleich zur Überprüfung der Passgenauigkeit von Restaurationen nur von stark eingeschränkter Aussagekraft.

f.) Phark et al (67) präparierten Zahn 16 am Typodontmodell für die Aufnahme einer Keramikkrone. Dieses formten sie 10-mal mit dem Doppelmischverfahren (Extrude wash/ Extrude extra) ab und gossen die Abformung mit Superhartgips (Klasse IV Hard Rock) aus. Weitere 10 Abformungen erfolgten mit dem iTero System. Auf Basis der generierten Daten wurde ein Polyurethanmodell (Cadent erstellt. Auf allen Modellen wurden Empress-press Kronen hergestellt. Der CAD/CAM – Weg wurde dadurch nicht eingehalten. Alle Kronen wurden auf das Meistermodell aufgepasst und mit der Replikamethode untersucht. Die Auswertung und Messung erfolgte mit einem Stereomikroskop und einer Kamera, die Analyse mit einem t-Test und alpha = 0,05 .

Die Höchst - und Tiefstwerte der Abweichung vom Meistermodelbetrugen bei der konventionellen Abformung 69 µm und 51 µm, bei der digitalen Abformung 69 µm und 57 µm, am Randspalt wurden konventionell: 59,52 µm und digital: 60,45 µm gemessen.

Es zeigte sich kein signifikanter Unterschied bei den durch beide Verfahren erzielten Ergebnissen, obwohl der Vorteil der direkten digitalen Konstruktion ohne Modell nicht angewendet, und die Fehler durch eine zusätzliche Modellherstellung in die Auswertung einbezogen wurden.

g.) Boeddinghaus et al. (16) verglich Kronen, die mit zwei verschiedenen Scansystemen (3 M Lava True Definition, Cerec AC Omnicam) und einem konventionellen Korrekturabdruck-Verfahren (Exalence, GC) abgeformt wurden. Dazu wurden 49 Zähne durch Studenten oder Assistenzarzt bei 24 Patienten mit einer Hohlkehle zur Aufnahme einer Krone präpariert. Auf den, von konventionellen Abdrücken erstellten Modellen wurden Metallkronen gefertigt. Lavascan basierte Kronen wurden in einem anderen Zentrum designt als die Cerec-Kronen. Der Zementspalt wurde auf 90 µm eingestellt. In einem Fräszentrum wurden aus Zirkoniumdioxid (Copran Zr) pro Zahn zwei Kronen erstellt. Im Patientenmund wurde die Passung mit der Replikatechnik- light-body Silikon (Fit Test)- überprüft. Die Replika wurde in vier Teile geschnitten und die marginale Diskrepanz nach der Klassifikation von Holmes – marginal gap –mit einem Mikroskop mit 40-facher Vergrößerung gemessen. Zusätzlich zu der Replika-Technik wurde eine Sondenmessung nach Kerschbaum durchgeführt, und die marginale Diskrepanz an jeweils sechs Stellen gemessen. Die Auswertungen wurden in die klinische Wertigkeit und die erzielte Präzision eingeteilt. Die Gesamtwerte der Abformmethoden wurden über den Median - und Mittelwert miteinander verglichen. Die statistische Auswertung wurde mithilfe der Software SPSS 22.0.0.2 durchgeführt. Eine statistische Signifikanz wurde bei p < 0,05 festgelegt. Um Oberkiefer und Unterkiefer innerhalb der einzelnen Abformmethoden zu vergleichen wurde der Mann-Whitney-Test verwendet.

Der mittlere marginale Randspalt betrug:

Lava True Definition : 89 µm (70 µm – 146 µm)

Cerec AC Omnicam : 150 µm (114 µm - 216 µm), vier Kronen passten nicht

konventionelles Verfahren : 118 µm (85 µm – 176 µm)

Die Medianwerte betrugen:

Lava True definition : 116µm +- 72 µm

Cerec AC Omnicam : 173 µm +- 81 µm

Konventionelles Vorgehen : 136 µm +- 70 µm

Diese Studie ist nur bedingt auswertbar, da die Herstellung der aus der konventionellen Abformung entstandenen Kronen auf dem rein konventionellen Weg– ohne Digitalisierung der Modelle - erfolgte und somit nur der Herstellungsweg (konventioneller Herstellungsweg vs. digitaler Herstellungsweg) verglichen werden kann. Überdies wurden die Restaurationen aus verschiedenen Materialien (Metall-Keramik) gefertigt.

h.) Tidehag et al.(89) formten auf einem Typodontmodell den ersten Molaren der zur Aufnahme einer Keramikkrone präpariert war mit einem Lava C.O.S. Scanner und dem iTero Scanner ab. Danach wurde eine konventionelle Abformung vorgenommen und daraus ein Gipsmodell erstellt. Dieses wurde mit einem Laborscanner optisch abgeformt. Die erstellten Restaurationen wurden mit der Replikamethode untersucht und mit dem Mikroskop vermessen. Die auf konventionellem Weg hergestellten Empress-press Kronen zeigten einen mittleren Randspalt von 170 µm, die auf digitalem Weg erstellten Empress-cad Kronenwerte reichten von 107 µm bis 128 µm. Bei der Messung der inneren Spalte ergaben sich für den konventionellen Verfahrensgang 141 µm-210 µm, für den digitalen 115 µm – 237 µm. Die Ergebnisse zeigten für beide Herstellungsverfahren keine signifikanten Unterschiede, die auf rein digitalem Weg erstellten Restaurationen wiesen jedoch bessere Randspaltergebnisse auf. Der Studienbetreiber fand im Innenbereich Unterschiede zwischen beiden Keramiken.

i.) da Costa et al. (23) präparierten an einem Molar eines Frasacomodells ein MODL Onlay und formten diese Präparation 36 mal mit dem Cerec 3D-system ab. Davon wurden 36 –allerdings durch den Streufaktor bedingt nicht identische - Modelle hergestellt. Von 12 Modellen wurden nach Puderung mit Cerec powder- Vit A 12 Abformungen mit Cerec 3D vorgenommen (IP GRUPPE). Weitere 12 Abformungen erfolgten mit dem Hydrocolloid Identic Springable (Dux Dental). Daraus wurden aus Polyvinylsiloxane (Kwikk Modell R-dental. Dentalerzeugnisse G.m.b.h.) Modelle erstellt und mit Titaniumoxid gepudert (EP- GRUPPE) und gescannt. In der dritten Gruppe wurde nach einem Teilabdruck mit PVS vorgenommen und ein Modell aus Gips (Diamond-die-Hi-Tec Dental Products) erstellt und ohne Puderung gescannt. In der ersten Gruppe wurden aus Vita Blocks Mark II die Restaurationen gefräst. Bei den beiden anderen Gruppen erfolgte die Fräsung nach Abformung mit dem Laborscanner aus demselben Material. Die Randspalten wurden an mehreren Stellen: okklusal-lingual-distal-mesial mit dem Lichtmikroskop gemessen und mit einer Computersoftware (two-way Anova/ Tukey´s System p = 0,05) ausgewertet.

Die Ergebnisse der Randspaltanalyse betrugen:

Cerec 3D : 111,6 µm +- 34,6 µm

Konventionelle Abformung Hydrocolloid : 161,4 µm +- 37,6 µm

Konventionelle Abformung PVS : 116,8 µm +- 42,3 µm

Es zeigte sich bei beiden Abformtechniken – PVS und digital - kein signifikanter Unterschied. Hydrokolloid führte zu signifikant ungenaueren Ergebnissen. Da in diesem Studiengang ein Onlay statt einer Krone präpariert wurde, erfüllte diese Untersuchung nicht die geforderten Voraussetzungen in allen Punkten. Auch der Cerec 3D Scanner ist in der damit erzielten Passgenauigkeit nicht mit den neuen Systemen vergleichbar. Die erzielten Ergebnisse können jedoch zur Meinungsbildung herangezogen werden.

**12. LISTE DER STUDIEN ZUR INNEREN PASSGEAUIGKEIT**

Genaue Angaben über den Studienaufbau sind abgehandelt

a.) Almeida

Der mittlere interne Spalt betrug:

Konventionelles Vorgehen : 65,94 µm

Digitales Verfahren Lava C.O.S. : 58,64 mm

b.) Seelbach

Der mittlere interne Spalt betrug:

Einphasenabdruck : 36 µm +- 5 µm

Korrekturabdruck : 35 µm +- 7 µm

Digitales Verfahren Lava C.O.S. : 29 µm +- 7 µm

c.)Svanborg

Der mittlere interne Spalt betrug:

Konventionelles Vorgehen : 117 µm

Digitales Verfahren iTero : 93 µm

d.) Schäfer

Der mittlere interne Spalt betrug:

Identium Heavy/ light : 38 µm +- 7 µm

Identium medium : 30 µm +- 10 µm

Panasil Binetics : 61 µm +- 9 µm

Cerec Bluecam : 84 µm +- 13 µm

Lava C.O.S. : 93 µm +- 9 µm

Itero : 92 µm +- 8 µm

Trios : 107 µm +- 5 µm

e.) Hirayama

Der mittlere interne Spalt betrug:

Konventionelles Vorgehen : 87,95 µm +- 15,44 µm

Digitales Verfahren Lava C.O.S : 62,91 µm +- 16,99 µm

f.) Kim

Messung im achsialen Bereich:

Konventionelles Vorgehen : 24,2 µm +- 13,5 µm

Digitales Verfahren iTero : 21,2 µm +- 11,0 µm

Messung im okklusalen Bereich :

Konventionelles Vorgehen : 9,0 µm +- 6,1 µm

Digitales Verfahren iTero : 15,5 µm +- 9,8 µm

Durch unterschiedlichem Versuchsaufbau nur mit Einschränkung vergleichbar:

Anadioti:

Der mittlere interne Spalt betrug:

Konventionelles Vorgehen : 48 µm +- 9 µm IPS-press digitales Verfahren Lava C.O.S. : 89 µm +- 20 µm IPS-press

Konventionelles Vorgehen : 88 µm +- 24 µm IPS-cad digitales Verfahren Lava C.O.S. : 84 µm +- 21 µm IPS-cad

Alfaro:

Konventionelles Verfahren : 206 µm +- 35 µm IPS-press digitales Verfahren Lava C.O.S. : 161 µm +- 7 µm IPS-cad digitales Verfahren Lava C.O.S. : 171 µm +- 3 µm IPS-press mit Model

Phark:

Konventionelles Vorgehen : 69 µm und 51 µm digitales Verfahren Lava C.O.S. : 69 µm und 57 µm

Güntsch:

Kein signifikanter Unterschied bei beiden Vorgehen.

Tidehag:

Konventionelles Vorgehen : 141 µm – 210 µm digitales Verfahren : 115 µm – 237 µm

Vennerström:

Kein signifikanter Unterschied bei beiden Verfahren

**13. ERGEBNISSE**

13.1 ALLGEMEINE FESTSTELLUNGEN

Ziel dieser Untersuchung war es, die Genauigkeit der neuen Scanverfahren mit der von herkömmlichen Abformtechniken anhand der Passgenauigkeit insbesondere im Randbereich von festsitzenden Restaurationen direkt zu vergleichen, um eine Aussage darüber treffen zu können, ob diese Verfahren eine echte Alternative bieten können. Für den Vergleich der intraoralen Digitalisierung mit der konventionellen Abformung ist die direkte Genauigkeit ein entscheidender Faktor.

Während bei den klinischen Studien nur das Ergebnis des gesamten Workflows gemessen werden kann, kann bei in vitro Untersuchungen sowohl der eigentliche Abformprozess, die Modelle, die Konstruktionsdatensätze, als auch der gesamte Workflow einschließlich der Fertigung untersucht werden (39). Der Abformungs-und Modellherstellungsprozess selbst kann durch den direkten Vergleich der digitalen Konstruktionssätze mit einem hochgenauen Referenzdatensatz erfolgen. Ebenso kann auch die Passung der resultierenden Restaurationen auf dem Ausgangsmodell und somit der gesamte Workflow digital untersucht werden. Damit kann eine Aussage darüber getroffen werden, an welcher Stelle der Verfahrensschritte die größte Ungenauigkeit auftritt.

Die Bestimmung der Genauigkeit von 3D - Messsystemen ist von hoher Bedeutung, da die 3 D – Vermessung am Anfang des CAD/CAM Prozesses steht, und alle Folgeschritte darauf basieren. Aus den Ergebnissen lässt sich ableiten, inwieweit die Parameter der intraoralen Kamera im ersten Schritt der Digitalisierung möglichen Einfluss auf das Ergebnis der virtuellen dreidimensionalen Konstruktion haben. Die Möglichkeit einen Rohdatensatz direkt nach dem Scanprozess zu erhalten ermöglicht eine isolierte Genauigkeitsanalyse des intraoralen Scanners (20). Bezüglich der ISOLIERTEN BEURTEILUNG des Scanvorganges führt ein rein digitaler Ansatz daher zu einer präziseren Aussage über die Herkunft von systembedingten Ungenauigkeiten, als es die Analyse von fertigen Werkstücken ermöglicht. Die rein virtuelle Untersuchungsmethode einzelner Komponenten ist bei einem Vergleich der Leistungsfähigkeit digitaler Abformsysteme bei festsitzenden Restaurationen daher wissenschaftlich sinnvoll und zweckmäßig, und kann, besonders auch wegen der Genauigkeit der Messung, zum Vergleich der Abformsysteme und insbesondere der digitalen Systeme untereinander herangezogen werden, sie ist jedoch bei der Überprüfung der Passgenauigkeit festsitzender Restaurationen in Annäherung an die klinische Situation nicht unbedingt aussagekräftig genug.

Eine Aussage über die klinische Genauigkeit der aus den Daten gefertigten Restauration kann dadurch nicht getroffen werden (60). Einzelne Schritte wie Abformung, Modell und Konstruktion der Restauration nehmen nur Einfluss auf die Gesamtpräzision. Nur zusammen bestimmt diese Vielzahl von Variablen den Präzisionsgrad einer Restauration. Grundsätzlich ist zu beachten, dass die Präzision einer CAD/CAM gefertigten Restauration immer die Summe der Fehler jedes Einzelschrittes der Prozesskette widerspiegelt. Der Gesamtfehler einer Methode addiert sich aus gerätebedingten und verfahrensbedingten Ungenauigkeiten. Diese Fehler können sich summieren und zu klinisch nicht akzeptablen Restaurationen führen. Ausschlaggebend für die Genauigkeit einer Restauration sind nicht allein der Digitalisierungsvorgang und die daraus generierte Datenmenge, die in einigen Untersuchungen verglichen werden, sondern ebenso die Planung und Konstruktion, die Steuerung des Fräsvorganges, die manchmal erforderliche technische Ausarbeitung des Kronenrandes und die Befestigung (44,60). Rudolph et al: “Selbst wenn die Konstruktionssoftware offen ist für Digitalisierungsdaten aus unterschiedlichen Systemen, kann das damit erstellte Design nicht mit allen Fertigungsverfahren umgesetzt werden oder eine hinreichende Präzision nur durch spezielle Eingriffe in das Standardverfahren erreicht werden“ (78). Bei der Fertigung von Restaurationen mittels CAD/CAM müssen verschiedene Parameter der Fertigungskette wie z.B. die Genauigkeit der Fertigungsgeräte, Restaurationsdesign oder der Programmparameter „Klebefuge“ berücksichtigt werden, um systembedingte Ungenauigkeiten zu kompensieren (60). Die Übertragbarkeit der, bei in-vitro Untersuchungen gewonnenen Erkenntnisse auf die klinische Situation kann nur gewährleistet werden, wenn diese in-vitro Versuche unter möglichst kliniknahen Bedingungen abgelaufen sind. Daher sollte der Versuchsaufbau möglichst kliniknah gestaltet werden, um die gewonnenen Erkenntnisse auf die Praxis übertragen zu können (51). Um eine Annäherung der in-vitro-Testung an die klinische Situation zu schaffen und eine Eignung einer neuen Technik zu definieren, sollte daher auf die Anfertigung von Restaurationen und deren Überprüfung nicht verzichtet werden. Die damit erzielten Ergebnisse beinhalten zwar immer den Fehler bei der Gerüstherstellung - d.h. die eigentliche Passungsdiskrepanz -, die durch unterschiedliche Konstruktionsdatensätze, Fräsmaschinen, Sinterungsschrumpfung, Verblendung u.a. entstehen, sowie den Zementspalt, beschreiben jedoch die klinisch erzielbare Genauigkeit durch die Möglichkeit der Überprüfung einer Über-oder Unterkonturierung der fertigen Restauration genauer. Zusätzliche Fehler ergeben sich bei der Einordnung der Datensätze in das gemeinsame Koordinatensystem. Rudolph et al: „Selbst wenn die Konstruktionssoftware offen für Digitalisierungsdaten aus unterschiedlichen Systemen ist, kann das damit erstellte Design nicht mit allen Fertigungsverfahren umgesetzt werden, oder eine hinreichende Präzision nur durch spezielle Eingriffe in das Standardverfahren erreicht werden“ (77). Daher ist es erst durch das Aufpassen einer Restauration möglich, eine klinische Situation in ausreichendem Maße zu simulieren. So konnten, obwohl das digitale Konstruktionsmodell keine signifikanten Abweichungen vom Mittelwert der Genauigkeit zeigte, bei Boeddinghaus vier Kronen nicht eingegliedert werden, bei Brückel mussten alle Kronen aufgepasst werden (16,17,20). Der gesamte Workflow - Abformung, Modellherstellung, erneute Digitalisierung, virtuelles Modell, CAD/CAM - mit allen möglichen Fehlerquellen ist erforderlich, um eine Restauration zu fertigen. Bei der konventionellen Verfahrensweise hängt die Dimension des Randspaltes auch im Wesentlichen von der Güte der Laborarbeit, Art und Qualität der Präparationsrandgestaltung, Planung, Konstruktion mit Umsetzung durch genaue Fräsmaschinen und Bearbeitung der Restaurationen ab. So differierte nach Untersuchungen von Balkaya und Quintas die Genauigkeit von Restaurationen obwohl der Studienaufbau identisch war von 25 µm bis 113 µm (7), bei Brückel fertigten zwei Laboratorien aus den gleichen Datensätzen unterschiedliche Passgenauigkeiten der Restaurationen (20).

Deshalb ist ein direkter Vergleich nur der Abformungen beider Systeme nach Auffassung des Verfassers für die Auswertung von CAD/CAM generierten festsitzenden Restaurationen für die vorliegende Untersuchung nicht von höherer wissenschaftlicher Aussagekraft als die Messung des Ergebnisses des gesamten Workflows. Eine Aussage über die klinische Genauigkeit der, später aus den Daten gefertigten, Restaurationen kann dadurch nicht unbedingt getroffen werden. Um die wirkliche Genauigkeit der konventionellen Abformung festzustellen dürfte der Laborscanner keinerlei Ungenauigkeiten aufweisen. Dies ist technisch nicht möglich.

Auch ein Vergleich der physischen Modelle, die aus beiden Verfahren erstellt werden, ist für die Beurteilung der Passgenauigkeit festsitzender Restaurationen für eine Annäherung der Prüfung an die klinische Situation nicht aufschlussreich genug. Ein additiv oder subtraktiv erzeugtes Modell ist bei der optischen Abformung für eine Herstellung von Restaurationen nicht erforderlich. Digital generierte physische Modelle werden bei der Herstellung festsitzenden Zahnersatzes nur zur Okklusionskontrolle, Kontaktpunktkontrolle und zur Verblendung benötigt. Es gibt auch bereits Verblendsysteme (Lava DVS, IPS e max), die ein physisches Modell zur Verblendung überflüssig machen. Der Vergleich beinhaltet zudem gewisse Modellfehler bei der Erstellung wie Verrundungen, Stufenbildung und Verkleinerungen die sich zuungunsten des Vergleichs des digitalen Modells auswirken. Reale Modelle unterscheiden sich von virtuellen Modellen in einer Größenordnung von 7 µµ bis 14 µm, bei stereolithografischen Modellen ist diese Differenz noch deutlich höher (71,78).Da das Ergebnis einer isolierten Untersuchung der Genauigkeit beider Abformverfahren oder der, daraus generierten Modelle, für festsitzenden Zahnersatz keine Fertigungskonsequenz nach sich zieht, ist für die Beurteilung eines Abformsystem die Kontrolle der fertigen Restauration am Ausgangsmodell die Methode der Wahl. Die Untersuchung der fertigen Restauration zeigt die größte Annäherung an die klinische Situation, und ist demnach in der Aussagekraft am höchsten zu bewerten. Dazu kommt, dass nach Erfüllung der Kriterien für diese Vergleichsstudie in jeder Studie der gleiche Fertigungsprozess – Studienbetreiber, Aufbau, Planer, Material und Ausarbeitungvorauszusetzen war, und dadurch auch eine Gegenüberstellung mit anderen Studien ermöglicht werden sollte.

Bei den meisten, dieser Untersuchung zu Grunde liegenden Studien für den inneren und besonders den Randbereich, lag das Hauptaugenmerk der Auswertungen auf dem jeweiligen Mittelwert der Messwerte d.h. nicht, dass der gesamte Randspalt an keiner Stelle diesen Wert überschreitet oder unterschreitet. Die Einzelwerte weichen oft häufig vom Mittelwert ab. Das ist primär nicht als negativ zu bewerten. Dadurch kann eine Aussage getroffen werden, welche durchschnittlichen Ergebnisse bei der Genauigkeit zu erwarten waren. Inwieweit die Mittelwerte im Verhältnis zu ihren Extremen einzuschätzen waren, konnte der jeweiligen Standardabweichung entnommen werden. Hartmann (45): „ In den Grenzen, welche die Mathematik auferlegt, dürfen hohe Werte mehr streuen. 5% Streuung sind bei 200 µm deutlich mehr als bei 50 µm. Nur weil kleine Werte in geringerem Maß streuen, spricht das nicht für Qualität“ (20). Jedoch stellt sich die Frage, aus wie vielen Werten diese bestimmt wurden, d.h. letztlich wie aussagekräftig die Werte sind, da die Anzahl der Messwerte aufgrund der Analysemethode limitiert sein kann. Wichtig ist die Vielzahl der Messpunkte, da große Differenzen der Spaltwerte zwischen den Messpunkten auftreten können. Umso größer die Anzahl der Messpunkte ist, umso höher ist die Genauigkeit. Nach Groten und Holmes sind mindestens 50 Messpunkte zirkulär im Randbereich erforderlich, um wissenschaftlich aussagekräftige Werte zu erzielen (86). Diese Forderung wurde nur in wenigen Studien berücksichtigt.

Groten erkannte keinen Unterschied in der Messgenauigkeit zwischen Elektronenmikroskop und Lichtmikroskop. Da die, von beiden Abformsystemen erzeugten Spaltengrößen mit dem gleichen Mikroskop gemessen wurden, kann auf ein detailliertes Eingehen auf die Art des Mikroskops verzichtet werden (86).

Die Okklusal- und Approximalpassung wurde in den wenigsten Studien gemessen oder Aussagen darüber getroffen.

13. 2 Auswertung

Es gibt nur wenige Studien, die einen direkten Vergleich der konventionellen und digitalen Abformmethoden ermöglichen. Von 236 gefundenen Studien die sich mit dem Vergleich der Passgenauigkeit von Restaurationen befassten, erfüllten nur 23 Studien, davon fünf klinische Studien, und 18 in-vitro Untersuchungen die puristische Anforderung nach einem identischen Studienaufbau für beide zu untersuchenden Systeme. In den ausgewählten vorliegenden Studien, die ausschließlich die Passgenauigkeit festsitzender Restaurationen untersuchten, beschrieben 17 in-vivo und in-vitro Studien die erzielte innere und marginale Passgenauigkeit von Restaurationen und verglichen das Ergebnis des gesamten Workflows beider Verfahren. Bei acht Studien wurde der rein digitale Workflow von der Abformung bis zur Restauration nicht eingehalten, oder verschiedene Materialien benutzt. Bei sechs Studien wurden nur Modelle angefertigt und verglichen. Dies wirft eine gewisse Problematik auf, da eine nachfolgende Konstruktion – wie unter Allgemeines beschrieben - mit verschiedenen Datensätzen erfolgt (79), und damit dem klinischen Ergebnis nur teilweise gerecht wird. So ließen sich in einigen Studien die gefertigten Restaurationen, die nach Auswertung der Daten allein passen müssten, nicht eingliedern (16,17). Brückel untersuchte mit LCOS aufgenommene identische Datensätze, die an zwei Laboratorien versendet wurden. Dabei ergaben sich bei den gefertigten Restaurationen Differenzen von 11 µm und 58 µm Formfehler, bei der absoluten marginalen Diskrepanz wurden bis zu 15 µm unterschiedliche Werte gemessen. Ein Vergleich reiner generierter Daten ist daher für die Überprüfung der Einzelschritte eines Verfahrens und damit für den Vergleich der Abformgenauigkeit verschiedener Systeme durchaus aussagekräftig, für die Überprüfung einer Passgenauigkeit einer Restauration aber geringer in der Aussagekraft zu werten.

Die, in den Studien angewendeten konventionellen Verfahren, unterschieden sich in der Art des Abformverfahrens (Einphasen - Doppelmisch und Korrekturabdruck), sowie in der Art der verwendeten Abdruckmaterialien. Polyether und additionsvernetzende Silikone werden jedoch hinsichtlich der erzielbaren Genauigkeit als überwiegend vergleichbar betrachtet (16,60,65,79). Auch bei der Untersuchung von ein- und zweizeitigen Verfahren ist die Studienlage für die – hier definierte Indikation - hinsichtlich der Genauigkeit ausgewogen (16,60,65,75,79). Daher werden auf die verschiedenen Abformtechniken und Materialien nicht näher eingegangen.

Von den Scansystemen kamen die Systeme: iTero (11mal), Lava C.O.S (11mal, CaraTrios (3mal), Cercec 3 D (3mal), Lava true Definition (2mal), E4D (2mal, Cerec Omnicam (1mal), Cerec Bluecam (1mal), und einmal das CT-Verfahren zur Anwendung. Bei den eingeschränkt zu beurteilenden Studien kamen Lava C.O.S. viermal, iTero dreimal und je einmal Lava True Definition und Cerec Omnicam zum Einsatz. Ein Vergleich der Ergebnisse der Studien untereinander wird dadurch erschwert, da verschiedene Scansysteme wie in mehreren Untersuchungen belegt (2,7,17,20,60,8o,83,84), unterschiedliche Genauigkeiten aufweisen, und daher auch der Vergleich mit der konventionellen Methode unterschiedlich ausfällt. So zeigte sich in einer Untersuchung von Boeddinghaus (16,17), dass mit dem Lava True Definitionsystem im Vergleich zu dem konventionellen Verfahren deutlich bessere Randspaltgenauigkeiten als mit der konventionellen Methode erzielt wurden, mit der Cerec Omnicam jedoch signifikant schlechtere. Eine Untersuchung von Güth (41) kam zu ähnlichen Ergebnissen.

Bei den Laborscannern wurden ebenfalls unterschiedliche Systeme eingesetzt. So wurden die konventionell erstellten Modelle mit: 3 Shape D 700 Lava Scan ST, CS2, D4D, Q740 3 abgeformt. Damit ist es auch deshalb nur schwer möglich, die Ergebnisse der Studien untereinander zu vergleichen, da sich auch bei diesen Systemen die zu erzielende Genauigkeit unterscheidet (79). Nach Arnetzl (8) differiert die Präzision der Laborscanner zwischen 7µm und 28 µm.

In den meisten Studien wurden die konventionellen Abformungen mit Gipsen der Klasse IV (alpha Hemihydrat mit Zusätzen) zur Erstellung der Modelle ausgegossen. Die Toleranz der unterschiedlichen 3D - Datenerfassungssysteme bezüglich verschiedener Gipsfarben ist jedoch durchaus unterschiedlich, so dass auch dadurch ein Vergleich der Studien untereinander erschwert ist.

20 Studien beziehen ihre Untersuchung auf die marginale Passgenauigkeit. Wichtig, um die Größe des Randspalts genau zu evaluieren ist den Unterschied der definierten Strecke zwischen marginal gap = marginaler Spalt und absolut marginal discrepancy= absolute marginale Diskrepanz- nach Holmes zu berücksichtigen Als „marginal gap“ gilt lediglich die Strecke vom Präparationsrand bis zur Restauration, während bei der „ absolut marginal discrepancy“ die Strecke zwischen dem jeweiligen Ende der Präparation und der Restauration vermessen wird. Die Messergebnisse der absoluten marginalen Diskrepanz fallen wegen der länger zu vermessenden Strecke höher aus als bei der Messung des marginalen Spalts. Der absolute marginale Randspalt ist der klinisch relevanteste, da er den tatsächlichen Abstand zwischen dem Restaurationsende und der Präparation angibt. In vielen Studien ist es schwierig herauszufinden, welcher Wert vermessen wurde, da es zu Fehlern in der Nomenklatur kommt. Dies erschwert zwar den Vergleich der Studien untereinander, ist für die vorliegende Untersuchung jedoch von geringer Relevanz, da bei dem direkten Vergleich der Abformverfahren immer gleiche Strecken gemessen werden. Diese Feststellung trifft auch auf die Messverfahren - zwei – oder dreidimensional- zu.

Zur Untersuchung der Passgenauigkeit der Restaurationen wurde siebenmal die Replikamethode verwendet. Dreimal wurde mit dem Mikroskop die Randungenauigkeit vermessen, siebenmal kam die 3D Koordinatenmessmethode zum Einsatz, und sechsmal der Datenvergleich der digitalisierten Modelle. Die gewonnenen Datensätze wurden in eine 3 D –Software importiert und auf deren Genauigkeit überprüft. Im Anschluss an den einfachen Gruppenvergleich wurde meist eine Varianzanalyse durchgeführt, um herauszufinden, ob die gefundenen Unterschiede hinreichend ausgeprägt waren. Die Auswertung erfolgte mit einem statistischen Signifikanztest, um die Passung der einzelnen Restaurationen untereinander zu vergleichen. Im Randbereich von Kronen können sehr gut passende Bezirke direkt an schlechter passende Bereiche grenzen. Nach einer Untersuchung von Groten et al (86) sind 50 Messpunkte zirkulär pro Zahn ausreichend für eine in-vitro Untersuchung des Randspaltes und liefern einen repräsentativen Querschnitt des zirkulären Randspaltes. Messungen von lediglich 4 – 12 Punkten führen zu Missdeutungen. Diese geforderte Zahl wurde in vielen Studien nicht erreicht. Dadurch ist eine generelle Aussage über die Genauigkeit eines Abformsystems nur sehr zurückhaltend zu werten und erhärtet den Sinn dieser Untersuchung, die nur direkte Vergleiche beider Systeme akzeptiert.

Zusammenfassend lässt sich daher feststellen, dass wegen verschiedener Messsysteme, Scanner, Modelle, Randdefinition und Messstrecken, es kaum möglich war, die ausgewählten Studien untereinander zu vergleichen, der Vergleich der beiden Abformmethoden in einer Studie wegen der Gleichheit der Versuchsaufbauten aber problemlos durchführbar war.

13.2.1 Auswertung der klinischen Studien

13.2.1.1 Untersuchung des Randspalts:

Boeddinghaus: konventionell : 113 µm digital Lava True Definition^ : 88 µm digital Trios : 112 µm digital Cerec Omnicam : 149 µm

Syrek :

Konventionell Korrekturabdruck : 71 mm digital Lava C.O.S. : 49 µm

Givan :

Konventionell Monophaseabformung : 150 µm

digital iTero : 165 µm

Ahrberg :

Konventionell : 70,4 µm

digital Lava C.O.S. : 61,0 µm

Mit Einschränkung, da eine zu geringe Probandenzahl :

Sorrentino :

Für beide Verfahren keine signifikanten Unterschiede: 17 µm ( Metall) bis 28 µm ( Zirkon)

Die Ergebnisse klinischer Studien haben die höchste Aussagekraft bei der Bewertung von Therapieverfahren, da sie die Einflüsse klinischer Faktoren auf Verfahren und deren Durchführung darstellen. Nur durch diese Studien bekommt man einen Einblick auf diese Einflussfaktoren und kann die angewandten Verfahren besser auf den Menschen anpassen (60). Sie benötigen jedoch den höchsten Einsatz an Ressourcen.

Nur fünf klinische Studien erfüllten die Auswahlkriterien zur Vergleichbarkeit der Abformsysteme. Bei zwei Studien von Pradies und Ahrberg wurde die innere Klebefuge, bei vier Studien die marginale Passgenauigkeit untersucht. Bei der Untersuchung von Sorrentino war mit einem Probanden die Zahl zu gering, um eine fundierte Aussage über die Passgenauigkeit treffen zu können. Nur bei zwei klinischen Studien – Syrec und Böddinghaus - wurden die gemessenen Randspaltstrecken definiert (marginal gap nach Holmes) und untersucht. Die Replikatechnik zur Untersuchung der Passgenauigkeit kam in allen fünf Studien zur Anwendung. Die Scansysteme Lava True definition, Cara Trios und Cerec Omnicam wurden einmal, iTero zweimal und Lava C.O.S. dreimal eingesetzt. Bei der Untersuchung des marginalen Randspalts fand Boeddinghaus vergleichbare Ergebnisse bei konventioneller (113 µm) und digitaler Abformung durch Cara Trios (112µm). Das Lava True Definition-system erzeugte deutlich bessere Werte (88 µm), Cerec omnicam produzierte signifikant schlechtere Werte (148 µm). Syrec fand eine signifikant bessere Passung bei, mit dem Lava C.O.S. (49 µm) abgeformten Restaurationen im Vergleich zum konventionellen Verfahren (71 µm). Auch für die Approximalpassung sah er für das digitale Vorgehen tendenzielle Vorteile. Die Kronen beider Gruppen zeigten eine vergleichbare Okklusion.

Ahrberg erzielte bei seinen Untersuchungen mit dem Lava C.O.S - Scanner einen mittleren Randspalt von 61 µm, auf dem konventionellen Verfahrensweg 70 µm. Der digitale Verfahrensweg führte zu besseren, wenn auch nicht signifikant besseren, Ergebnissen als der konventionelle. Während sich die Ergebnisse von Syrec und Ahrberg in der Höhe der Werte annähern, fällt bei dem Vergleich der Studien auf, dass Syrek bei gleichem Messverfahren und gleichen Messstrecken sowohl bei konventioneller Abformung, als auch bei digitaler Abformung signifikant niedrigere Randspaltenwerte erzielte als Boeddinghaus und Pradies. Inwieweit die Messungen von Givan, der sowohl für den konventionellen Weg (150 µm), als auch für das optische Verfahren (165 µm) zu deutlich höheren Werten gelangte, konnte wegen der geringen Datenlage nicht ermittelt werden. Die, von Sorrentino erzielten Werte betreffen nur einen Probanden mit vier Präparationen und können dadurch wissenschaftlich nicht gewichtet werden. Die Untersuchung bestätigt jedoch die Eignung der optischen Abformung mit dem iTero Scanner für den klinischen Einsatz. Sowohl bei den gefertigten Zirkonrestaurationen (21 µm – 28 µm), als auch bei Metallrestaurationen (17 µm) wurden bei beiden Verfahren keine signifikanten Unterschiede der Passung im Randbereich gefunden.

Zusammenfassend lässt sich für den Bereich des marginalen Randes feststellen, dass auf dem rein digitalen Verfahrensweg niedrigere Randspaltwerte ermittelt wurden als mit konventionellen Abformungen. Das Ergebnis hing jedoch von der Art des verwendeten Scanners ab. Das Cerec Omnicam - system (16) lieferte deutlich schlechtere Werte. Alle,- bis auf eine Ausnahme Cerec Omnicam- mit intraoralen Scannern getätigten Abformungen erzielten eine ausreichend hohe Genauigkeit von unter 120 µm. Betrachtet man die Ergebnisse unter klinischen Gesichtspunkten, so zeigte sich, dass die mit beiden Verfahren erreichten Werte im Bereich der marginalen Diskrepanz die Anforderungen an die erreichbare Genauigkeit absolut erfüllen und diese bei digitaler Verfahrensweise sogar übertreffen. Es zeigte sich, dass bei den klinischen Studien keines der Herstellungssysteme - lässt man die Untersuchung von Givan außer acht - hinsichtlich der marginalen Diskrepanz über den kritischen Wert von 120 µm lag, d.h. dass die gemessenen Werte nicht an einer Stelle die geforderten Werte von 120 µm überschreiten, sondern lediglich, dass der Mittelwert unter 120 µm liegt. Auffällig ist, dass die in-vivo Werte, die in den ausgewerteten Studien gemessen wurden, mit den meisten in-vitro gemessenen Werten vergleichbar sind.

Die Genauigkeit der gesamten digitalen Prozesskette der Systeme Lava C.O.S., iTero und Lava True definition ist bei den Indikationen- festsitzende Restaurationen auf bis zu vier Zähnen- mit konventionellen Verfahren vergleichbar. Betrachtet man die erzielten Ergebnisse unter klinischen Gesichtspunkten, so zeigt sich, dass die erreichten Werte im Bereich der marginalen Diskrepanz die Anforderungen an die erreichbare Genauigkeit erfüllen, und sogar übertreffen.

13.2.1.2. Untersuchung des Kroneninnenbereichs

Pradies:

Konventionell : 91,46 µm +-76,33 µm

digital Lava C.O.S. : 72,17 µm +- 65,32 µm

Ahrberg:

Konventionell:

mid-axial : 92,13 µm

axio-okklusal : 155,60 µm

centro-okklusal : 171,00 µm

digital:

mid-axial : 88,27 µm

axio-okklusal : 144,78 µm

centro-okklusal : 155,57 µm

Im Kroneninnenbereich erzielte Pradies nach Abformung mit dem Lava C.O.S. (76 µm) bessere Ergebnisse als mit dem konventionellem Verfahren (91 µm). Ahrberg fand bei allen, der im Bereich des inneren Spaltes gemessenen drei Stellen, beim digitalen Vorgehen mit dem Lava C.O.S - System(88 µm-144 µm-156 µm) niedrigere Werte als mit konventioneller Verfahrensweise (92 µm-156 µm-171 µm). Bei der Untersuchung von Sorrentino war kein signifikanter Unterschied beider Verfahren erkennbar. Die in-vivo gemessenen Werte der inneren Passung unterscheiden sich nicht signifikant von den Werten der in – vitro Studien, obwohl allgemein in – vivo Studien wegen der erschwerten Bedingungen bei der Abformung schlechter abschneiden als in-vitro Untersuchungen. Allerdings ist die Datenlage mit nur zwei Untersuchungen nicht ausreichend, um fundierte Aussagen treffen zu können.

Bei den Untersuchungen unterschritten die gefundenen Werte für beide Verfahren die Grenze von 200 µm. Die in der American Dental Association geforderte Werte von 25-40 µm konnten aber weder durch eine konventionelle - noch durch die digitale Abformung klinisch erreicht werden. Diese Zahlen sind jedoch nur hypothetisch anzusehen, da sie eine Willensbekundung darstellen, die im klinischen Einsatz kaum zu erreichen ist. Die meisten der, in diesen Untersuchungen erzielten, Werte lagen besonders beim rein digitalen Verfahrensweg unter dem Toleranzkriterium von 160 µm und sind als klinisch realistisch und akzeptabel zu werten.

13.2.2 Auswertung der in- vitro Studien für die marginale Passgenauigkeit

Zwölf Untersuchungen erfüllten die Auswahlkriterien, die einen direkten Vergleich der Abformmethoden ermöglichen und durch die Vermessung der fertigen Restauration die größte Annäherung an die klinische Situation gewährleisten. Obwohl es eine Reihe weiterer Fabrikate und Hersteller gab, wurden nur achtmal der Lava C.O.S. Scanner, sechsmal der iTero Scanner und jeweils einmal das Cerec Bluecam, Lava True Definition, E4 D und das Cara Trios-system eingesetzt. Bei der Messung der marginalen Randspalten kam viermal die Untersuchung mittels eines 3 D- Scanners, dreimal die Replikamethode, und zweimal die Untersuchung mit dem Mikroskop zur Anwendung. Bei sieben weiteren Untersuchungen wurde auf die Herstellung einer Restauration verzichtet und nur die, aus beiden Verfahren generierten Daten verglichen. Sechs Untersuchungen erfüllten nicht vollständig die, für diese Untersuchung vorgegebenen Bedingungen. Da die Versuchsaufbauten den Anforderungen aber sehr nahe kamen, und vom selben Studienbetreiber mit denselben Urmodellen, Messmethoden und Messstrecken durchgeführt wurden, lassen die Ergebnisse dieser Studien zumindest eine Meinungsbildung zu.

Tabelle der Randuntersuchungen:

An:

Konventionell : 92,67 µm

digital iTero : 103,35 µm

Seelbach:

Konventionell Einphasenabformung : 33µm +- 19 µm konventionell Korrekturabdruck : 60 µm +- 30 µm

digital Lava C.O.S. : 48 µm +- 25 µm

Keul:

Konventionell Metallgerüst : 90,64 µm +-90,81 µm Zirkongerüst : 141,08 µm +- 193 mm

digital iTero Metallgerüst : 56,90 µm +- 27,37 µm

Zirkongerüst : 127,23 µm +- 66,87 µm

Almeida e Silva:

konventionell Einphasenabformung : 65,33 µm

digital Lava C.O.S. : 63,96 µm

Svanborg :

konventionell Doppelmischabformung : 147 µm digital iTero : 142 µm

Brückel :

Konventionell Doppelmischabformung : 33 µm +- 8 µm konventionell Korrekturabformung : 60mm +- 15 µm digital Lava C.O.S. Labor 1 : 48 µm +- 18 µm digital Lava C.O.S. Labor 2 : 33 µm +- 10 µm

Schäfer :

Konventionell Einphasenabformung : 79 µm +- 9 µm konventionell Doppelmischabformung : 83 µm +- 3 µm konventionell Korrekturabformung : 117 µm +- 11 µm digital Cerec Bluecam : 146 µm +- 14 µm digital Lava C.O.S. : 109 µm +- 9 µm digital iTero : 90 µm +- 12 µm

digital Trios : 128 µm +- 7 µm

Kugel:

Die Untersuchung ergab keine signifikanten Unterschiede der Ergebnisse beider Verfahren.

Hirayama :

Konventionell Korrekturabformung : 60,10 µm +- 9,33 µm digital Lava C.O.S. : 46,88 µm +- 8,92 µm

Shembesh :

Konventionell : 50,2 mm +- 6,1 µm

digital iTero : 62,4 mm +- 5 µm

digital Lava True Definition : 26,6 mm +- 4,7 µm

Elmstahl:

Digitale Abformungen erzielten signifikant niedrigere Randspaltwerte.

Vennerström:

Die, mit digitaler Abformung produzierten Kronen zeigten eine gleichwertige oder bessere marginale und innere Passung als die mit konventionellen Methoden erstellten.

Versuchsaufbau unvollständig

Anadioti :

Konventionell Doppelmischabformung : 39,9 µm +- 86 µm IPS Press digital Lava C.O.S. : 75,3 µm +- 14,8 µm IPS Press

Konventionell : 76,0 µm +- 23,4 µm IPS cad

digital Lava C.O.S. : 73,5 µm +- 25,8 µm IPS cad

Rogers :

Konventionell : 112,3 µm +- 35,3 µm

digital Lava C.O.S. : 89,8 µm +- 25,4 µm

digital iTero : 89,6 µm +- 30,1 µm

Ng :

Konventionell : 74 µm +- 47 µm Press

digital Lava C.O.S. : 48 µm +- 25 µm cad

Phark:

Konventionell Doppelmischabdruck : 59,52 µm

digital iTero : 60,45 µm

Boeddinghaus:

Konventionell Korrekturabformung : 118 µm

digital Lava True Definition : 89 µm digital Cerec Omnicam : 150 µm

Tidehag:

Konventionell : 170 µm

digital Lava C.O.S., iTero : 107 µm – 128 µm

Bei der Untersuchung der Randspalten der Restaurationen erzielten die auf Basis optischer Abformung hergestellten Restaurationen dreimal bessere Werte als mit dem konventionellen Verfahren. Viermal waren die Ergebnisse gleichzusetzen und viermal hingen die Ergebnisse von der Abformtechnik oder dem Fabrikat des Scanners ab. Lediglich einmal wurden nach der digitalen Abformung schlechtere Randwerte - jedoch nicht signifikant - als mit konventionellem Vorgehen gemessen. Bei den Untersuchungen von Schäfer erreichten die, mit der Cerec Bluecam und Cerec Omnicam abgeformten Restaurationen um 56 µm höhere Spaltwerte als die, mit iTero abgeformten. Seelbach kam zu ähnlichen Ergebnissen, nur dass hier die Differenz 27 µm zugunsten des iTero Systems betrug. Auch in der Untersuchung von Ali erzielten die Abformungen mit der Cerec Bluecam im Vergleich zu Abformungen mit dem iTero-system um 45 µm höhere Randungenauigkeiten. Boeddinghaus erreichte mit dem Lava True Definitionsystem um 61 µm genauere Ergebnisse als mit der Cerec Omnicam. In der Studie von Shembach wurden nach der Abformung mit dem Lava True Definitionscanner im Vergleich zum iTero Scanner um 36,8 µm niedrigere Spaltwerte gemessen. Diese Ergebnisse zeigen, dass mit dem gleichen Studienaufbau, mit gleichen Materialien und dem gleichen Studienbetreiber mit verschiedenen intraoralen Aufnahmesystemen unterschiedliche Ergebnisse erreicht werden. Jedoch ist es wegen der relativ geringen Datenlage nicht möglich, dies auf eine unterschiedliche Qualität der Systeme zurückzuführen.

In den Studien, die sich mit Brückenversorgungen bis zu vier Gliedern befassten: Shembesh, Elmstahl, Svanborg, Almeida da Silva, Keul, waren in vier Studien die Ergebnisse für den Bereich des marginalen Randes mit optischer Abformung besser als die, mit konventionellen Verfahren erzielten. Bei Shembesh hing das Ergebnis von dem Fabrikat des eingesetzten Scanners ab. In dieser Studie war der Randspalt, der auf der Abformung mit dem Lava C.O.S. System basierte fast halb so groß (26 µm), wie der auf konventionellen Verfahren beruhende (50 µm). Mit dem iTero System wurden mittlere Spalten von 62 µm gemessen.

Auffallend war, wenn in einer Studie hohe Spaltwerte mit konventionellen Verfahren erzielt wurden auch gleichzeitig hohe Spaltwerte mit rein digitalem Vorgehen gemessen wurden. So maßen An, Svanborg, Boeddinghaus und Tidehag für beide Verfahren Randungenauigkeiten von 92 µm bis 170 µm. Seelbach, Brückel, Hirayama, Almeida da Silva und Shembesh bewegten sich dagegen bei ihren Messungen zwischen 26 µm und 63 µm. Diese Differenzen lassen sich durch eine unterschiedliche Güte der Laborarbeit, Bearbeitung der Restauration oder unterschiedliche Scanstrategien und Laborscanner erklären. So weisen Laborscanner eine Präzision von 7 µm bis 28 µm auf (8). Restaurationen, die mit einer 5-achsigen Maschine gefräst wurden, haben eine höhere Genauigkeit als solche, die mit einer 4-achs Maschine erstellt wurden. Die Differenzen betrugen nach einer Untersuchung von Bosch bis zu 54 µm im inneren Bereich und 34 µm im okklusalen Bereich. Verschiedene Messstrecken im Randbereich führen ebenfalls zu unterschiedlichen Ergebnissen. Wenn Rundungen anstatt Kanten gemessen werden, wird es schwierig sein, einen eindeutigen Punkt anzuvisieren. Eine nicht unerhebliche Rolle ist auch in der Person und der Erfahrenheit des Studienbetreibers zu sehen. Grund für die große Diskrepanz könnte u.a. auch die angewendete Analysemethode sein. Bei schnittbildgebenden Verfahren, wie der negativen Replikatechnik werden, bedingt durch die Limitierung der Schnitte, nur eine geringe Zahl an Messpunkten erhoben. Dadurch kann die Passgenauigkeit nur relativ bestimmt werden. So differierten die gemessenen Werte in der Untersuchung von Rogers abhängig vom Messort bei nur vier Messungen pro Zahn um 27 µm, bei verschiedenen Zähnen sogar um 94 µm. Unterschiede ergeben sich auch durch die unterschiedlichen Messstrecken, die zur Anwendung kamen. Meist wird nur der marginale Randspalt bestimmt, und nicht die absolute marginale Diskrepanz. Dies gilt auch für die Bestimmung der Richtwerte für eine klinisch akzeptable Randspaltgröße (20).

In der Untersuchung von Keul, in der verschiedene Restaurationsmaterialien verwendet wurden, zeigten Brückengerüste aus CoCr eine um 50,46 µm (konventionell) und 70,67 µm (digital) eine bessere Randpassung als Gerüste aus Zirkonoxid (141,08 µm konventionell, 127,23 µm digital), obwohl sie aus denselben Datensätzen erstellt wurden. Diese Feststellung der besseren Passung von Metallgerüsten traf auch Sorrentino in seiner klinischen Untersuchung. Das verwendete Restaurationsmaterial scheint Einfluss auf die Passgenauigkeit zu haben. Manche Autoren vermuten im Sinterungsprozess der Keramiken die Ursache (39). Auch die konventionellen Abformtechniken erzeugten in der Einzelstudien unterschiedliche Randdiscrepanzen. Kronen auf Basis der Korrekturtechnik wiesen höhere Formfehler auf, als Kronen der Doppelmischtechnik. Bei Schäfer wurde mit der Einphasentechnik eine um 38 µm geringere Abweichung erzielt, als mit der Korrekturtechnik, bei Seelbach betrug die Differenz 30 µm, bei Hirayama 24,22 µm. In der Studie von Brückel wiesen die, mit der Doppelmischabformung generierten Zirkonkäppchen um 27 µm bessere Ergebnisse für die Größe der marginalen Randspalten auf, als die nach der Korrekturabformung erzeugten. In den Studien, die nicht in allen vorgegeben Punkten den Vorgaben dieser vergleichenden Untersuchung entsprachen, jedoch vom selben Betreiber mit denselben Urmodellen und Messstrecken und Messverfahren durchgeführt wurden, führten bei vier Untersuchungen trotz der Nachteile für das digitale Verfahren durch die Einbauung nicht notwendiger Fehlerquellen wie Modellherstellung im digitalen Workflow (Anadioti, Rogers, Alfaro, Güntsch, Phark) in vier Fällen zu gleichen Ergebnissen. In weiteren drei Untersuchungen die mit verschiedenen Materialien durchgeführt wurden (Ng, Boeddinghaus, Tidehag) war das Ergebnis abhängig von der Art des eingesetzten optischen Abformsystems.

Die Studien zeigten auch bei der Verwendung derselben Scansysteme unterschiedliche Ergebnisse. So reichten die mit dem iTero System erzielten Randspaltwerte von 62µm (Shembesh) bis 142 µm (Svanborg). Bei dem Lava System von 33µm (Brückel) bis 64 µm (Almeida) und 109 µm (Schäfer). Dies kann zum Teil auf die unterschiedliche Ausdehnung der Restaurationen, unterschiedliche Meßverfahren und Messstrecken, aber auch auf das Geschick des Studiendurchführers zurückgeführt weden. Dies zeigt aber auch, dass die Ergebnisse von Einzelstudien zurückhaltend gewertet werden müssen, und diese nicht als alleinige Basis für die Beurteilung von Systemen verwendet werden können.

Umso wichtiger sind Zusammenfassungen und Vergleiche von mehreren Studien, da nur dadurch ein Überblick und Vergleich geschaffen werden kann.

Die vorliegende Studie zeigt, dass Kronen sowie bis zu viergliedrige Brücken auf Basis der digitalen und konventionellen Abformung mit vergleichbarer marginaler Diskrepanz hergestellt werden können und einer klinisch akzeptablen Qualität entsprechen. Die mit digitalen Abformsystemen erzielbaren Genauigkeiten im Innen - und – Randbereich von Kronen übertrafen in vielen Fällen die, mit der als Goldstandard eingestuften konventionellen Abformmethode generierten. Die Studie zeigt auch, dass es Unterschiede in der Abformgenauigkeit der intraoralen Scanner, sowie auch der konventionellen Abformmethoden gibt.

13.2.3 Messung der Studien durch Datenvergleich :

Loos : mittlere Abweichung vom Urmodell

Digital Cerec 3 D:

Zahn 15 : 35 µm Zahn 16 : 17 µm Zahn 17 : 35 µm

konventionelle Doppelmischabformung:

Zahn 15 : 16 µm Zahn 16 : 9 µm Zahn 17 : 19 µm

Ali : Standardabweichung Konventionell Einphasenabformung : 44 µm +- 18 µm

Digital iTero : 23 µm +- 3 µm

digital Lava C.O.S. : 36 µm +- 19 µm

digital Cerec Bluecam : 68 µm +- 12 µm

digital E4 D : 84 µm +- 4 µm

Luthard:

Die Untersuchung ergab keine signifikanten Unterschiede beider Verfahren

Kadam :

Konventionell Doppelmischabformung : 17,82 µm +- 1,86 µm

digital iTero : 18,79 µm +- 2,74 µm

Kim :

marginaler Randbereich OK-Molar

Konventionell Doppelmischabformung : 25,2 µm +- 17,9 µm

digital iTero : 25,6 µm +- 15,6 µm

Evangelisti:

Abweichung gesamt Zahn 4-6 Molar Praemolar

Konventionell Einphase: 38 µm +- 13 µm 32 µm +- 10 µm 27 mm +- 12 µm digital Lava C.O.S.: 25 µm +- 12 µm 16 µm +- 5 µm 12 µm +- 5 µm digital iTero: 42 µm +- 28 µm 11 µm +- 3 µm 13 µm +- 6 µm digital MHT: 71 µm +- 18 µm 28 µm +- 10 µm 43 µm +- 19 µm

Brogle- Kim:

Beide Abformsysteme erzielten vergleichbare Ergebnisse

Bei der Untersuchung der Genauigkeit von Einzelbildern und Quadrantenscans durch Datensatzüberlagerung mit einem Referenzscanner, erzielte das konventionelle Verfahren einmal bessere Genauigkeitswerte, vier Studien führten zu gleichen Ergebnissen. In zwei Untersuchungen hing das Ergebnis vom verwendeten Scansystem ab. Dabei muss man berücksichtigen, dass Abweichungen zwischen den virtuellen Modellen auch durch unterschiedliche Aufnahmetechniken bedingt sein können (20). Die Abweichungen, die durch die Datenvergleiche der Modelle oder Abformungen gemessen wurden, lagen deutlich unter denen der gemessenen Randspaltwerte der gefertigten Restaurationen. Daraus lässt sich ableiten, dass eine isolierte Messung von Abformtechniken einen Vergleich der Methoden zulässt, jedoch keine Annäherung an die klinische Wertung ermöglicht. Eine Untersuchung nur von Teilbereichen des Workflows hat deshalb nur eine eingeschränkte Aussagekraft im Hinblick auf die klinisch erforderliche Passgenauigkeit. So untersuchte Brückel auf der Abformung mit Lava C.O.S. basierende Restaurationen, die aus dem gleichen Datensatz jedoch von zwei verschiedenen Laboratorien gefertigt wurden. Dabei ergaben sich Differenzen im marginalen Bereich bis zu 15 µm bei Lavagerüsten. Die Unterschiede lassen sich in der digitalen Planung sowie durch den Fräsvorgang erklären. Bei den Vergleichen der durch beide Abformmethoden erzielten Daten waren die, mit dem iTero-und Lava C.O.S.-Systemen erreichten Genauigkeiten mit denen, durch konventionelle Abformungen erzielten Werten dreimal gleichzusetzen, einmal sogar signifikant besser (2) . Auffallend war, dass mehrere Studien zu vergleichbaren Ergebnissen kamen. Die, mit den Cerecsystemen 3 D und Bluecam erzielten Genauigkeiten lagen unter denen, die sowohl mit anderen optischen Abformsystemen als auch mit konventionellen Verfahren erreicht wurden. Diese Feststellung wird auch in den Untersuchungen von Patzelt (66) getroffen. Das Cerec 3 D- system wurde inzwischen durch die Nachfolgesysteme Cerec Bluecam und Cerec Omnicam abgelöst, da mit diesen Systemen eine bessere Genauigkeit erzielt werden konnte.

13.2.4 Auswertung der Studien für den Kroneninnenbereich

Bei den Untersuchungen der inneren Passung von Restaurationen wurde sechsmal das Lava C.O.S.-system, viermal das iTero System, zweimal der 3 Shape Scanner und jeweils einmal die Cerec Bluecam und Heraeus Trios eingesetzt. Bei sechs Studien wurde die Passung der fertigen Restauration vermessen. Zweimal wurden die erstellten Modelle mit dem Urmodell verglichen.

Bei dem Vergleich der Systeme im Bereich der internen Passung führte der voll digitale Workflow auf der Basis von Intraoralscans in fünf Studien zu besseren Ergebnissen als der Verfahrensweg mit konventioneller Abformung. Zwei Studien wiesen bei beiden Verfahrenswegen keine Unterschiede auf. Nur in einer Studie von Schäfer lagen die mit vier unterschiedlichen Scannern generierten Werte über denen des konventionellen Verfahrenswegs. Die, aus rein digitalen Verfahren hervorgegangenen, Werte für die innere Klebefuge lagen zwischen 15 µm (Kim) und 107 µm ( Schäfer), die auf dem konventionellen Weg erzielten, zwischen 9 µm ( Kim) und 117 µm (Svanborg). Beachtenswert ist, dass die Studienbetreiber in den Untersuchungen, in denen ausschließlich mit dem Lava C.O.S-system abgeformt wurde, es trotz ähnlichen Versuchsaufbaues zu völlig unterschiedlichen Messergebnissen gelangten. So maß Schäfer innere Spalten von 93 µm, während Seelbach mit 29 µm zwei Drittel weniger Ungenauigkeit erzielte. In beiden Untersuchungen wurde das 3D Messsystem zur Bestimmung der Ungenauigkeit eingesetzt. Diese Ergebnisse untermauern die stringente Auswahl der Studien für diese vergleichende Untersuchung, da nur durch den unmittelbaren Vergleich der beiden Abformverfahren eine Aussage über den Vergleich der Genauigkeit der Systeme getroffen werden kann. Kim kam bei einem Vergleich der Abformgenauigkeit, in dem ohne die Erstellung einer Restauration die, durch beide Verfahren generierten Stumpfmodelle verglichen wurden, im achsialen Bereich der Krone zu ähnlichen Ergebnissen mit geringen Vorteilen beim rein digitalen Verfahren, im okklusalen Bereich führte die konventionelle Abformung zu signifikant besseren Ergebnissen. Kim erzielte darüberhinaus im Vergleich zu den anderen Studien, die die fertige Restauration beurteilten, deutlich niedrigere Randspalten. Seelbach und Almeida gelangten bei der Abformung mit dem Lava C.O.S. Scanner ebenfalls zu besseren Klebefugenwerten. Elmstahl erzielte bei der Abformung mit dem 3 Shapescanner signifikant bessere Ergebnisse. Hirayama erreichte - wie Svanborg - mit dem rein digitalen Workflow niedrigere interne Spaltwerte. Bei Hirayama waren die Werte sogar signifikant niedriger. Lediglich Schäfer fand in seiner Studie für die digitalen Abformsysteme signifikant höhere Spaltenwerte als mit den drei unterschiedlichen konventionellen Abformungen (Einphasen- Doppelmisch – und Korrekturabformung) und beschrieb die Passgenauigkeit der Restauration auf Basis konventioneller Abformung als besser.

Auch bei den Studien, die nicht alle Kriterien zur Aufnahme in diese Untersuchung erfüllten, erzielte Alfaro auf dem rein optisch-digitalem Verfahrensweg (Lava C.O.S.) deutlich niedrigere Spaltwerte als mit dem konventionellen Vorgehen. Bei Anadioti (Lava C.O.S.) war trotz der Nichteinhaltung der rein digitalen Verfahrenskette und Einbringung eines zusätzlichen Fehlers durch die unnötige Anfertigung eines Modells, die Datenlage ausgeglichen. Auch Tidehag und Phark kamen zu ausgeglichenen Ergebnissen. Rogers (iTero und Lava C.O.S.) erzielte wie Ng ( Lava C.O.S.) mit den digitale Abformungen sogar signifikant bessere Resultate.

Zusammenfassend lässt sich erkennen, dass in sechs Studien bei der Anwendung optisch-digitaler Abformsysteme für die Spaltbreite im Kroneninnenbereich bessere Ergebnisse erzielt wurden, als mit konventioneller Abformung. Bei zwei Studien waren die Ergebnisse ausgeglichen. Nur in einer Studie wurde der konventionelle Verfahrensweg als besser eingestuft. Auch die Auswertung der nur bedingt geeigneten Studien stützt diese Ergebnisse. So waren die, mit digitaler Abformung, erzielten Spaltwerte in drei Untersuchungen deutlich geringer, in drei Untersuchungen glichen sie denen, die auf dem konventionellen Weg erreicht wurden. Mit beiden Abformwegen wurden innere Spalten von unter 150 µm erzielt. Damit wurden die Anforderungen der American Dental Assosiation specifikation Nr.8 (ADA) nach der der Innenspalt einer Restauration nicht mehr als 25 – 40 µm betragen soll zwar nicht erfüllt, jedoch ist diese Forderung nur als hypothetisch zu werten. Im Vergleich mit den meisten Untersuchungen konnten diese Werte kaum erreicht werden.

**14.DISKUSSION**

Auch wenn die Erfolgsrate von restaurativem Zahnersatz nicht ausschließlich von der Größe des Kronenrandspalts abhängt, sinkt die Überlebensdauer einer Krone in situ mit Anstieg der Randspaltwerte (10,51). Randspalt und Passgenauigkeit sind jedoch nicht gleichzusetzen. Bei einem guten Randspalt kann nicht zwangsläufig auf die Passgenauigkeit einer Krone geschlossen werden, da gleichzeitig zwischen den Innenflächen der Restauration und den Flächen des Stumpfes ( okklusal – achsial ) eine hohe Diskrepanz bestehen kann. Bei der Passung einer Krone am marginalen Rand muss neben der Größe des Randspalts (Dichtigkeit) auch die zervikale Kontur einer Krone beachtet werden. Diese stellt ein Kriterium dar, das vorrangig Auswirkungen auf das marginale Parodont haben kann. Überkonturierte Ränder sind laut Studien für das parodontale Gewebe weit schlechter als unterkonturierte. Bei einem zu langen Restaurationsrand ist es für den Patienten unmöglich, diese Stelle adäquat zu reinigen.

Das Ergebnis dieser Untersuchung bestätigt die These, dass optoelektronische Aufnahmeeinheiten in den letzten Jahren deutlich an Genauigkeit zugelegt haben. Arnetzl (9) verglich bereits vorliegende Studien zur Passgenauigkeit und kam zu dem Ergebnis, dass digital generierte Daten bei korrekter Handhabung weniger Fehler und eine höhere Präzision aufweisen als konventionelle Abformtechniken mit Elastomeren. Bei der konventionellen Abformung gibt es im Gegensatz zur digitalen Erfassung große Abweichungen zwischen den einzelnen Ergebnissen. Die Abweichungen lagen - bezogen auf einen Quadranten bei der analogen Abformtechnik zwischen 72µm und 101µm, bei digital generierten Daten bei etwa 35 µm (10). Mehl (62) kam in einem Vergleich auf Basis von 3 - D Vermessungen bei der Wiederholung von Abformungen bei gleicher Technologie und unterschiedlichen Behandlern auf Abweichungen von 13,1 µm +- 36 µm konventionell und 11,1mm +- 1,5 µm digital, im Bereich eines Quadranten auf 72 µm +- 33 konventionell und 35,4 µm digital. Schon aufgrund dieser Schwankungsbreite wäre die digitale Datenerfassung besser zu beurteilen als die klassische Vorgehensmethode. „Die neue Abformmethode kann nun den Anspruch erheben, die Abweichungstoleranz am Einzelzahn auf 20 µm, am Quadranten auf 35 µm und bei der Ganzkieferabformung in den Korridor von 50 – 80 µm gebracht zu haben“ (Keramiksymposium Hamburg 2014 Zusammenfassung, Kern). Kern (54) führt bei konventionellen Abformungen 55µm-62µm, bei digitalen 30 µm-6o µm als Abformtoleranz an, bei der Randspaltmessung 49 µm bei digitaler und 71 µm bei konventioneller Abformung. Brückel (20) kam in ihrer Studie 2012 zu ähnlichen Ergebnissen (26 µm zu 48 µm). Güth (40) fand bei Messungen von Kronenkäppchen einen Mittelwert der Randspalten bei auf Lava C.O.S. basierenden Abformungen von 33 µm +- 16µm und bei konventioneller Abformtechnik von 69 µm +- 25 µm.

Aufgrund der Ergebnisse taucht die Frage auf, wodurch diese insgesamt gute Genauigkeit der intraoralen optischen Verfahren bedingt ist. Betrachtet man die Verfahrenskette von der klassischen Abformung bis hin zur fertigen Restauration, stößt man bei der konventionellen Herstellung, zusätzlich zu der klinischen Problematik, auf zahlreiche Schritte, die das Ergebnis hinsichtlich der Genauigkeit maßgeblich verändern und zu großen Abweichungen führen (19). Die Abformung stellt im Hinblick auf die erreichbare Genauigkeit nur einen Mosaikstein dar, da viele klinische – wie unter Kapitel Beeinflussung der Passgenauigkeit angeführt - und herstellungsbedingte Parameter das Ergebnis stark beeinflussen können. Dazu spielt das individuelle Geschick des Zahnarztes und des Zahntechnikers eine große Rolle. Diese Situation lässt sich kaum standardisieren.

Marxkors (1991) spricht bei der konventionellen Herstellung sogar von mindestens 60 zahnmedizinischen Arbeitsschritten, die notwendig waren, eine möglichst passgenaue Restauration anfertigen zu können. Diese Zahl veranschaulicht die Anzahl möglicher Fehlerquellen (23).Tyler führt an, dass 89 % aller konventionellen Abformungen, die in das Dentallabor geschickt werden fehlerhaft sind (7). Unterschiedliche Abformtechniken verursachen zum Teil erhebliche Abweichungen. Bei dem Korrekturabdruck kommt es im Mittel zu einer Verkleinerung der Stümpfe im Durchmesser von bis zu 59 µm, bei der Doppelmischabformung resultieren dagegen eher vergrößerte Stümpfe bis 42 µm (79). Laut Arnetzl (Jahresetagung der DGCZ 2014) wurden bei analoger Abformung eine zweidimensional gemessene Abweichung von 49 µm bei Standardabformung und 122 µm bei Vergleichsabformung festgestellt (8). Dreidimensionale Messmethoden führten zu maximalen Abweichungen von 154 µm allein in Bezug auf die Abformmethode (8). Potentielle Fehlerquellen bei der konventionellen Abformung sind des weiteren der Verzug durch begrenzte Lagerfähigkeit, partielles oder umfangreiches Ablösen der Abformmasse vom Löffel, Überführung in das Dentallabor bei unterschiedlichen klimatischen Verhältnissen, lange Prozesskette und obligate Desinfektion. So zeigen Polyetherabformungen nach Desinfektion eine Verformung von 0,1 - 0,3 % innerhalb von 24 Stunden (31).

Die Genauigkeit von Abformmaterialien hängt von vielen Faktoren ab wie Feuchtigkeitsaufnahme, Temperatur, Weiterverarbeitung, Lagerung, Schrumpfung oder Vergrößerung, geringe Dimensionstreue mancher Abformmaterialien u.s.w.. Abformungen mit Polyether zeigten in-vitro, abhängig von dem verwendeten Abformlöffel und der Lagerdauer, Abweichungen von 25- 133 µm zum Originalobjekt (31). Polivinylsiloxane (A-Silikone) wiesen in Untersuchungen die geringste Dauerdeformation zwischen 30 Minuten und 24 Stunden (60,64) auf. Sie können jedoch durch Latexpartikel in der Abbindereaktion inhibiert werden. Für K-Silikone z.B. werden wegen der Verdunstung von anteiligem Alkohol nur 10 – 14 Stunden Lagerung empfohlen. Am genauesten sind Abformungen, die sofort ausgegossen werden. Die ADA specification standard No 19. fordert eine Genauigkeit i.e < 0,5 % über 24 Stunden. Die Standardisierung konventioneller Abformverfahren ist und bleibt erschwert. Überdies sind Abformmaterialien durch ein gewisses Maß an Hydrophobie, auch bei dem Transport in das zahntechnische Labor anfällig für die Luftfeuchtigkeit z.B. im Beisein von Alginatabdrücken. Arnetzl (10) führt Verformungen - nach Angaben der Hersteller- von 1,5% des Abdruckmaterials durch eine nicht vollständige Rückstellung bei Abdrucknahme an. Dies würde bei einer Strecke von einem Millimeter bereits 15 µm Verformung bedeuten.

Zu den werkstofflichen Unzulänglichkeiten kommen klinische Fehlerquellen wie falsche Lagerung, schlechtes Anmischen, Einschluss von Luftblasen, und Flüssigkeiten, Verzüge durch Bewegung während des Abbindens, Ablösen vom Löffel, vorzeitiges Entfernen aus dem Mund und falsche Löffelgröße (10). Detterbeck (24) beschreibt in seiner CT-Untersuchung eine Abhängigkeit der Genauigkeit von der Auswahl des Löffels. In-vitro Studien, die die Genauigkeit von Polyetherabformungen untersuchten, zeigten Abweichungen von 62 µm und 133 µm( Steinhäuser, Andresen et al 2011) und 55 +- 21,8 µm (Ender und Mehl 2011) in Abhängigkeit vom Abformlöffel (20). Der Leitfaden „ Die Präzisionsabformung der Firma 3 M Espe umfasst 96 Druckseiten- ohne dass dabei die Modellherstellung beinhaltet ist.

Bisher wurden im Zusammenhang mit der konventionellen Elastomerabformung überwiegend vom Gipsmodell extraoral genommene Scandaten für die restaurative CAD-Konstruktion verwendet. Es ist bis heute nicht möglich ein fehlerfreies konventionelles Gipsmodell herzustellen. In die folgende Herstellung des virtuellen Modells fließen Fehler bei der Abformung und Modellherstellung sowie der optischen Digitalisierung ein. Dadurch gelangen auch Ungenauigkeiten aufgrund von Dimensionsverzügen und haptischer Bedingungen in den Datensatz. Reich: „Die Toleranz der unterschiedlichen 3 D-Datenerfassungssysteme bezüglich verschiedener Gipsfarben und – sorten ist durchaus unterschiedlich “ (72). Damit ist jedes, auf Basis dieses Arbeitsprozesses erzeugte, virtuelle Modell ungenau, einerlei wie präzise der Scanvorgang ist (56). Bei der optischen Digitalisierung von Gipsstümpfen muss die Oberfläche so geschaffen sein, dass es durch das projezierte Licht nicht zu Spiegelungen kommt. Besonders bei kunststoffverstärkten Gipsen der Klasse IV kann es zu einem verstärkten Streuen der Daten kommen (72,78). Während Abformmaterialien Strukturen von 1 µm wiedergeben können, ist die Detailwiedergabe der Gipse limitiert. Während Gipse eine Kristallgröße von 15 – 25 µm aufweisen, zeichnen Epoxiresine und Polyurethanresin Details von 1 – 2 µm ab. Daher ist die Wiedergabegenauigkeit von Gipsen eingeschränkt und im Modell können nicht alle Details wiedergegeben werden (79). Weitere wichtige potentielle Fehlerquellen von Gips stellen die Endhärte, sowie das Schrumpfungs-und Expansionsverhalten dar. Daher wurden meist Gipse der Klasse IV Superhartgips mit geringer Expansion – alpha - Hemihydrat mit Zusätzen- verwendet. Die Modellherstellung im zahntechnischen Labor wird zudem oft nicht von Meisterhand, sondern von weniger qualifizierten Kräften durchgeführt. Dazu können Ungenauigkeiten bedingt durch unkorrekte Mischverhältnisse, Ausgießen, Sockeln, Sägen und das Freilegen der Präparationsgrenze kommen.

Digital generierte Modelle werden überdies nur als „Trägermodelle“ d.h. nicht zur Fertigung, sondern nur zur Kontrolle und ggf. Verblendung benötigt. Diese Modelle werden entweder durch additive Verfahren wie Stereolithografie, durch subtraktive Verfahren wie Fräsen aus Polyurethan-Blöcken, durch 3-D Drucker oder mittels Lasersinterung erzeugt. Bei stereolithografischen Modellen werden mithilfe eines Lasers Schichten von 25 µm-50 µm Schichtstärke einer photosensitiven Epoxydharzmatrix nacheinander ausgehärtet. Eine gewisse Stufenbildung der Schichten, die zu Ungenauigkeiten bis zu 50 µm führen kann, ist zurzeit noch nicht vermeidbar. Die Abstufungen sind umso kleiner, je geringer die Dicke der aufgetragenen Schichten ist. Dieses Problem trifft auf gefräste Modelle nicht zu. In Bereichen mit Unterschnitten und verengten Stellen wie im Interdentalraum liegen allerdings die Grenzen der Genauigkeit, da die Darstellung dieser Gebiete durch den Fräsradius limitiert ist.

Der klare Vorteil der intraoralen Digitalisierung ist der mögliche Verzicht auf die Abformung und die nachfolgende Meistermodellherstellung (79). Bei der Verwendung von Intraoralscannern ist daher die Zahl der möglichen Fehler eingeschränkt. Weniger Behandlungs – und Arbeitsschritte bedeuten auch weniger Fehlerquellen. Allerdings ist man bei der digitalen Abformung ebenfalls mit Fehlern konfrontiert. Bildrauschen, Justierungsfehler, Softwareungenauigkeiten und magnetische Fehler verursachen Ungenauigkeiten. Fehler bei der Datenerfassung entstehen auch in Abhängigkeit von der Auflösung des Scanners, der Anzahl der Achsen des Messsystems und bei der Projektionsart des strukturierten Lichtes. Allein das Zusammensetzen der gewonnenen Einzelscans zu einem Datensatz (Matching) führt zu einem Fehler von mittelwertig 14µm - 17µm (79).

Ein großer Nutzen der digitalen Prozesskette ist die exakte Reproduzierbarkeit der Ergebnisse. Die generierten Daten unterliegen keiner Abnutzung und können jederzeit wieder reproduziert werden. Dies ist besonders bei einer Wiederanfertigung z.B. wegen einer Fraktur der Restauration oder bei einer sukzessiven Anhebung der Bisssituation von Bedeutung, da nicht das gesamte Abformverfahren wiederholt werden muss. Dadurch kann sowohl Zeit, als auch dem Patienten die erneute Abformungsprozedur erspart werden. Ein entscheidender Vorteil der intraoralen digitalen Vermessung besteht auch in der zeitnahen Qualitätskontrolle der Präparation. Bei der konventionellen Abformung lässt sich deren Güte erst am daraus erstellten Meistermodell beurteilen. Bei der optischen Abformung hat der Behandler die Möglichkeit seine Präparation nach dem Scanvorgang am Bildschirm sofort überdimensional in 3D-Ansicht zu beurteilen und gegebenenfalls zu korrigieren. Dies führt in der Regel im Laufe der Zeit zu einer Verbesserung der Präparationstechnik und besseren Verdrängungstechniken des Gewebes. Zusätzlich kann der Zahnarzt den Verlauf der Präparationsgrenze selbst definieren und festlegen. Zudem ist es bereits bei einigen Systemen möglich, die Pfeilereinschubrichtung und den adäquaten Substanzabtrag zu überprüfen (26).

Es stellt sich jedoch die Frage, ob eine weitere Genauigkeit der Abformung das Ergebnis einer Restauration signifikant verbessert. Vollkeramikrestaurationen erfordern andere Befestigungsmethoden als in der traditionellen Goldgusstechnik. Dort wurde eine bestmögliche Passgenauigkeit gefordert, da es bei der Verwendung von Zink-Phosphatzementen zu Auswaschungen und damit zu Spaltbildungen kommt. Durch den Einsatz adhäsiver Befestigungskomposite hat sich die Definition des Randspaltes gewandelt. Man benutzt heute immer mehr den Begriff einer Klebefuge (8). Um Platz für einen geregelten Zementabfluss zu schaffen, werden für den im Innenbereich der Kronen je nach verwendeten Befestigungsmaterial- Zementspaltbreiten von 50 bis 100 µm vorgeschlagen (48). Höchstpräzise Passgenauigkeiten sind bei Keramiken auch nicht förderlich und als materialfeindlich anzusehen, da durch punktuelle Belastungen Spannungen in der Keramik provoziert werden (8). Grasso beschreibt zudem, dass die Mundgesundheit wesentlich stärker von hygienischen, als von technischen Parametern abhängt (13). Aus Querschnittsstudien lässt sich ableiten, dass die Verbesserung der Mundhygiene bei Patienten mit Restaurationen stärker zur Verminderung von Sekundärkaries geführt hat, als dies durch Verringerung des Randspaltes möglich gewesen wäre (91). So zeigte eine Studie von Wilson et al., dass die Ursachen, welche eine Erneuerung von Kronen nötig machen, hauptsächlich Frakturen (27,6 %) sind, gefolgt von ästhetischen Mängeln (16,4 %) und Sekundärkaries (15,1 %) (91).

Eine Herausforderung für die digitale Abformung stellen schlecht sichtbare Bereiche insbesondere im infragingivalen Präparationsraum dar. Bei iso- oder subgingingival lokalisierten Präparationsgrenzen ist ein entzündungsfreies, aber verdrängtes marginales Parodont Voraussetzung für den Scan. Der Aufwand bedingt durch Trockenlegung und Darstellung der Präparationsgrenze ist jedoch mit dem Aufwand bei konventionellen Abformungen vergleichbar (89). In einer Studie, bei der die optoelektronische Abbildung der Präparationsgrenze mit doppelten Retraktionsfäden (Grösse 1 und 2) vorbereitet wurde, betrug der Randspalt durchschnittlich nur 16 µm (Laca C.O.S.) (89).

Für die Evaluierung der Genauigkeit eines Verfahrens bedarf es ein gewisses Maß an Übung und Geschicklichkeit im Umgang mit diesem. Dazu ist der Scanprozess, die Datenverarbeitung und der Registrieralgorithmus zu berücksichtigen. Da die Scanner meist unterschiedliche Systeme und Scanprotokolle verwenden, erfordert der Umgang mit diesen eine längere Einarbeitungszeit. Um eine standardisierte Abformung zu gewährleisten, sollte die Qualität eines Intraoralscans möglichst unabhängig von der Scanstrategie sowie der ausführenden Person sein (40). Die Unerfahrenheit mancher Studienbetreiber im Bereich der digitalen intraoralen Abformung, die sich z.B. in weit überhöhten - im Vergleich zu anderen Untersuchungen - Scanzeiten widerspiegelte, war den erzielten Ergebnissen nicht immer förderlich. Ist der Behandler noch ungeübt, muss der Scan eventuell durch häufiges Nachscannen vervollständigt werden, was zu ungenauen Ergebnissen durch erhöhte Datenmengen führen kann. Allein das Zusammensetzen zu einem Datensatz (Matching) führt zu einem Fehler von mittelwertig 14 µm – 17 µm (20). Daher sind manche Veröffentlichungen nur von sehr eingeschränkter Aussagekraft.

Durch einen standardisierten Versuchsaufbau könnten die ermittelten Daten besser verglichen und Parameter, die die Passgenauigkeit beeinflussen, herausgearbeitet werden. Außerdem lassen sich Ergebnisse quantitativ und qualitativ einfacher erheben und auswerten. Daher ist eine Standardisierung der Messmethoden und Messkriterien um reproduzierbare Messinstanzen und vergleichbare Ergebnisse zu gewährleisten, unerlässlich. Im dentalen Bereich fehlen bisher standardisierte Verfahren zur Bestimmung und Überwachung der Messgenauigkeit (51). Es fehlen auch vergleichende Untersuchungen der Behandlungs-und Ergebnisqualität bei einem Fall, der von verschiedenen Behandlern abgeformt wurde.

Die Meinung der Expertenkonferenz 2014 (38) bestätigt das Ergebnis dieser Untersuchung und empfiehlt die digitale Abformung als Alternative zum konventionellen Vorgehen bei einzelnen Systemen für folgende Indikationen:

Inlays–Overlays

Einzelzahnversorgung auf Zähnen und Implantaten.

Quadrantenversorgung Veneers Verlaufskontrollen (Recession, Erosion , kieferorthopädische Verlaufskontrolle)

Diese Auflistung deckt sich mit der aktuellen wissenschaftlichen Datenlage (38) und wird durch die vorliegende Studie noch erhärtet.

Das Indikationsfeld für digitale Abformungen wird stetig erweitert. Die Möglichkeiten für die CAD/CAM Technologie in der Zahnheilkunde gehen inzwischen weit über eine rein vollkeramische Inlay, Kronen- oder Gerüstfertigung hinaus. Seit kurzem ist durch den Einsatz von Scanbodies auch die Übertragung von Implantatsituationen möglich. Dadurch entfällt auch die z.T. mühevolle Übertragung der Implantatsituation im distalen Kieferbereich. Für den Bereich der Kieferorthopädie existieren vielversprechende Studien mit guter Prognose zur Aufzeichnung der Gesamtkiefersituation (79, Studien in dieser Untersuchung).

Für die Herstellung von funktionellem und langlebigem Zahnersatz ist es wichtig, dass man die individuellen Kieferbewegungen simulieren und Störkontakte ermitteln kann. Dabei weisen elektronische Aufzeichnungen hinsichtlich Genauigkeit und zeitlicher Bewegungsauflösung Vorteile gegenüber mechanischen Registriersystemen auf. Funktionelle Bissregistrate (FGP-path) sind bei kleinen Restaurationen, wenn die Bisslage oder die Bewegung nicht geändert werden muss, völlig ausreichend 8 Mehl DZW über digi. Im Bereich der statischen Okklusion wurden in-vivo Genauigkeiten mit Digitalscans von 30 µm – 70 µm (habituell), bei der bukkalen Registrierung 55 µm – 75 µm erreicht, bei der konventionellen Bissnahme mit Gipsmodell 130 µm – 210 µm (57). Dennoch ist bei einzelnen Systemen die Zuordnung von Ober-und Unterkiefer verbesserungswürdig. Mit den optischen Abformsystemen sollte auch eine Erfassung der Bewegungsaufzeichnung des Unterkiefers zur Evaluation der individuellen Artikulation möglich sein. Dies gilt insbesondere für die Simulation der dynamischen Okklusion, wo weitere Entwicklungen wie die Verknüpfung mit digitalen Axiografiegeräten bis zur Einbeziehung von Videos der Kieferbewegungen, die es ermöglichen diese dreidimensional in der CAD-Software zu simulieren, Verbesserungen mit sich bringen können (38). Weitere Ziele sind eine Optimierung der Software zum Verrechnen der 3D - Daten sowie eine bessere Zusammenführung von Oberflächen - und Tiefendaten und ein offenes Datenformat für die Kompatibilität. Besonders bei letzterem wäre ein, über alle dentalen Anbieter standardisiertes Datenformat erforderlich, das es ermöglicht, Daten ohne Qualitätsverlust von einem System in ein anderes zu übergeben. Diese Forderung ist in den letzten beiden Jahren im Bereich der Modellherstellung schon zum Teil erfüllt worden.

Die Akzeptanz bei Patienten und in der großen zahnärztlichen Umgebung ist für puderfreie Abformsysteme deutlich erhöht, da die Praktikabilität der Scanner ohne Puder bedeutend grösser ist. Zudem wurden Ungenauigkeiten bedingt durch die Puderung von 13 µm – 85 µm gemessen (31,60).

Auch hinsichtlich der Größe der Kamera und der hygienisch sicheren und leichten Bedienbarkeit sind noch Verbesserungen möglich. Besonders eine Verkleinerung der Scanköpfe würde das Scanprocedere deutlich vereinfachen. Einige Systeme bieten bereits eine Rückmeldung bei zu geringem Abstand zur Gegenbezahnung, Divergenz, untersich gehender Bereiche und unklarerer Abformung an. Arnetzl et al: „Diese Kontrollverfahren werden in Zukunft sicher bei sämtlichen optischen Abformsystemen etabliert werden und tragen zu einer Standardisierung der Qualität bei“ (8). Eine weitere Verbesserung würden farbliche Unterschiede und die exakte Darstellung von Hart - und Weichgewebe darstellen. Einige Geräte erzielen auch bei Ganzkieferaufnahmen sehr gute Resultate, allerdings ist die Evidenz hierzu noch gering. Offenbar bestehen hier systemabhängige Unterschiede (28,66). Es sollte in Zukunft möglich sein, einen Gesamtkiefer ohne merklichen Verzug zu messen und aufzunehmen (38). Einige Hersteller befassen sich bereits mit der Kombinierbarkeit der optischen Abformung mit der digitalen Volumentomographie. Dies ermöglicht das gleichzeitige Analysieren von Oberflächendaten und Knochenstrukturen. Dies ist beispielsweise bei der Planung von komplexen Implantatfällen notwendig (8). Nicht zuletzt sollte auch an der Preisschraube nach unten gedreht werden.

Material- und Technologieinnovationen können jedoch nur dann als klinisch relevant eingestuft werden, wenn die Erfüllung erforderlicher Standards anhand von Langzeitstudien über einen Zeitraum von mindestens 5 Jahren nachgewiesen werden. Der Erfolg einer Restauration hängt aber nicht allein vom Werkstoff und vom Scansystem, sondern auch vom Team Zahnarzt und Zahntechniker ab. Eine Schulung im Umgang mit diesem neuen Medium, und ein danach anschließender Lernprozess für das Praxisteam würde die „Erfolgskurve“ deutlich nach oben führen.

**15. ZUSAMMENFASSUNG**

Die Qualität einer festsitzenden zahnärztlichen Restauration hängt nicht nur von ihrer Ästhetik, Beständigkeit und der Biokompatibilität ab, sondern auch von der Beschaffenheit des Randschlusses und ihrer inneren Passgenauigkeit. Ziel dieser vergleichenden Untersuchung war es die Passgenauigkeit im Rand - und Innenbereich von festsitzendem Zahnersatz, der einerseits auf Basis konventioneller Abformtechniken, und andererseits durch optisch-digitale Systeme übertragen und gefertigt wurde in verschiedenen Studien zu vergleichen, sowie der isolierte Vergleich der Abformgenauigkeit beider Systeme durch die Auswertung von Datensätzen.

Ziel dieser Studie war es auch, die Abhängigkeit der Passgenauigkeit von weiteren – insbesondere klinischen – Faktoren aufzuzeigen, die den Genauigkeitsgrad und die Qualität einer Restauration entscheidend beeinflussen können. Dazu fanden sich 21 Parameter, davon 16 klinische Faktoren, von denen die Passgenauigkeit einer Restauration abhängen kann.

Die Genauigkeit von digitalen intraoralen Abformungen wurde bereits vielfach überprüft und für die Anwendung empfohlen. Jedoch wurden konventionelle und digitale Verfahren in Studien selten gegenübergestellt. Die Studien, die diese Anforderungen erfüllten, wurden herausgefiltert. Dabei wurde der Zeitraum wegen der deutlichen Weiterentwicklung der Technik und der Werkstoffe auf die letzte Dekade eingeschränkt. Sie wurden zusätzlich einem Raster hinsichtlich gleicher Studienbetreiber, Restaurationsmaterialien, Versuchsaufbauten, Herstellungsverfahren, Messsystemen, Messstrecken und Auswertungen für beide Systeme unterzogen, um völlig gleiche Voraussetzungen für einen Vergleich beider Verfahren zu schaffen. Im deutschsprachigen und angelsächsischen Raum wurden 23 Studien eruiert, die diesen Anforderungen nachkamen. Weitere sechs Studien erfüllten die Aufnahmebedingungen nicht vollständig. Die Auswertung erfolgte nach der Einteilung in klinische – und in-vitro Studien. Eine weitere Unterteilung wurde in Randspaltuntersuchungen und Untersuchung der inneren Fügefuge vorgenommen. In den ausgewerteten fünf klinischen Studien wurden sowohl für den Bereich des marginalen Randes, als auch für den Innenbereich der Restaurationen die auf Basis der optischen Abformung gefertigt wurden, in vier Untersuchungen niedrigere Spaltwerte ermittelt als mit konventioneller Abformung. Bei den in-vitro-Studien erzielten drei Untersuchungen mit dem rein digitalen Vorgehen für den Randbereich bessere Ergebnisse, bei vier Studien war die Datenlage ausgeglichen und bei vier Studien war das Ergebnis abhängig von der Art der konventionellen Abformung oder dem Fabrikat des eingesetzten Scanners. Bei der Messung der Spaltbreite im Kroneninnenbereich erzielten sechs Studien bei der Anwendung optisch-digitaler Abformsysteme bessere Werte als mit konventioneller Abformung. Bei zwei Studien waren die Ergebnisse ausgeglichen. Nur in einer Studie wurde der konventionelle Verfahrensweg besser eingestuft.

Bei der Betrachtung des Randspaltes konnte festgestellt werden, dass die Mittelwerte aller ausgewählten Studien mit der optisch-digitalen Abformung einen klinisch akzeptablen Grenzwert von 100 – 120 µm erreichten, in den ausgewerteten in- vitro Studien mehrfach deutlich unterschritten. Im Kroneninnenbereich wurden Passungenauigkeiten von unter 150 µm erzielt.

Die vorliegenden Ergebnisse zeigen, dass die Güte der marginalen und internen Passung von Kronen und - bis zu viergliedrigen- Brücken, die auf Basis der optischen Abformung gefertigt wurden, die derjenigen, die auf konventionellen Wegen hergestellt wurden erreichte, diese in der Mehrzahl der ausgewerteten Studien sogar übertraf. Damit deckt sich das Ergebnis mit der, in der Literaturübersicht belegten Feststellung, dass die intraorale optische Abformung eine, mit konventionellen Abformverfahren zumindest vergleichbare marginale und interne Passgenauigkeit erzielt.

Intraorale optoelektronische Abformsysteme bieten ein großes Zukunftspotential. Die Qualität einer CAD-CAM gefertigten Restauration hängt jedoch nicht nur von den eingesetzten Scansystemen sondern vom Team Zahnarzt/ Zahntechniker ab. Aufgrund der Vorteile in Bezug auf Qualitätssicherung, Standardisierung und Patientenkomfort wird die digitale Intraoralabformung in Zukunft immer öfter im zahnärztlichen Alltag anzutreffen sein, und kann die konventionelle Abformung in vielen Bereichen im Laufe der Zeit Schritt für Schritt ersetzen.

**16. ZEICHENERKLÄRUNG**

CAD= Computer-aided-design = Computer unterstützte Konstruktion

CAM= Computer-aided-manufactoring = Computer unterstützte Fertigung

RMS= Root Mean Square Wert, Wurzel die aus dem Mittelwert der Quadrate aller Abweichungen berechnet wird. Maß für die Qualität der Zuordnungsgenauigkeit.

ANOVA = Analysis of variance. Ermöglicht die Beurteilung der statistischen Signifikanz der Unterschiede der Gruppen

STL= Standard Tesselation Language, Surface Tesselation Language, Standard Triangulation Language oder Stereolithography Interface Format. Ursprüngliches CAD Datenformat, welches in ASC II oder in binärer Form vorkommen kann. Beschreibung von Punktewolken als vernetzte, trianguläre Fläche.

**17.LITERATURÜBERSICHT**

1. Ahrberg D, Lauer H CH, Ahrberg M, Weigl P,: Evaluation of fit and efficiency of CAD/CAMfabricated all-ceramic restorations based on direct and indirect digitalisation: a double – blinded randomized clinical trial. Clin Oral investigations June 2025. Doi 10.1007/s 00784-015-1504-6

2. Alfaro D P,: Micro-CT measurement ofthe internal fit of lithium disilicate crowns. Master of science degree, University of British Columbia, Vancouver 2013

3. Alfaro D P, Ruse N D, Carvalho R.M, Wyatt Ch C,: Assessment of the internal fit of lithiumdisilicate crowns using micro- CT. Journal of Prosthodontics 5.3.2015 doi: 10.1111/jopr.12274

4. Ali A O,: Accuracy of digital impression achieved from five different digital impression systems. Tufts university school of dental medicine Boston, April 24/ 2015

5. Almeida e Silva JS, Erdelt K, Edelhoff D, Araujo E, Stimmelmayr M, Vieira LC, Güth JF.: Marginal and internal fit of four-unit fixed dental prostheses based on digital and conventional impression techniques. Clin Oral Investig 2014 (2):513-23

6. An S, Kim S, Choi H, Lee J H, Moon H, S,: Evaluating the marginal fit of zirkonia copings with digital impressions with an intraoral digital scanner. I Prosthet Dent. 2014 Nov; 1171-5. doi: 10.1016/ j.prosdent. 2013. 12. 024. Epub 2014 Jun 18

7. Anadioti Evantha.: Internal and marginal fit of pressed and CAD/CAM lithiumdisilicate crowns made from digital and conventional impressions. Master of science degree University of Iowa May 2013 J Prosthodont, 2014 Dec; 28 (8) 610-7

8. Arnetzl G, Arnetzl G V,: Optische versus konventionelle Abformung. Wie präzise sind die Methoden? ZMK 26, 5 (2010) Spec. Vol., S. 19-24

9. Arnetzl G,: Referat auf der Jahrestagung der DGCZ. ZM online Heft 10/ 201

10. Arnetzl G, Kern M,: Dental wird digital. Wissen kompakt 1/ 2012 Doi 10.1007/s 11838-011-0132-5, 6:7 – 15

11. Beuer F, Aggstaller H, Richter I, Edelhoff D, Gernet W,: Influence of prepararion angle on marginal fit of CAD-CAM fabricated zirconia crown copings. Quintessence int. 2009 Mar; 40 (3) 243-50

12. Biffar, R., Krapp, P.: Zur Verformung von Kronengerüsten durch den keramischen Verblendvorgang. ZWR 99: 694-696 ( 1990 )

13. Biffar R,: Die metrische Randspaltanalyse-ein verlässliches Hilfsmittel zur Qualitäts- beurteilung oder ein Statistisches und methodisches Problem? Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde, Anspruch und Wirklichkeit Hüthig Verlag 1995

14. Biffar R,: Zur Auswertung von Randspaltmessungen an festsitzendem Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 1991, 46: 523-525

15. Blume P,: In-vitro-Untersuchung zum Randverhalten von dreigliedrigen Galvanobrücken aus einem Galvanogerüst in Abhängigkeit von der Ausarbeitung des Metallrandes im direkten Vergleich mit dreigliedrigen Brücken aus In-Ceram-Zirkonia Dissertation Berlin 2007

16. Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wöstmann B,: Accuracy of single-tooth restaurations based on intraoral and conventional impressions in patients. Clin Oral Investig. 2015 Feb 20

17. Boeddinghaus M,: Vergleichsstudie zur Genauigkeit von intraoralen optischen Abformungen und einem konventionrllen Abformmaterial – Eine in-vivo Studie-. Dissertation Gießen 2014

18. Bosch G T,: a 3-dimensional accuracy analysis of chairside CAD/CAM milling processes. Dissertation Zürich 2014

19. Brogle-Kim Y Ch, Deyhle H, Müller B, Schulz G, Bormann Th, Beckmann F, Jäger K,: Evaluation of oral scanning in comparison to impression using three-dimensional registration. Proc SPIE 8506, Developments in X-Ray Tomgraphy VIII, 85061 ( October 17, 2012); doi:10.1117 / 12. 929727

20. Brückel C,: Passgenauigkeit von Kronen nach optischer Abformung im Vergleich mit konventionellen Verfahren. Dissertation Giessen 2012

21. Burgess J O, Lawson N C ,Robless A,: Comparing digital and conventional impressions assessing the accuracy, efficiency and value of today`s systems. Inside Dentistry November 2013 Volume 9, Issue 11

22. Cho SH, Schaefer O, Thompson GA, Guentsch A,: Comparison of accuracy and reproducibility of casts made by digital and conventional methods. J Prosth Dent. 2015 Apr; 310-5. Doi: 10.1016/j.prosdent.2014.09.027. Epub 2015 feb 11

23. Da Costa JB, Pelogia F, Hagedorn B, Ferracane JL,: Evaluation of different methods of optical impression making on the marginal gap of onlays created with CEREC 3D. Oper dent. 2010 May-Jun; 35 (3): 324-9. Doi: 10.2341/09-178-L

24. Detterbeck A M W,: Von der Kieferabformung zum virtuellen Modell. Eine Pilotstudie zur Genauigkeit industrieller CT-gestützter Messungen von Abformmaterialien. Dissertation Erlangen April 2012

25. Donath K, Roth K,: Histologisch – morphologische Studie zur Bestimmung des Randschlusses von Einzel- und Pfeilerkronen. Z. Stomatol. 84, 53-73 (1987)

26. Edelhoff D, Beuer F,: Digitale Zahnmedizin.BZB. Jan/Feb 12. 52-57

27. Elmstahl J, Derving M,: Differences in precision and accuracy between conventional and digital impression technique for the manufacturing of three-unit zirconia fixed dental prostheses. Malmö University 2015

28. Ender A, Mehl A,: Influence of scanning strategico on the accuracy of digital intraoral scanning systems. Int I Comput Dent 2013; 16: 11-21

29. Ender A,Mehl A,: Full arch scans: Conventional vs. digital impressions – an in-vitro study. Int J Comp Dent 14 (2011): 14: 11-21

30. Evangelisti E, Monaco C, Scotti R,: Repeatability of digital vs conventional impression.University of Bologna, Division of Prosthodontis and Maxillofacial Rehabilitation

31. Flügge T V,: Digitale intraorale Abformungen im Vergleich zur konventionellen Abformtechnik. Dissertation Freiburg 2013

32. Fornefett D,: Evaluation der marginalen Passgenauigkeit verschiedener CAD-Scansysteme in Abhängigkeit vom okklusalen Öffnungswinkel der Präparation. Dissertation Göttingen 2011

33. Fick K,: Marginaler Randspalt und innere Passung von CAM-gefrästen Kronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel. München 2003 Dissertation

34. Fürst E-M,: Untersuchung zur Passgenauigkeit von CAD/CAM – gefrästen Zirkonoxid-Einzelkronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel. Dissertation München 2008

35. Geurtsen W.: Der Kronen- und Füllungsrand.Dtsch Zahnärztl Z. 45, 380-386 (1990)

36. Givan D A, Burgess J O, O´Neal S J, Aponte A A,: Prospective evaluation of ceramic crowns by digital and conventional impressions. IA DR / AADR/ CADR 89th General Session San Diego,

16.-19. März 2011 I Dent Res. 2011; 90 ( Spec iss) : 388

37. Günsch A et al.,: Vergleich von herkömmlich und digital gefertigten Modellen. Jounal of Prosthetik Dentistry, 11. 02. 2015 doi.org/10.1016/ j.prosdent. 2014.09. 027

38. Güss P,: Digitale Abformung und innovative CAD/CAM Werkstoffe. ZM-online 17.2.2015

39. Güth J F, Schweiger J, Beuer F,: Intraoralscanner. Teamwork J Cont Dent Educ 2014. 27-41

40. Güth J F, Keul Ch, Stimmelmayr M, Beuer F, Edelhoff D,: Accuracy of digital models obtained by direct and indirect data capturing. Clinical Oral Investigations May 2013, Volume 17, 4, pp 1201-1208 doi:10.1007/s00784-012-0795-0 Epub 2012 Juli: 31

41. Güth F,: Intraorale Datenerfassung. Up date 2014

42. Güth J F, Wallbach J, Stimmelmayr M, Gernet W, Beuer F, Edelhoff D,: Computer-aided evaluation of preparations for CAD/CAM fabricated all-ceramic crowns. Clin Oral Investig. 2013 Jun; 17 (5) 1389-95 doi 10.1007/s00784 – 012- 3 Epub 2012 Aug 7

43. Grasso et al.: Effect of restoration quality on periodontal health. I Prosthet Dent 1985, 53: 14

44. Halder J,: Marginale Passgenauigkeit CAD/CAM gefertigter Titan-Kronenkäppchen. Dissertation München 2003

45. Hartmann W B ,: Zur Verlässlichkeit zirkulärer Randspaltmessungen an vollkeramischen Kronen im Rasterelektronenmikroskop. Dissertation Tübingen 2006

46. Henkel GL, Kugel G, Chaima H, Perry R, et al.: Comparism of digital vs. conventional impression systems for marginal accurency. I Dent Res. 2008; 87 (Spec Iss A ): 1119

47. Hirayama H, Chang Y.Ch,: Fit of zirkone copings generated from a digital impression technique and a conventional impression technique. Master thesis Tufts University School of dental Medicine Boston 2010, Expertise, Scientic Facts, Espe

48. Hmaidouch R,: Untersuchung zum Einfluss von Präparationsart, Zementspalteinstellung und Art des Befestigungszements auf die Passgenauigkeit CAD/CAM gefertigter vollkeramischer Kronengerüste. Diss. Charite´ Berlin 2011

49. Holmes J R, Sulik V W D, Holland G A, Bayne S C ,: Marginal fit of castable ceramic crowns. I. Prosthet, Dent 1992; 67 (5): 594-599

50. Holmes J.R, Bayne St.C, Holland G.A, Sulik W.D,: Consideration of measurement of marginal fit. J. Prosthet Dent. 62, 405-408

51. Huth St V,: Passgenauigkeit von C.A.D. – gefertigten Zirkoniumdioxid- Kronen. Diss. Würzburg 2012

52. Joda T, Brägger U,: Patient-centered outcomes comparing digital and conventional implant impression procedures: a randomized crossover trial. Clin Oral Implants Res. 2015 Apr 12. Doi: 10.1111/clr.12600

53. Kadam P.: Digital and conventional impression die accuracy. Master of science University of Alabama Birmingham 2009

54. Kappert H.F.: Grundlagen über die Passgenauigkeit und das Randschlussverhalten von In-Ceram-Kronen und Brücken Deutsch.zahnärztl. Z 46 ( 151 – 153 ) 1991

55. Keul C, Stawarczyk B, Erdelt KJ, Beuer F, Edelhoff D, Güth JF,: Fit of 4-unit FDPs made of zirconia and CoCr-alloy after chairside and labside digitalization—a laboratory study. Dent mater. 2014 Apr; 30(4):400-7. Doi: 10.1016/j.dental.2014.01.006. Epub 2014 Feb 9

56. Kern M,: Digitalisierung erweitert das Spektrum. ZWR April 2012 127-194

57. Kern M.: CAD/CAM Status quo und die Zukunft. DZZ 2014; 69 (12)

58. Kim S Y, Lee S-H, Cho S-K, Jeong Ch- M, Jeon Y- Ch, Yun M-J, Huh J- B,: Comparison of the accuracy of digitally fabricated polyurethane model and conventional gypsum model. J Adv Prosthodont. 2014 Feb; 6 (1): 1-7

59. Kugel G, Caima H, Perry R,: Comparism of digital vs. conventional impression systems for marginal accuracy. J Dent Res. 2008; 87 ( Spec Iss A ): 1119

60. Loos R,: Vergleichende Untersuchung von intraoraler und extraoraler Digitalisierung nach Modellherstellung mit CEREC-3D. Dissertation Dresden 2008

61. Luthard R G, Loos R, Quaas S,: Accuracy of intraoral data acquisition in comparison to the conventional impression. Int J Comput Dent, 2005 Oct; 8 (4) 283-94

62. Mehl A, Ender A, Mörmann W, Attin Th,: Accuracy testing of a new intraoral 3D camera. International Journal of Computerized Dentistry 2009 12 : 11-28

63. Moldovan O, Rudolph H, Luthardt R G,: Interne Passgenauigkeit CAD/CAM gefertigter Zirkonoxidgerüste für den Seitenzahnbereich.

64. Ng J, Ruse D, Wyatt C,: A comparison of the marginal fit of crowns fabricated with digital and conventional methods. J Prosthet Dent. 2014 Sep; 112 (3): 555-60. Doi:10.1016/prosdent.2013.12 .002. Epub 2014 Mar 11.

65. Ng J,: A comparison of crown marginal fit fabricated using digital and conventional methods. Degree of master of science, University of British Columbia Alberta Aug. 2013

66. Patzelt S, Emmanoulidi A, Stampf S, Strub JR, Att W,: Accuracy of full-archscans using intraoral scanners. Clin Oral Investig. 2014 Jul; 18(6): 1687-94. Doi 10.1007/S 00784-013-1132-y. Epub 2013 67.

67. Phark J, Oliveira AL, Sortor N, Kahn R, Duarte S,: Marginal fit of all-ceramic crowns using conventional and digital impressions. Abstract ADR annual meeting zone

68. Pradies G, Zarauz C, Valverde A, Ferreira A, Martinez-Rus F,: Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. J Dent. 2015 Feb; 43(2): 201

69. Prentice T. E,: Linear evaluation and comparison of traditional orthodontic plaster models versus digital models obtained through intraoral scanning. Degree of master of science , University of Alabama, Birmingham 2010

70. Quaas S, Rudolph H, Luthardt R G,:Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. Journal of Dentistry ( 2007 ) 903-908

71. Quaas S, Rudollf H,: Dreidimensionale Analyseverfahren beim Einsatz dentaler CAD/CAM Technologien. Digital Dental news, 2. Jahrgang Mai 2008

72. Reich S : Konventionelle versus digitale Abformung. ZMK aktuell, Jg 28 Ausgabe10 Oktober 2012

73. Reich S, Vollborn T, Wolfart S,:Die optische intraorale Abformung. Dtsch Zahnärztl Z 2012; (3). 177-189

74. Reich S.: Digital intraoral abformen – Spielzeug oder Schlüsseltechnologie Referat auf dem 14. Keramiksymposium 5 – 6. Sept. Hamburg 2014

75. Reichert. B,: Klinische Abformgenauigkeit unter Praxisbedingeungen – eine quantitative und qualitative Modellanalyse. Dissert. Ulm 2015

76. Rogers K E,: Comparison of marginal fit of disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technologiy using conventional impressions and two intra-oral digital scanners. University of Luisville, Master of science; 2013

77. Rudolph H, Quaas S, Luthardt R,: Das Tor zur digitalen Welt: Scannertechnologien für den Einsatz von CAD/CAM in der Zahnheilkunde. Digital Dental News. 7. Jahrgang. April 2013 14-27

78. Rudolph H, Quaas S, Luthardt R G,: Matching point clouds; limits and possibilities. Int J Comput Dent; 155-164; 2002

79. Salmen H,: Vergleich von Digitalisierungssystemen zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz im Rahmen einer CAD/CAM-Prozesskette. Dissertation Ulm 2011

80. Schaefer O, Decker M, Wittstock F, Kuepper H, Guentsch A,: Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro, I Dent, 2014 Jun; 42 (6): 677-88: doi: 10.1016/j 2014. 01. 016. Epub 2014 Feb 6

81. Schäfer O., Der Einfluss konventioneller und digitaler Abformung auf die Passung vollkeramischer Kronen. Vortrag auf dem Kettenbach Symp. Köln 21. 2. 2014

82. Schulze K.A, Wasche M, Streaker C A, Geisberger M, Kachalia P, Noble W, Santucci E, Hakim F, Kenyon B,: Evaluation of a digital impression (Cadent i-Tero scanner) versus a conventional impression technique. J Dent Res. 90 (Spes Iss) Abstract No 553 (2011)

83. Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B.: Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. Clin Oral Investig. 2013; Sep; 17(7): 1759-64. Doi: 10.1007/s00784-012-0864-4. Epub 2012 Oct 21

84. Shembesh M,: An in-vitro comparison of the marginal accuracy of CAD/CAM restorations using different impression systems. Tufts university school of dental medicin, 2014, Pro quest dissertation and theses

85. Sorrentino R, Cozzolino F, Danio M,: Stereomicroscopic analysis of the precision of fit PFM frameworks fabricated with traditional impression of zirconia prostheses using an optical impression technique. Dental Materials, Prothetic Dent 1. 3. 20

86. Stein C.,: Digitale Vermessung und 3D-Analyse von Kronen im Rahmen der klinischen Studie „ Vergleichende Untersuchung zwischen drei Herstellungsverfahren für keramisch verblendete Kronen hinsichtlich ihrer marginalen ud internen Passung”. Dissertation Ulm 2014

87. Svanborg P, Skjerven H, Carlsson P, Eliasson A, Karlsson S, Ortorp A,: Marginal and internal fit of cobalt-chronium fixed dental prosthsesis generated from digital and conventional impressions. Int J Dent 2014; 2014:534382. Doi 10.1155/2014/534382

88. Syrek A, Reich G, Ranftl D, Klein C, Cerny B, Brodesser J,: Clinical evaluation of all-ceramic crowns fabricated from intraoral digital impressions based on the principle of active wavefront sampling. J Dent. 2010. 38 (7): p. 553-559

89. Tidehag P, Ottonson K, Sjögren G,: Accuracy of ceramic restaurations made using an in-office optical scanning technique: an in vitro study. Oper Dent 2014 May-Jun; 39(3): 308-16. doi: 10.234/12-309-L.Epub 2013 Oct 10

90. Vennerström M, Fahary M, Von Steyen n,: The fit of crowns produced using digital imression systems. Swed Dent J. 2014; 38 (3): 101-110

91. Wallbach J,: Untersuchung zur Umsetzung von Richtlinien zur Präparation CAD/CAM-generierter vollkeramischer Molarenkronen. Dissert. München 2012

92. Walther W, Heneers M,: Qualitätssicherung in der Zahnheilkunde. Anspruch und Wirklichkeit. Hüthig Verlag Heidelberg, 1995 S. 19-45

93. Wilson N, MacFarlane T, Mjör I A, Wilson N H F,: Reasons for placing and replacing crowns in general dental practice. (abstract 1576) J Dent Res 78, 302 (1999)

94. Wöstmann B, Rehmann P,: Intraorale Scansysteme für die digitale Abformung. ZWR 2011; 120 (11) 598- 599

95. Wöstmann B, Seelbach P,: Abformung konventionell oder digital? Quintessenz 2012; 63 (12) : 1567- 1575

96. Wöstmann C,: Zur Frage der Messbarkeit des Kronenrandspaltes. Med. Diss., Münster (1991)

97. Wöstmann B, Dohle A, Rettberg S,: Zur Frage der in vivo erreichbaren Abformgenauigkeit. Dtsch Zahnärztl Z; 679-682; 1994

98. Die ganze Welt der Prothetik. 60.Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für prothetische Zahnmedizin und Biomaterialien, Hamburg 12 – 14. 8. 2011

99. Zimmermann M,: Über die Genauigkeit von Intraoralscannern. Digitaldentistry.com 18.6.2015