

Aus der Klinik und den Polikliniken für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universitätsmedizin Rostock (Prof. Dr. med. dent. P. Ottl) und dem Lehrstuhl für Werkstoffe für die Medizintechnik der Fakultät für Maschinenbau und Schiffstechnik (Lehrstuhlinhaber: Prof. Dr.- Ing. habil. D. Behrend)

Vergleichende Untersuchungen zur Randspaltdetektion

Inauguraldissertation

zur

Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

der Universitätsmedizin Rostock

vorgelegt von

Zahnärztin Cynthia Natascha Bredemeyer, geb. am 03.03.1991 in Heidelberg

aus Würzburg

Rostock, 07.02.2020

Gutachter:

1. Gutachter:

Prof. Dr. med. dent. Peter Ottl

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde, Universität Rostock

2. Gutachter:

Prof. Dr.- Ing. habil. Dr. rer. nat. Mareike Warkentin

Lehrstuhl Werkstoffe für die Medizintechnik, Universität Rostock

3. Gutachter:

Prof. Dr. Dipl.- Ing. (FH) Martin Rosentritt

Poliklinik für zahnärztliche Prothetik, Universität Regensburg

Datum der Einreichung:

07.02.2020

Datum der Verteidigung:

18.11.2020

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungs- und Einheitenverzeichnis	iv
1. Einleitung und Aufgabenstellung	1
2. Literaturübersicht	4
2.1 Prinzip der konventionellen Abformung	4
2.1.1 Übersicht über Abformtechniken	6
2.1.1.1 Einphasenabformung (Monophasenabformung)	6
2.1.1.2 Korrekturabformung	7
2.1.1.3 Doppelmischabformung	7
2.1.1.4 Ergänzungsabformung	7
2.1.1.5 Sandwichabformung	8
2.1.1.6 Kupferringabformung	8
2.1.2 Abformmaterialien	8
2.1.2.1 Irreversibel starre Abformmassen	10
2.1.2.2 Reversibel starre Abformmassen	10
2.1.2.3 Irreversibel elastische Abformmassen	10
2.1.2.4 Reversibel elastische Abformmassen	13
2.1.3 Aktueller Stand der konventionellen Abformung	14
2.2 Prinzip und aktueller Stand der digitalen Datenerfassung und CAD/CAM- Technologie	14
2.2.1 Datenerfassung (Computer Aided Impressioning)	16
2.2.1.1 Taktile Datenerfassung	16
2.2.1.2 Optische Datenerfassung	17
2.2.1.3 Intraorale optische Datenerfassung	17
2.2.2 Datenverarbeitung und Formgebung (Computer Aided Design, CAD)	21
2.2.3 CAD/CAM-Datenaustausch	22
2.2.4 Fertigungsprozess (Computer Aided Manufacturing, CAM)	22
2.3 Klinische Relevanz der Randspaltgröße	22
2.4 Richtwerte für die Randspaltvermessung	26
2.4.1 Randspaltvermessung bei konventioneller Elastomerabformung	26
2.4.2 Stand der Randspaltdetektion bei konventionellen Abformungen im Vergleich zu optischen Abformungen	31
2.4.3 Stand der Randspaltdetektion und Genauigkeit bei optischen Abformungen und CAD/CAM-Systemen	37
2.4.4 Übersicht über die Randspaltgröße verschiedener vollkeramischer Systeme	40
2.5 Methoden zur Vermessung der Randspalten	44
3. Material und Methode	46
3.1 Kriterien der Probenauswahl	46

3.2 Präparation der Prämolaren	47
3.2.1 Integration der Prämolaren in Kiefermodell und Stumpfpräparation der Prämolaren	47
3.2.2 Konventionelle Elastomerabformung und Arbeitsmodellherstellung.....	48
3.2.3 Optische Abformung des Arbeitsmodells und direkte optische Abformung	49
3.2.4 CAD/CAM-Fertigung der Keramikkippen	50
3.2.5 Adhäsive Befestigung der Keramikkippen am Stumpf.....	50
3.3 Vermessung	52
3.3.1 Vermessungsparameter	52
3.3.2 Herstellung von Zahnblöcken	52
3.3.3 Sägen der Zahnblöcke zu Zahnscheiben.....	52
3.3.4 Bildgebende Darstellung der Zahnscheiben	54
3.3.5 Stereomikroskopische Vermessung.....	54
3.3.6 Statistische Datenanalyse	55
4 Ergebnisse.....	56
4.1 Ergebnisse der Randspaltgröße bei optischer Abformung und konventioneller Abformung.....	56
4.1.1 Vergleich der Abformmethoden.....	57
4.1.2 Häufigkeit von überextendierten und unterextendierten Rändern	59
4.1.3 Randspaltgröße und Zementspaltbreite bei konventioneller Abformung	61
4.1.4 Vergleich der Randspaltgröße der Einzelproben	65
4.1.4.1 Einzelprobenergebnisse bei optischer Abformung	65
4.1.4.2 Einzelprobenergebnisse bei konventioneller Abformung.....	67
4.2 Vergleich der Randspaltgröße an verschiedenen Zahnflächen und Vergleich der beiden Abformmethoden.....	68
4.2.1 Vergleich unterschiedlicher Zahnflächen und Vergleich der Abformmethoden.....	68
4.2.1.1 Interner Spalt - mesial vs. distal	68
4.2.1.2 Interner Spalt - peripher vs. Mitte	69
4.2.1.3 Interner Spalt - Vergleich der Abformmethoden.....	70
4.2.2.1 Marginaler Spalt - mesial vs. distal	71
4.2.2.2 Marginaler Spalt - peripher vs. Mitte	71
4.2.2.3 Marginaler Spalt - Vergleich der Abformmethoden	72
4.2.3.1 Überextendierter Rand - mesial vs. distal	73
4.2.3.2 Überextendierter Rand - peripher vs. Mitte	74
4.2.3.3 Überextendierter Rand - Vergleich der Abformmethoden.....	75
4.2.4.1 Unterextendierter Rand - mesial vs. distal	76
4.2.4.2 Unterextendierter Rand - peripher vs. Mitte	76
4.2.4.3 Unterextendierter Rand - Vergleich der Abformmethoden.....	76
4.2.5.1 Vertikale marginale Diskrepanz - mesial vs. distal.....	77

4.2.5.2 Vertikale marginale Diskrepanz - peripher vs. Mitte	78
4.2.5.3 Vertikale marginale Diskrepanz - Vergleich der Abformmethoden	78
4.2.6.1 Horizontale marginale Diskrepanz - mesial vs. distal	79
4.2.6.2 Horizontale marginale Diskrepanz - peripher vs. Mitte	80
4.2.6.3 Horizontale marginale Diskrepanz - Vergleich der Abformmethoden	81
4.2.7.1 Absolute marginale Diskrepanz - mesial vs. distal	82
4.2.7.2 Absolute marginale Diskrepanz - peripher vs. Mitte	83
4.2.7.3 Absolute marginale Diskrepanz - Vergleich der Abformmethoden	83
4.3 Gesamtübersicht der Parameter nach HOLMES et al. für die beiden Abformmethoden	84
4.3.1 Optische Abformung	84
4.3.2 Konventionelle Abformung	85
5. Diskussion	92
5.1. Methodendiskussion	92
5.1.1 Diskussion des Versuchsaufbaus und der verwendeten Materialien	92
5.2 Ergebnisdiskussion	97
5.2.1 Interner Spalt/Zementspalt	99
5.2.2 Marginaler Spalt in vivo vs. in vitro	106
5.2.3 Vertikale marginale Diskrepanz	109
5.2.4 Horizontale marginale Diskrepanz	110
5.2.5 Absolute marginale Diskrepanz	111
5.2.6 Randspaltgröße - Mesialfläche vs. Distalfläche	112
5.2.7 Randspaltgröße - periphere vs. mittige Messungen	113
6. Schlussfolgerungen und Ausblick	114
7. Zusammenfassung	116
8. Literaturverzeichnis	118
Abbildungsverzeichnis	vi
Tabellenverzeichnis	ix
Curriculum vitae	
Selbstständigkeitserklärung	
Thesen	

Abkürzungs- und Einheitenverzeichnis

° C	Grad Celsius
%	Prozent
0D	nulldimensional
1D	eindimensional
2D	zweidimensional
3D	dreidimensional
Abb.	Abbildung
AMI	Accessible Marginal Inaccuracy
AWS	Active Wavefront Sampling
CAD	Computer Aided Design
CAI	Computer Aided Impressioning
CAM	Computer Aided Manufacturing
CEREC	CEramic REConstruction
IF	Internal Fit
IQR	Interquartilsabstand
μ-CT	Mikro-Computertomographie
μm	Mikrometer
ml	Milliliter
mm	Millimeter
MD	Marginal Discrepancy
MO	Marginal Opening
MG	Marginal Gap
n	Stichprobenumfang

N	Newton
SAM	Scanning Acoustic Microscope (Ultraschallmikroskop)
SEM	Scanning Electronic Microscope (Rasterelektronenmikroskop)
SD	Standard Deviation
Stabw.	Standardabweichung
Tab.	Tabelle

1. Einleitung und Aufgabenstellung

Die Grundlage zur Herstellung einer festsitzenden zahnärztlichen Restauration ist eine präzise Erfassung der intraoralen Situation. Der Zustand in der Mundhöhle, die anatomischen Gegebenheiten sowie die Relation der verschiedenen Parameter zueinander, die einen Einfluss auf die Fertigung einer Restauration aufweisen, müssen möglichst exakt mithilfe einer Abformung erfasst werden. Ziel ist es, eine möglichst präzise Arbeit im Mikrometerbereich herzustellen. Insgesamt soll eine realitätsgetreue und dimensionsgenaue Wiedergabe der ursprünglichen Strukturen im Mittelpunkt stehen. Von besonderem Interesse sind die Übergänge der künftigen Restauration zum natürlichen Pfeilerzahn, welcher die Restauration, z.B. eine künstliche Zahnkrone, bei einem geschädigten Einzelzahn oder den Ersatz eines Zahnes durch die Verbindung der beiden lückenbegrenzenden Zähne in Form einer Brücke aufnimmt. Die Bildung von Sekundärkaries an Randspalten insuffizienter Kronen beeinträchtigt erheblich die Langlebigkeit der Restauration sowie die Vitalität und Integrität des Pfeilerzahnes. Nach KIDD et al. (1992) [78] ist die Sekundärkaries der häufigste Grund des Misserfolgs von Restaurationen. Deshalb ist eine exakte Herstellung notwendig. Eine Versorgung des beschliffenen Zahns ist notwendig, um ihn vor physikalischen, chemischen und thermischen Einwirkungen zu schützen und die physiologischen Verhältnisse für Zahn, Gegenzahn und das craniomandibuläre System wieder herzustellen. Die nach der Präparation des Zahns genommene Abformung wird bei konventionellem Vorgehen anschließend an den jeweiligen Zahntechniker weitergeleitet. Eine adäquate Abformung ist das qualitätsbestimmende Bindeglied zwischen Zahnarzt und Zahntechniker. Als Abformmethode wird das Verfahren zur Herstellung einer Negativform für die Anfertigung von Arbeitsmodellen bezeichnet. Bei der Abformung wird mithilfe von Abformlöffel und Abformmaterial ein Negativ der Situation der Zähne, des umgebenden Weichgewebe und des Kiefers genommen. Aus diesem Negativ wird anschließend mit einem initial plastischen Werkstoff ein Arbeitsmodell hergestellt, auf dem der Zahntechniker die Restauration fertigen kann. Für unterschiedliche Arbeiten wurden im Laufe der Zeit verschiedene Vorgehensweisen in Form von differierenden Methoden und Materialien entwickelt. Diese spielen eine erhebliche Rolle für die Qualität des Zahnersatzes. Bisher standen dem Zahnarzt die konventionellen Abformmetho-

den zur Verfügung, die eine hohe Präzision erzielen. Allerdings stellt die konventionelle Herstellung dentaler Restaurationen eine Kette von vielen Arbeitsschritten dar, in der nach LUTHARDT et al. (2007) [102] bei jedem Schritt potenzielle Fehlerquellen liegen können. Inzwischen wurden die Möglichkeiten der konventionellen Abformung um die optoelektronische Registrierung ergänzt, die einen Verzicht auf Abformlöffel und Abformmasse ermöglicht. Anfang der 1970er Jahre entstand die Idee, die Fehlerquellen der manuellen Vorgehensweise durch die Entwicklung neuer Technologien zu minimieren (LUTHARDT et al. (2007) [102]). DURET, welcher als der Erfinder der CAD/CAM-Technologie in der Zahnmedizin gilt, forschte theoretisch und experimentell ab 1971 zum Thema digitale Technologien in der Zahnmedizin. Bereits 1973/1974 stellte er die gewonnenen Informationen (u.a. über Laser, Holographie, Computer, numerische Codes, Werkzeugmaschinen) in „The optical impression“ DURET (1973) [41] dar. Duret erklärte, dass bereits existierende Techniken für seine Idee genutzt werden könnten. Die Idee, einen beschliffenen Zahn zu digitalisieren und die darauf erstellte Konstruktion maschinell zu fertigen, realisierte er in der Entwicklung des Sopa-Systems (Hennson, Vienne, Frankreich). Heitlinger und Rodder führten zu dieser Thematik ebenfalls seit 1979 Experimente durch (LUTHARDT et al. (2007) [102]). DURETs Idee wurde anschließend ab 1980 von Brandestini und Mörmann aufgegriffen und weiterentwickelt, bis 1985 die erste Patientenbehandlung mit der CEREC® CAD/CAM-Methode erfolgte (MÖRMANN (1988) [116]). Sie brachten mit dem CEREC® (Siemens, Bensheim, Deutschland) – CERamic REConstruction - 1985 das erste CAD/CAM-gestützte System auf den Dentalmarkt. Die Vielfältigkeit des Forschungsgebiets der CAD/CAM-Technologie und die schnelle Entwicklung zeigen sich bereits in den Anfangsjahren. Heitlinger und Rodders Patent (HEITLINGER und RODDER (1982) [66]) markiert den frühen Beginn des Einzuges der CAD/CAM-Technologie in die Zahnmedizin. Das Patent Durets (DURET et al. (1986) [42]) beinhaltet die grundlegenden Informationen zur optischen Abformung. Brandestini und Mörmanns Patent (BRANDESTINI und MÖRMANN (1988) [23]) beinhaltet bereits „Method and apparatus for the custom shaping of dental inlays, onlays, crowns, bridges and parts there of“. Durch digitale Systeme werden mit der CAD/CAM-Technologie effiziente, voraussehbare Arbeitsmuster für die restaurative Zahnheilkunde entwickelt (FASBINDER (2010) [50]). Durch die digitalisierten Arbeitsvorgänge sind eine sofortige Rückmeldung

über die gescannte Präparation und deren Genauigkeit an den Zahnarzt bzw. das Dentallabor möglich. Die digitalen Geräte zeigen weitere Vorteile auf (POTICNY (2008) [130]), wie z.B. vorhersagbare Ergebnisse, geringere Kosten sowie Umgehen insuffizienter Abformungen. Nach MCLAREN (2011) [111] hängt der Erfolg einer CAD/CAM-Restauration von folgenden Faktoren ab: einer guten Präparation, einer genauen Abformung und der Art der Restaurationsgestaltung ab. HARSONO et al. (2013) [64] verweisen ebenfalls auf die Abhängigkeit der Güte der Restauration von den klinischen Fähigkeiten des Behandlers.

Das Ziel dieser Arbeit ist der Vergleich zweier Verfahren der Abformung. Es sollte eine etablierte konventionelle Abformmethode mit einem dem derzeitigen technischen Stand entsprechenden optischen Verfahren (3shape cara TRIOS®, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) durch messtechnische Erfassung des Randspaltes bei CAD/CAM-gefertigten Keramikappen verglichen werden.

2. Literaturübersicht

2.1 Prinzip der konventionellen Abformung

Konventionelle Abformungen werden nach zwei unterschiedlichen Kriterien eingeteilt: Die verwendeten Abformmaterialien werden sowohl nach Phasen (einphasig oder zweiphasig) als auch bzgl. zeitlicher Staffelung (einzeitig oder zweizeitig) differenziert. Weiterhin können Abformungen in anatomische Abformungen und in funktionelle Abformungen eingeteilt werden. Bei der sogenannten anatomischen Abformung steht die Wiedergabe der umgebenden Weichteilstrukturen im Vordergrund. Hier werden Strukturen wie Bänder, Schleimhäute und Muskeln im Ruhetonus registriert. Ein weiterer gebräuchlicher Begriff für die anatomische Abformung ist der Begriff der Situationsabformung. Anschließend werden die Abformungen für die Fertigung von Modellen ausgegossen. Diese werden als Planungsmodelle oder als Arbeitsmodelle zur weiteren Herstellung von individuellen Löffeln oder kieferorthopädischen Apparaturen genutzt. Im Gegensatz zur Situationsabformung (anatomischen Abformung) werden bei der Funktionsabformung Schleimhäute, Bänder, Lippen, weicher Gaumen sowie Muskeln in Bewegung abgeformt. Diese Art der Abformung registriert funktionelle Gegebenheiten, die für die Herstellung von Teil- und Totalprothesen eine zentrale Bedeutung haben. Hierbei wird, abhängig vom Einfluss der unbewegten oder bewegten Schleimhautbegrenzungen auf die Randgestaltung, in mukostatische und mukodynamische (myostatische und myodynamische) Abformmethoden unterteilt. Historisch wurde die Abformung mit erweichtem Siegelwachs und anschließendem Gipsausguss nach HOFFMANN-AXTHELM (1995) [70] zum ersten Mal 1756 vom Hofzahnarzt PFAFF in Berlin durchgeführt und beschrieben. Die erste Funktionsabformung wurde nach HOFFMANN-AXTHELM (1995) [70] 1864 von SCHROTT vorgenommen.

Neben der Situationsabformung und der Funktionsabformung existieren die Präzisionsabformung und die Fixationsabformung, auf die im Folgenden näher eingegangen werden soll. Die Präzisionsabformung wird mit konfektionierten bzw. individuellen Löffeln und in der Regel unter Verwendung von Retraktionsfäden genommen, um eine höchstmögliche Genauigkeit zu erzielen.

Die aktuell im Praxisalltag für eine Präzisionsabformung verwendeten Materialien sind Hydrokolloide, Polyether und A-Silikone, wobei die Polyether aufgrund ihrer

hydrophilen Eigenschaften nach RAMMELBERG und OHLMANN (2011) [138] ein besseres Anfließverhalten an den Zahn aufweisen. Das Anfließverhalten eines Abformmaterials an den restfeuchten Zahnstumpf ist eine entscheidende Voraussetzung für die Güte der Abformung. Polyether sind im Vergleich zu den Hydrokolloiden im ausgehärteten Zustand wesentlich reißfester. Der größte Vorteil der Hydrokolloide sind die hohe Genauigkeit bei regelrechter Handhabung sowie eine gute Feuchtigkeitstoleranz.

Eine Fixationsabformung dokumentiert die Relation von Zähnen bzw. Implantaten zum Restgebiss sowie zu den unbezahnten Arealen und erfasst ebenso Schleimhautverhältnisse.

Bei der konventionellen Abformung wird das Abformmaterial auf einem verwindungssteifen Träger in Form eines der Größe des Kiefers entsprechenden Abformlöffels, dessen Verwendung nach HOFFMANN-AXTHELM (1995) [70] schon 1820 von DELABARRE empfohlen wurde, im plastischen Zustand in die Mundhöhle des Patienten eingebracht. Der plastische Abformwerkstoff ändert seinen Zustand in einen zähelastischen und kann somit nach dem Vernetzen als Negativ vom abgeformten Bereich als Ganzes entnommen werden. Elastische Materialien können auch Unterschnitte registrieren. Aufgrund der auftretenden Druckkräfte durch den Behandler sowie der Kontraktionskräfte durch das Material muss der Löffel eine ausreichende Verwindungssteifigkeit aufweisen.

Im Anschluss wird die Negativform mit einem Modellwerkstoff ausgegossen und so die Patientensituation in ein Modell überführt. Die Auswahl und Verwendung des jeweiligen Modellmaterials ist unter werkstoffkundlichen Aspekten ebenfalls ein wichtiger Teilschritt in der Arbeitskette. Mit Hilfe eines Gesichtsbogens, welcher die Lage des Oberkiefers zur Schädelbasis registriert und einer Kieferrelationsbestimmung werden die Modelle in einen Artikulator eingebracht. Die Abformung präparierter Zähne soll die Präparationsgrenze exakt wiedergeben. Trotz optimierter Methoden und Materialien kommt es zu einer Randspaltbildung zwischen künstlicher Zahnkrone und Zahnstumpf. Bereits kleinste Dimensionsänderungen der Abformung oder des Gipsmodells führen zwangsläufig zu Ungenauigkeiten in der Passung der späteren Restaurationen. Diese Dimensionsänderungen können in der Abformung zu verkleinerten oder zu vergrößerten Abformlumina führen, wie beispielsweise bei der Korrekturabformung, bei der in der Regel zu kleine Lumina gemessen werden (MARXKORS et al. (2008) [108]).

2.1.1 Übersicht über Abformtechniken

Grundsätzlich gilt bei jeder Abformung folgender Ablauf (Abbildung 1):

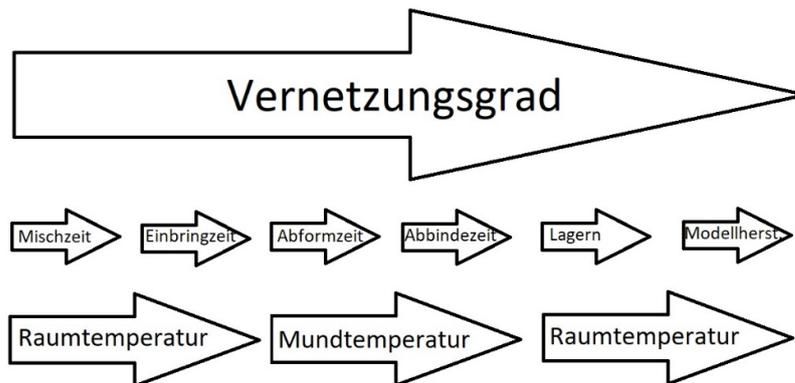


Abb. 1: zeitlicher Ablauf der konventionellen Abformung modifiziert nach BREUSTEDT und LENZ (1985) [25]

2.1.1.1 Einphasenabformung (Monophasenabformung)

Die Monophasenabformung ist eine einzeitige und einphasige Präzisionsabformung des Kiefers, bei der mit einem einzigen Abformwerkstoff mittels Spritze und Löffel eine Abformung genommen wird. Es werden gleichzeitig eine vorher befüllte Spritze mit Abformmaterial von fließfähiger Konsistenz und dasselbe Material für den Abformlöffel verwendet. Durch Einbringen der Abformmasse aus der Spritze am gewünschten Zahn und anschließendes Einsetzen des Löffels verbinden sich die beiden Komponenten im Löffel und im Mund sehr gut. Bei schrumpfungsaarmen Abformwerkstoffen und richtiger Handhabung liefert dieses Verfahren präzise Ergebnisse. Der Vorteil dieser Methode ist neben der guten Präzision die einfache Handhabung. Anwendungsgebiete sind Abformungen, bei denen der Bezug zwischen Zahn und mukogingivalem Bereich detailliert dargestellt werden soll. Ein Nachteil besteht in der erschwerten Erfassung subgingivaler Bereiche, da das Abformmaterial nur mit geringem Druck in den Sulkusbereich gebracht werden kann. Daher empfiehlt MARXKORS (2007) [107] die Verwendung individueller Löffel.

2.1.1.2 Korrekturabformung

Die Korrekturabformung gehört zu den zweizeitigen-zweiphasigen Verfahren. Hierbei wird zunächst eine Vorabformung der präparierten Zähne mit einem hochviskosen oder knetbaren Silikon genommen, die dann mittels niedrigviskosem Material (zweiphasig) in einer zweiten Abformung (zweizeitig) korrigiert wird. Die Korrekturabformung ermöglicht durch einen hohen Staudruck und durch die niedrige Viskosität eine sehr detailgetreue Abformung schwer zugänglicher subgingivaler Präparationsgrenzen. Diese Technik birgt jedoch die Gefahr der Konturverzerrung durch Deformierung des Erstabdrucks in sich. Eingeschnittene Abflussrillen verringern den Druck. Jedoch sollten die Abflussrillen nicht zu großzünftig gestaltet werden, da die eigentliche Intention, die Nutzung der Stempelwirkung, dann verringert würde.

2.1.1.3 Doppelmischabformung

Die Doppelmischabformung ist eine einzeitig-zweiphasige Abformtechnik. Es werden Werkstoffe gleicher chemischer Eigenschaften, aber unterschiedlicher Viskosität verwendet. Am präparierten Zahn wird das niedrigviskose Material für eine möglichst hohe Detailgenauigkeit verwendet. Im Löffel wird ein höher visköser Abformwerkstoff verwendet. Durch die identischen chemischen Eigenschaften verbinden sich die beiden Materialien sehr gut. Durch die unterschiedlichen Viskositäten des Abformmaterials eignet sich die Methode besonders gut für epi- und subgingivale Abformungen. Eine Variation der Doppelmischabformung stellt die Ergänzungsabformung dar.

2.1.1.4 Ergänzungsabformung

Bei einigen der zuvor genannten Abformtechniken entsteht eine Dimensionsverzerrung durch hohe Staudruckapplikation. Eine durch STAEHLE (1967) [163] beschriebene Methode zur Umgehung dieser Problematik ist die Ergänzungsabformung. Es wird *vor der Präparation* eines zu überkronenden Zahnes eine Abformung genommen. Somit entsteht für die später erfolgende Abformung ein Raum für das Zweitmaterial, wodurch der Staudruck vermindert wird.

2.1.1.5 Sandwichabformung

Die Sandwichabformung ist eine einzeitige zweiphasige Abformung, bei der zunächst ein hochviskoses Silikon in den Abformlöffel gebracht wird. Im Anschluss daran wird ein niedrigviskoses Silikon aus einer Abformspritze als Deckschicht sandwichartig aufgetragen. Gleichzeitig wird der Zahn mit dem niedrigviskösen dünnfließenden Material umspritzt. Wie bei der Doppelmischabformung und der Monophasenabformung wird der Abformlöffel nur einmal in den Patientenmund eingebracht. Jedoch müssen auch hier die Komponenten noch fließfähig sein, wenn sie im Mund zusammengeführt werden, um eine chemische Verbindung zu ermöglichen.

2.1.1.6 Kupferringabformung

Die modifizierte Kupferring-Kerrabformung („Taschenabdruck“) fand als Einzelzahn/-stumpf-abformung bei tief subgingivaler Präparation Anwendung. Unter Verwendung eines Kupferrings wird der Stumpf mit einer thermoplastischen Abformmasse abgeformt. Da die Registrierung eines Einzelstumpfes erfolgt, ist eine zusätzliche Überabformung (Sammelabformung) notwendig, um die Einzelabformung in Beziehung zu den restlichen Zähnen zu stellen. Die Kupferringabformung besitzt nach Einführung moderner Abformverfahren und –materialien keine nennenswerte Bedeutung mehr für die zahnärztliche Praxis.

2.1.2 Abformmaterialien

Die Abformmaterialien gehören zu einer sehr heterogenen Werkstoffgruppe mit unterschiedlichen Verarbeitungstechniken. Die zu verwendenden Abformmaterialien lassen sich auf zweierlei Art und Weise einteilen. Zum einen wird die Konsistenz der Materialien als Kriterium verwendet, z.B. bei den Elastomeren, zum anderen können die Materialien nach der Elastizität und der Irreversibilität der chemischen Reaktion klassifiziert werden. Bei der Kategorisierung nach Konsistenz gemäß DIN EN ISO 4823 (2015) für elastomere Abformmassen [38] werden Typ 0 bis Typ 3 unterschieden, die mit aufsteigender Typennummer eine niedrigere Viskosität aufweisen. Die Einteilung nach der Konsistenz wird wie folgt geprüft: Es werden 0,5 ml des zu prüfenden Elastomers auf eine Glasplatte gegeben. Im Anschluss wird über eine zweite Glasplatte ein Druck von 1,5 N appliziert und der resultierende Durchmesser der Abformscheibe vermessen.

Anhand der Elastizität und der Irreversibilität der chemischen Reaktion werden die Abformmaterialien in folgende Gruppen eingeteilt:

- irreversibel starr → Abformgips, Zinkoxid-Eugenolpasten, Kunststoffabformpasten (Akryl-Polymer)
- reversibel starr → Kompositionsmaterialien, Abdruckguttapercha
- irreversibel elastisch → Alginate (irreversible Hydrokolloide), Elastomere (Polyether, K- und A-Silikone, Polysulfide)
- reversibel elastisch → Agar-Agar, reversible Hydrokolloide

Die Unterscheidung in irreversible oder reversible Abformmaterialien erfolgt anhand der Vernetzungsreaktion des Werkstoffs. Irreversibilität ist als Unumkehrbarkeit einer Reaktion definiert. Die Irreversibilität einiger Abformmaterialien (Alginate, Silikone, Polyether, Polysulfide) lässt sich durch die Art der chemischen Reaktionen erklären. Bei den K-Silikonen kommt es zu einer Polykondensationsreaktion, die zur Abspaltung eines Alkoholrests mit anschließender Verdunstung führt. Dadurch resultiert eine Materialkontraktion. Aus diesem Grund wurden die A-Silikone eingeführt. Bei den Polyethern erfolgt die Vernetzung durch Polyaddition, bei den Polysulfiden ist eine Kondensationsreaktion die chemische Grundlage für die Vernetzung (MARXKORS et al. (2008) [108]). Findet eine Verfestigung durch Abkühlung oder Erwärmung (z.B. Hydrokolloide) statt, gehören die Materialien zu den reversiblen Abformmaterialien. Alginate vernetzen sich durch die Reaktion von Calciumionen in wässriger Lösung und wasserlöslichen Alginatemakromolekülen zu wasserunlöslichem Calciumalginat. Im Folgenden wird die Einteilung in elastisch und starr vorgenommen.

2.1.2.1 Irreversibel starre Abformmassen

Die irreversibel starren Abformmassen (z.B. Abformgips, Zinkoxid-Eugenolpasten) sind nach Einführung der irreversibel elastischen Abformmassen in den fünfziger Jahren des vorigen Jahrhunderts nur noch für die Fertigung von herausnehmbarem Zahnersatz im Rahmen der Funktionsabformung von Bedeutung.

2.1.2.2 Reversibel starre Abformmassen

Bei den reversibel starren Abformmassen sind thermoplastische Kompositionsmaterialien wie Stent und Kerr aufzuführen. Die Inhaltsstoffe sind nach EICHNER und KAPPERT (2005) [44] in drei Gruppen einzuteilen: plastische Stoffe (Kopale, Mastix Kolophonium, Schellack, Sandarakharz, Kunstharze), elastische Stoffe und Weichmacher (Naturkautschuk, Guttapercha, Styrol, Paraffin, Ozokerit, Japanwachs, Carnaubawachs, Öl- und Stearinsäure, Triphenylphosphat, Trikrethylphosphat) sowie Füll- und Farbstoffe (Talkum, wasserunlösliche und biokompatible Farben). Diese Mischung aus Wachsen und Harzen kann eine besonders niedrige Verarbeitungstemperatur von 45 bis 50 ° C gewährleisten. Die Abformmaterialien werden nach EICHNER und KAPPERT (2005) [44] bei 37° C wieder starr. Die relativ hohe Erweichungs- (Anmerkung: Temperatur, bei dem unter festgelegten Bedingungen das Harz aus dem Rohr fließt; Deutsches Institut für Normung (2001) [37]) und Verarbeitungstemperatur der Harze ermöglicht die Nutzung in der Zahnmedizin. Durch Beimischen von Wachsen wird das Abformmaterial weniger spröde. Da dieser Werkstoff durch Erwärmung in den weichplastischen und durch Abkühlung in den hornartigen Zustand übergeht, lassen sie sich mehrfach beim selben Patienten verwenden.

2.1.2.3 Irreversibel elastische Abformmassen

Alginate

Ausgangssubstanzen der Alginatabformwerkstoffe sind wasserlösliche Natrium-, Kalium- und Ammoniumsalze der wasserunlöslichen Alginsäure. Die Alginsäure ist ein Polymer der D-Mannuronsäure, deren Monomere 1,4 glykosidisch verbunden sind. Diese sind in Pulverform erhältlich und werden mit Wasser nach Herstellerangaben angerührt. Die Salze der Alginsäure bilden vermischt mit Wasser ein Hydrokolloid. Weiterhin sind als Bestandteile Calciumsulfat, Füllstoffe (Tal-

kum, Zinkoxid) sowie Verzögerer wie Natriumphosphat zu nennen, um die Verarbeitungszeit zu erhöhen. Die Füllstoffe beeinflussen die Fließfähigkeit sowie die Festigkeit im Endzustand. Nach der Dissoziation des Natriumalginats reagiert die Alginsäure in Gegenwart von Wasser mit den Kalziumionen des Kalziumsulfates. Die langkettigen Alginsäuremoleküle vernetzen sich und die Abformmasse geht in einen gelartigen Zustand über. Die Wassertemperatur sollte nicht mehr als 20 °C betragen, da der Abbindevorgang sonst zu schnell abläuft. Das Langzeitverhalten des Alginats wird bestimmt durch die Inhaltsstoffe. Die Alginatabformung unterliegt erheblichen Dimensionsänderungen, da sie sowohl Wasser aufnehmen als auch abgeben kann. Daher ist abgebundenes Alginat sehr feuchtigkeitsempfindlich, was eine sofortige Überführung in ein Gipsmodell erfordert.

Elastomere

Zu den Elastomeren zählen Silikone, Polyether sowie Polysulfide. Bei den Silikonen wird gemäß der Vernetzungsreaktion in kondensationsvernetzte Silikone (K-Silikone) und additionsvernetzte Silikonen (A-Silikone) unterteilt. Diese Materialien werden für sog. Präzisionsabformungen verwendet.

Kondensationsvernetzte Silikone (K-Silikone)

Die K-Silikone sind als Zweikomponentensystem verfügbar, bestehend aus Basispaste und Vernetzer.

Die Monomereinheit der K-Silikone ist das Polydimethylsiloxan mit endständigen Hydroxylgruppen (EICHNER und KAPPERT (2005) [44]). Die Basispaste setzt sich aus Polysiloxan, Füll- und Farbstoffen sowie Paraffinöl zusammen (EICHNER und KAPPERT (2005) [44]). Der chemische Reaktor ist aus einem Katalysator (Zinnoctoat), einem Vernetzer (mehrfunktionelles Alkoxysilan), Lösungsmitteln und Farbstoffen zusammengesetzt. „Die kondensationsvernetzenden Silikone vernetzen in der Regel durch titan- oder zinnkatalysierte Reaktion des hydroxyterminierten Polysiloxans mit Siliziumalkoxyverbindungen unter Abspaltung eines Alkohols“ (LUEBBERS et al. (1996) [97]). Je mehr Füllstoff enthalten ist, desto mehr geht das Material in einen knetbaren Zustand über. Je weniger Füllstoffe enthalten sind, eine desto niedriger visköse Konsistenz besitzt das Material nach EICHNER und KAPPERT (2005) [44]. Der Vernetzer enthält tetrafunktionelle Alkoxysilane, die über einen Katalysator mit den Hydroxylgruppen reagieren

und die Vernetzung starten. Bei der Vermischung der beiden Komponenten geht die Masse vom plastischen in einen zähelastischen Zustand unter Abspaltung eines Reaktionsproduktes über. Dieses Kondensat (Alkohol) verdunstet anschließend und führt zur Schrumpfung des Materials. Diese Kontraktion (0,7 - 0,9%) in den ersten 24 Stunden, die bei einzelnen Produkten noch darüber liegt, ist als problematisch anzusehen, da die Polymerisationsschrumpfung zu einem Genauigkeitsverlust der Abformung führt. Aufgrund dieser beträchtlichen Schrumpfung gewannen die A-Silikone an Bedeutung.

Additionsvernetzte Silikone (A-Silikone)

Die A-Silikone liegen ebenfalls als Zweikomponentensystem, bestehend aus Basispaste und Reaktorpaste, vor. In der Basispaste sind Polysiloxane mit endständigen Vinylgruppen, Platinkatalysator (Hexachlorplatinsäure) und Füll- und Farbstoffe enthalten (EICHNER und KAPPERT (2005) [44]). Die Reaktorpaste setzt sich nach EICHNER und KAPPERT (2005) [44] aus Organohydrogensiloxanen sowie aus Füll- und Farbstoffen zusammen. Die additionsvernetzenden Silikone werden durch eine platinkatalysierte Reaktion von ungesättigten Kohlenwasserstoffendgruppen des Polysiloxans mit Si-H-Gruppen eines Hydrogenpolysiloxans in einer vernetzenden Reaktion miteinander verbunden (LUEBBERS et al. (1996) [97]). Bei dieser Additionsreaktion entstehen, anders als bei den K-Silikonen, keine Reaktionsprodukte. Die durch die chemische Reaktion/Vernetzung und Auslagerung bedingte Schrumpfung der A-Silikone ist vernachlässigbar gering. Es handelt sich bei A-Silikonem hauptsächlich um thermische Effekte. Vinylpolysiloxane sind hydrophob, was sich ungünstig auf die Anlagerung des Abformwerkstoffs an den Zahn auswirken kann. Daher werden Zusätze in das Material eingebracht, welche die Hydrophobie vermindern.

Polyether

Polyether bestehen als Zweikomponentensysteme aus einer Basispaste und einer Reaktorpaste. Die Basispaste enthält das Polyetherpräpolymer mit endständigen Ethyleniminingruppen (endständige Ringverbindungen) sowie Füllstoffe und Weichmacher. Die Vernetzerpaste enthält Sulfonsäureester als Katalysator. Dieser öffnet die Ringverbindungen (Ethyleniminingruppen) und führt somit zur Ketten-

verlängerung durch Reaktion an den Ehylenimingruppen. Bezüglich der Biokompatibilität ergibt sich folgende Abstufung: polyadditionsvernetzende Silikone>Polyether>Polysulfide (SCHMALZ (1985) [157]). Die Genauigkeit von Polyetherabformwerkstoffen wird in Kapitel 2.1.3, die Vermessung der Randspaltgröße in Kapitel 2.4.1 dargelegt.

Polysulfide

Die Polysulfide stellen ebenfalls Zweikomponentensysteme aus Basispaste und Katalysatorpaste dar. Die Basispaste enthält Polysulfide als Oligomere mit einer zentralen und zwei endständigen Thiolgruppen. Ihnen ist u.a. Bleioxid zuge-mischt (SCHMALZ und GEURTSEN (2008) [158]). Polysulfide rufen nach SCHMALZ (1981) [156] stärkere Entzündungsreaktionen bei direkter Abformung an einer frischen Knochenwunde hervor als bei Silikonen und sind mäßig toxisch in der Zellkultur. Bei der Polykondensation werden zunächst besonders reaktive funktionelle Gruppen zu Oligomeren vernetzt, die dann untereinander reagieren und ein Makromolekül ergeben. Bei Polysulfiden reagieren Thiolgruppen als funktionelle reaktive Gruppen, was zu einer räumlich vernetzten Struktur führt, da an an jedem Oligomer drei S-H-Gruppen (Thiolgruppen) vorhanden sind. Durch die Abbindereaktion und thermischen Kontraktion schrumpft das Material zwischen 0,2% und 0,5%. Zusätzliche Auslagerungseffekte können diese Werte auf bis zu 1% erhöhen.

2.1.2.4 Reversibel elastische Abformmassen

Hierzu zählen die Hydrokolloide, die aus Agar-Agar (8 - 15%), Wasser (70 - 80%) sowie Füllstoffen bestehen. Diese Gruppe an Abformmaterialien auf Agar-Agar-sowie Gelatinebasis wurde 1926 von POLLER (1931) [129] entwickelt. Diese sind aus werkstoffkundlicher Sicht den Alginaten zuzuordnen. Derzeit finden Agar-Agar-Abformmassen als Hydrokolloid Verwendung. Eine Besonderheit stellt die Abformmöglichkeit über die Nasstechnik dar, die durch die hydrophile Eigenschaft des Werkstoffes ermöglicht wird. Auf den speichelbenetzten Strukturen der Mundhöhle (Zahnhartsubstanzen, Weichgewebe) ist dies als Vorteil zu werten.

2.1.3 Aktueller Stand der konventionellen Abformung

Aktuell werden für präzise Monophasenabformungen überwiegend Polyether- oder A-Silikonmassen verwendet. MANOJ et al. (2013) [105] verglichen die lineare Dimensionsstabilität von vier Abformtechniken unter Verwendung eines Polyethers, wobei die Doppelmischabformung die geringste Dimensionsinstabilität aufwies. Nach LUTHARDT et al. (2011) [103] waren die Abweichungen von Doppelmischabformungen gegenüber Monophasenabformungen deutlich niedriger als die Abweichungen von Doppelmischabformungen gegenüber Korrekturabformungen. KIKUCHI (1990) [79] verwies auf die Bedeutung der Fließeigenschaften, um klinisch akzeptable Abformungen zu erhalten. Die Fließeigenschaften sind bestimmende Faktoren für die Anlagerung an die Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle. Nach KONIARIS (1999) [87] „erzielt die Doppelmischabformung gegenüber der Korrekturabformung unter dem Aspekt der Genauigkeit bessere Resultate“, was durch die Literatur (DUMFAHRT und SCHÄFFER (1987) [40], KÖRBER und LEHMANN (1969) [88], LEHMANN und HARTMANN (1982) [93]) bestätigt wird (KONIARIS (1999) [87]).

2.2 Prinzip und aktueller Stand der digitalen Datenerfassung und CAD/CAM-Technologie

In der Zahnmedizin existieren derzeit zwei Abformverfahren: zum einen die konventionelle, zum anderen die optische Abformmethode. Optisch kann eine topographische Situation entweder direkt intraroral gescannt werden oder es kann eine optische indirekte Abformung an digitalisierbaren, konventionellen Abform- oder Modellwerkstoffen (z.B. Gipsmodelle oder konventionelle Abformungen, welche optisch erfasst werden) erfolgen. Bei der Gegenüberstellung der extraoral (indirekt) gescannten Modelle bzw. extraoral gescannten konventionellen Abformungen lassen sich folgende Studien bezüglich der Wiederholgenauigkeit und Dimensionsstabilität heranziehen:

PERSSON et al. (2009) [126] verglichen Meistermodelle mit deren konventionellen, in vitro durchgeführten Abformungen, welche anschließend digitalisiert wurden, mit den digitalisierten Superhartgipsmodellen zur Aufnahme von Kronen und stellten diese einem Referenzmodell gegenüber. Diese Studie zeigte auf, dass die Verlässlichkeit beider Methoden bezüglich der Wiederholgenauigkeit hoch ist

und kein signifikanter Unterschied zwischen digitalisierten Abformungen und digitalisierten Superhartgipsmodellen besteht. Dieses Ergebnis gestattet eine höhere Effizienz im Fertigungsprozess, da keine Modelle hergestellt und digitalisiert werden müssen, sondern die Abformungen direkt gescannt werden können.

LUTHARDT et al. (2003) [99] untersuchten die dreidimensionale Stabilität bei digitalisierten Gipsmodellen in Bezug auf Zeitabhängigkeit bzw. die Prozessabhängigkeit. Hierzu wurden zehn Duplikatsuperhartgipsmodelle nach konventioneller Abformung eines Meistermodells aus Metall ausgegossen und in zeitlichen Abständen über sechs Wochen digitalisiert. Die digitalisierten Punktwolken der Duplikatmodelle wurde dann mit der mathematisch idealisierten Punktwolke („Referenz“) verglichen und hinsichtlich der Stabilität in drei Dimensionen überprüft. Die quantitative Analyse der Stabilität in drei Dimensionen zeigte positive und negative mittlere Abweichungen von 8 bis 17 μm und von 7 bis 13 μm . Die statistische Untersuchung ergab keine signifikanten Unterschiede im zeitlichen Verlauf.

PRADO GALHANO et al. (2012) [132] ziehen folgendes Fazit über die direkten Systeme, welche die Daten direkt im Mund aufnehmen im Gegensatz zu den indirekten Systemen, welche die Informationen über Scannen der Abformung oder eines Modells erhalten:

„The direct acquisition systems have been constantly improved because these are less invasive, quicker, and more precise than the conventional method.“ (Die direkten Systeme wurden stetig verbessert, da sie weniger invasiv, schneller und genauer sind als die konventionelle Methode.)

Die Abformmethoden, optisch vs. konventionell, sollen in dieser Arbeit bzgl. des Kriteriums Randspaltgröße miteinander verglichen werden. Daher ist ein grundlegendes Verständnis der Informationsgewinnung und –verarbeitung der optischen Systeme notwendig. Die *optische Abformung (Computer Aided Impressioning, CAI)* bedient sich lichtoptischer Systeme, um die Strukturen der Mundhöhle, wie Zähne und Weichgewebe zu erfassen. Bei diesem Schritt werden die Daten optisch abgetastet und gespeichert. Anschließend werden die Daten zu einem 3 D-Bild verarbeitet. Mittels des *Computer Aided Designs (CAD)* wird die Restauration gestaltet. Hier fließen im manuellen Bearbeitungsmodus auch die

Kenntnisse des Anwenders ein. Ebenso finden virtuelle Werkzeuge Anwendung. Das *Computer Aided Manufacturing (CAM)* schließt sich dem *CAI* und dem *CAD* an, um aus dem virtuellen Datensatz eine Restauration aus einem Werkstoff herzustellen.

2.2.1 Datenerfassung (Computer Aided Impressioning)

Die Datenerfassung kann neben der Unterscheidung zwischen *direkt intraoral* oder *indirekt extraoral* unter dem Aspekt der Erfassungsmethode unterschieden werden: optisch oder taktil. PERSSON et al. (2006) [125] verglichen ein optisches (3 shape A/S, Laserscanner) mit einem mechanischen Oberflächendigitalisiergerät (M50, Nobel Biocare, Scanner mit mechanischem Tastsystem) bzgl. der relativen Genauigkeit sowie der Wiederholgenauigkeit, wobei letztere bei beiden Scannern $\leq 10 \mu\text{m}$ (absolute mean value, absolute Mittelwerte) betrug und die relative Genauigkeit innerhalb $\pm 6 \mu\text{m}$ lag (Medianwerte).

2.2.1.1 Taktile Datenerfassung

Bei der taktilen Methode werden die zu erfassenden Objekte in der konventionellen Abformung oder auf dem Arbeitsmodell mit einem Tastkörper vermessen. Ein Beispiel für die taktile Erfassung ist das Procera System (Nobel Biocare). RUDOLPH et al. (2013) [149] zeigten die Vor- und Nachteile der taktilen Datenerfassung auf. Die Messunsicherheit der extraoralen mechanischen Abformung ist mit $3 \mu\text{m}$ geringer als die der optischen Methoden. Eine höhere Genauigkeit ist bei kleinerem Durchmesser der Tastkugel möglich, da Verrundungen und Verzerrungen minimiert werden. Diese höhere Genauigkeit ist jedoch mit einem größeren Zeitaufwand verbunden. Bei der taktilen Erfassungsmethode kann ein Gipsabrieb genauso wie ein Abrieb der Tastkugel nicht ausgeschlossen werden. Es sollte daher eine regelmäßige Kontrolle des Tasters unter 2,5 facher Lupenvergrößerung (RUDOLPH et al. (2013) [149]) erfolgen. Nach PERSSON et al. (1995) [127] beträgt der maximale formbezogene Fehler eines mechanischen Digitalisiergeräts (Procera) $\pm 10 \mu\text{m}$. QUAAS et al. (2007) [135] empfehlen eine extraorale optische Digitalisierung anhand eines durch konventionelle Abformung erstellten Modells statt der taktilen Digitalisierung der konventionellen Abformung.

2.2.1.2 Optische Datenerfassung

Die intraoralen Informationen werden nicht wie bei der konventionellen Monophasenabformung in einem Schritt erfasst, sondern es werden Teilbereiche (z.B. zunächst okklusale, dann vestibuläre Anteile gemäß Empfehlung des Herstellers) gescannt, die anschließend datentechnisch zusammengefügt werden. Die Scansysteme sind bisher nicht in der Lage, alle erforderlichen Strukturen in einem Schritt zu erfassen. Es soll daher eine automatische Identifikation von Passpunkten (sich in Teilabformungen überlappende Punkte) der verschiedenen Teilbilder erfolgen, jedoch können korrespondierende Punkte nicht immer im Objektraum erkannt werden, vor allem, wenn es sich um Bilder unterschiedlicher Ausrichtung handelt (CASPARY (2013) [26]). Die Verfahren der automatischen Korrektur verursachen häufig Fehler (CASPARY (2013) [26]). In einer experimentellen und klinischen Studie von LOOS (2008) [96] wurde untersucht, wie sich die Genauigkeit bei der digitalen intraoralen Erfassung gegenüber der Genauigkeit bei konventioneller Abformung, Modellherstellung und anschließender extraoraler Digitalisierung verhält. Nach LOOS (2008) [96] zeigt die dreidimensionale Auswertung der konventionellen Abformung mit anschließender extraoraler Digitalisierung eine Genauigkeit von $\pm 9 - 19 \mu\text{m}$. Die intraorale Digitalisierung verzeichnete in dieser Studie eine mittlere Differenz bei intraoraler Digitalisierung von $\pm 26 - 81 \mu\text{m}$. Die größte Genauigkeit lag im Registrierzentrum, dem Punkt, an dem die Messung gestartet wurde. Für kleinere Restaurationen (z.B. Einzelzahnrestaurationen) ist das optische Verfahren gut geeignet, für eine große Restauration (z.B. große mehrspannige Restaurationen) ist die konventionelle Methode bisher überlegen (LOOS (2008) [96]). SALMEN (2011) [152] wertete die Digitalisiergenauigkeit verschiedener Systeme aus. Die Auswertung für alle Systeme ergab mittlere Abweichungen von $\pm 4 - 41 \mu\text{m}$ der Digitalisierdaten gegenüber dem CAD-Meistermodell (Referenzmodell).

2.2.1.3 Intraorale optische Datenerfassung

Die intraorale Datenerfassung kann per Weißlichtstreifenprojektion, Active Wavefront Sampling, Videosequenzen oder konfokale Mikroskopie erfolgen (RUDOLPH et al. (2013) [149]). Im Folgenden werden ausgewählte Techniken erläutert. Grundlegend kann die Datengewinnung durch optische Messverfahren in

passive und *aktive* Verfahren eingeteilt werden (PRZYBILLA (2007) [134]). Bei *passiven* Verfahren wird keine zusätzliche Strahlung durch die Apparatur angewendet, es wird lediglich die Strahlung des zu vermessenden Objektes erfasst (PRZYBILLA (2007) [134]). *Passive* Systeme sind sehr genau, wenn es sich um die Erfassung gut definierter Strukturen, wie zum Beispiel Kanten handelt, weniger hervorgehobene Oberflächen werden jedoch schlechter vom System erkannt (EL-HAKIM et al. (1995) [45]). Nach GÜHRING (2002) [60] ist für *passive* Verfahren eine glatte und texturierte Oberfläche notwendig, diese weisen jedoch oft stark reflektierende oder tiefengegliederte Anteile auf.

Bei *aktiven* Verfahren wird eine eigene Lichtquelle verwendet, und die Rückstrahlung des Objekts registriert. Dadurch greifen aktive Verfahren direkt in die Messung ein und detektieren reflektierte oder transmittierte Energie des Objekts (GÜHRING (2002) [60]). Bei aktiven Verfahren werden Laserscanner und Scanner mit Streifenprojektion eingesetzt. Sie generieren die Koordinaten des zu erfassenden Objekts anhand von Scanwinkeln, Laufzeitanalysen und der Form des auf das Objekt projizierten Musters (EL-HAKIM et al. (1995) [45]). Bei der optischen Triangulation tritt nicht selten ein so genanntes Korrespondenzproblem auf. Die gescannten Teilbilder müssen einander zugeordnet und „verbunden“ werden, dies geschieht über die Identifikation identischer Objektmerkmale (GÜHRING (2002) [60]).

Richtigkeit, Präzision und Genauigkeit

In diesem Zusammenhang sollen die Definitionen für die Begrifflichkeiten *Richtigkeit, Präzision und Genauigkeit* aufgeführt werden:

Als *Richtigkeit* wird das Maß der Übereinstimmung eines Mittelwerts zum Referenzscan beschrieben.

Die *Präzision* wird definiert als Abweichung verschiedener Testscans untereinander. Eine hohe Präzision ist eine Übereinstimmung zwischen unabhängigen Messergebnissen unter gleichen Bedingungen.

Die *Genauigkeit* ist eine Kombination aus Präzision und Richtigkeit.

VLAAR und VAN DER ZEL (2006) [178] überprüften Oberflächendigitalisiergeräte für den Gebrauch im dentalen Bereich und belegten in Bezug auf Genauigkeit und Reproduzierbarkeit zufriedenstellende Ergebnisse. Mit zwei unterschiedlichen Scannern (DentaScope II, 3D Alliance und D200, 3Shape A/S) wurden

wiederholt Messungen an einer Präzisionskugel mit dem Radius 6 mm durchgeführt. Unter anderem wurde die Standardabweichung aller Punkte aus der Punktwolke ermittelt. Die Standardabweichung der Messungen für den Radius betragen $7,7 \pm 0,8 \mu\text{m}$ (DentaScope II) und $13,9 \pm 1,0 \mu\text{m}$ (D200). VANDEWEGHE et al. (2015) [175] untersuchten die Genauigkeit optischer Digitalisiergeräte in vitro auf Richtigkeit und Präzision. Bei allen Laborscannern (Imetric, Lava ST, Smart Optics, KaVo Everest) waren Ungenauigkeiten zu finden, jedoch waren die Scans der Gipsmodelle weniger genau; als Gründe hierfür werden eine rauhere Oberfläche und die während des Fertigungsprozesses auftretende Dimensionsänderungen angeführt.

Weißlichtstreifenprojektion

Bei der Streifenprojektion wird aktive Triangulation und strukturierte Beleuchtung angewendet (GÜHRING (2002) [60]). Ein bestimmtes Lichtmuster wird auf ein Objekt projiziert und durch Kameras registriert (GÜHRING (2002) [60]).

Aktive Triangulation

Das System für die aktive Triangulation besteht aus einer Projektionseinheit, die mit der Beleuchtungsquelle das Projektionszentrum festlegt und im Beleuchtungsstrahl den Objektpunkt beinhaltet (GÜHRING (2002) [60]). Kameraseitig verbindet der reflektierte Lichtstrahl den Objektpunkt mit der Projektionseinheit der Kamera. Auf dieser Linie liegt das Sensorelement (GÜHRING (2002) [60]). Bei der aktiven Triangulation wird ein Laserlichtstrahl mit einem Spiegel abgelenkt und auf ein Zielobjekt gerichtet. Eine Kamera, welche aus einer Linse und einem optischen Positionsmesser besteht, misst die Lokalisation des Lichtpunkts auf dem zu scannenden Objekt durch Trigonometrie (EL-HAKIM et al. (1995) [45]). Der Beleuchtungsstrahl, der Strahl vom Objekt zum Sensor und die Verbindungslinie der beiden Projektionszentren (= Basis) bilden zusammen das Triangulationsdreieck (GÜHRING (2002) [60]) oder, die Laserquelle, der Laserlichtpunkt und die Kamera ergeben ein Dreieck (LOGOZZO et al. (2014) [95]). Der Laserpunkt wird an unterschiedlichen Punkten im Bildfeld der Kamera sichtbar und detektiert, je nach dem, wo der Laser die Oberfläche trifft (LOGOZZO et al. (2014) [95]). Bei bekannter Position und Ausrichtung der Kamera und der Projektionseinheit können die Koordinaten des Objektes im Raum errechnet werden

(GÜHRING (2002) [60]). Eine vorherige Kalibrierung von Winkel und Basis ist notwendig. Je nach verwendeter Beleuchtungsquelle, ob punktförmig, linienförmig oder flächenhaft, wird zwischen einer 0D-, 1D- oder 2D-Messung unterschieden. Eine Kodierung der von der Kamera registrierten Streifen erfolgt z.B. anhand des Gray-Codes (GRAY (1953) [57]). Es handelt sich dabei um ein Kodierverfahren, bei dem ein Streifenmuster als Binärcode verschlüsselt wird. Die Streifenanzahl verdoppelt sich stetig. Somit ergibt sich für jeden Bildpunkt ein einmaliges Streifenmuster. Die Reflexion dieses speziellen Musters vom Objekt wird von der Kamera erfasst. Da die Position der Basis bekannt ist, können somit Punkte lokalisiert und ein Binärcode für jeden Bildpunkt erstellt werden.

Passive Triangulation

Passive Verfahren sind von der bereits vorhandenen Strahlung abhängig (GÜHRING (2002) [60]). Bei der passiven Triangulation wird nach TIZIANI (1989) [169] ein Objekt mit zwei Stereobildern registriert, woraus ein dreidimensionales Modell erstellt wird.

Active Wavefront Sampling

HEBER und RÜTHER (2010) [65] beschreiben das AWS wie folgt:

„Active Wavefront Sampling (AWS) ist ein Verfahren zur 3D-Rekonstruktion von Oberflächen, welches lediglich eine einzelne Kamera mit einem speziellen AWS-Modul benötigt. In der einfachsten Form handelt es sich bei einem AWS-Modul um eine Off-axis-Blende, welche um die optische Achse rotiert wird. Durch diese Rotation der Blende werden die Bildpunkte ebenfalls in Rotation versetzt. Die Analyse der Rotationsbewegung eines bestimmten Punktes ermöglicht die Berechnung der dazugehörigen Tiefeninformation. Im Prinzip ermöglicht ein AWS-Modul, 3D-Informationen mit einer beliebigen Kamera zu berechnen, und macht somit ein Multi-Kamera-Setup unnötig.“

Das AWS-System wird beim Lava[®] C.O.S -Scanner verwendet. Nach GIMENEZ et al. (2015) [56] beeinflusst die Erfahrung des Anwenders die Genauigkeit (CEREC).

2.2.2 Datenverarbeitung und Formgebung (Computer Aided Design, CAD)

Durch die 3D-Datenerhebung wurden Rohdaten (Punktwolken) erfasst. Da nicht die gesamte Mundhöhle in einem Schritt digitalisiert werden kann, werden Teilaufnahmen angefertigt, die anschließend zusammengefügt werden. Diese müssen bearbeitet und prozessiert werden, um anschließend in ein CAD-Modell überführt zu werden. Durch das Messprinzip und das System entstehen Fehler in den Punktwolken (TEUTSCH (2007) [168]). Die sich überschneidenden Scans enthalten in den überlappenden Bereichen Informationen von verschiedener Qualität (TEUTSCH (2007) [168]). Durch die hohe Dichte der dann vorhandenen Punktwolke wird zwar zum einen lokal die Punktwolke optimiert, jedoch ist zum anderen die Rechenzeit für Datensätze häufig in der Praxis limitiert (TEUTSCH (2007) [168]). Daher müssen aus Gründen der Praktikabilität die Punktwolken komprimiert werden, wobei es jedoch gleichzeitig zu einem Datenverlust kommt (TEUTSCH (2007) [168]). Daher resultiert bei einer Optimierung der Datensätze sowohl eine Punktanzahlminimierung als auch einen Informationsverlust. Dieser soll jedoch so gering wie möglich gehalten werden (TEUTSCH (2007) [168]). Die Oberflächenmessverfahren liefern Daten, die als Punktwolke vorliegen und im ASCII-Format gespeichert werden (LUTHARDT et al. (2007) [102]). Die Ordnung der Punkte und der Punktabstand sind Qualitätsmerkmale der Punktwolke. Ausreißerpunkte ergeben ein messbedingtes Rauschen. Systembedingte Messunsicherheiten werden durch mathematische Filter reduziert, gleichzeitig werden aber auch Kanten stark verrundet (LUTHARDT et al. (2007) [102]). Die Passgenauigkeit einer Restauration wird nach LUTHARDT et al. [98] sowohl durch die Güte der Punktwolke als auch durch die weitere Bearbeitung, wie z.B. Filtern, beeinflusst. Die Güte der Punktwolke ist eher an der Messunsicherheit (Messgenauigkeit) als an der Messpunktzahl auszumachen. Neben der Verwendung von Filtern kann nach RUDOLPH et al. (2002) [148] auch das Matching und die dabei auftauchenden Fehler die Güte der Passgenauigkeit des Zahnersatzes negativ beeinflussen. Auch haben eine Vielzahl kleinerer Segmente, die sequenziell gematcht wurden, das Ergebnis nicht verbessert, da die Fehler der Einzelaufnahmen durch sequenzielles Matching summiert wurden (RUDOLPH et al. (2002) [148]). Der Schatteneffekt mindert ebenso die Qualität des Datensatzes. Es können durch diesen Effekt „Löcher“ im Datensatz von Ge-

genständen mit komplexer Geometrie (TEUTSCH (2007) [168]) (z.B. Zähne) entstehen. Die „Löcher“ werden bis zu einer bestimmten Größe digital gefüllt, wobei zur Berechnung ein Algorithmus verwendet wird. Zähne sind keine regelmäßigen Strukturen und werden als Freiformflächen eingestuft (LUTHARDT et al. (2007) [102]). Um letztere, die geometrisch anspruchsvolle Körper darstellen, für den Anwender bearbeitbar zu machen, muss daher zuerst ein Reverse Engineering-Prozess ablaufen, bei welchem ein CAD-Modell erstellt wird.

2.2.3 CAD/CAM-Datenaustausch

Die generierten und bearbeiteten Daten können nun an eine CAM-Einheit oder ein anderes Bearbeitungsprogramm gesendet werden (LUTHARDT et al. (2007) [102]). Ein gängiges Format hierfür ist das STL-Format. Weniger gebräuchlich sind wegen der Fehleranfälligkeit DXF und IGES.

2.2.4 Fertigungsprozess (Computer Aided Manufacturing, CAM)

Der Herstellungsprozess einer CAD/CAM gefertigten Krone erfolgt auf der Basis des virtuellen Modells (CAD-Modell). Es kann zum einen unterschieden werden, ob lediglich ein Teil des Werkstücks (z.B. Keramikgerüst) maschinell und die Fertigstellung des Werkstücks manuell durch einen Zahntechniker erfolgt (z.B. Keramikverblendung). Zum anderen kann unterschieden werden, ob das vollständig maschinell gefertigte Werkstück additiv (z.B. Stereolithografie mit Kunststoffen) oder subtraktiv (z.B. Schleifen, Fräsen) gefertigt wird. Bei den subtraktiven Verfahren wird, entsprechend der für die Konstruktion errechneten Fräsbahnen, die Restauration aus einem Werkstoffblock (z.B. Keramik, Metalle, Hochleistungskunststoffe) gefräst, bei additiven Verfahren wird die Restauration schichtweise aufgebaut.

2.3 Klinische Relevanz der Randspaltgröße

Grundsätzlich wird bei zahnmedizinischen Restaurationen ein möglichst geringer Randspalt zum natürlichen Zahn angestrebt. Der Zementspalt wird definiert als die Fuge, die zwischen Zahn und festsitzendem prothetischen Zahnersatz aufgrund von Einstellungsparametern im digitalen Workflow (z.B. Einstellungsparameter Zementspalt „20 µm“) und materialbedingten Fertigungsschritten entsteht.

Diese Fuge ist notwendig, um die Restauration über physikalische und/oder chemische Verbindungen am Zahn zu fixieren. Eine zu klein oder ungenau dimensionierte Fuge kann eine ungenügende Passung aufgrund fehlender Abflussmöglichkeiten des Zements oder innerer geometrischer Fehldimensionierung bedingen. Eine zu groß dimensionierte Fuge kann ebenfalls eine ungenügende Passung hervorrufen, da eine Spielpassung, wie sie bei zu groß gewählten Fugen auftritt, keine eindeutige Repositionierung der Krone zulässt. Über die Empfehlungen für klinisch akzeptable Zementspalten herrscht in der Literatur keine Einigkeit. Bis zum Einsetzen der Restauration sind mehrere Arbeitsschritte nötig, bei denen sich Ungenauigkeiten addieren oder potenzieren können. Vorhergehende Arbeitsschritte sind nicht korrigierbar. Diese Passungengenauigkeiten können beim Patienten nach MARXKORS et al. (2008) [108] „bereits nach kurzer Zeit irreparable Schädigungen nicht nur des Parodontiums und der Zahnhartsubstanz, sondern des ganzen Kausystems hervorrufen.“

Daher kann eine Arbeit aufgrund von geometrischen Gegebenheiten zu nicht tolerierbaren Störungen führen. Die Wahl der jeweiligen Abformtechnik spielt mit der Auswahl des jeweiligen Abformmaterials eine entscheidende Rolle für die Qualität der Abformung.

Es soll an dieser Stelle die Nomenklatur für diese Arbeit eindeutig definiert werden: mit *marginaler Genauigkeit* ist mit *marginal* nicht *geringfügig*, *nebensächlich* gemeint, sondern diese Formulierung bezieht sich auf die Herkunft von *margin* (*engl.*)= *Rand*. Mit *marginaler Genauigkeit* ist also die Randspaltgenauigkeit gemeint. Des Weiteren wurde für diese Studie zugunsten der Einheitlichkeit der Begriff *Randspalt(-größe)* als Terminus festgelegt. In der Literatur finden sich für diesen Sachverhalt Begriffe wie *Randspaltengenauigkeit*, *Randschluss*, *Randschlussgüte*, *Randschlussgenauigkeit*, *Randschlussungenauigkeit* und *Randschlussqualität*, welche in dieser Arbeit keine Verwendung finden.

Eine Randspaltfreiheit kann durch materialimmanente Faktoren sowie verfahrenstechnisch bedingte Dimensionsänderungen aus werkstoffkundlicher Sicht nicht vollständig erreicht werden. Kontraktionen sowie Expansionen der verwendeten Materialien stellen die Ursachen für einen Randspalt dar. „Das Einhalten klinischer Kautelen wie Blut- und Speichelfreiheit des abzuformenden Stumpfes sowie das Wissen des behandelnden Zahnarztes um chemische und physikalische Eigenschaften der verwendeten Materialien und nicht zuletzt die korrekte

Einschätzung des Abformergebnisses stellen die größten Einflussfaktoren für die Qualität einer Abformung dar.“ (REICHARDT (2015) [140]). Somit können als klinische Einflussfaktoren nach REICHARDT (2015) [140] „Blutung nach Entfernung eines Retraktionsfadens, Blutung bei Umspritzen des Stumpfes und die suffiziente Trockenlegung des Stumpfes bzw. eine Speichelkontamination des Stumpfes bei unzureichender Trockenlegung während der Abformung“ eingeordnet werden. Diese klinischen Parameter während der Abformung werden als Gründe für unterschiedliche Ergebnisse von In-vitro- gegenüber In-vivo-Studien angeführt. Nach RETTBERG (1994) [143] sind die grundlegenden Ursachen für große Randspalten in klinischen Faktoren zu suchen. Als Langzeitfolgen dieser unzureichenden Passung resultiert nach KIDD et al. (1992) [78] Sekundärkaries. Letztere und eine mangelhafte Randspaltgröße können das Parodont schädigen. SPIEKERMANN (1986) [162] warnt vor parodontalen Destruktionen, die aus Randspalten resultieren können. TURNER (1982) [173] stellte in einer Studie den Zusammenhang zwischen parodontaler Gesundheit und der Randspaltgröße eingebrachter Jacketkronen her. Taschenbildungen und gingivale Rezessionen wurden in dieser Untersuchung dokumentiert. ROULET (1994) [147] hebt die Bedeutung der Randspaltgröße hervor, da Randspalten Sekundärkaries mit pulpalen Schädigungen hervorrufen können. MÜLLER und PRÖSCHEL (1994) [117] konnten parodontale Schädigungen auf eine ungenügende Kronenpassung zurückführen. Nach HAAS et al. (1988) [61] werden möglichst randspaltenfreie Restaurationen angestrebt, um Sekundärkaries und parodontale Irritationen zu vermeiden. Eingebrachte Kronen erhöhen nach KNOERNSCHILD und CAMPBELL (2000) [83] das Vorkommen von gingivalen Entzündungen. Faktoren, die dies begünstigen sind u.a. eine ungenügende (zu große) Randspaltgröße, überkonturierte Restaurationen und eine Oberflächenrauigkeit auf der Restauration. HOLMES et al. (1989) [72] bemängeln die Unklarheit der Terminologie bei Studien über Randspaltgrößen. Randspalten werden anhand unterschiedlicher Vermessungsparameter wie zum Beispiel marginale Adaptation, interne Adaptation, vertikale Auflagefläche, Röntgenbefund und klinische Passung festgestellt.

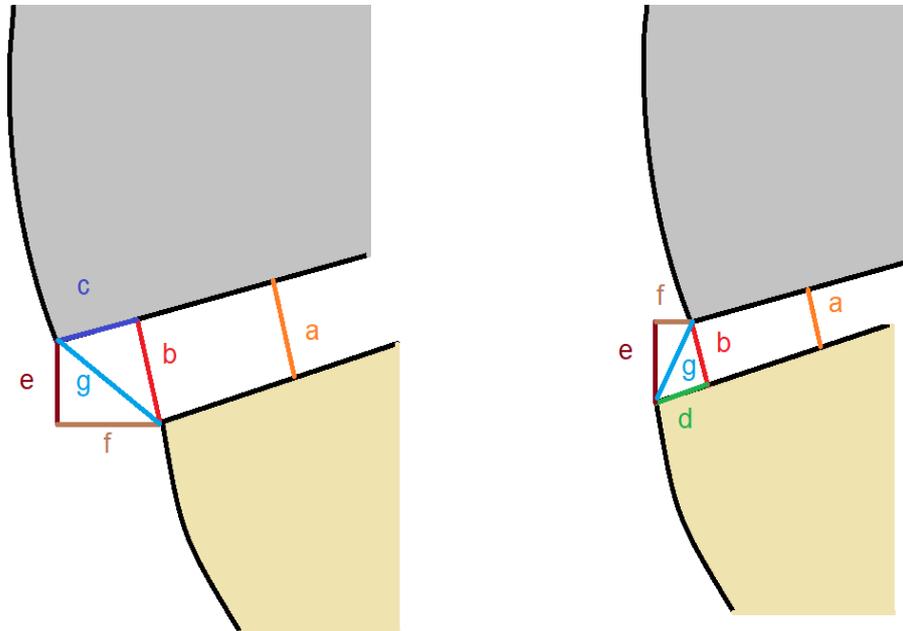
Die Fehlpassung zwischen Zahn und Restauration kann auf unterschiedliche Weise vermessen werden.

HOLMES et al. (1989) [72] definieren in ihrer Arbeit acht (hier: exklusive *seating discrepancy*) verschiedene Vermessungsparameter (siehe Abbildung 2), wenn

Kombinationen aus Randschluss- und Ausdehnungsungenauigkeit einbezogen werden. Über- bzw. Unterextension wird als ein Parameter anerkannt, da eine Restauration nur über- oder unterextendiert sein kann.

Überextendierte Restauration

unterextendierte Restauration



- | | |
|------------------------------------|------------------------------------|
| a = internal gap | = interner Spalt |
| b= marginal gap | = marginaler Spalt |
| c= overextended margin | = überextendierter Rand |
| d= underextended margin | = unterextendierter Rand |
| e= vertical marginal discrepancy | = vertikale marginale Diskrepanz |
| f= horizontal marginal discrepancy | = horizontale marginale Diskrepanz |
| g= absolute marginal discrepancy | = absolute marginale Diskrepanz |

Abb. 2: Vermessungsmöglichkeiten der Randspalten modifiziert nach HOLMES et al. (1989) [73]

2.4 Richtwerte für die Randspaltvermessung

Völlig randspaltfreie Restauration zu erstellen, ist aufgrund der materialimmanenten und verfahrenstechnisch bedingten Faktoren nicht möglich. Daher ist die Einhaltung von Richtwerten notwendig, die von unterschiedlichen Autoren empfohlen wurden (siehe Tabelle 1).

Tab. 1: Übersicht über akzeptierte klinische Randspaltgröße von Kronen

Autoren	Geforderte Randspaltgröße
DREYER-JÖRGENSEN (1958) [39]	≤ 50 µm
KÖRBER und LENZ (1968) [89]	200 µm
MCLEAN und FRAUNHOFER (1971) [112]	≤ 120 µm
BELSER et al. (1985) [8]	≤120 µm
SPIEKERMANN (1986) [162]	≤100 µm
GEURTSSEN (1990) [55]	≤100 µm
HOLMES et al. (1992) [73]	50 - 100 µm
KARLSSON (1993) [77]	≤100 µm
KOKUBO et al. (2005) [85]	≤120 µm
REICH et al. (2008) [141]	≤100 µm
BEUER et al. (2009c) [14]	≤120 µm
BORBA et al. (2013) [22]	≤120 µm
AL-ZUBAIDI und AL-SHAMMA (2015) [5]	≤120 µm

2.4.1 Randspaltvermessung bei konventioneller Elastomerabformung

KONIARIS (1999) [87] verglich in seiner Studie drei Abformtechniken (Doppelmischmethode, Korrekturabformung und Einphasenabformung) und acht Abformmaterialien (Werkstoffklassen: K-Silikone, A-Silikone und Polyether) jeweils auf einem trockenen und auf einem mit Plasmaimitat benetzten Prüfkörper. Die Plasmaflüssigkeit soll die Sulkusflüssigkeit imitieren, welche im klinischen Ablauf einen Einfluss auf die Randspaltgenauigkeit der Restauration hat. Die Randspaltgenauigkeit war bei den K-Silikonen und den Polyethern am besten, wobei die Abformung unter feuchten Bedingungen generell ungenauere Ergebnisse brachte. Unter feuchten Bedingungen ergaben 88% der Werte der Einphasenabformung (Impregum®, Polyether), der Korrekturabformmethode (Lastic-Xtra/hydrophil, K-Silikon) sowie der Doppelmischabformung (Dimension® Penta/Garant,

A-Silikon) Randspaltgrößen unter 100 µm. Bei Abformungen mit K- bzw. A-Silikonen zeigten sich bei Doppelmisch- und Einphasenabformung in Bezug auf die Randspaltgröße größere Streubreiten und tendenziell höhere Medianwerte als für die Korrekturabformung. 31% der Kronen nach Abformung eines trockenen Stumpfes zeigten Randspalten unter 50 µm, jedoch nur 10% unter 20 µm. Kronen mit Randspalten unter 100 µm waren ungeachtet des Abformmaterials und der – methode mit einer Häufigkeit von 89% feststellbar. Somit lässt sich zusammenfassen, dass unter Laborbedingungen Kronen mit einer guten Randspaltgröße gefertigt werden. Die Ergebnisse der Studien, bei denen Restaurationen über die konventionelle Abformung gefertigt wurden, sind in Tabelle 2 aufgeführt:

Tab. 2: Übersicht der Ergebnisse von Studien mittels konventionell abgeformter Pfeilerzähne

Autor(en)	Art der Restauration/Abformmaterial	Ergebnisse
CHRISTENSEN (1966) [29]		Arithmetische Mittelwerte der einzelnen Gruppen: 21 µm (okklusal) (Minimum: 2 µm; Maximum: 51 µm) 74 µm (gingival) (Minimum: 34 µm; Maximum: 119 µm) 26 µm (proximal) (Minimum: 9 µm; Maximum: 34 µm)
DÜSTERHUS (1980) [43]	Gusskronen an extrahierten Zähnen	Arithmetische Mittelwerte: 90 - 230 µm
SPIEKERMANN (1986) [162]		Arithmetischer Mittelwert: 382 µm (Minimum: 50 µm; Maximum: 1425 µm)
ABBATE et al. (1989) [1]	Metallkeramikronen mit Metallrand, Metallkeramikronen mit facialem Keramikrand, Ceres-tone®-Kronen, Dicor®-Kronen	Arithmetischer Mittelwert ± Standardabweichung: 60,6 ± 26,4 µm; 57,0 ± 24,2 µm; 44,1 ± 12,0 µm; 65,3 ± 17,5 µm Auf alle Kronenformen bezogen: Minimum: 56 µm; Maximum: 81 µm
GELBARD et al. (1994) [54]	Metallrestaurationen (Material: <i>Argelife</i> 54+ aus 2% Gold, 54% Palladium, 36,5% Silber)	Arithmetische Mittelwerte (manuell berechnet): von 38,3 µm bis 68,6 µm Arithmetische Mittelwerte (computerberechnet): von 59,2 bis 128,24 µm
ANADIOTI et al. (2014) [6]	1) PVS impression/IPS e.max Press 2) PVS impression/IPS e.max CAD	Arithmetischer Mittelwert der marginalen Randspaltgröße: 1) 48 ± 9 µm (3D-Vermessung); 40 ± 9 µm (2D-Vermessung) 2) 88 ± 24 µm (3D-Vermessung); 76 ± 23 µm (2D-Vermessung)
DAUTI et al. (2016) [35]	Polyvinylsiloxan	Marginale Diskrepanz: 94,84 ± 50,77 µm (Lichtmikroskop); 83,37 ± 44,38 µm (SEM) Absolute marginale Diskrepanz: 158,60 ± 69,14 µm (Lichtmikroskop); 152,72 ± 72,36 µm (SEM)

Autor(en)	Art der Restauration/Abformmaterial	Ergebnisse
BERRENDERO et al. (2016) [9]	Zweiphasen-A-Silikonabformung	Mittelwert marginale Diskrepanz: 119,9 $\mu\text{m} \pm 59,9 \mu\text{m}$
TSIROGIANNIS et al. (2016) [171]	Review: Einbezug von folgenden konventionellen Abformmaterialien: Silikon, Polyether oder Elastomer ; Restaurationsmaterial: Keramiken	<i>marginale Diskrepanz in vitro:</i> 58,9 μm <i>Konventionell in vivo:</i> 79,2 μm
KOCAAĞAOĞLU et al. (2017) [84]	k.A.	Mittelwert marginale Diskrepanz: 85,6 μm (k.A. über Standardabweichung)

CHRISTENSEN (1966) [29] beschrieb verschiedene Mittelwerte für den jeweils okklusalen (21 μm), gingivalen (74 μm) und proximalen Bereich (26 μm) der Randspalten. DÜSTERHUS (1980) [43] erhielt bei seiner Studie, bei der Gusskronen mittels konventioneller Abformung gefertigt wurden, bei erkennbarer Präparationsgrenze Mittelwerte zwischen 90 und 230 μm . ABBATE et al. (1989) [1] bewerteten in ihrer Studie die Randspaltgröße vier verschiedener Kronensysteme (Metallkeramikronen mit Metallrand, Metallkeramikronen mit vestibulärem Keramikrand, Cerestore[®]-Gusskeramikronen und Dicor[®]-Glaskeramikronen hergestellt im Schleuderguss). Hinsichtlich der Mittelwerte \pm Standardabweichung ergaben sich Randspalten von $60,6 \pm 26,4 \mu\text{m}$ (Metallkeramikronen mit Metallrand), $57,0 \pm 24,2 \mu\text{m}$ (Metallkeramikronen mit vestibulärem Keramikrand), $44,1 \pm 12,0 \mu\text{m}$ (Cerestore[®]-Gusskeramikronen) und $65,3 \pm 17,5 \mu\text{m}$ (Dicor[®]-Glaskeramikronen hergestellt im Schleuderguss). SPIEKERMANN (1986) [162] beschrieb den Mittelwert der Randspaltgröße in einer klinischen Studie mit 382 μm .

2.4.2 Stand der Randspaltdetektion bei konventionellen Abformungen im Vergleich zu optischen Abformungen

Tab. 3: Übersicht der In-vitro-Studien mit entsprechenden marginalen Genauigkeiten für konventionelle und optische Abformmethoden

Autor(en)	Randspaltergebnisse (Mittelwert) der konventionellen Abformung (Art der Restauration/Abformmaterial/Modellmaterial)	Randspaltergebnisse (Mittelwert) der optischen Abformung (Art der Restauration/Intraoralscanner)
ABDEL-AZIM et al. (2015)	Aquasil® Ultra: 112,3 ± 35,3 µm ; 115,3 µm (Median)	Lava®C.O.S.: 89,8 ± 25,4 µm ; 100,1 µm (Median) iTero®: 89,6 ± 30,1 µm ; 90,2 µm (Median)
ANADIOTI et al. (2014) [6]	PVS Abformung/IPS e.max Press: 48 ± 9 µm 40 ± 9 µm PVS Abformung/IPS e.max CAD: 88 ± 24 µm 76 ± 23 µm	digitale Abformung /IPS e.max Press: 89 ± 20 µm 75 ± 15 µm digitale Abformung/IPS e.max CAD: 84 ± 21 µm 74 ± 26 µm
BINDL und MÖRMANN (2005) [16]	In-Ceram®Zirconia: 25 ± 18 µm Empress®II: 44 ± 23 µm	CEREC®inLab: 43 ± 23 µm DCS®: 33 ± 20 µm Decim®: 23 ± 17 µm Procera®: 17 ± 16 µm
BEUER et al. (2008) [11]	Impregum®; Digitalisierung des Resin-Rock Gipsmodells durch Cercon®	Cercon®: 36,6 µm - 45,5 µm
BEUER et al. (2009a) [12]	Impregum®; Digitalisierung des Resin-Rock Gipsmodells durch Cercon®	4° Präparationswinkel: vor Adaption: 91 ± 15 µm, danach: 67 ± 8 µm 8° Präparationswinkel: vor: 82 ± 13 µm; danach: 67 ± 11 µm 12° Präparationswinkel: vor: 50 ± 6 µm; nach: 46 ± 6 µm
BOEDDINGHAUS et al. (2015) [19]	EXA'lence GC/ Laborscanner: Median: 113 µm IQR: 81 - 157 µm	Lava®True Definition: Median: 88µm ; IQR: 68 - 136 µm cara TRIOS®: Median: 12 µm ; IQR: 94 - 149 µm CEREC®Omnicaam: Median: 149 µm ; IQR: 114 - 218 µm
COLI und KARLSSON (2004) [30]	A-Silikon, Digitalisierung durch Denzir®-System	Denzir®-System: < 50 µm

DAUTI et al. (2016) [35]	<p>Präparation eines Zahns, Herstellung eines Meistermodells; Duosil D zur Replikation von 40 Modellen (Mirapont®); konventionelle Abformung von 20 Modellen mit Imprint II Garant®; optische Abformung von 20 Modellen mit Lava®C.O.S.</p> <p><i>marginale Diskrepanz (Methode der Evaluierung):</i> 94,84 ± 50,77 µm (Lichtmikroskop) 83,37 ± 44,38 µm (SEM)</p> <p><i>absolute marginale Diskrepanz:</i> 158,60 ± 69,14 µm (Lichtmikroskop) 152,72 ± 72,36 µm (SEM)</p> <p>k.A.</p>	<p><i>marginale Diskrepanz (Lava®C.O.S.):</i> 96,28 ± 43,21 µm (Lichtmikroskop) 99,26 ± 48,73 µm (SEM)</p> <p><i>absolute marginale Diskrepanz</i> 191,54 ± 85,42 µm (Lichtmikroskop) 211,6 ± 96,55 µm (SEM)</p> <p>Procera®: 51 ± 50 µm Ceramil®: 81 ± 66 µm</p>
GRENADE et al. (2011) [58]	k.A.	Procera®: 51 ± 50 µm Ceramil®: 81 ± 66 µm
KIM et al. (2016) [80]	<p>200,9 µm Ceramil® Map400 207,8 µm und 176,1 µm Presstechnik</p>	intraorale digitale Abformung Carestream dental CS3500: 129,6 µm
KOCAAĞAOĞLU et al. (2017) [84]	<p>85,6 µm (arithmetischer Mittelwert) k.A.</p>	58,7 µm k.A.
PRADIES et al. (2015) [131]	<p>Express™ 2 Penta™ Putty, Express™ 2 Light Body Quick; Fuji Rock® 91,46 ± 72,17 µm</p>	Lava®C.O.S.: 76,33 ± 65,32 µm
SCHAEFER et al. (2014) [153]	direkte optische Abformung des Pfeilerzahns durch cara TRIOS®, iTero®, CEREC® Bluecam und Lava®C.O.S.	cara TRIOS®: 128 µm iTero®: 90 µm CEREC® Bluecam: 146 µm Lava®C.O.S.: 109 µm (Überprüfung mittels Referenzscanner)

SEELEBACH et al. (2013) [159]	<p>Korrekturabformung(Lava™zirconia): 33 ± 19 µm</p> <p>Korrekturabformung(Cera-E): 38 ± 25 µm</p> <p>Doppelmischabformung(Lava™zirconia): 60 ± 30 µm</p> <p>Doppelmischabformung(Cera-E): 68 ± 29 µm</p> <p>(Express® 2 Penta Putty, Express® 2 Light Body)</p>	<p>Lava®C.O.S.(Lava™zirconia): 48 ± 25 µm</p> <p>CEREC®(Empress®CAD): 30 ± 17 µm</p> <p>iTero®(Copran Zr-I): 41 ± 16 µm</p>
SYREK et al. (2010) [166]	A-Silikonabformung: 71 µm	Lava®C.O.S.: 49 µm
TORABI et al. (2012) [170]	Genie® Abformmaterial; Fujirock® EP: 44,29 µm	Tizian®CAD/CAM-System: 46,67 µm
TSIROGIANNIS et al. (2016) [171]	Review, daher diverse Abformmaterialien- Silikon, Polyether, Elastomer) in vitro: 58,9 µm in Vivo: 79,2 µm	Review, daher diverse optische Scansysteme: in vitro: 63,3 µm in vivo: 56,1 µm
YÜKSEL und ZAIMOĞLU (2011) [184]	IPS e.Max Press: 92,6 ± 4 µm Wirobond®C: 96,5 ± 7 µm	Lava® System: 82,7 µm ± 7 µm
ZHAN et al. (2015) [186]	Silikonabformungen: 81,04 ± 10,88 µm Gussmodelle: 84,42 ± 9,96 µm	CEREC®: 69,18 ± 9,47 µm

BOEDDINGHAUS et al. (2015) [18] dokumentierten die Randspaltgröße von Kronen, die mittels Intraoralscanner oder im Vergleich zu einer konventionellen Abformmethode hergestellt wurden. Es wurden die Cerec[®]AC Omnicam (Sirona), der cara TRIOS[®] (Heraeus) und Lava[®]True Definition (3M ESPE) verglichen. Zudem wurde ein Gipsmodell, welches nach Abformung mit EXA'lence[®] (GC, Vinylpolyethersilikon) hergestellt wurde, mit einem Standardlaborscanner gescannt (3Shape D 700). Die Randspaltgröße der vier Zirkondioxidkappen pro Zahn wurde über eine Replicatetechnik vermessen. Insgesamt wurden 49 Zähne vermessen. Betrachtet wurden jeweils der Median und der Interquartilsabstand. Die Randspaltgröße wurde als Medianwert (Q 25 - Q 75) angegeben und betrug bei Lava[®]True Definition 88 µm (68 - 136 µm), bei cara TRIOS[®] 112 µm (94 - 149 µm), bei Cerec[®]AC Omnicam 149 µm (114 - 218 µm) und beim Laborscanner 113 µm (81 - 157 µm). Die Studie nach BOEDDINGHAUS et al. (2015) [18] unterstützt die Annahme, dass in Bezug auf die Randspaltgröße die konventionelle Abformung in Verbindung mit Modellherstellung und Verwendung eines Laborscanners und intraorale Scanmethoden vergleichbare Ergebnisse liefern, wenn die Präparationsgrenze deutlich zu erkennen und die Trockenlegung gewährleistet ist.

ABDEL-AZIM et al. (2015) [2] verglichen in einer In vitro-Studie die Randspaltgröße von CAD/CAM-gefertigten Lithiumdisilikatkronen. Es wurde sowohl eine konventionelle Abformmethode mit einem Polyvinylsiloxan als auch zwei digitale Abformmethoden (Lava[™]C.O.S. (3M ESPE), iTero (Cadent)) verwendet. Die Vermessung wurde an vier definierten Punkten am Stereomikroskop durchgeführt. Die arithmetischen Mittelwerte betrugen für die konventionelle Abformung $112,3 \pm 35,3$ µm, für die digitale Abformung mittels Lava[™]C.O.S. $89,8 \pm 25,4$ µm und für iTero[®] $89,6 \pm 30,1$ µm. Nach ABDEL-AZIM et al. (2015) [2] erzielen konventionelle und digitale Abformungsmethoden ähnliche Randspaltgrößen.

ORTEGA et al. (2015) [121] verglichen die marginale Passung und die interne Passung von Metallkeramikkronen mit der Passung von Zirkondioxidkeramikkronen, welche mit drei verschiedenen Systemen hergestellt wurden Procera[®] (Nobel Biocare), Lava[®]Zirconia (3M ESPE), In-Ceram[®]YZ (VITA)). Alle Zirkondioxidkronen zeigten bessere Randspaltgrößen als die Metallkeramikkronen, wobei bei den Procera[®] - Kronen die größte Randspaltgenauigkeit beobachtet werden konnte.

ZHAN et al. (2015) [186] stellten den Einfluss verschiedener Abformmethoden auf die Randspaltgrößen dar. An PMMA-Modellen wurden Präparationen für die Aufnahme einer Krone durchgeführt, eine Silikonabformung genommen und Gussmodelle hergestellt. Sowohl die PMMA-Modelle als auch die Abformungen und die Gussmodelle wurden gescannt und auf Basis der virtuellen Modelle wurden CAD/CAM-gefertigte Zirkondioxidkronen hergestellt. Die Passung der rein optisch abgeformten Modelle betrug $69,18 \pm 9,47 \mu\text{m}$, die der Silikonabformungen $81,04 \pm 10,88 \mu\text{m}$ und die der Gussmodelle $84,42 \pm 9,96 \mu\text{m}$.

PRADIES et al. (2015) [131] dokumentierten die Passung von Keramikronen in vivo, wobei eine Gruppe konventionell mit einer A-Silikonabformung und die zweite Gruppe mittels eines Intraoralscans nach dem Active Wavefront Sampling-Verfahren hergestellt wurde. Die Ergebnisse der Randspaltgröße der optischen Abformung lagen bei $76,33 \pm 65,32 \mu\text{m}$, die der konventionellen Abformung $91,46 \pm 72,17 \mu\text{m}$ (jeweils arithmetischer Mittelwert).

SEELBACH et al. (2013) [159] verglichen die Genauigkeit vollkeramischer Kronen auf Basis optischer Abformungen durch verschiedene Scannersysteme (Lava[®]C.O.S. (3M ESPE), CEREC[®] (Sirona) und iTero[®] (Cadent)) mit den Ergebnissen auf der Grundlage konventioneller Abformungen. Zehn einzeitig zweiphasige Doppelmischabformungen und zehn zweizeitige zweiphasige Korrekturabformungen wurden mittels Silikonabformmasse (Express2[®]Penta Putty/Light Body Standard, 3M ESPE) vorgenommen. Für beide konventionelle Abformmethoden wurde für die Kronen Lava[®]Zirconia und Cera E Cast Crowns verwendet. Zehn optische Abformungen mittels Lava[®]C.O.S. und die Fertigung von Lava[®]Zirconia-Kronen folgten. Die Herstellung von jeweils zehn Vollkeramikronen mittels CEREC[®] (Empress[®] CAD) und weitere zehn mittels des iTero[®]Scanners (Copran Zr-i) schloss sich an. Die Autoren ermittelten den Internal Fit (IF) (Tabelle 4) und die Accessible Marginal Inaccuracy (AMI) (Tabelle 5). Der IF ist die größte Abweichung vom Originalstumpf und wurde an 50 Punkten der Krone durch eine optische Vermessung ermittelt. Die größten Abweichungen vom ursprünglichen Stumpf zur Krone waren das Kriterium für die innere Passung, wobei negative Werte eine im Vergleich zum Stumpf zu kleine Krone repräsentieren. Die Zementierung der Kronen erfolgte so, dass die marginalen Bereiche zementfrei blieben. Die Vermessung des AMI wurde entsprechend den Empfehlungen nach HOLMES et al. (1989) [72] vorgenommen.

Tab. 4: Ergebnisse der Vermessung des Internal Fit nach-SEELBACH et al. (2013) [163]

Vermessung des Internal Fit (IF) (arithmet. Mittelwert \pm Standarddeviation)	IF in μm
Arithmetischer Mittelwert aller Gruppen	49 \pm 25 μm
Korrekturabformung (Lava®Zirconia)	36 \pm 5 μm
Korrekturabformung (Cera E)	44 \pm 22 μm
Doppelmischabformung (Lava®Zirconia)	35 \pm 7 μm
Doppelmischabformung (Cera E)	56 \pm 36 μm
Lava®C.O.S.	29 \pm 7 μm
CEREC®	88 \pm 20 μm
iTero®	50 \pm 2 μm

Tab. 5: Ergebnisse der Vermessung der Accessible Marginal Inaccuracy (AMI) nach SEELBACH et al. (2013) [163]

Vermessung der Accessible Marginal Inaccuracy (AMI)	AMI in μm
Arithmetischer Mittelwert aller Gruppen	44 \pm 26 μm
Korrekturabformung (Lava®Zirconia)	33 \pm 19 μm
Korrekturabformung (Cera E)	38 \pm 25 μm
Doppelmischabformung (Lava®Zirconia)	60 \pm 30 μm
Doppelmischabformung (Cera E)	68 \pm 29 μm
Lava®C.O.S.	48 \pm 25 μm
CEREC®	30 \pm 17 μm
iTero®	41 \pm 16 μm

TORABI et al. (2012) [170] stellten in vitro die marginale und interne Passung von CAD/CAM gefertigten Keramikgerüsten einer Keramikgussmethode gegenüber und ermittelten bei der CAD/CAM-Methode vergleichbare Resultate wie bei der konventionellen Methode.

ENDER und MEHL (2011) [46] verglichen die Richtigkeit (s. S.18) und die Präzision (s. S.18) von optischen Abformungen (Lava® C.O.S. und CEREC®Bluecam) mit konventionellen Abformungen mittels Impregum® an einem extraoralen Ganzkiefermodell in vitro. Die Richtigkeit der konventionellen Abformungen betrug im Mittelwert 55 \pm 21,8 μm , die der CEREC®Bluecam 49 \pm 14,2 μm . Das Lava®C.O.S.- System zeigte eine Richtigkeit von 40,3 \pm 14,1 μm . Die Präzision lag bei den konventionellen Abformungen bei 61,3 \pm 17,9 μm , bei 30,9 \pm 7,1 μm bei der CEREC®Bluecam und bei 60,1 \pm 31,3 μm beim Lava®C.O.S..

ENDER und MEHL (2011) [46] stützen die Aussage, dass die digitale optische Abformung als gleichwertig zu den Elastomerabformungen anzusehen ist.

SYREK et al. (2010) [166] ermittelten die Randspaltgröße von Kronen, die auf der Basis von konventionellen A-Silikonabformungen hergestellt wurden, und von Kronen, die digital über den Lava[®]C.O.S.-Scanner gefertigt wurden. Die Vermessung der Randspalten ergab für die digital hergestellten Kronen genauere (kleinere) Werte (Medianwert 49 μm), wobei sich die Resultate beider Gruppen im klinisch akzeptablen Bereich befanden. Die Randspaltgröße der konventionell gefertigten Kronen zeigte einen Medianwert von 71 μm .

CHOCHLIDAKIS et al. (2016) [28] stellten in einem systematischen Review (Metaanalyse) ähnliche Werte für die optische und die konventionelle Abformung fest ($p > 0,05$).

2.4.3 Stand der Randspaltdetektion und Genauigkeit bei optischen Abformungen und CAD/CAM-Systemen

YANG et al. (2015) [183] stellten die Richtigkeit und die Präzision digitaler Abformungen und die Verwendbarkeit von Kronen gegenüber, die mithilfe digitaler Modelle gefertigt wurden. Es wurden natürliche, extrahierte Zähne für die Aufnahme einer Vollkrone präpariert und in ein künstliches Modell eingebettet. Anschließend wurden mit dem cara TRIOS[®] (3shape) dem 3 D PROGRESS (MHT), dem Modellscanner D700 (3Shape) sowie dem inEos (Dentsply Sirona Systems) digitale Modelle erstellt. Um die Richtigkeit zu bewerten wurde mit dem Mikro-CT ein Referenzmodell gefertigt. Die Abweichungen zwischen dem Referenzmodell und dem durch den jeweiligen Scanner errechneten Modell betragen im Mittel $64,25 \pm 3,45 \mu\text{m}$ für den TRIOS[®]-Scanner, $61,89 \pm 3,45 \mu\text{m}$ für den 3 D PROGRESS, $66,68 \pm 0,85 \mu\text{m}$ für den D700 und $71,19 \pm 1,70 \mu\text{m}$ für den inEos. Um die Verwendbarkeit zu bewerten, wurden Titankronen basierend auf den vier Scannern erstellt. Der Zementspalt wurde unter dem Stereomikroskop nach Herstellung von Querschnitten bewertet. Die Randspaltgröße für den TRIOS[®]-Scanner betrug im Mittelwert $56,78 \pm 29,75 \mu\text{m}$, für den D700 $78,37 \pm 47,92 \mu\text{m}$, für den 3 D PROGRESS $86,36 \pm 60,65 \mu\text{m}$ und für den inEos $72,41 \pm 36,72 \mu\text{m}$. Die über CAD/CAM-Verfahren gefertigten Kronen zeigten eine bessere interne okklusale Passung und wiesen eine Kronenpassung von klinisch akzeptierten Randspaltgrößen ($< 120 \mu\text{m}$ nach MCLEAN und FRAUNHOFER (1971) [112]) auf. Somit

können nach YANG et al. (2015) [183] digitale Abformungen als Alternative für die Herstellung von Einzelkronen angesehen werden.

PATZELT et al. (2014) [124] verglichen vier verschiedene Scanner für die intra-orale Verwendung (iTero®, CEREC®AC Bluecam, Lava®C.O.S., Zfx®IntraScan (ZFx, Dachau, Deutschland)) und einen industriellen Referenzscanner (IScan D101; Imetric 3D GmbH, Courgenay, Schweiz). In einem ersten Schritt wurde das Referenzmodell fünf Mal mit dem IScan optisch abgeformt und ein Datensatz zufällig als Referenzmodell ausgewählt. Die Datensets (Referenzmodellscans) wurden auf Richtigkeit und Präzision überprüft. Im Anschluss wurde das Referenzmodell mit den zu bewertenden Intraoralscannern optisch abgeformt. Die Richtigkeit der verschiedenen Scanner erreichte arithmetische Mittelwerte von 38 bis 332,9 µm, während die Präzision der vier Geräte arithmetische Mittelwerte zwischen 37,9 bis 99,1 µm zeigte.

MANGANO et al. (2016) [104] stellten die Richtigkeit und Präzision von vier Intraoralscannern einem Referenzscanner bei Verwendung im teilweise bezahnten oder im unbezahnten Gebiss anhand von Mittelwerten gegenüber (Tabelle 6).

Tab. 6: Richtigkeit und Präzision von vier Intraoralscannern nach MANGANO et al. (2016) [107]

	Richtigkeit		Präzision	
	teilbezahnt	unbezahnt	teilbezahnt	unbezahnt
IScan D104I®	Referenzscanner		Referenzscanner	
cara TRIOS®	71,2 µm	71,6 µm	51,0 µm	67,0 µm
CS 3500®	47,8 µm	63,2 µm	40,8 µm	55,2 µm
Zfx Intrascan®	117,0 µm	103,0 µm	126,2 µm	112,4 µm
Planscan®	233,4 µm	233,4 µm	219,8 µm	204,2 µm

ENDER et al. (2016) [49] untersuchten die Präzision konventioneller und digitaler Methoden in vivo an Ganzkieferabformungen. Obwohl es bei digitalen Abformungen lokal zu größeren Abweichungen kam, sind die Ergebnisse gleichwertig und teilweise präziser (Präzision zwischen 12,3 µm bei Vinylsiloxanether und 167,2 µm bei Alginat, arithmetisches Mittel). Die konventionellen Abformungen exklusive der Alginatgruppe zeigten die höchste Genauigkeit bei Ganzkieferabformungen. Die Präzision wurde mit dem $(90\% - 10\%)/2$ Perzentil errechnet.

ENDER und MEHL (2013) [48] werteten in ihrer Studie den Einfluss verschiedener Scanstrategien für optische Systeme auf die Genauigkeit aus (Tabelle 7).

Verschiedene Scantechniken basierten auf herstellerseitigen Empfehlungen, in

welcher Reihenfolge welche Zahnflächen gescannt werden, ob Scans von Kieferabschnitten erfolgen sollen, die gematcht werden, oder ob Ganzkieferscans erfolgen sollen.

Tab. 7: Genauigkeit verschiedener Scanstrategien (ENDER und MEHL (2013) [49])

System	Ergebnisse
Lava®C.O.S.	Scanprotokoll des Herstellers: Richtigkeit 45,8 µm
	alternatives Scanprotokoll: Richtigkeit ± 90,2 µm
CEREC® Bluecam (mit Puder)	optimales Scanprotokoll: 23,3 µm
	Standardprotokoll: ± 52,5 µm
iTero® (puderfrei)	Richtigkeit: ± 35,0 µm
	Präzision: ± 30,9 µm

ALGHAZZAWI et al. (2012) [3] stellten einen Vergleich von CAD/CAM-gefertigten Vollkeramikkrappen zweier verschiedener Systeme (In-Ceram®Alumina, In-Ceram®Zirconia) an und untersuchten die marginale Genauigkeit in vitro bei verschiedenen Phasen der Fertigung. Es ergaben sich vertikale marginale Diskrepanzen (gemäß der Nomenklatur nach HOLMES et al. (1989) [72]) mit Mittelwerten von $36 \pm 14 \mu\text{m}$ bis $56 \pm 26 \mu\text{m}$ und horizontale Diskrepanzen von $16 \pm 16 \mu\text{m}$ bis $52 \pm 28 \mu\text{m}$.

KUNII et al. (2007) [91] bewerteten den Effekt der Sinterung auf die marginale und die interne Passung von CAD/CAM-gefertigten Zirkondioxidgerüsten, u.a. bei Kronen. Die vertikale marginale Diskrepanz zeigte Mittelwerte \pm Standardabweichung von $3,6 \pm 5,8 \mu\text{m}$.

KOMINE et al. (2007) [86] führten eine Untersuchung bezüglich der marginalen und inneren Passung von Einzelzahnrestorationen zu unterschiedlichen Zeitpunkten (Zirkondioxidgerüste und anschließend verblendete Kronen) mit verschiedenen Präparationsarten durch. Die marginale Diskrepanz der Keramikkrappen ergab Medianwerte von $61 \mu\text{m}$ (abgerundete Stufenpräparation), $64 \mu\text{m}$ (Hohlkehlpäparation) und $73 \mu\text{m}$ (Stufenpräparation).

Der Vergleich von marginaler und interner Genauigkeit von CAD/CAM-gefertigten Keramikkrappen ergab nach SOUZA et al. (2012) [161] marginale Diskrepanzen von $28,24 \mu\text{m} \pm 11,42 \mu\text{m}$ (abgerundete Stufenpräparation), $99,92 \mu\text{m} \pm 18,32 \mu\text{m}$ (Hohlkehle mit Abschrägung) und $64,71 \mu\text{m} \pm 25,64 \mu\text{m}$ (breite Hohlkehle).

COMLEKOGLU et al. (2009) [33] untersuchten ein Kopierschleifverfahren (Zirkonzahn) und ermittelten die resultierende Randspaltgröße. Die Mittelwerte der

absoluten marginalen Diskrepanz betrug bei verschiedenen Präparationsarten $87 \pm 10 \mu\text{m}$ (Stufe mit Federrand), $144 \pm 14 \mu\text{m}$ (Hohlkehle) und $114 \pm 11 \mu\text{m}$ (schmale Hohlkehle).

TSITROU et al. (2007) [172] stellten verschiedene Präparationsarten (abgeschrägte Stufe, Hohlkehle, Stufe) durch optische Abformung mittels des Cerec® 3 und anschließende Vermessung der mit dem Paradigm MZ100® hergestellten Kompositkronen (Replicastechnik, Zementvermessung) (siehe Tabelle 8) gegenüber. Die marginale Genauigkeit wurde durch Replicavermessung und durch Vermessung des Zements ermittelt.

Tab. 8: Replicavermessung vs. Zementvermessung bei Verwendung unterschiedlicher Präparationsarten (TSITROU et al. (2007) [177])

	Replicavermessung (arithmetischer Mittelwert \pm s)	Zementvermessung (arithmetischer Mittelwert \pm s)
Abgeschrägte Stufenpräparation	$105 \pm 34 \mu\text{m}$	$102 \pm 28 \mu\text{m}$
Hohlkehlpäparation	$94 \pm 27 \mu\text{m}$	$91 \pm 11 \mu\text{m}$
Stufenpräparation	$91 \pm 22 \mu\text{m}$	$77 \pm 8 \mu\text{m}$

ROMEO et al. (2009) [145] ermittelten die marginale Diskrepanz und erhielten bei CAD/CAM-Restaurationen ohne Verblendung den Mittelwerte von $23,28 \pm 11,60 \mu\text{m}$ auf dem Gipsmodell und von $18,2 \pm 10,5 \mu\text{m}$ für unzementierte Zirkondioxidvollkronen am Abutment.

BOENING et al. (2000) [19] stellten eine vergleichbare Randspaltgröße beim Procera® AllCeram-System fest.

2.4.4 Übersicht über die Randspaltgröße verschiedener vollkeramischer Systeme

Eine Übersicht über die Randspaltgröße bei verschiedenen vollkeramischen Systemen zeigt Tabelle 9.

Tab. 9: In vitro-Studien zur Ermittlung der Randspaltgröße bei unterschiedlichen Vollkeramiksystemen

Autoren	Vollkeramiksystem	Präparationsform	Mittelwert
BESCHNIDT und STRUB (1999) [10]	Empress® Maltechnik	90° Stufenpräparation	Median: 47 µm
	konventionelle In-Ceram® Kronen	90° Stufenpräparation	Median: 60 µm
	Empress® Verblendtechnik	90° Stufenpräparation	Median: 62 µm
	Celay® In-Ceram® Kronen	90° Stufenpräparation	Median: 78 µm
	Celay® Feldspat Kronen	90° Stufenpräparation	Median: 99 µm
	Metallkeramik-Kontrollkronen (AuPt-Legierung Degudent U® mit VitaΩ® Keramik)	90° Stufenpräparation	Median: 64 µm
BOENING et al. (2000) [19]	Procera® AllCeram	Hohlkehlpäparation	Medianwerte der Mittelwerte: Frontzähne: 80 - 95 µm Seitenzähne: 90 - 145 µm
	Procera® AllCeram	Hohlkehlpäparation	Medianwerte der größten Randspaltgröße: Frontzähne: 80 - 180 µm Seitenzähne: 115 - 245 µm
DEMIR et al. (2014) [36]	Gruppe A: CEREC® inLab (Vollkeramikronen, Feldspat) Gruppe B: CEREC® inLab (Vollkeramikronen, Aluminiumoxid) Gruppe C: Presskeramik (Vollkeramikronen, Lithiumdisilikat)	Gruppe 1 = 90° Stufenpräparation Gruppe 2 = 135° Hohlkehlpäparation	Marginaler Spalt = Marginal Gap = MG Absolute marginale Diskrepanz = Marginal Discrepancy = MD Vor der Zementierung an unterschiedlichen Zahnseiten
	1A: CEREC® inLab (Feldspat)	90° Stufenpräparation	MG: 140 ± 50 µm (bukcale Seite, sagittal geschnitten) MD: 180 ± 40 µm (linguale Seite, sagittal geschnitten)
	1B: CEREC® inLab (Aluminiumoxid)	90° Stufenpräparation	MD: 180 ± 40 µm (linguale Seite, sagittal geschnitten)

	2A: CEREC® inLab (Feldspat)	135° Hohlkehhlpräparation	MG: 50 ± 20 µm (bukcale Seite, sagittal geschnitten)
	2B: CEREC® inLab (Aluminiumoxid)	135° Hohlkehhlpräparation	MD: 250 ± 110 µm (linguale Seite, sagittal geschnitten) MG: 150 ± 70 µm (bukcale Seite, sagittal geschnitten)
	Gruppe A, Kronen: CEREC® inLab (Feldspat)	135° Hohlkehhlpräparation; 90° Stufenpräparation	MG: 79 ± 30 µm (mesiale Seite, koronal geschnitten)
	Gruppe B: CEREC® inLab (Aluminiumoxid, Vollkeramikronen)	135° Hohlkehhlpräparation; 90° Stufenpräparation	MD: 230 ± 85 µm (linguale Seite, sagittal geschnitten) MD: 210 ± 90 µm (distale Seite, koronal geschnitten) MD: 180 ± 90 µm (mesiale Seite, koronal geschnitten)
	Gruppe C, Kronen: Presskeramik (Lithiumdisilikat)	135° Hohlkehhlpräparation; 90° Stufenpräparation	MG: 140 ± 60 µm (mesiale Seite, koronal geschnitten)
Jl et al. (2015) [75]	Prettau® Zirconia	breite Hohlkehhlpräparation	Randspaltgröße: 109,0 ± 83,3 µm
	Prettau® Zirconia	Stufenpräparation	Randspaltgröße: 118,8 ± 78,2 µm
	Zenostar®Zr Translucent	Hohlkehhlpräparation	Untertextendierte Kronenränder: 84,7 ± 41,5 µm
	Zenostar®Zr Translucent	Stufenpräparation	Untertextendierte Kronenränder: 91,5 ± 43,7 µm
	IPS e.Max	Hohlkehhlpräparation	Überextendierte Kronenränder: 40,5 ± 42,9 µm
	IPS e.Max	Stufenpräparation	Überextendierte Kronenränder: 41,2 ± 31,0 µm
	Prettau® Zirconia	Hohlkehhlpräparation	Durchschnittliche maximale absolute Randspaltgröße: 37,8 ± 37,1 µm

	Prettau® Zirconia	Stufenpräparation	Durchschnittliche maximale absolute Randspaltgröße: 73,9 ± 32,9 µm
	Zenostar®Zr Translucent	Hohlkehpräparation	Durchschnittliche maximale absolute Randspaltgröße: -51,3 ± 66,9 µm (unterextendiert)
	Zenostar®Zr Translucent	Stufenpräparation	Durchschnittliche maximale absolute Randspaltgröße: -14,3 ± 61,2 µm (unterextendiert)
	IPS e.Max	Hohlkehpräparation	Durchschnittliche maximale absolute Randspaltgröße: 22,5 ± 20,5 µm
	IPS e.Max	Stufenpräparation	Durchschnittliche maximale absolute Randspaltgröße: 29 ± 19,1 µm
MAY et al. (1998) [109]	Procera®AlCeram	Hohlkehpräparation	Arithm. Mittelwerte: Prämolaren: 56 µm ± 21 µm Molaren: 63 ± 13 µm
QUINTAS et al. (2004) [136]	Procera®Alumina	Werte unabhängig von Präparationsart und Zement (Hohlkehpräparation und Stufenpräparation) unabhängig von Zementart	Arithm. Mittelwert vor Zementierung: 25 µm Arithm. Mittelwert nach Zementierung: 44 µm
	Empress® 2	Vorgehen wie bei Procera®	Arithm. Mittelwert vor Zementierung: 68 µm Arithm. Mittelwert nach Zementierung: 110 µm
	In-Ceram®Alumina	Vorgehen wie bei Procera®	Arithm. Mittelwert vor Zementierung: 57 µm Arithm. Mittelwert nach Zementierung: 117 µm

2.5 Methoden zur Vermessung der Randspalten

CONTREPOIS et al. (2013) [34] nennen sechs Methoden zur Vermessung der Randspalten und die Nachteile der jeweiligen Methode:

- 1) direkte mikroskopische Untersuchung der zu vermessenden Stelle
- 2) Mikroskopische Untersuchung von Querschnitten zementierter Proben
- 3) Mikroskopische Untersuchung einer dünnfließenden Silikonreplica des Randbereichs
- 4) Laservideographie mit dünnfließender Silikonreplica
- 5) Profilometrie: Benutzung eines Profilometers zur Vermessung
- 6) Röntgenmikrotomographie: Erstellung von 2D/3D-Bildern.

Eine mögliche Fehlerquelle bei der direkten *mikroskopischen Untersuchung* besteht darin, dass Referenzpunkte nicht eindeutig erkennbar sind. Zudem können Projektionsfehler eine Verzerrung im Randspaltenbereich herbeiführen.

Des Weiteren können nur eine begrenzte Anzahl an *Querschnitten eines Zahnes* zur Vermessung hergestellt werden, da der Zahn lediglich eine gewisse Größe aufweist und die Fertigung der Querschnitte eine Mindestschichtstärke der Scheiben erfordert und dies eine Limitation der möglichen Scheibenanzahl darstellt. Eine indirekte Vermessung ist auch mittels Replicatechnik möglich. Dies findet sowohl bei der direkten mikroskopischen Untersuchung als auch bei Erstellung von Querschnitten mit anschließender mikroskopischer Untersuchung Anwendung. Die Methode führt jedoch zu ungenauen Ergebnissen - es findet keine metrische Erfassung des gewünschten Bereiches statt, sondern nur eine indirekte Vermessung.

Die *dritte Methode* ist durch die Anzahl der Messungen limitiert.

Bei der vierten Methode, der *Laservideographie*, können die Referenzpunkte nicht verlässlich detektiert werden.

Die *Profilometrie* lässt nur indirekte Messungen der absoluten marginalen Diskrepanz zu, wodurch Fehlinterpretationen entstehen können.

Aus diesen Gründen bevorzugen CONTREPOIS et al. (2013) [34] *in vitro* die Methode der *Röntgenmikrotomographie*, die eine hohe Anzahl an Messpunkten im Randspalt zulässt. Außerdem sind die Referenzpunkte gut zu erkennen.

Neben der Möglichkeit, Randspalten *in vitro* zu untersuchen, soll hier auch auf die Möglichkeit für eine *In vivo*-Untersuchung aufgezeigt werden.

Eine Messung der Randspaltgröße *in vivo* kann anhand von klinischer Sondierung oder mit Silikonkappe, Silikonreplica und Röntgen untersucht werden.

Bei der *Sondierung* sind nach REHBERG (1971) [139] Grenzen von 20 µm gegeben.

Bei der Untersuchung mittels Silikonfilm wird nach KONIARIS (1999) [87] eine dünnfließende Silikonabformmasse auf einen präparierten Stumpf aufgebracht und anschließend die Krone aufgesetzt. Die so entstandene *Silikonkappe* stellt eine Wiedergabe des Zementspalts und des Randbereichs dar und ist optisch sowie mechanisch vermessbar.

Bei der *Replicamethode* wird ein zweidimensionales von einem dreidimensionalen Verfahren unterschieden, die KIM et al. (2013) [81] untersuchten. Bei der zweidimensionalen Methode wird ein niedrigvisköses Material zwischen Restauration und natürlichem Zahn eingebracht, das unter Druckapplikation aushärtet. Im Anschluss wird die Restauration abgenommen. Eine Stabilisierung des niedrigviskösen Silikons erfolgt durch die nachfolgende Applikation eines mittelfließenden Silikons. Diese Stabilisierung des Silikonfilms ist erforderlich, da niedrigvisköses Silikon beim Schneiden nicht konturstabil ist. Mittels Schnitten und anschließender Vermessung kann der Randspalt zweidimensional beurteilt werden.

Beim dreidimensionalen Verfahren wird der interne Spalt vermessen. Die Studienmodelle werden mit einem Scanner optisch abgeformt, anschließend wird ein niedrigvisköses A-Silikon in die Restauration eingebracht. Die Restauration wird auf das Modell aufgesetzt und ein definierter Druck appliziert. Nach Abschluss des Aushärtens wird die Restauration vom Modell abgenommen und eine digitale Replica mit der optischen Abformung durch einen erneuten Scanvorgang erstellt. Anschließend werden das digitale Modell sowie die digitalen Daten des Replica-Modells überlagert und der interne Spalt berechnet.

Neben den bereits genannten Methoden kann auch mit einer *röntgenologischen Vermessung* der Randspalt detektiert und registriert werden. Die röntgenologische Auswertung ermöglicht eine Untersuchung schwer zugänglicher Bereiche. Das Verfahren wurde von FEJER (1956) [51] angewandt. Die dadurch ermittelten Ergebnisse können durch Verzerrungen verfälscht sein. Eine uneingeschränkte Einsicht des Kronenrandes ist ebenfalls nicht gewährleistet.

3. Material und Methode

3.1 Kriterien der Probenauswahl

Die verwendeten extrahierten Zähne ($n = 20$) wurden nach erfolgter Patientenaufklärung und -einverständnis gemäß der Genehmigung durch die Ethikkommission der Universitätsmedizin Rostock (Registriernummer: A 2010 26) auf folgende Kriterien überprüft: Karies- und Defektfreiheit an Krone und Wurzel, keine Schmelzdefekte, keine Frakturen (weder im Kronen- noch im Wurzelbereich), keine Verletzungen durch Extraktionsinstrumente. Die Probenauswahl wurde weder auf ein Geschlecht noch auf eine bestimmte Altersgruppe der Patienten beschränkt. Als Prüfwahl fanden Oberkieferprämolaren Verwendung. Nach der Extraktion wurden die Zähne mechanisch von der Wurzelhaut befreit und konstant bei 7° in Kunstspeichel (DAC NRF 7.5 ohne Aroma) aufbewahrt. Der Kunstspeichel diente dazu, eine der Mundhöhle ähnliche physiologische Lagerung der Zähne zu gewährleisten und eine artifizielle Austrocknung zu vermeiden. Abbildung 3 zeigt eine Übersicht über die Arbeitsschritte.

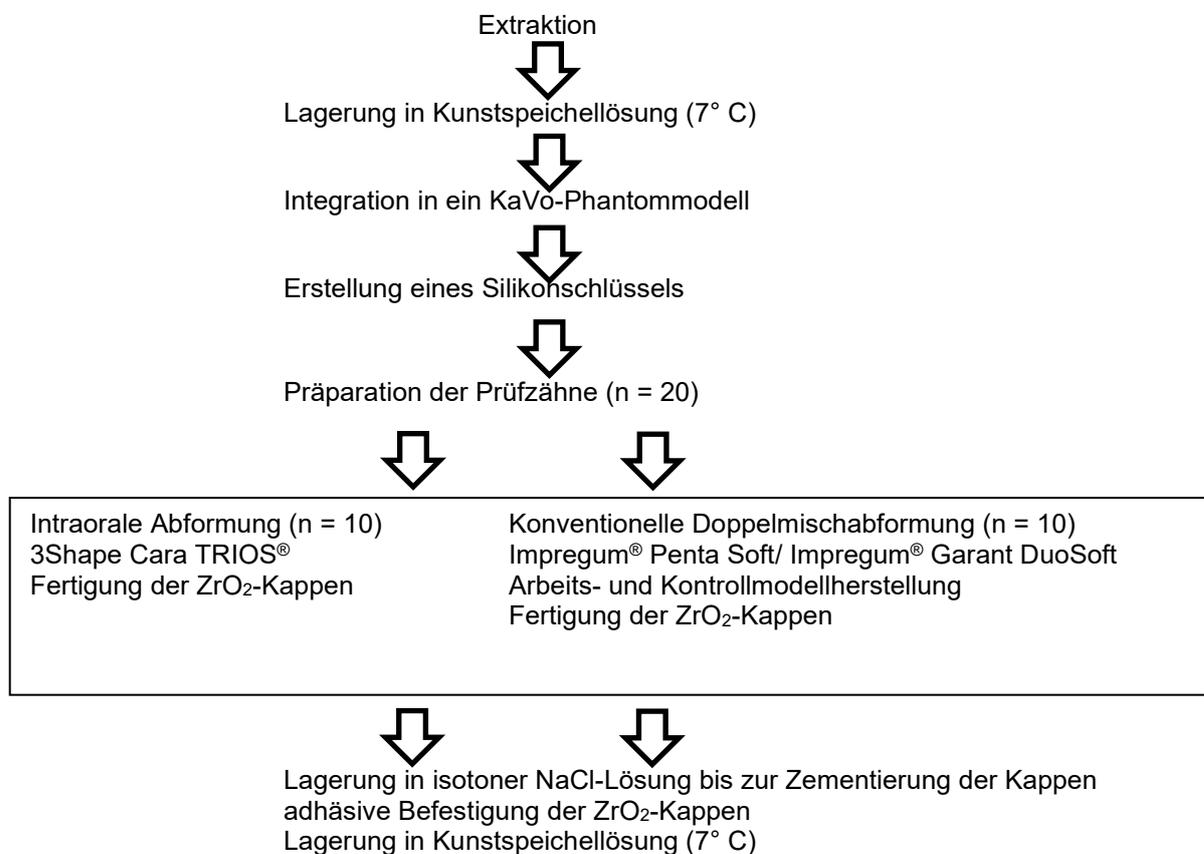


Abb. 3: Flussdiagramm des Arbeitsablaufs von der Extraktion des Zahnes bis zur Zementierung der Vollkeramikappen (Zirkondioxid, ZrO_2)

3.2 Präparation der Prämolaren

3.2.1 Integration der Prämolaren in Kiefermodell und Stumpfpräparation der Prämolaren

Für die In vitro- Studie wurde ein Oberkiefer-KaVo-Phantommodell mit Gingivamanschette (KaVo Dental GmbH, Biberach) als Aufnahmeobjekt für die beiden zu untersuchenden Abformverfahren verwendet. Zunächst wurde die künstliche Alveole mit Kunststofffräsen vergrößert, um eine spätere Integration der extrahierten Zähne zu gewährleisten. Für die Fixierung in der künstlichen Alveole wurde Impregum®Penta Soft (3M ESPE, Seefeld) verwendet. Um die spätere Entnahme des Zahns aus dem Zahnfach zu vereinfachen, wurde die Alveole mit Trennwachs (Conrad Electronic, Hirschau, Deutschland) isoliert. Anschließend wurde nach Herstellerangaben angemischtes Impregum®Penta Soft in die Alveole eingebracht, und der Zahn in mesio-distaler, vestibulo-palatinaler und okklusaler Richtung bzgl. des Zahnbogens und der Okklusionsebene angepasst und befestigt, um auf diese Weise das Dämpfungsverhalten des Parodonts zu simulieren. Überschüssige Impregumreste wurden nach der Abbindereaktion mit dem Skalpell auf Zahnfleischniveau gekürzt, um eine spätere exakte Erfassung der Präparationsgrenze zu gewährleisten. Zur Überprüfung des Substanzabtrags bei der Präparation wurde ein Silikonschlüssel (VPS Hydro Putty Silikon (Henry Schein, Melville, USA)) angefertigt und in vestibulo-oraler Richtung auf Höhe des integrierten Zahns separiert. Die Präparationsgrenze wurde ausschließlich als Hohlkehle gestaltet. Der Substanzabtrag betrug bei einem Präparationswinkel von 6° 1,5 mm an allen Zahnflächen (okkusal und axial). Die verwendeten Instrumente waren torpedoförmige Schleifkörper (Komet Dental, Lemgo, Deutschland). Für die initiale Präparation fand der Schleifkörper 878.314.014 VPE 5 (Komet Dental, Lemgo, Deutschland) (Körnung lt. Herstellerangaben: ca. 107 µm) und für den Finiervorgang der Schleifkörper 8878.314.014 VPE 5 (Komet Dental, Lemgo, Deutschland) (Körnung lt. Herstellerangaben: ca. 46 µm) Verwendung. Die okklusale Fläche wurde zusätzlich mit flammenförmigen Schleifinstrumenten (ebenfalls ca. 107 µm und ca. 46 µm Körnung) konturiert. Der Substanzabtrag wurde mittels des gefertigten und mit Trennwachs isolierten Silikonschlüssels mit Fit Checker® Advanced (GC Germany, Bad Homburg, Deutschland) überprüft. Dieses wurde gemäß Herstellerangaben angemischt, der Silikonschlüssel befüllt und auf das Modell gesetzt. Die Materialstärke der Kontrollabformung wurde mit

einem standardisierten Tastzirkel überprüft. Zur Kontrolle der Präparation und der Präparationsgrenze wurde ein Stereomikroskop DV4 (Zeiss, Oberkochen, Deutschland) mit 64-facher Vergrößerung verwendet. Nach der optischen bzw. konventionellen Abformung wurde die Alveole geleert und für die Aufnahme des nächsten Prüfwahns vorbereitet. Im Rahmen dieser In vitro- Studie erfolgte die Präparation und die damit zusammenhängenden Maßnahmen an 20 Prüfwahnen. Ab dem Zeitpunkt der Integration bis zur Entnahme der Zähne aus der Alveole wurde das Modell mit dem Zahn in isotoner Kochsalzlösung zwischengelagert, um eine Austrocknung der nach der Präparation freiliegenden Dentinkanälchen bei hypotoner (Kunstspeichel-) Lagerung zu vermeiden. Der aus dem Modell entnommene präparierte Zahn wurde nach der Präparation bis zur Zementierung der Zirkondioxidkappchen ebenfalls isoton in Natriumchloridlösung aufbewahrt.

3.2.2 Konventionelle Elastomerabformung und Arbeitsmodellherstellung

Die in das KaVo-Modell integrierten, präparierten Zähne (n = 10) wurden mit einer konventionellen Präzisionsabformung mit den Polyethermaterialien Impregum® Penta Soft und Impregum® Garant DuoSoft (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) abgeformt. Hierzu wurde die Gingivamanschette des Modells mit Trennwachs isoliert und das Trennwachs mit der Multifunktionsspritze verblasen, um eine Verbindung zwischen Abformwerkstoff und Gingivamanschette zu verhindern. Als Abformlöffel dienten konfektionierte Metall-Rimlocklöffel (Pluradent, Offenbach am Main, Deutschland) der Größe U1 mit zuvor angebrachten Löffelstops aus VPS Hydro Putty Silikon. Zur Optimierung der Retention der Abformmasse wurde Polyether-Adhäsiv (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) auf den Löffel aufgetragen. Für die Doppelmischabformung fungierten maschinell gemischtes Impregum® Penta Soft, um den Löffel zu beschicken, sowie Impregum®Garant DuoSoft zum Umspritzen der Zähne mittels einer Mischpistole. Gemäß den Herstellerangaben war eine Verarbeitungszeit von einer Minute und eine Abbindezeit von sechs Minuten einzuhalten. Nach Ablauf der materialspezifischen Rückstellungszeit von 60 Minuten erfolgte eine Entfernung der Interdentalsepten in der Abformung mit einem Skalpell. Die Herstellung des Sägearbeitsmodells folgte mit einer Handsäge. Hierfür fand das Giroform®-Modellsystem (Amann Girrbach, Pforzheim, Deutschland) Verwendung. Die Abformung wurde mit VPS Hydro Putty ausgeblockt, adaptiert und Pins in eine erste Magnetplatte gebohrt. Die Platzierung der

Pins erfolgte in der Weise, dass sowohl der präparierte Zahn als auch die beiden Nachbarzähne einzeln zu entnehmen waren. Der gewählte Modellwerkstoff war Fujirock® EP (GC Germany, Bad Homburg, Deutschland), der im Vakuumanmischgerät (Twister; Renfert, Hilzingen, Deutschland) gemäß Herstellerangaben verarbeitet und auf einem Rüttler (Vibrax; Renfert, Hilzingen, Deutschland) ausgegossen wurde. Gemäß Herstellerangaben ist Fujirock ein dimensionsgenauer Gips mit <0,09 % Abbindeexpansion. Dies wird durch eine Studie in Kombination mit Impregum® Penta anhand von gesägten sowie ungesägten Modellen von HOFMEISTER (2008) [71] bestätigt.

Die Einbringung der gepinnten Magnetplatte erfolgte im noch nicht ausgehärteten Zustand. Nach der Entnahme des Gipsmodells aus der Abformung wurde dieses mit einem MT Plus Nass-/Trockentrimmer (Renfert, Hilzingen, Deutschland) getrimmt. Eine erneute Kontrolle des präparierten Stumpfes auf mögliche Verletzungen der relevanten Strukturen sowie der Nachbarzähne folgte bei 64-facher Vergrößerung unter dem Lichtmikroskop. Zusätzlich wurde ein Kontrollmodell erstellt und anschließend mit dem Arbeitsmodell an das Fertigungszentrum von Heraeus Kulzer (Hanau) versendet.

3.2.3 Optische Abformung des Arbeitsmodells und direkte optische Abformung

Bei weiteren 10 Prü fzähnen erfolgte die sich an die Präparation anschließende optische Abformung über den 3Shape cara TRIOS®-Scanner, Modell (TRIOS-Standard-P11, Heraeus Kulzer, Hanau). Die verwendete Software des TRIOS®-Scanners war „TRIOS 2013-1“. Folgender Scanablauf wurde nach einem vom Hersteller vorgeschlagenen Schema bei jeder Präparation durchgeführt: Der Oberkieferscan erfolgte zunächst okklusal, anschließend vestibulär und palatinal in gleichmäßiger Geschwindigkeit und mit einem Scanvolumen von insgesamt 400 - 600 3 D-Datensätzen pro Quadrant. Nach der Erfassung des Oberkiefers wurde die Einschubrichtung festgelegt sowie die Präparationsgrenze manuell und computergestützt definiert. Anschließend wurde eine „Patientenakte“ in der Software für jeden Zahn angelegt, eine Markierung des präparierten Zahns (Alveole 24) vorgenommen und die Auswahl des Materials (Zirkondioxid) für die Keramik kappen festgelegt. Im Anschluss erfolgte die Übermittlung der Scandaten an das Fertigungszentrum (Heraeus Kulzer, Hanau).

3.2.4 CAD/CAM-Fertigung der Keramikkippen

Ein eingewiesener Zahntechniker stellte alle Zirkondioxid-Keramikkippen sowohl für die zehn optisch abgeformten als auch für die zehn konventionell abgeformten Prüfzähne her. Die Übermittlung der optisch abgeformten Modelle (n = 10) erfolgte digital vom cara TRIOS®-Scanner über die 3Shape Server Community zum virtuellen Dentalmanager im Fertigungszentrum. Die konventionell hergestellten Gipsmodelle (n = 10) wurden mit einem D900-Laborscanner (3Shape, Kopenhagen, Dänemark) gescannt. An den digitalen Modellen wurden im Fertigungszentrum analog zu den konventionellen Sägeschnitten elektronische Schnittkanten erstellt. Dies sollte eine dreidimensionale Begutachtung des Pfeilerzahns und der Präparationsgrenze gewährleisten. Anschließend wurden die Modelle für eine spätere virtuelle Montage im virtuellen Artikulator ausgerichtet. Nachdem die Präparationsgrenze markiert und die Einschubrichtung definiert war, erfolgte eine Entfernung der Artefakte. Im nächsten Schritt wurde der zukünftige Kronenrand im Konstruktionsprozess festgelegt und die Passungsparameter („eng“ = 20 µm) angepasst. In einer zuvor an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Universitätsmedizin Rostock durchgeführten Pilotstudie bzgl. der Passungsparameter („Standardpassung“ vs. „enge“ Passung), bei der drei unabhängige Untersucher die Bewertung der Keramikkippen anhand der Kriterien „Randschlussgenauigkeit“ (Stereomikroskop) und „Retention“ der Keramikkippen vorgenommen hatten, fiel die Entscheidung zugunsten der „engen“ Passung. Mit Hilfe von Freiformwerkzeugen wurden die Kippen durch Auftragen, Glätten und Abtragen gestaltet, und der fertig bearbeitete Datensatz zum Versand an die Frässtation bereitgestellt. Die Herstellung der Keramikkippe erfolgte mittels eines subtraktiven Verfahrens. Dieser Fräsvorgang der Keramikkippen erfolgte mittels eines simultanen Dreiachsfräsprozesses. Als Material fand cara® Zirkondioxid B-light (Heraeus Kulzer, Hanau) ($ZrO_2 + HfO_2 + Y_2O_3 > 99 \%$) Verwendung.

3.2.5 Adhäsive Befestigung der Keramikkippen am Stumpf

Als Befestigungsmaterial fand der selbstadhäsive dualhärtende Kompositzement RelyX®Unicem 2 Automix (3M ESPE, Seefeld) Einsatz. Nach Befestigung der Keramikkippen unter lichtmikroskopischer Kontrolle und unter Verwendung der

Polymerisationslampe Translux®Power Blue (Heraeus Kulzer) wurden die Zähne mit den zementierten Kappen unter physiologischen Bedingungen in Kunstspeichel bei Raumtemperatur gelagert, da die Dentinkanälchen nicht mehr exponiert sind, und keine isotone Lagerung erforderlich war. Die Verwendung von RelyX® Unicem ist mit den hohen Haftwerten PEUTZFELD et al. (2011) [128] und der sehr guten Randspaltgröße (HANSMANN (2010) [63]) sowie der marginalen Integrität von mehr als 90 % der Fälle vor und nach thermozyklischer Belastung (BEHR et al. (2004) [7]; ROSENTRITT et al. (2004) [146]) begründet. In mehr als 90 % zeigte RelyX® Unicem einen perfekten Rand (BEHR et al. (2004) [7]). RelyX® Unicem zeigte in einer Studie nach PEUTZFELD et al. (2011) [128] mit verschiedenen Zementen (DeTrey Zinc®, Fuji I, Fuji Plus®, Variolink® II, Panavia® F 2.0, Multilink®, RelyX®Unicem Aplicap, Maxcem®) an Zirkon die höchsten Haftwerte.

3.3 Vermessung

3.3.1 Vermessungsparameter

Gemäß der von HOLMES et al. (1989) [72] aufgestellten Parameter wurden der interne Spalt, der marginale Spalt, der überextendierte Rand, der unterextendierte Rand, die vertikale marginale Diskrepanz, die horizontale marginale Diskrepanz und die absolute marginale Diskrepanz vermessen (s. Kap. 2.3).

3.3.2 Herstellung von Zahnblöcken

Die Zähne wurden mesial mit einer Farbmarkierung versehen, um eine spätere Orientierung im Zahnblock und somit eine korrekte vestibulo-orale Sägerichtung zu ermöglichen. Die weitere Analyse und Vermessung des Randspaltes erforderte die Herstellung von Zahnblöcken und anschließend Zahnscheiben. Um die Zahnscheiben herstellen und vermessen zu können, erfolgte eine Umwicklung des Zahn zunächst feucht in Parafilm (Pechiney Plastic Packaging, Oshkosh, USA), um eine direkte Blasenbildung beim Einbetten am Randspalt zu vermeiden und mit Hilfe von UniClip Fixierhilfen in einer Silikonform zahnachsgerecht auszurichten. Der Zahn wurde mit Komposit an der Wurzelspitze in der Form fixiert, um eine durch das Einbetten veränderte Position des Zahns zu vermeiden. Nach dem Aushärten des Komposits und somit gewährleisteter Lagestabilität des Zahns erfolgte eine Auffüllung der Silikonform mit Epoxidharz. Das Epoxidharz Epo Thin® (Buehler, Düsseldorf) und der zugehörige Härter wurden gewogen, manuell angerührt und in die Silikonform eingebracht (Verhältnis von Harz/Härter war 10/4,5 g). Eine Mindestaushärtezeit von 24 Stunden im Kühlschrank bei 4 °C war erforderlich.

3.3.3 Sägen der Zahnblöcke zu Zahnscheiben

Für den Sägevorgang wurde eine Diamantdrahtsäge Precision Wire Saw (Well, Mannheim), verwendet. Der Durchmesser des Drahtes betrug 260 µm. Eine ausreichende Scheibendicke von mind. 0,8 mm war notwendig, um ein Zerreißen der Materialien während des Sägens als auch während des anschließenden Schleifprozesses zu vermeiden. Diese Größe sowie die Ausrichtung des Blockes, die Fixierung über Klebekräfte an einem Halteblock, und die Schnittgeschwindigkeit

wurden zuvor an einem Testzahn erprobt, der in gleicher Weise wie die Proben hergestellt worden war. Zur Optimierung der Schnitte wurde die Sägeschwindigkeit verlangsamt, um Riefen, Artefakte und Sägen schiefer Ebenen zu vermeiden. Eine Wasserkühlung stellte die Minimierung der Reibungswärme sicher. Der Halt des Zahnblocks in der Säge wurde über einen Halteblock gewährleistet, der zum Zahnharzblock mit Loctite® 4850 Kontaktklebstoff (Henkel, Düsseldorf, Deutschland) befestigt war. Der erste Schnitt erfolgte in der Mitte des Zahns entlang der Zahnachse. Das in mesio-distaler Richtung stehende Sägeblatt wurde gewählt, um ausreichend viele Scheiben (vier pro Zahn) in ausreichender Dicke und Formstabilität des Zahns herstellen zu können. Der Block wurde an allen vier Seiten (parallel zur Zahnlängsachse) mit 200er-Schleifpapier in einer Schleif- und Poliermaschine Tegra-Pol®15 (Struers, Willich, Deutschland) unter Wasserkühlung manuell bearbeitet. Die Kodierung der Scheiben erfolgte anhand der Lage der Scheiben und deren Beziehung zum Zahn (Abbildung 4). Um die Scheibendicke und die Parallelität der Seiten zu gewährleisten, wurde jede Scheibe im koronalen, zervikalen und radikulären Zahnteil auf ihre Dicke an jeweils drei Stellen (Zahnkronen-, Zahnhals- und Zahnwurzelregion) mit einem digitalen Messschieber (PMS 150; Aerospace; Shaanxi Aeronautic carbide tool company, Mianxian county, Shaanxi, China) vermessen.

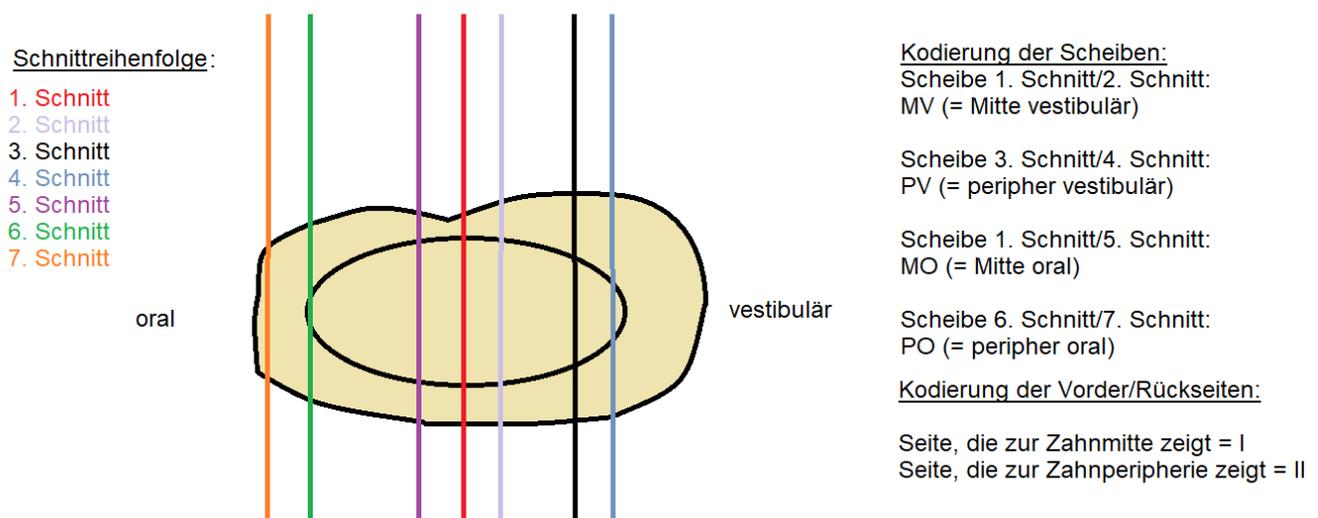


Abb. 4: Ablauf der Zahnscheibenherstellung in der okklusalen Aufsicht (Querschnitt)

3.3.4 Bildgebende Darstellung der Zahnscheiben

Für die Auswahl der Untersuchungsmethode wurden die zur Verfügung stehenden Methoden (Mikro - CT, Ultraschallmikroskop, Stereomikroskop) genutzt. Es war ausschlaggebend für die Bildgebung, dass die Art der Darstellung des Randspalts diesen möglichst wenig verzerrt und gleichzeitig eine gute Abbildung des Randspalts für die Vermessung möglich ist (optische Tiefenschärfe). Als Untersuchungsmethode für die Messung der Randspaltgröße wurde eine Vermessung durch das Stereomikroskop ausgewählt. Eine alternative Vermessung mit Ultraschallmikroskop oder Mikro-CT ergab keine verwertbaren Daten, da die relevanten Punkte zur Vermessung zu unscharf dargestellt wurden.

3.3.5 Stereomikroskopische Vermessung

Pro Zahn wurden vier Scheiben gesägt, die jeweils auf beiden Seiten mesial und distal vermessen wurden. Somit ergeben sich für einen Parameter vier Messstellen pro Scheibe und 16 Werte pro Zahn. Nach dem Sägen der Scheiben erfolgte eine sofortige fotografische Dokumentation, um jegliche artifizielle Verzerrungen durch Austrocknen der nun freigelegten Zahnschichten zu vermeiden. Anschließend wurden die Scheiben in Kunstspeichel zwischengelagert. Als Stereomikroskop fand ein binokulares SZX10 Zoomstereomikroskop (Olympus, Shinjuku, Tokio, Japan) mit einer Bildauflösung von 600 Linienpaaren/mm, einem Zoomverhältnis von 10:1, einem Sehfeld von 69,8 mm und einer maximal 126-fachen Vergrößerung Einsatz. Zum Vermessen der Randspalten wurde das CellSense Dimension System (Olympus) verwendet. Unter Verwendung der in die Software integrierten Livekamera, dem an das Computersystem angeschlossene Stereomikroskop und der 150 Watt-Kaltlichtquelle (Olympus) wurde die Zahnscheibe optimal ausgerichtet. Für das Stereomikroskop wurden ein 2x-Objektiv, das Mikroskopstativ mit 10-facher Vergrößerung verwendet sowie in der Software eine weitere 6,3-fache Vergrößerung eingestellt. Alle genannten Vergrößerungen zusammen ergeben die 126-fache Vergrößerung eines Objekts. Die verwendete Vergrößerung wurde in die Software übernommen und mit den Pixeln des Bildes verrechnet, um einen korrekten Maßstab im Foto zu erhalten. Die Scheiben wurden mit verschiedenen Fokussierungen fotografiert: die Scheibe als Ganzes von beiden Seiten, in den marginalen Bereichen von oral bzw. vestibulär

sowie der Zementspalt. Zur Vermessung der gesuchten Randspalten wurde in der Navigationsleiste unter dem Menüpunkt „Messen“ eine „beliebige Linie“ gewählt, um die Strecken zu markieren. Einzelbilder wurden aufgenommen und die Messbalken sowie der Maßstab über das Menü „Bild → Information einbrennen“ im Bild abspeichert. Anschließend wurden die Randspalten anhand der Kriterien nach HOLMES et al. (1989) [72] vermessen (s.Kap.2.3).

3.3.6 Statistische Datenanalyse

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Statistik- und Analyseprogramm IBM SPSS Statistics (Version 24, IBM, Armonk, USA). Die Mittelwertvergleiche bzw. Medianwertvergleiche wurden mittels des Kruskal-Wallis- und des Mann-Whitney-U-Tests jeweils mit sich anschließendem paarweisen Post-hoc-Test vorgenommen. Als Signifikanzniveau wurde $\alpha = 0,05$ festgelegt. Die Resultate werden im Ergebnisteil graphisch als Box-Plots wiedergegeben.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Randspaltgröße bei optischer Abformung und konventioneller Abformung

Die Minima und Maxima der einzelnen Parameter für die jeweilige Abformmethode sowie die Medianwerte und die zugehörigen Interquartilsabstände der optisch bzw. der konventionell abgeformten Stichprobe sind anhand der Vermessungsparameter in Tabelle 10 und Tabelle 11 aufgeführt. Der Vergleich der Medianwerte zeigte für die optische Abformung für die Parameter *interner Spalt*, *marginaler Spalt*, *vertikale marginale Diskrepanz* und *absolute marginale Diskrepanz* geringere Werte als für die konventionelle Abformung. Bei Betrachtung der Medianwerte, welche bei der optischen Abformmethode größere Werte aufwiesen, sind die Parameter *horizontale marginale Diskrepanz*, *unterextendierter Rand* und *überextendierter Rand* aufzuführen.

Tab. 10: Darstellung der verschiedenen Parameter bei der optischen Abformung (jeweils n = 10 Prü fzähne)

Abformmethode	optisch			
	Median (µm)	Minimum (µm)	Q ₁ ; Q ₃	Maximum
<i>Interner Spalt</i>	50	14	38; 68	160
<i>Marginaler Spalt</i>	74	8	53; 131	227
<i>Überextendierter Rand</i>	134	0	78; 179	344
<i>Unterextendierter Rand</i>	0	0	0; 0	0
<i>Vertikale marginale Diskrepanz</i>	59	0	35; 105	226
<i>Horizontale marginale Diskrepanz</i>	188	101	158; 211	363
<i>Absolute marginale Diskrepanz</i>	205	110	184; 233	364

Tab. 11: Darstellung der verschiedenen Parameter bei der konventionellen Abformung (jeweils n = 10 Prüfzähne)

Abformmethode	konventionell			
	Median (µm)	Minimum (µm)	Q ₁ ; Q ₃	Maximum
<i>Interner Spalt</i>	251	50	176; 322	455
<i>Marginaler Spalt</i>	288	20	222; 412	630
<i>Überextendierter Rand</i>	55	0	11; 138	334
<i>Untertextendierter Rand</i>	0	0	0; 0	0
<i>Vertikale marginale Diskrepanz</i>	271	0	181; 322	552
<i>Horizontale marginale Diskrepanz</i>	145	0	91; 186	308
<i>Absolute marginale Diskrepanz</i>	326	12	269; 322	630

4.1.1 Vergleich der Abformmethoden

Im Vergleich der Minima und Maxima sowie der Medianwerte der verschiedenen Parameter der konventionellen gegenüber der optischen Abformung zeigten sich unterschiedliche quantitative Resultate, welche in Tabelle 12 als Quotienten (Median (konventionell))/(Median (optisch)) dargestellt sind. Die Parameter *interner Spalt*, *marginaler Spalt*, *vertikale marginale Diskrepanz* und *absolute marginale Diskrepanz* waren jeweils für die konventionelle Abformung um die Faktoren 5, 3,9, 4,6 und 1,6 größer. Für die Parameter *horizontale marginale Diskrepanz* sowie *überextendierter Rand* ergab die konventionelle Abformung um den Faktor 0,8 und 0,4 gegenüber der optischen Abformung kleinere, für den Parameter *unterextendierter Rand* gleiche Ergebnisse.

Tab. 12: Verhältnis des Medians der optisch bzw. konventionell abgeformten Gruppen zueinander, Verhältnis gerundet auf eine Dezimalstelle, Median gerundet auf eine Dezimalstelle

	Median (µm) optische Abformung	Median (µm) konventionelle Ab- formung	$\frac{\text{Median}_{\text{(konventionell)}}}{\text{Median}_{\text{(optisch)}}}$
<i>Interner Spalt</i>	50	251	5,0
<i>Marginaler Spalt</i>	74	288	3,9
<i>Überextendierter Rand</i>	134	55	0,4
<i>Untertextendierter Rand</i>	0	0	0,0
<i>Vertikale marginale Diskrepanz</i>	59	271	4,6
<i>Horizontale marginale Diskrepanz</i>	188	145	0,8
<i>Absolute marginale Diskrepanz</i>	205	326	1,6

Abbildung 5 und 6 zeigen Differenzen hinsichtlich des Sitzes der Keramikkrone. Die Unterschiede der Medianwerte erforderten zusätzliche Untersuchungen bezüglich der Ursache.

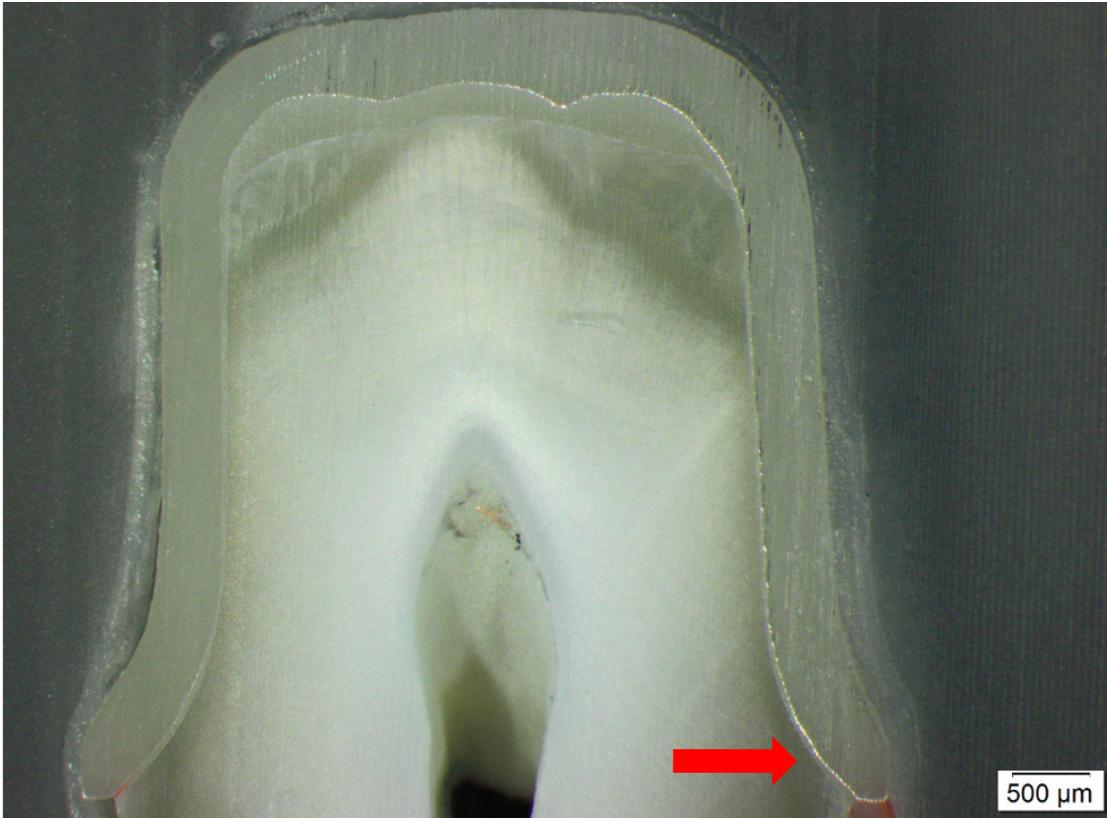


Abb. 5: Übersichtsaufnahme einer Zahnprobe der optisch abgeformten Stichprobe; roter Pfeil zeigt die Region der Vermessung der marginalen Genauigkeit mit passender Krone.

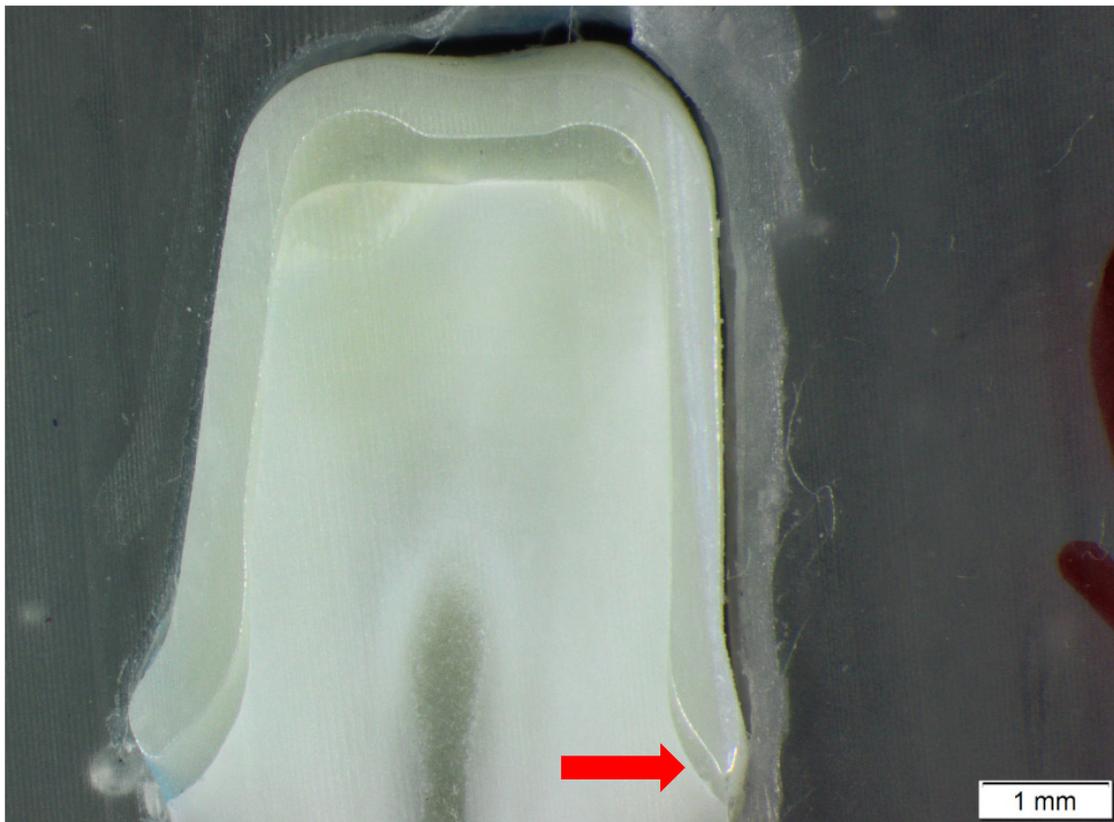


Abb. 6: Übersichtsaufnahme einer Zahnprobe der konventionell abgeformten Stichprobe; roter Pfeil zeigt die Region der Vermessung der marginalen Genauigkeit mit insuffizient passender Krone

4.1.2 Häufigkeit von überextendierten und unterextendierten Rändern

Die Vermessung der optisch abgeformten Stichprobe ergab ausschließlich überextendierte Restaurationsränder. Bei der konventionell abgeformten Stichprobe resultierten über- und unterextendierte ($n = 3$ Zähne) als auch diesbezüglich passende Kronen. Der Vergleich der konventionellen Abformung gegenüber der optischen Abformung ist in Tab. 12 dargestellt. Abbildung 7 und 8 zeigen exemplarisch die Vermessung der Parameter nach HOLMES et al. (1989) [72].

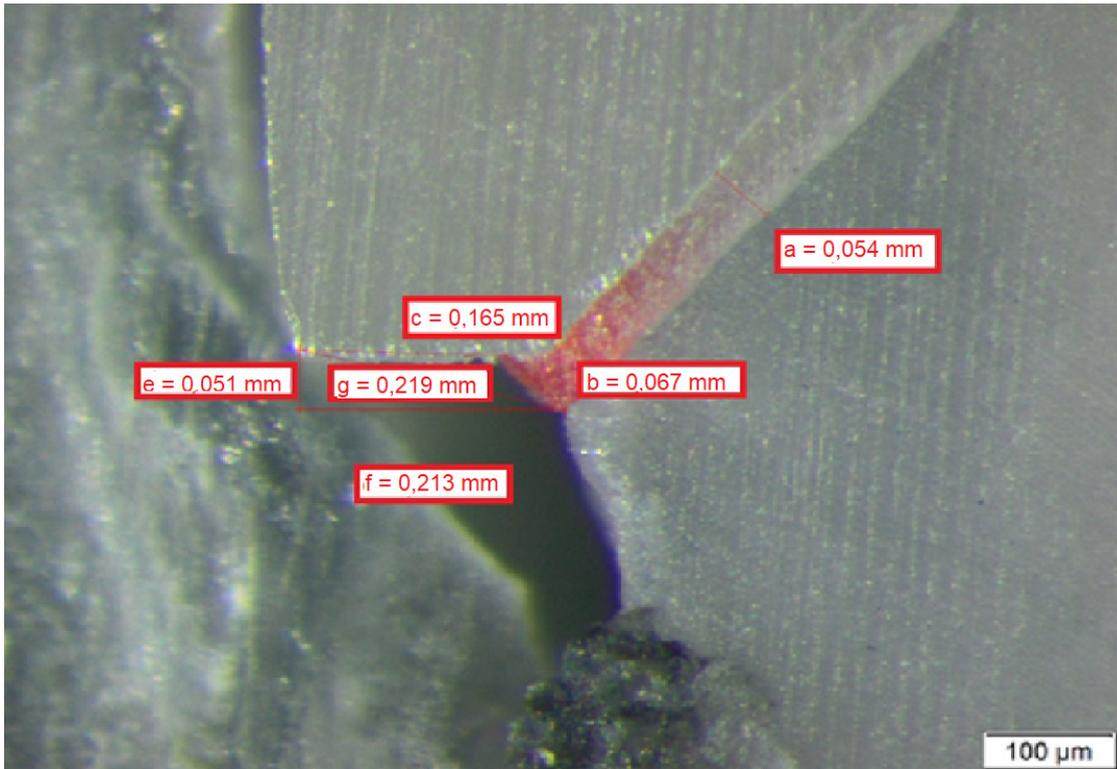


Abb. 7: Darstellung des Randes bei einem optisch abgeformten Zahn mit den Vermessungsparametern nach HOLMES et al. (1989) [73] (a = *interner Spalt*; b = *marginaler Spalt*; c = *überextendierter Rand*; e = *vertikale marginale Diskrepanz*; f = *horizontale marginale Diskrepanz*; g = *absolute marginale Diskrepanz*)

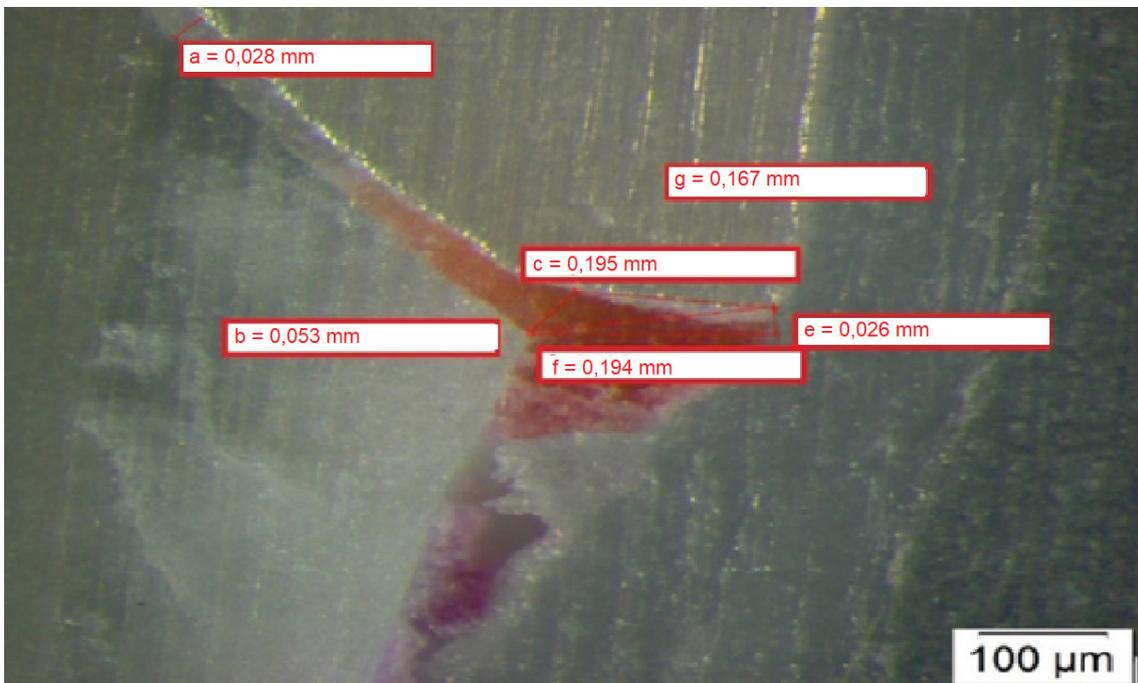


Abb. 8: Darstellung des Randes bei einem optisch abgeformten Zahn mit den Vermessungsparametern nach HOLMES et al. (1989) [73] (a = *interner Spalt*; b = *marginaler Spalt*; c = *überextendierter Rand*; e = *vertikale marginale Diskrepanz*; f = *horizontale marginale Diskrepanz*; g = *absolute marginale Diskrepanz*)

4.1.3 Randspaltgröße und Zementspaltbreite bei konventioneller Abformung

Im Verlauf der Untersuchung zur Randspaltgröße der konventionell abgeformten Stichprobe ergaben sich Randspalten in Größenordnungen, die nicht den fertigungsbedingten und den bestehenden klinischen Erfahrungen entsprachen. Die im Anschluss durchgeführten Untersuchungen sollten die Fehlerquelle ausfindig machen. Die Übersichtsaufnahmen der Zahnscheiben (Abbildung 9) der konventionell abgeformten Stichprobe deuten auf eine „engere“ Umsetzung des eingestellten Parameters „Zementspalt“ beim Fräsvorgang im Fertigungszentrum hin. Dieser Parameter wird direkt vor dem Fräsvorgang vom Zahntechniker eingestellt.



Abb. 9: Fehlerhaft aufsitzende Keramikkrappen der konventionell abgeformten Stichprobe im Längsschnitt (Pfeile zeigen engen Zementspalt und erhöhte Randspaltgröße)

Die Wahl des Fräsparameters „enge Passung“ erfolgte bei der Stichprobe „konventionelle Abformung“ in gleicher Weise wie beim Herstellungsprozess in der Stichprobe „digitale Abformung“. Die konventionell abgeformten Proben und die auf dieser Basis hergestellten Keramikkrappen wurden ebenso wie die Keramikkrappen der Stichprobe „digitale Abformung“ vor Zementierung stereomikroskopisch auf Randspaltgröße und Retention überprüft. Bei dieser Kontrolle der konventionell gefertigten Keramikkrappen wiesen diese eine stärkere Retention bei guter Randspaltgröße auf.

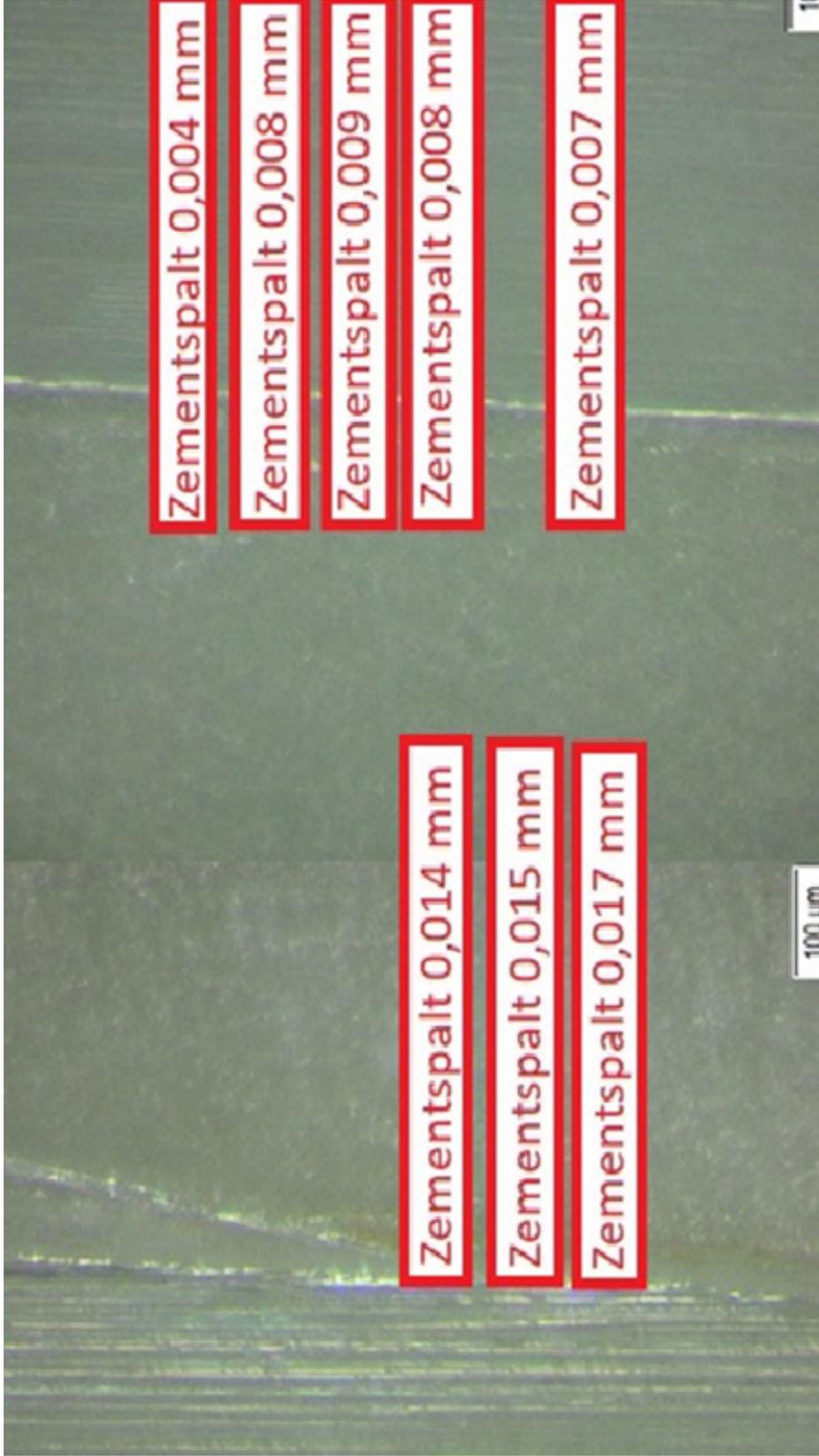


Abb. 10: Darstellung und Vermessung und Vermessung des Zementspalts an jeweils gegenüberliegenden axialen Wänden (links: 14 - 17 µm; rechts: 4 - 9 µm)

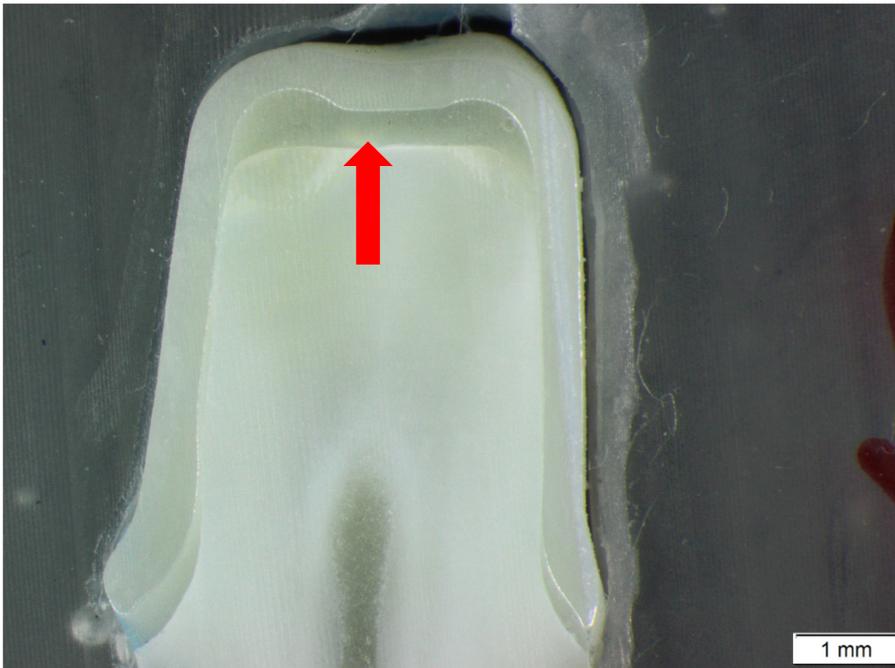


Abb. 11: Zementanstauung im okklusalen Bereich des Prüfzahns, Längsschnitt der konventionell abgeformten Gruppe

Um Fehlerquellen im Verlauf bis zur Zementierung auszuschließen, wurde exemplarisch eine Keramikkrone aus der Stichprobe „konventionelle Abformung“ *ohne* Zement auf den Gipsstumpf gesetzt und der Randspalt vermessen (Abbildung 12). Bei dieser Messung lag die Randspaltgröße zwischen 17 und 36 μm und somit im erwarteten Bereich. Erst nach Zementierung zeigten sich die deutlichen Diskrepanzen.

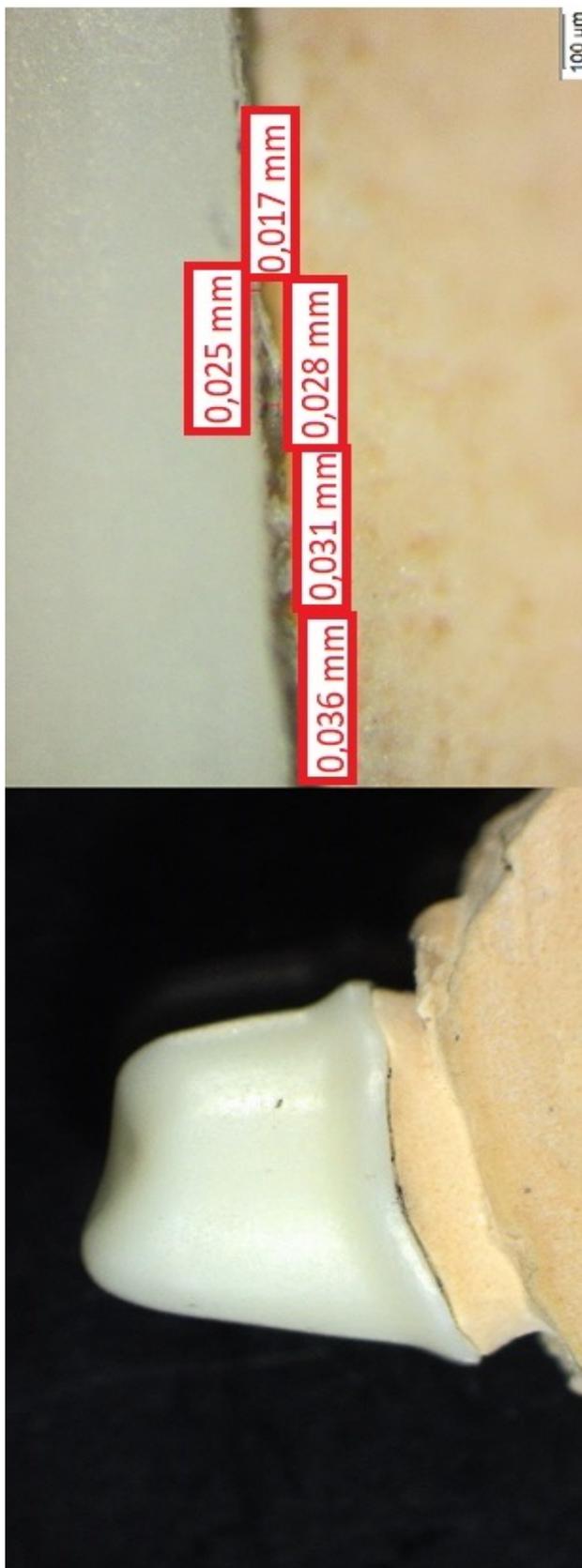


Abb. 12: Passung und Vermessung einer zusätzlichen Keramikkrone der Stichprobe „konventionelle Abformung“

Um die Ursache zu verifizieren, wurden zwei der originalen Gipsmodelle, welche auch für die Fertigung der konventionellen Gruppe verwendet wurden, mit einem alternativen Laborscansystem (CAD/CAM System Milling Unit M5; Zirkonzahn, Gais, Italien) gescannt. Die Einstellungsparameter für den Herstellungsprozess der Keramikkrappen wurden für eine Vergleichbarkeit aus dem Herstellungsprozess von Heraeus Kulzer übernommen. Gleichzeitig wurden die Keramikkrappen mit verschiedenen voreingestellten Zementspaltbreiten (20 µm; 30 µm; 35 µm; 40 µm) gefertigt, um die Randspaltgröße und die Zementspaltgröße sowie die Umsetzung der Fräsbahnen von Zirkonzahn zu ermitteln. Die Zementspaltbreite sollte anschließend mit einem dünnfließenden Silikon (Fit Checker®Advanced; GC Germany, Bad Homburg, Deutschland) ermittelt und vermessen. In den durchgeführten Überprüfungen konnte bei beiden Laborscansystemen (Heraeus Kulzer; Zirkonzahn) jeweils eine unterschiedliche Umsetzung der Zementspaltbreite trotz gleicher Einstellungen der Parameter festgestellt werden.

4.1.4 Vergleich der Randspaltgröße der Einzelproben

Im Folgenden werden die Ergebnisse der einzelnen Zahnproben in den jeweiligen Abformgruppen dargestellt.

4.1.4.1 Einzelprobenergebnisse bei optischer Abformung

In der folgenden Tabelle (Tabelle 13) werden die Medianwertergebnisse der einzelnen Proben für die *optisch* abgeformte Gruppe dargestellt. Es wurden vier Scheiben je Zahnprobe erstellt, welche jeweils auf beiden Seiten mesial und distal vermessen wurden. Pro Zahnprobe ergeben sich 16 Werte für jeden einzelnen Parameter.

Tab. 13: Medianwerte der Zahnproben (n = 10) aus der optisch abgeformten Stichprobe bezogen auf die einzelnen Parameter (Angabe in μm , gerundet auf ganze Zahlen)

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Parameter										
Interner Spalt	56	49	84	42	60	79	37	44	51	32
Marginaler Spalt	180	67	95	50	76	115	41	82	82	21
Überextenderer Rand	32	128	160	159	111	96	179	152	152	191
Untertextenderer Rand	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Vertikale marginale Diskrepanz	135	60	98	33	64	97	34	53	53	16
Horizontale marginale Diskrepanz	157	150	210	194	173	184	201	209	209	206
Absolute marginale Diskrepanz	206	164	242	199	189	211	206	216	216	206

4.1.4.2 Einzelprobenergebnisse bei konventioneller Abformung

In der folgenden Tabelle (Tabelle 14) werden die Mittelwtergebnisse der einzelnen Proben für die *konventionell* abgeformte Gruppe dargestellt.

Tab. 14: Medianwerte der Einzelzahnproben (n = 10) aus der konventionell abgeformten Stichprobe bezogen auf die einzelnen Parameter (gerundet auf ganze Zahlen)

Probennummer	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Parameter										
Interner Spalt	200	101	197	354	230	356	325	234	195	323
Marginaler Spalt	242	75	236	470	261	419	378	269	263	480
Überextenderter Rand	69	159	101	27	33	168	9	18	107	0
Unterextenderter Rand	0	0	0	0	51	0	19	5	0	0
Vertikale marginale Diskrepanz	225	67	265	464	263	398	349	270	243	0
Horizontale Diskrepanz	161	180	154	147	111	220	74	86	186	0
Absolute marginale Diskrepanz	282	198	296	484	318	441	380	280	312	480

4.2 Vergleich der Randspaltgröße an verschiedenen Zahnflächen und Vergleich der beiden Abformmethoden

Die Fragestellung der Untersuchung der Randspaltgröße an verschiedenen Zahnflächen sollte ermitteln, ob die klinisch bei den Präparations- sowie Abformmaßnahmen schwieriger zu erreichenden distalen Bereiche größere Randspalten aufwiesen. Im Folgenden wurden die Messwerte anhand unterschiedlicher Lokalisationen am Zahn bzgl. der sieben Parameter aufgeschlüsselt. Eine Beurteilung erfolgte vergleichend zum einen zwischen mesial und distal lokalisierten Randspalten der jeweiligen Abformstichproben, zum anderen zwischen den mittig im Zahn lokalisierten Zahnscheiben gegenüber den peripher liegenden Zahnscheiben. Hierfür wurden jeweils ca. 75 bis 80 Werte verwendet. Die Gegenüberstellung von mittig liegenden Scheiben gegenüber peripher lokalisierten Scheiben sollte eine eventuell durch den Sägeprozess bedingte Verzerrung des Randspalts zeigen. In den folgenden Abschnitten werden die Medianwerte der verschiedenen Parameter der konventionell abgeformten Stichprobe den Medianwerten der optisch abgeformten Stichprobe gegenübergestellt. Außerdem werden die Mediane der peripher und der mittig lokalisierten Scheiben verglichen. Des Weiteren werden mesial und distal lokalisierte Messpunkte vergleichend beurteilt. In diesem Kapitel werden die Ergebnisse als Gesamtheit für die jeweilige Abformmethode mittels Boxplotdiagrammen für die einzelnen Parameter dargestellt. Grundlage hierfür waren 308 bis 310 Messwerte pro Boxplotdiagramm. Die signifikanten Unterschiede werden mit * bzw. mit ** gekennzeichnet.

4.2.1 Vergleich unterschiedlicher Zahnflächen und Vergleich der Abformmethoden

4.2.1.1 Interner Spalt - mesial vs. distal

In Abbildung 13 sind die Medianwerte der konventionell abgeformten und der optisch abgeformten Stichprobe für den Parameter *interner Spalt* sowie eine Aufstellung für die mesialen und für die distalen Werte dargestellt. Beim Vergleich des Medians bei der konventionell abgeformten gegenüber der optisch abgeformten Stichprobe waren die Ergebnisse der konventionellen Stichprobe signifikant größer ($p < 0,001$).

Die mesial gemessenen Randspalten der konventionell abgeformten Stichprobe

(274 μm) unterschieden sich signifikant von den distal gemessenen Randspalten (Medianwerte) der konventionellen Abformstichprobe (228 μm) ($p = 0,01$).

Innerhalb der optisch abgeformten Stichprobe bestanden signifikante Unterschiede ($p = 0,01$) zwischen den Medianwerten der mesial liegenden Randspalten (42 μm) und den Medianwerten der distal liegenden Randspalten (58 μm).

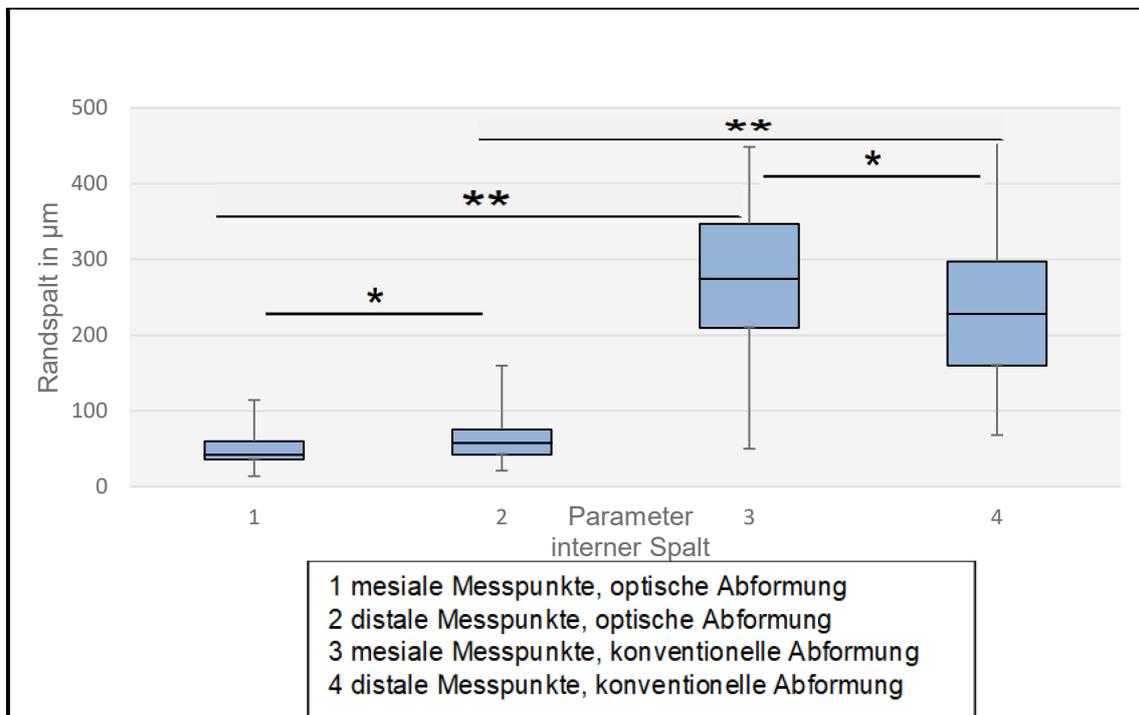


Abb. 13: Vergleich der Medianwerte des Parameters interner Spalt (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; mesial vs. distal); (* = signifikant, ** = hoch signifikant)
 p-Wert (konventionell vs. optisch) $p < 0,001$
 p-Wert (konventionell mesial vs. konventionell distal) = 0,014
 p-Wert (optisch mesial vs. distal) = 0,006

4.2.1.2 Interner Spalt - peripher vs. Mitte

Für die in Abbildung 14 dargestellten Medianwerte waren für die konventionell abgeformte Stichprobe signifikant größere Werte als für die optisch abgeformte Stichprobe festzustellen ($p < 0,001$). Innerhalb der Stichproben unterschieden sich die Medianwerte für den Parameter „interner Spalt“ *konventionell abgeformt peripher vs. konventionell abgeformt Mitte* (Gruppe *peripher*: 239 μm ; Gruppe *Mitte*: 261 μm) als auch *optisch abgeformt peripher vs. optisch abgeformt Mitte* (Gruppe *peripher*: 54 μm ; Gruppe *Mitte*: 49 μm) nicht ($p > 0,05$).

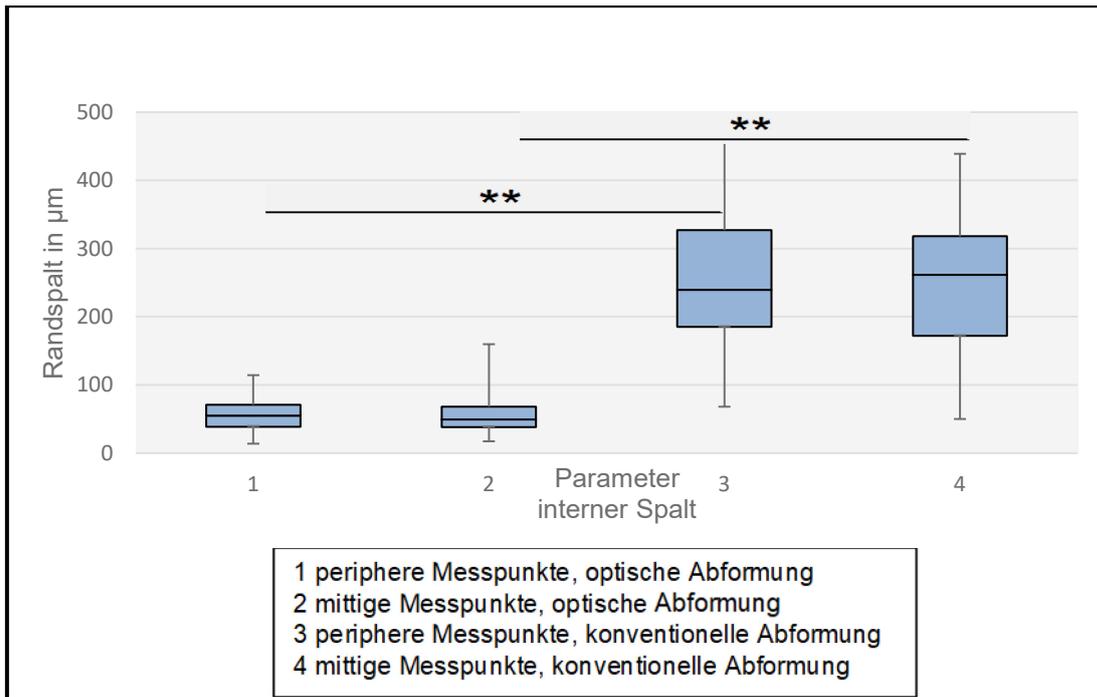


Abb. 14: Vergleich der Medianwerte des Parameters interner Spalt (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; peripher vs. Mitte) (** = hoch signifikant)
 p-Wert (konventionell vs. optisch) < 0,001
 p-Wert (konventionell peripher vs. konventionell Mitte) = 0,83
 p-Wert (optisch peripher vs. optisch Mitte) = 0,67

4.2.1.3 Interner Spalt - Vergleich der Abformmethoden

Der Vergleich der Messergebnisse der optischen und der konventionellen Abformmethode für den Parameter *interner Spalt* ist in Abbildung 15 dargestellt.

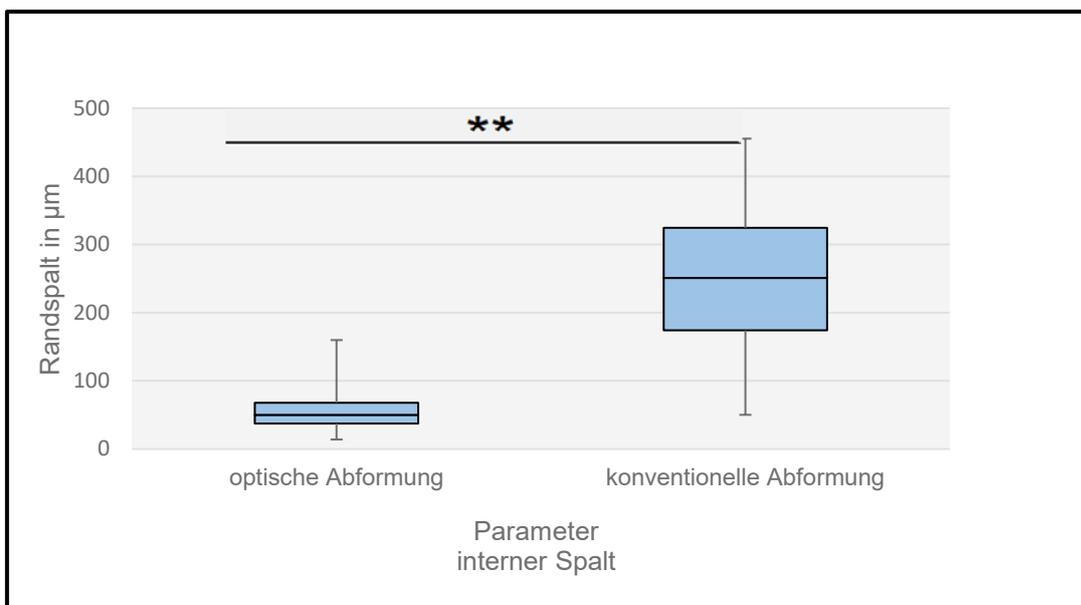


Abb. 15: Boxplotdiagramm für den Parameter interner Spalt (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt) (** = hoch signifikant; $p < 0,001$)

Bei der statistischen Datenanalyse zeigten die Ergebnisse des Parameters *interner Spalt* bei Anwendung der konventionellen Abformung signifikant höhere Werte als bei optischer Abformung ($p < 0,001$).

4.2.2.1 Marginaler Spalt - mesial vs. distal

Für den Median des Parameters *marginaler Spalt* (Abbildung 16) wurden für die konventionell abgeformte Stichprobe signifikant größere Werte im Vergleich zur optisch abgeformten Stichprobe ermittelt ($p < 0,001$). Der Vergleich der *mesial* liegenden Randspalten (308 μm) gegenüber den *distal* liegenden Randspalten (235 μm) zeigte bei Anwendung der konventionellen Abformung keinen signifikanten Unterschied ($p = 0,07$). Die optisch abgeformten, *mesial* liegenden Randspalten (84 μm) unterschieden sich nicht signifikant ($p = 0,13$) von den optisch abgeformten, *distal* liegenden Randspalten (70 μm).

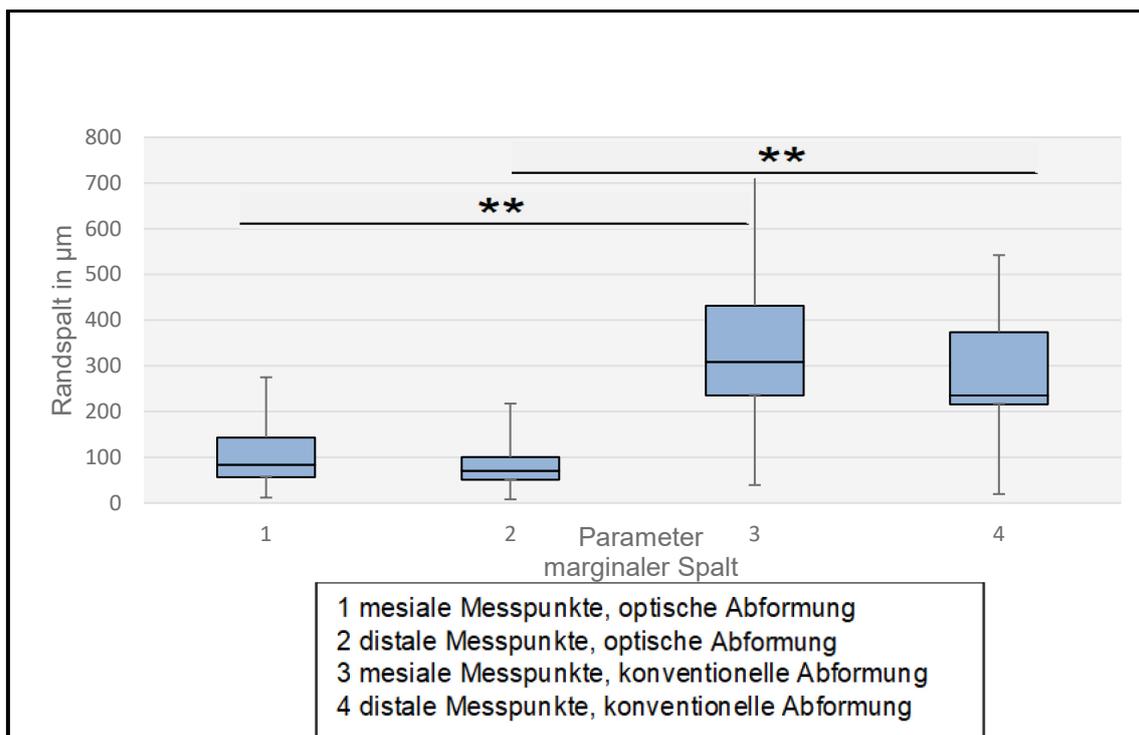


Abb. 16: Vergleich der Medianwerte des Parameters marginaler Spalt (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; mesial vs. distal)

4.2.2.2 Marginaler Spalt - peripher vs. Mitte

Die in Abbildung 17 dargestellten Medianwerte zeigten für die konventionell abgeformte Stichprobe signifikant ($p < 0,001$) größere Werte als für die optisch abgeformte Stichprobe. Die Gruppen *konventionell peripher/konventionell Mitte*

(Gruppe *peripher*: 286 μm ; Gruppe *Mitte*: 292 μm) ($p = 0,96$) bzw. *optisch peripher/optisch Mitte* (Gruppe *peripher*: 80 μm ; Gruppe *Mitte*: 80 μm) ($p = 0,88$)) unterschieden sich jeweils nicht signifikant voneinander.

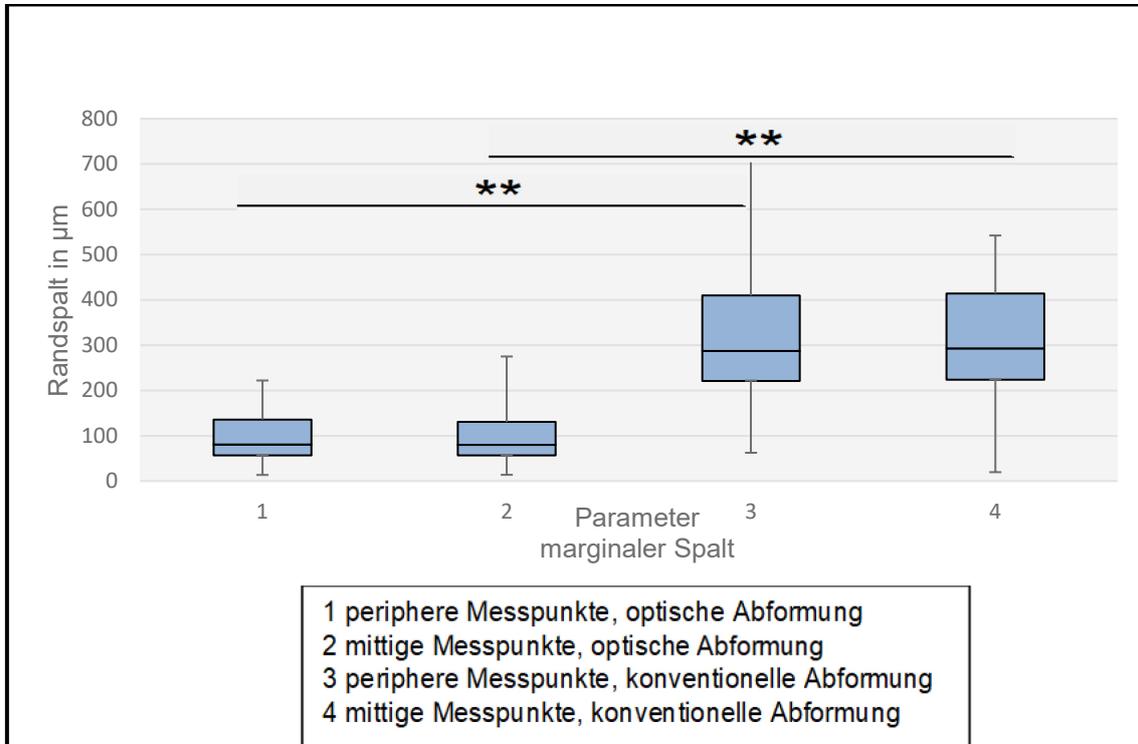


Abb. 17: Vergleich der Medianwerte des Parameters marginaler Spalt (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; peripher vs. Mitte) (** = hoch signifikant)
 p-Wert (konventionell vs. optisch) < 0,001
 p-Wert (konventionell peripher vs. konventionell Mitte) = 0,96
 p-Wert (optisch peripher vs. optisch Mitte) = 0,88

4.2.2.3 Marginaler Spalt - Vergleich der Abformmethoden

Die Messergebnisse der optischen und der konventionellen Abformmethode sind für den Parameter *marginaler Spalt* in Abbildung 18 dargestellt.

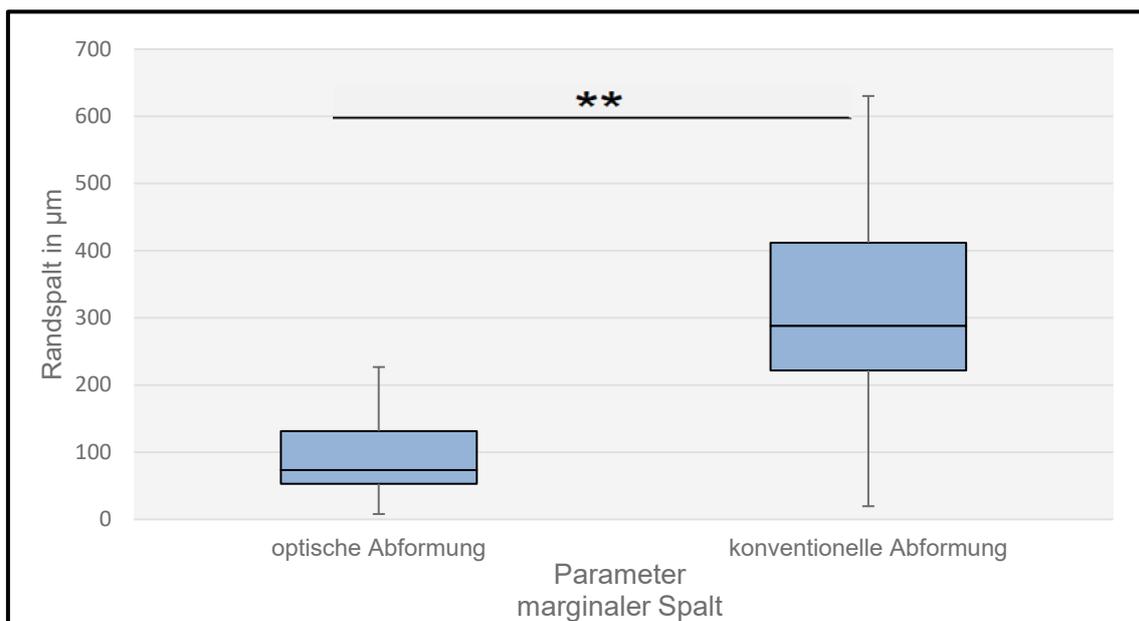


Abb. 18: Boxplotdiagramm für den Parameter marginaler Spalt (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt) (** = hoch signifikant; $p < 0,001$)

Zur Bewertung des Einflusses der Abformmethode bezüglich des Parameters *marginaler Spalt* ist festzustellen, dass die Ergebnisse der konventionellen Abformung signifikant größer waren als die Ergebnisse der optischen Abformung.

4.2.3.1 Überextendierter Rand - mesial vs. distal

In Abbildung 19 wird gezeigt, dass der Median der optisch abgeformten Stichprobe für den Parameter *überextendierter Rand* größere Medianwerte (Median *mesial*: 122 µm; Median *distal*: 151 µm) ergaben als bei der konventionell abgeformten Stichprobe (Median *mesial*: 55 µm; Median *distal*: 53 µm). Beim Vergleich der konventionellen Abformung mit der optischen Abformung zeigten die Ergebnisse signifikant größere Werte für die letztgenannte Stichprobe ($p < 0,001$). Innerhalb der konventionellen (konventionell mesial vs. konventionell distal) bzw. der optischen Gruppe (optisch mesial vs. optisch distal) bestanden in der konventionell abgeformten Gruppe keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,63$). Die optisch abgeformten Proben ($p = 0,015$) zeigten einen signifikanten Unterschied zwischen optisch mesial vs. optisch distal gemessenen Proben.

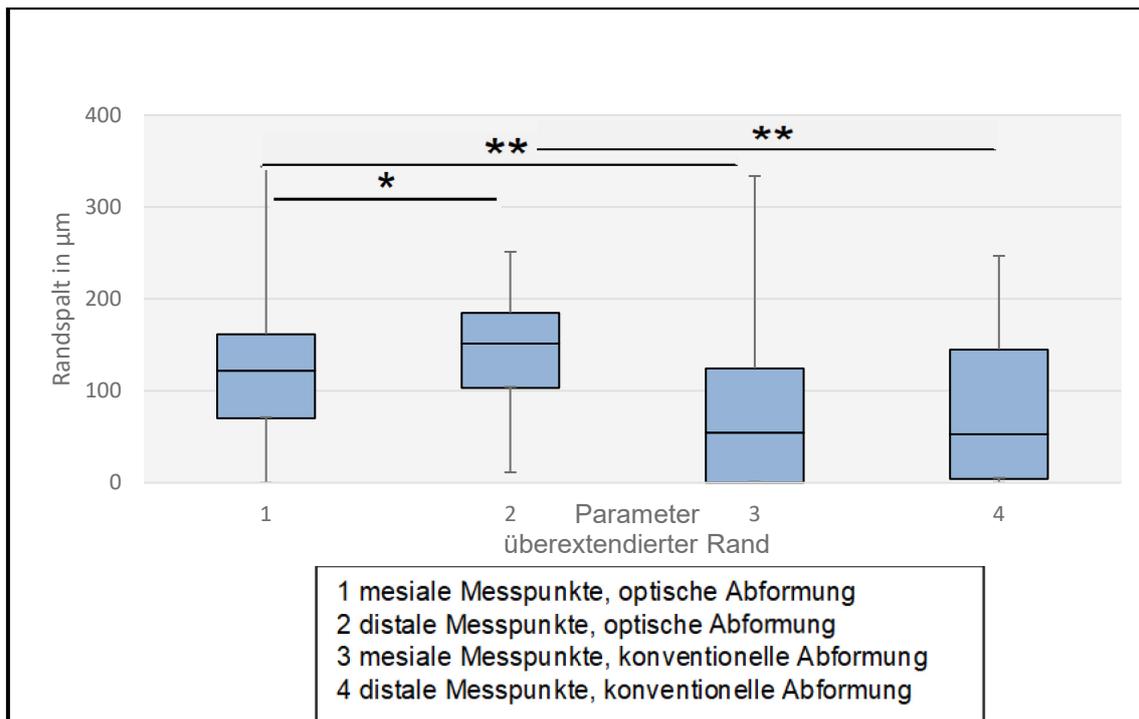


Abb. 19: Vergleich der Medianwerte des Parameters überextendierter Rand (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; mesial vs. distal) (* = signifikant) (** = hoch signifikant)

p -Wert (konventionell vs. optisch) < 0,001

p -Wert (konventionell mesial vs. konventionell distal) = 0,63

p -Wert (optisch mesial vs. optisch distal) = 0,015

4.2.3.2 Überextendierter Rand - peripher vs. Mitte

Die in Abbildung 20 dargestellten Medianwerte waren für den Parameter *überextendierter Rand* bei der konventionell abgeformten Stichprobe (Gruppe *peripher*: 64 µm; Gruppe *Mitte*: 39 µm) kleiner als bei der optisch abgeformten Stichprobe (Gruppe *peripher*: 126 µm; Gruppe *Mitte*: 134 µm). Die erstgenannte Stichprobe zeigte signifikant kleinere Werte als die optisch abgeformte Stichprobe ($p < 0,001$). Innerhalb der konventionell abgeformten Stichprobe unterschieden sich die peripher gemessenen nicht signifikant von den mittig lokalisierten Randspalten ($p = 0,17$). Gleiches gilt für die Werte innerhalb der optisch abgeformten Stichprobe für die peripher ermittelten gegenüber den mittig bestimmten Randspalten ($p = 1,00$).

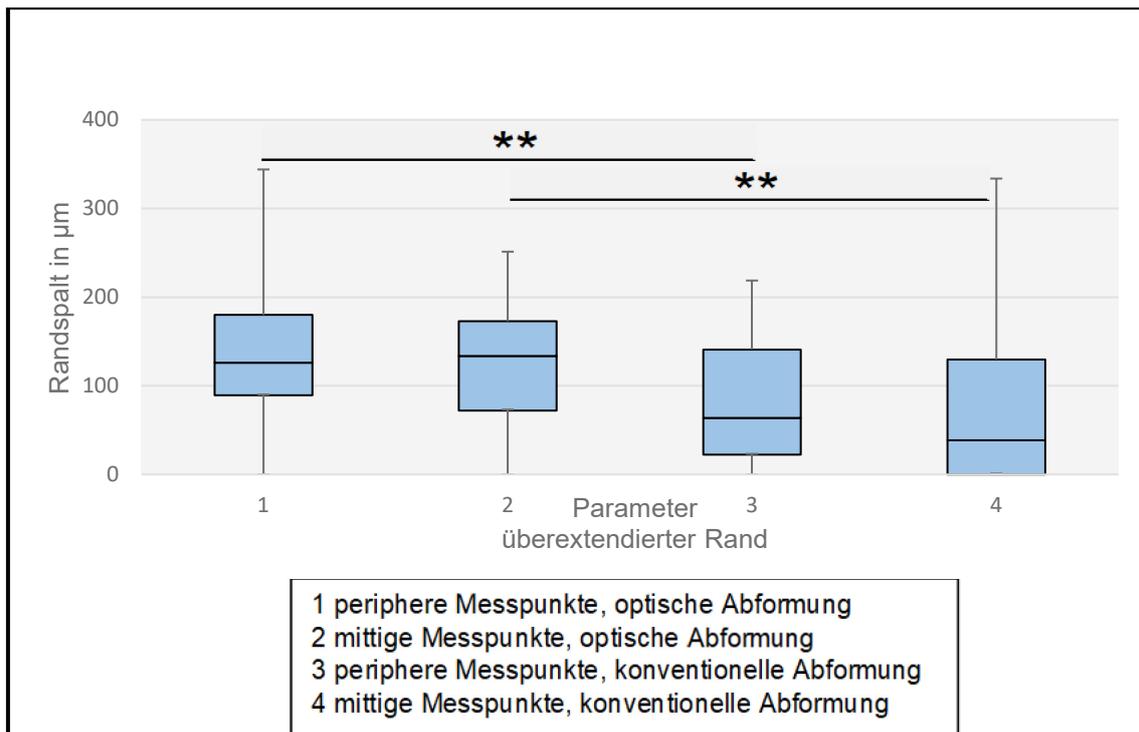


Abb. 20: Vergleich der Medianwerte des Parameters überextendierter Rand (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; peripher vs. Mitte) (** = hoch signifikant)
 p-Wert (konventionell vs. optisch) < 0,001
 p-Wert (konventionell peripher vs. konventionell Mitte) = 0,17
 p-Wert (optisch peripher vs. optisch Mitte) = 1,00

4.2.3.3 Überextendierter Rand - Vergleich der Abformmethoden

Für den Parameter *überextendierter Rand* wurden die Messergebnisse der konventionellen Abformung die der optischen Abformung gegenübergestellt (Abb. 21).

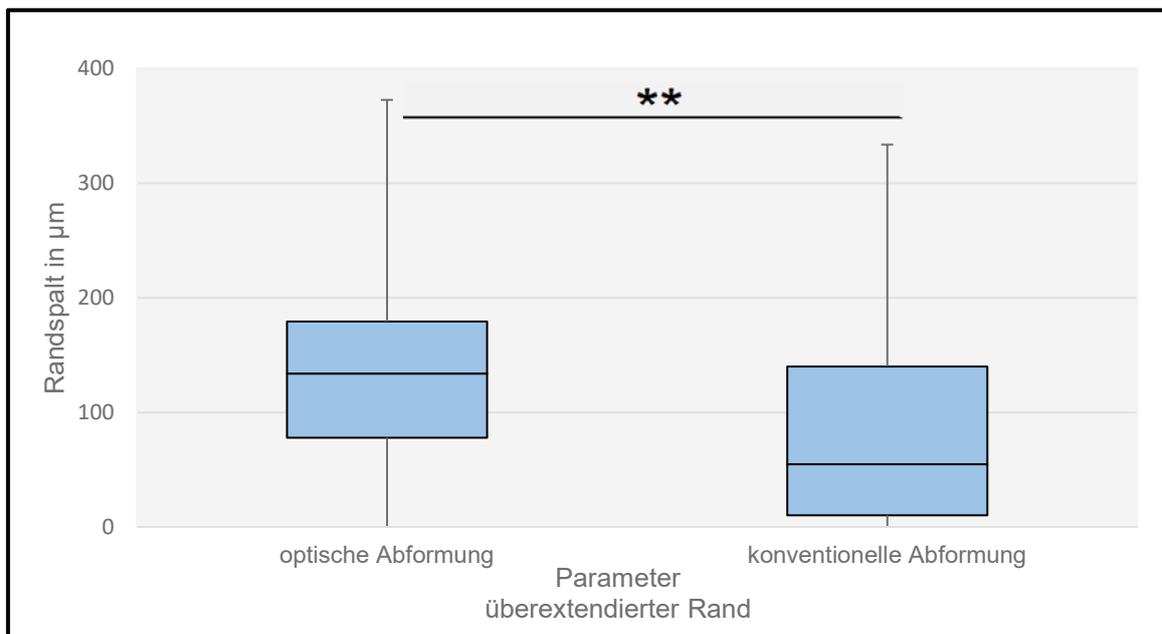


Abb. 21: Boxplotdiagramm für den Parameter überextendierter Rand (optisch abgeformt vs. konventionell abgeformt) (** = hoch signifikant; $p \leq 0,001$)

Die Ergebnisse der optischen Abformung bzgl. des Parameters *überextendierter Rand* waren signifikant größer als die Resultate der konventionellen Abformung ($p = 0,001$).

4.2.4.1 Unterextendierter Rand - mesial vs. distal

Der Parameter *unterextendierter Rand* wies sowohl bei der optisch abgeformten als auch bei der konventionell abgeformten Stichprobe mesial und distal einen Median von 0 μm auf.

4.2.4.2 Unterextendierter Rand - peripher vs. Mitte

Die Auswertung des Parameters *unterextendierter Rand* ergab unterextendierte Ränder für die konventionelle Gruppe.

4.2.4.3 Unterextendierter Rand - Vergleich der Abformmethoden

Die Ergebnisse bzgl. des Parameters *unterextendierter Rand* unterschieden sich für die optisch abgeformte Stichprobe gegenüber der konventionell abgeformten Gruppe signifikant ($p < 0,001$) (Tabelle 15): In der Stichprobe der optischen Abformung waren die Restaurationen durchgehend überextendiert. Als zugehörige Resultate ergaben sich ausschließlich Werte von 0 μm .

Eine Unterextension trat mit einem Maximum von 238 μm an drei Zahnproben der Stichprobe der konventionellen Abformung auf. Die Minima sowie die Medianwerte lagen bei beiden Stichproben bei 0 μm . Der Quotient konventionell/optisch ergab für den Median einen Wert von 0 μm . Bei drei Proben der konventionell abgeformten Stichprobe konnten Werte ≥ 0 μm festgestellt werden.

Tab. 15: Resultate für den Parameter unterextendierter Rand, optische Abformung vs. konventionelle Abformung (gerundet auf ganze Zahlen)

Parameter „unterextendierter Rand“	optische Abformung (μm)	konventionelle Abformung (μm)	Wert (konventionell) Wert (optisch)
Minimum	0	0	0
Maximum	0	238	0
Median	0	0	0
Interquartilsabstand (Q ₁ , Q ₃)	0 (0; 0)	0 (0; 0)	0

4.2.5.1 Vertikale marginale Diskrepanz - mesial vs. distal

Der Vergleich der konventionellen und der optisch abgeformten Stichprobe für den Parameter *vertikale marginale Diskrepanz* (siehe Abbildung 22) ergab für die erstgenannte Stichprobe signifikant größere Werte - sowohl für die mesialen als auch die distalen Messpunkte. Für die Gruppe *konventionell abgeformt/mesial* betrug der Median 280 μm , für die Gruppe *konventionell abgeformt/distal* ergab sich ein entsprechender Wert von 254 μm . Die Gruppe *optisch abgeformt/mesial* wird mit einem Median von 67 μm angegeben. Der Median der Gruppe *optisch abgeformt/distal* betrug 56 μm . Mit einem *p*-Wert $< 0,001$ ließ sich ein signifikanter Unterschied zwischen der optisch bzw. der konventionell abgeformten Stichprobe nachweisen. Ein Vergleich der mesial bzw. der distal lokalisierten Randspalten bei konventioneller Abformung zeigte keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,30$). Ein Vergleich innerhalb der optischen Gruppe ergab einen signifikanten Unterschied ($p = 0,033$) zwischen den optisch mesial und optisch distal gemessenen Werten.

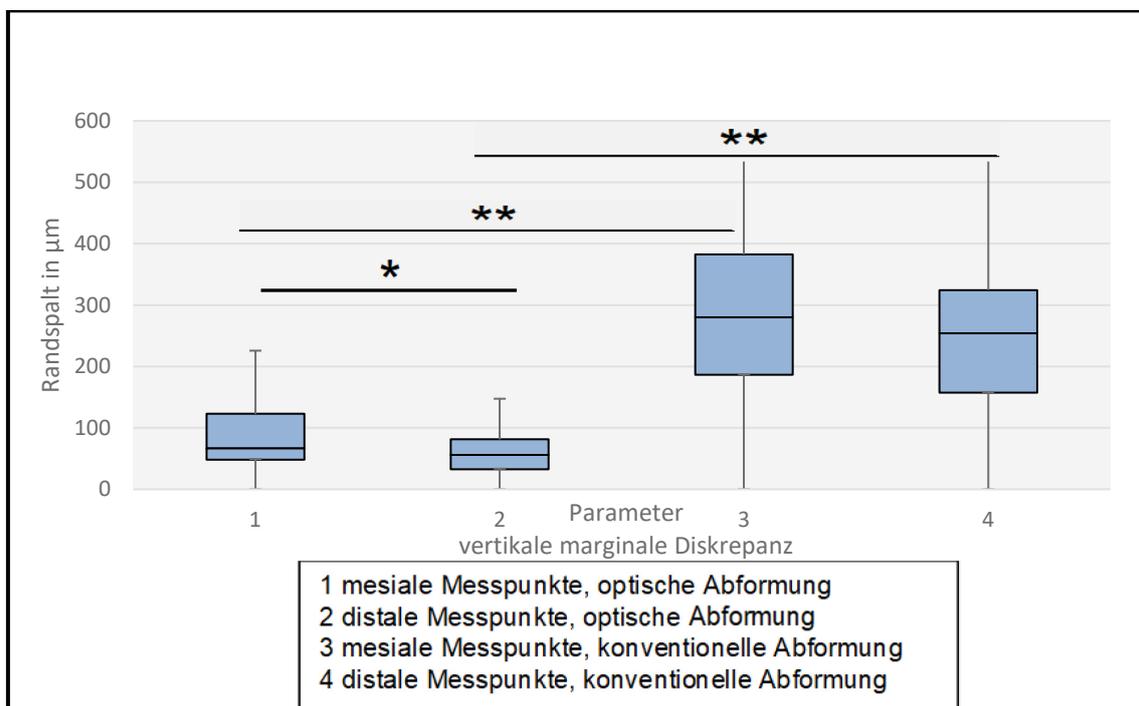


Abb. 22: Vergleich der Medianwerte des Parameters vertikale marginale Diskrepanz (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; mesial vs. distal) (* = signifikant) (** = hoch signifikant)
 p-Wert (konventionell vs. optisch) $< 0,001$
 p-Wert (konventionell mesial vs. konventionell distal) = 0,30
 p-Wert (optisch mesial vs. optisch distal) = 0,033

4.2.5.2 Vertikale marginale Diskrepanz - peripher vs. Mitte

Die in Abbildung 23 dargestellten Medianwerte für die optisch abgeformte Stichprobe (Gruppe *peripher*: 59 μm ; Gruppe *Mitte*: 65 μm) bzw. die konventionell abgeformte Stichprobe (Gruppe *peripher*: 272 μm ; Gruppe *Mitte*: 267 μm) zeigten für die letztgenannte Stichprobe signifikant ($p < 0,001$) größere Werte. Innerhalb der konventionell abgeformten Gruppe (konventionell peripher vs. konventionell mittig) unterschieden sich die Ergebnisse der Gruppen nicht signifikant ($p = 0,62$) voneinander. Innerhalb der optisch abgeformten Gruppe (optisch peripher vs. optisch mittig) zeigte sich kein signifikanter Unterschied ($p = 0,92$) zwischen den peripher ermittelten gegenüber den mittig bestimmten Resultaten.

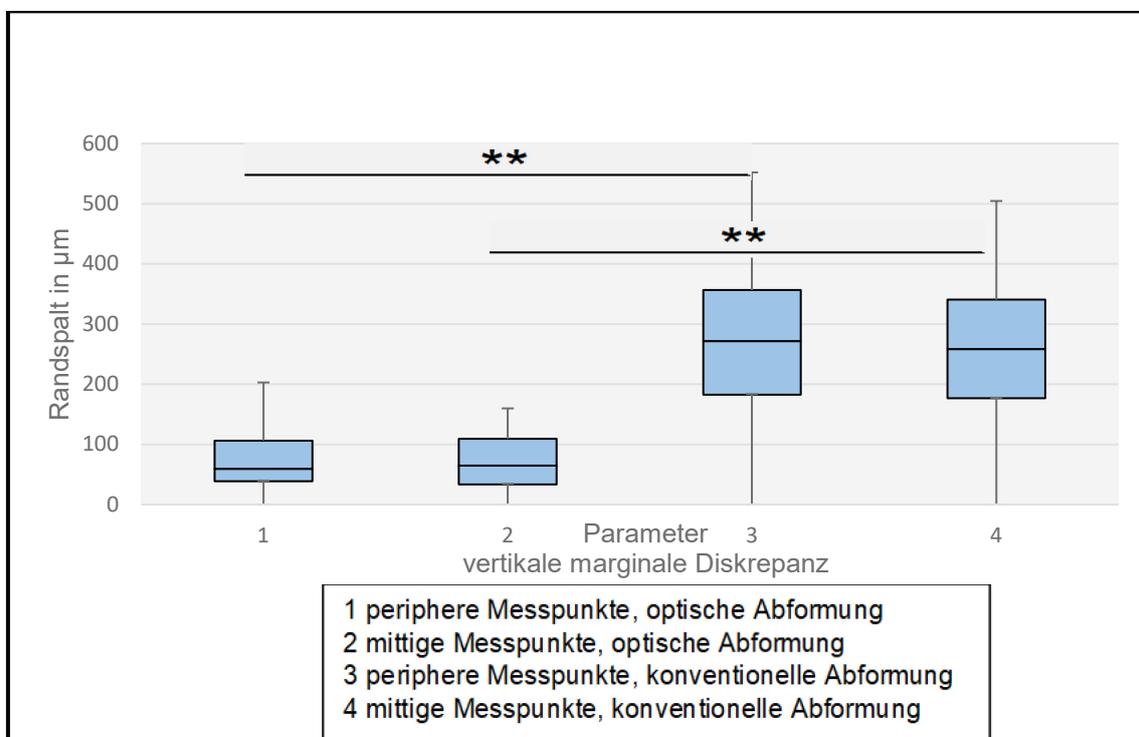


Abb. 23: Vergleich der Medianwerte des Parameters vertikale marginale Diskrepanz (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; peripher vs. Mitte) (** = hoch signifikant)

p -Wert (konventionell vs. optisch) $< 0,001$

p -Wert (konventionell peripher vs. konventionell Mitte) = 0,62

p -Wert (optisch peripher vs. optisch Mitte) = 0,92

4.2.5.3 Vertikale marginale Diskrepanz - Vergleich der Abformmethoden

Die in Abbildung 24 gezeigten Boxplotdiagramme veranschaulichen die Resultate der konventionell abgeformten gegenüber der optisch abgeformten Stichprobe bezüglich des Parameters *vertikale marginale Diskrepanz*.

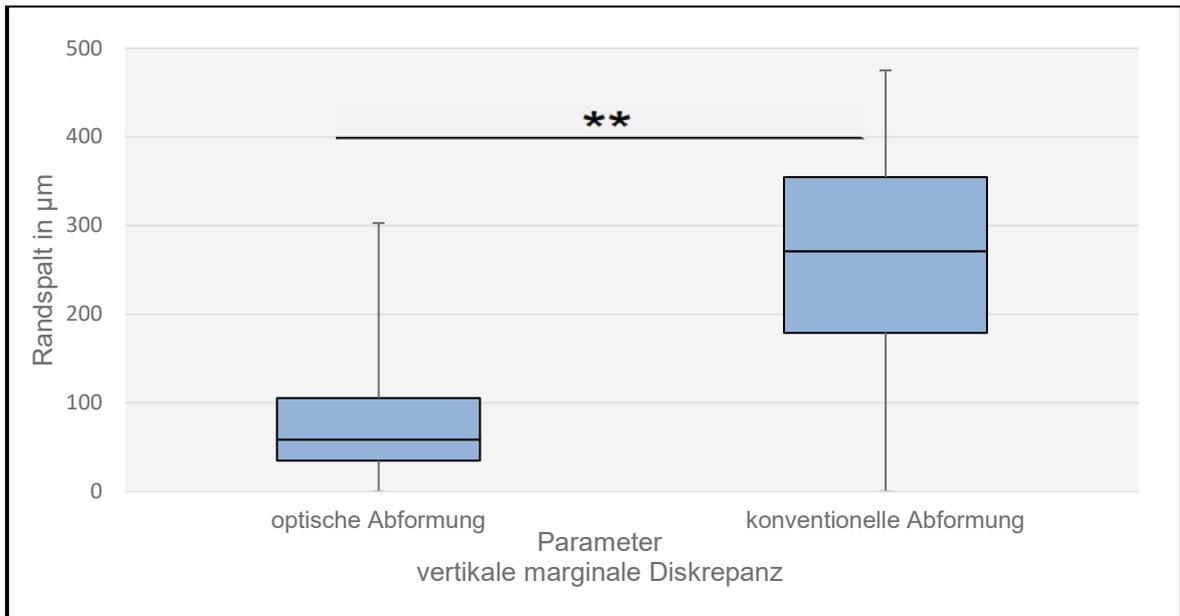


Abb. 24: Boxplotdiagramm für den Parameter vertikale marginale Diskrepanz (konventionelle Abformung vs. optische Abformung) (** = hoch signifikant; $p < 0,001$)

Beim Vergleich der konventionellen gegenüber der optischen Abformmethode bzgl. des Parameters *vertikale marginale Diskrepanz* zeigten sich signifikant größere Werte ($p < 0,001$) für die konventionelle Abformung.

4.2.6.1 Horizontale marginale Diskrepanz - mesial vs. distal

Für die in Abbildung 25 dargestellten Medianwerte bzgl. der *horizontalen marginalen Diskrepanz* lagen für die konventionell abgeformte Stichprobe sowohl mesial (138 μm) als auch distal (150 μm) kleinere Ergebnisse als für die optisch abgeformte Stichprobe (mesial: 179 μm ; distal: 193 μm) vor. Die Resultate der konventionellen Abformung waren signifikant kleiner als die Ergebnisse der optischen Abformung ($p < 0,001$). Innerhalb der optisch abgeformten Gruppe (optisch mesial vs. optisch distal) bzw. der konventionell abgeformten Gruppe (konventionell mesial vs. konventionell distal) unterschieden sich die Werte nicht signifikant.

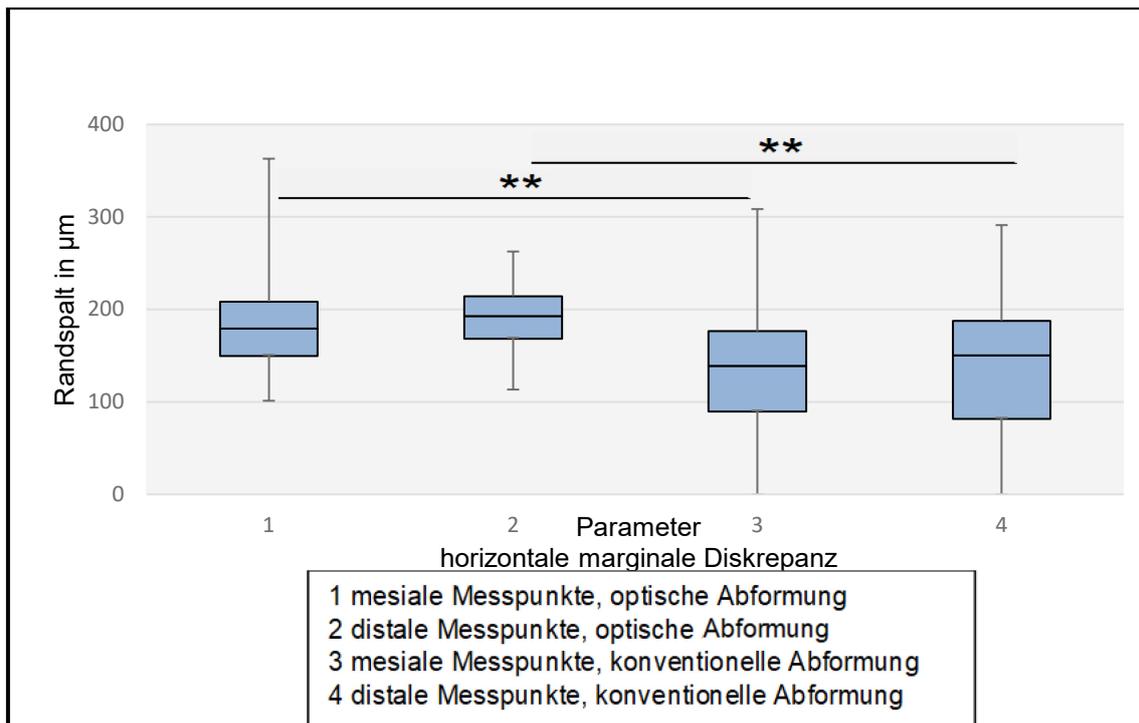


Abb. 25: Vergleich der Medianwerte des Parameters horizontale marginale Diskrepanz (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; mesial vs. distal) (** = hoch signifikant)

p -Wert (konventionell - optisch) $p < 0,001$

p -Wert (konventionell mesial vs. konventionell distal) = 0,45

p -Wert (optisch mesial vs. distal) = 0,011

4.2.6.2 Horizontale marginale Diskrepanz - peripher vs. Mitte

In Abbildung 26 ist der Vergleich der konventionell abgeformten Stichprobe gegenüber der optisch abgeformten Stichprobe dargestellt. Die erstgenannte wies gegenüber der optisch abgeformten Stichprobe signifikant geringere Werte ($p < 0,001$) für den Parameter *horizontale marginale Diskrepanz* auf. Innerhalb der konventionell abgeformten Stichprobe waren die peripher gemessenen Randspalten größer als die mittig lokalisierten (Gruppe *peripher*: 149 µm; Gruppe *Mitte*: 140 µm) ($p = 0,70$). In der optisch abgeformten Stichprobe zeigten die peripher ermittelten Randspalten ebenfalls größere Werte als die mittig bestimmten (Gruppe *peripher*: 187 µm vs. Gruppe *Mitte*: 185 µm ($p = 0,19$)).

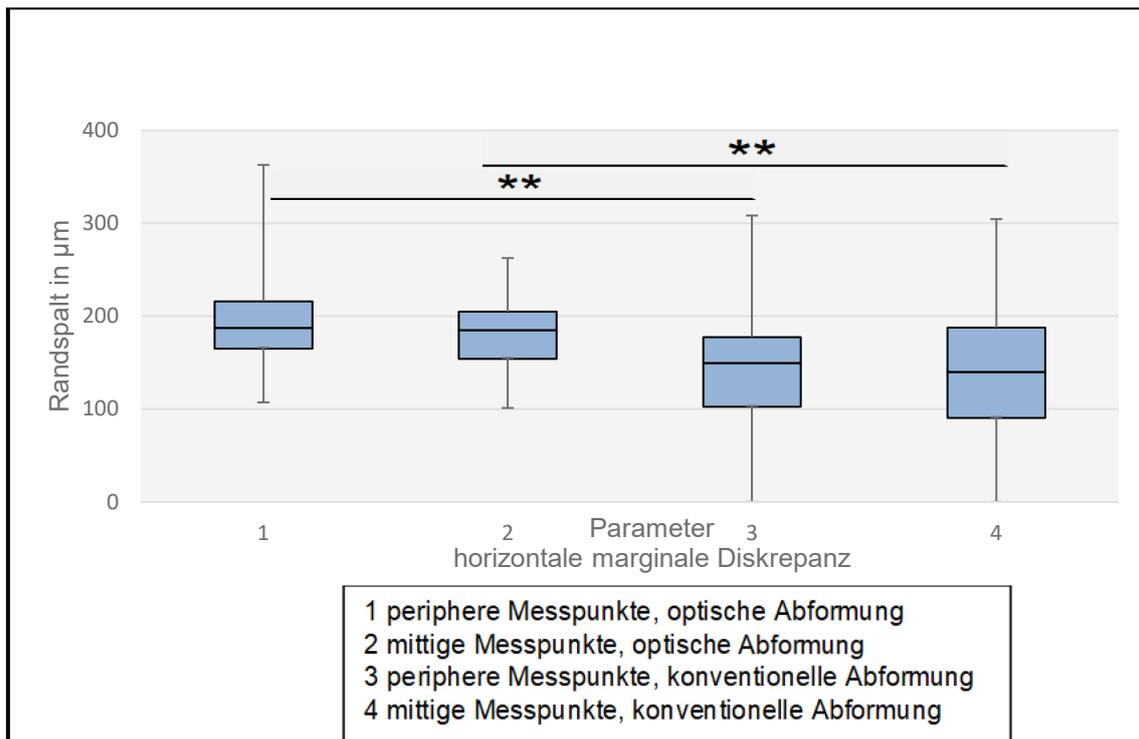


Abb. 26: Vergleich der Medianwerte des Parameters horizontale marginale Diskrepanz (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; peripher vs. Mitte) (* = signifikant) (** = hoch signifikant)
 p-Wert (konventionell vs. optisch) < 0,001
 p-Wert (konventionell peripher vs. konventionell Mitte) = 0,70
 p-Wert (optisch peripher vs. optisch Mitte) = 0,19

4.2.6.3 Horizontale marginale Diskrepanz - Vergleich der Abformmethoden

Abbildung 27 zeigt den Vergleich der Messdaten der konventionellen und der optischen Abformmethode für den Parameter *horizontale marginale Diskrepanz*.

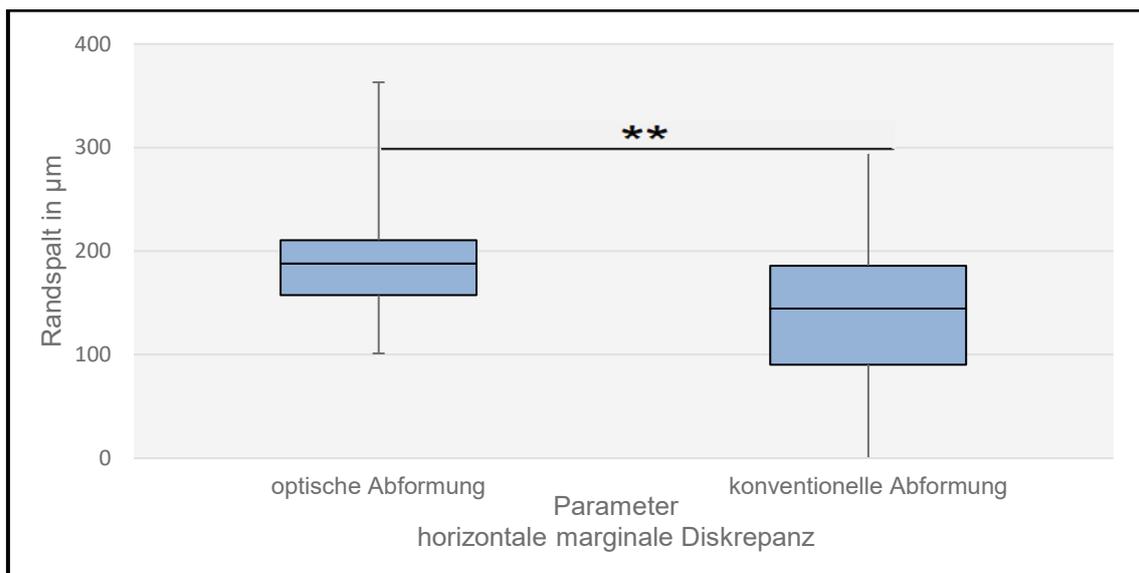


Abb. 27: Boxplotdiagramm für den Parameter horizontale marginale Diskrepanz (konventionelle Abformung vs. optische Abformung) (** = hoch signifikant; p < 0,001)

Der Parameter *horizontale marginale Diskrepanz* wies für die optische Abformung signifikant größere Werte ($p < 0,001$) als für die konventionelle Abformung auf.

4.2.7.1 Absolute marginale Diskrepanz - mesial vs. distal

Abbildung 28 zeigt die Medianwerte für den Parameter *absolute marginale Diskrepanz*. Für dieses Kriterium ergaben sich bei der konventionell abgeformten Stichprobe sowohl für den mesial ermittelten Median (346 μm) als auch für den distal bestimmten Median (320 μm) signifikant größere Ergebnisse als bei der optisch abgeformten Stichprobe (Median *mesial*: 205 μm ; Median *distal*: 205 μm) ($p < 0,001$). Der Vergleich der konventionellen gegenüber der optischen Abformung zeigte einen signifikanten Unterschied ($p < 0,001$). Innerhalb der konventionellen ($p = 0,16$) Abformgruppe bzw. der optischen Abformgruppe ($p = 0,42$) ergaben sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den mesial und den distal ermittelten Resultaten.

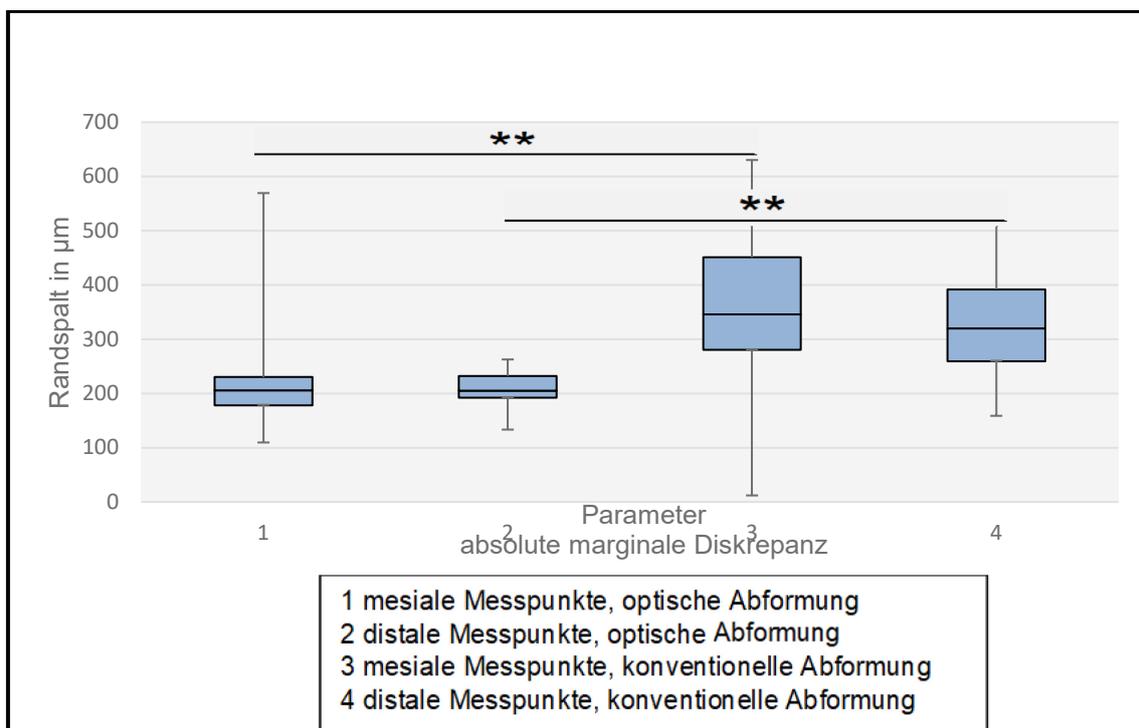


Abb. 28: Vergleich der Medianwerte des Parameters absolute marginale Diskrepanz (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; mesial vs. distal) (** = hoch signifikant)

p -Wert (konventionell vs. optisch) $< 0,001$

p -Wert (konventionell mesial vs. konventionell distal) = 0,16

p -Wert (optisch mesial vs. optisch distal) = 0,42

4.2.7.2 Absolute marginale Diskrepanz - peripher vs. Mitte

Die Medianwerte des Parameters *absolute marginale Diskrepanz* wiesen für die konventionelle Abformung (Gruppe *peripher*: 319 μm ; Gruppe *Mitte*: 323 μm) signifikant größere Werte ($p < 0,001$) auf als für die optische Abformung (Gruppe *peripher*: 206 μm ; Gruppe *Mitte*: 204 μm) (siehe Abbildung 29). Innerhalb der beiden Abformstichproben unterschieden sich die peripher lokalisierten Randspalten jeweils nicht signifikant von den mittig gemessenen Randspalten (*konventionell peripher vs. konventionell Mitte*: $p = 0,97$; *optisch peripher vs. optisch Mitte*: $p = 0,45$).

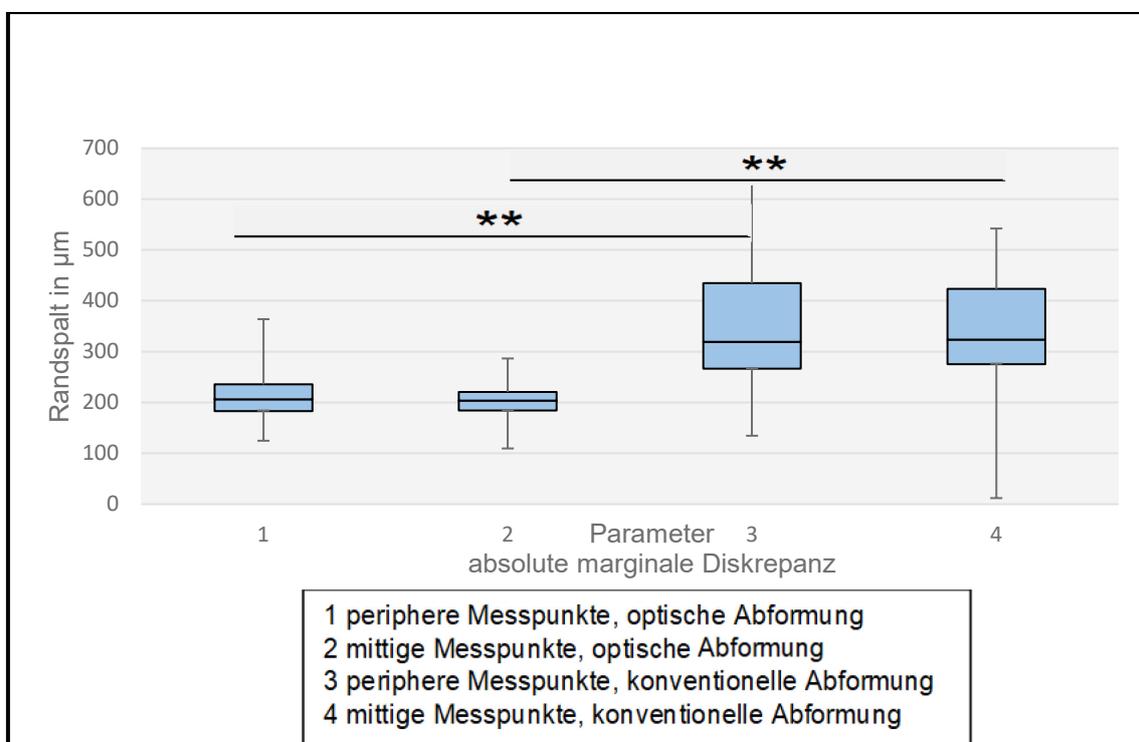


Abb. 29: Vergleich der Medianwerte des Parameters absolute marginale Diskrepanz (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; peripher vs. Mitte) (** = hoch signifikant)

p -Wert (konventionell vs. optisch) $< 0,001$

p -Wert (konventionell peripher vs. konventionell Mitte) = 0,97

p -Wert (optisch peripher vs. optisch Mitte) = 0,45

4.2.7.3 Absolute marginale Diskrepanz - Vergleich der Abformmethoden

In Abbildung 30 sind die Ergebnisse des Parameters *absolute marginale Diskrepanz* der konventionell abgeformten denen der optisch abgeformten Stichprobe gegenübergestellt.

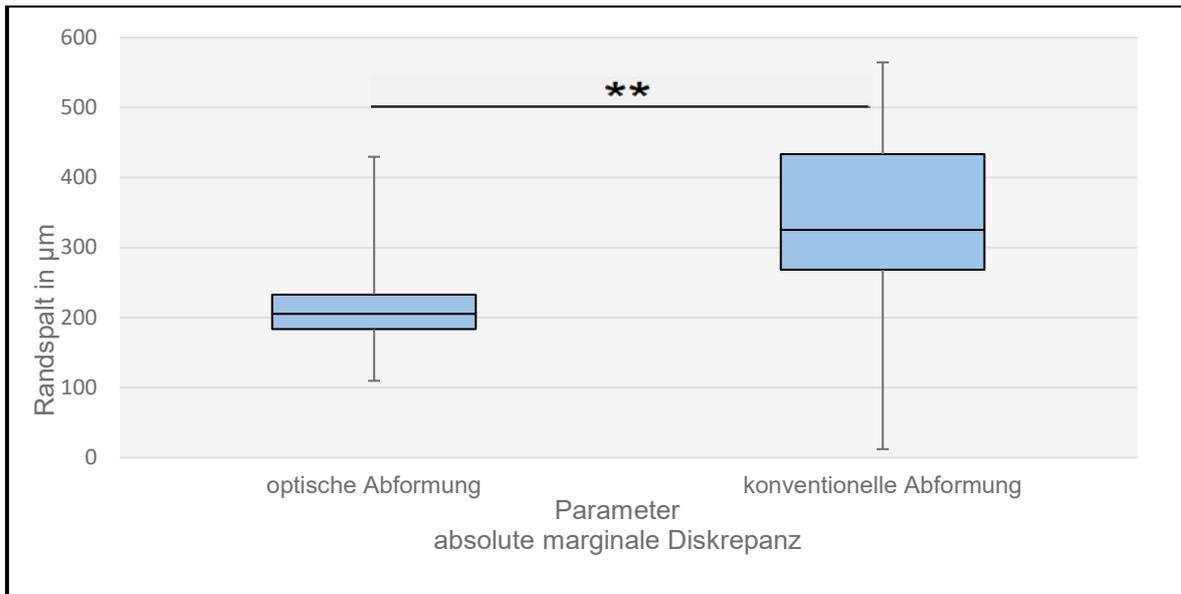


Abb. 30: Boxplotdiagramm für den Parameter absolute marginale Diskrepanz (konventionelle Abformung vs. optische Abformung) (** = hoch signifikant; $p < 0,001$)

Bezüglich des Vergleichs zwischen optischer und konventioneller Abformmethode zeigten sich für den Parameter *absolute marginale Diskrepanz* für das letztgenannte Verfahren signifikant größere Werte (p -Wert $< 0,001$) als für die optische Abformmethode.

4.3 Gesamtübersicht der Parameter nach HOLMES et al. für die beiden Abformmethoden

Nachdem aufgezeigt wurde, dass sich peripher und mittig ermittelte Messwerte nicht signifikant unterschieden, konnten alle Resultate einer Abformmethode zusammengefasst werden. Im nächsten Schritt wurden die vermessenen Parameter gemäß HOLMES et al. (1989) [72] betrachtet und die Gesamtergebnisse der beiden Abformverfahren anhand des Medians und des Interquartilsabstands (IQ_1 , IQ_3) einander gegenübergestellt.

4.3.1 Optische Abformung

Eine Übersicht über die Ergebnisse der optisch abgeformten Stichprobe wird hinsichtlich des Medians für die einzelnen Parameter nach HOLMES et al. (1989) [72] gegeben. Das Resultat für den Parameter „*unterextendierter Rand*“ nimmt aufgrund der in der optisch abgeformten Stichprobe nicht vorhandenen Unterextension ein Resultat von „0“ ein.

Tab. 16: Medianwerte für die Parameter nach HOLMES et al. (1989) [73] bei der optischen Abformung (gerundet auf ganze Zahlen)

Parameter	Optische Abformung Medianwert (μm)	Optische Abformung Interquartilsabstand (Q_1 ; Q_3) (μm)
interner Spalt	50	30 (38; 68)
marginaler Spalt	74	78 (53; 131)
überextendierter Rand	134	101 (78; 179)
unterextendierter Rand	0	0 (0; 0)
vertikale marginale Diskrepanz	58	70 (35; 105)
horizontale marginale Diskrepanz	188	53 (158; 211)
absolute marginale Diskrepanz	205	49 (184; 233)

4.3.2 Konventionelle Abformung

Tabelle 17 zeigt die Resultate der einzelnen Parameter nach HOLMES et al. (1989) [72], die auf der Anwendung der konventionellen Abformung basieren.

Tab. 17: Medianwerte für die Parameter nach HOLMES et al. (1989) [73] bei der konventionellen Abformung in μm (gerundet auf ganze Zahlen)

Parameter	Konventionelle Abformung Medianwert (μm)	Konventionelle Abformung Interquartilsabstand (Q_1 ; Q_3) (μm)
interner Spalt	251	146 (176; 322)
marginaler Spalt	288	190 (222; 412)
überextendierter Rand	55	127 (11; 138)
unterextendierter Rand	0	0 (0; 0)
vertikale marginale Diskrepanz	271	141 (181; 322)
horizontale marginale Diskrepanz	145	95 (91; 186)
absolute marginale Diskrepanz	326	53 (269; 322)

Tabelle 18 zeigt eine Übersicht der Medianwerte für die sieben im Randspaltbereich erhobenen Parameter der optisch abgeformten und der konventionell abgeformten Stichprobe. Tabelle 18 beinhaltet für einen relativen Vergleich des Medians der beiden Abformmethoden den Quotienten Median (konventionell)/Median (optisch). Der Medianwert der konventionellen Abformung für den Parameter *interner Spalt* war fünffach größer als der entsprechende Wert der optisch abgeformten Stichprobe. Um den Faktor 3,9 war der Median der konventionell abgeformten Stichprobe für den Parameter *marginaler Spalt* größer als der Medianwert der optisch abgeformten Stichprobe. Quotienten, welche einen Wert kleiner 1 annahmen, wurden für die Parameter *horizontale marginale Diskrepanz*

(0,8), *unterextendierter Rand* (Median in beiden Stichproben: 0,0) und *überextendierter Rand* (0,4) festgestellt. Einen Quotienten (Median (konventionell)/Median (optisch)) größer als 1 zeigten die *vertikale marginale Diskrepanz* (4,6) und die *absolute marginale Diskrepanz* (1,6).

Tab. 18: Medianwerte der optisch und der konventionell abgeformten Stichprobe für die Parameter nach HOLMES et al. (1989) [73] (gerundet auf eine Dezimalstelle)

	optische Abformung Median (μm)	konventionelle Abformung Median (μm)	Median		optische Abformung Interquartilsabstand (Q_1 ; Q_3) (μm)	konventionelle Abformung Interquartilsabstand (Q_1 ; Q_3) (μm)
			(konventionell optisch)	(optisch)		
<i>Interner Spalt</i>	50	251	5,0		30 (38;68)	146 (176; 322)
<i>Marginaler Spalt</i>	74	288	3,9		78 (53; 131)	190 (222; 412)
<i>Überextenderer Rand</i>	134	55	0,4		101 (78; 179)	127 (11; 138)
<i>Untertextendierter Rand</i>	0	0	0,0		0 (0; 0)	0 (0; 0)
<i>Vertikale marginale Diskrepanz</i>	59	271	4,6		70 (35; 105)	141 (181; 322)
<i>Horizontale marginale Diskrepanz</i>	188	145	0,8		53 (158; 211)	95 (91; 186)
<i>Absolute marginale Diskrepanz</i>	205	326	1,6		49 (184; 233)	53 (269; 322)

Für die Maxima der konventionell abgeformten Stichprobe zeigen die Parameter *interner Spalt* (Maximum: 455 μm), *marginaler Spalt* (Maximum: 630 μm), *vertikale marginale Diskrepanz* (Maximum: 552 μm) sowie die *absolute marginale Diskrepanz* (Maximum: 630 μm) größere Werte als die entsprechenden Resultate der optisch abgeformten Stichprobe (*interner Spalt* (Maximum: 160 μm), *marginaler Spalt* (Maximum: 227 μm), *vertikale marginale Diskrepanz* (Maximum: 226 μm), *absolute marginale Diskrepanz* (Maximum: 364 μm)). Bei den Parametern *horizontale marginale Diskrepanz* (Maximum der konventionell abgeformten Stichprobe: 308 μm ; Maximum der optisch abgeformten Stichprobe: 363 μm) und *überextendierter Rand* (Maximum der konventionell abgeformten Stichprobe: 334 μm ; Maximum der optisch abgeformten Gruppe: 344 μm) ergaben sich größere Werte für die optische Abformung (Tabelle 19).

Tab. 19: Medianwerte, Interquartilsabstände (IQR), Minima und Maxima für die Parameter nach HOLMES et al. (1989) [73] für die optische und die konventionelle Abformung (*= signifikant)

Parameter Spalt	interne Abformung Wert (μm)	konventionelle Abformung Wert (μm)	Signifikanz
Median	50	251	*
Interquartilsabstand IQR ($Q_1; Q_3$)	30 (38; 68)	146 (176; 322)	
Minimum	14	50	
Maximum	160	455	
Parameter Spalt	marginale Abformung Wert (μm)	konventionelle Abformung Wert (μm)	Signifikanz
Median	74	288	*
Interquartilsabstand IQR ($Q_1; Q_3$)	78 (53; 131)	190 (222; 412)	
Minimum	8	20	
Maximum	227	630	

Parameter <i>überextendier- ter Rand</i>	Optische Abformung Wert (μm)	Konvent. Abformung Wert (μm)	<u>Wert (konventionell)</u> Wert (optisch)	Signifikanz
Median	134	55	0,4	*
Interquartilsabstand IQR (Q_1 ; Q_3)	101 (78; 179)	127 (11; 138)		
Minimum	0	0	0	
Maximum	344	334	0,97	
Parameter vertikale <i>margi- nale Diskrepanz</i>	optische Abformung Wert (μm)	Konvent. Abformung Wert (μm)	<u>Wert (konventionell)</u> Wert (optisch)	Signifikanz
Median	59	271	4,6	*
Interquartilsabstand IQR (Q_1 ; Q_3)	70 (35; 105)	141 (181; 322)	2,5	
Minimum	0	0	0	
Maximum	226	552	2,4	

Parameter <i>marginale Diskrepanz</i>	optische Abformung Wert (μm)	Konvent. Abformung Wert (μm)	<u>Wert (konventionell)</u> Wert (optisch)	Signifikanz
Median	188	145	0,8	*
Interquartilsabstand IQR ($Q_1; Q_3$)	53 (158; 211)	95 (91; 186)		
Minimum	101	0	0	
Maximum	363	308	0,8	
Parameter <i>absolute marginale Diskrepanz</i>	optische Abformung Wert (μm)	Konvent. Abformung Wert (μm)	<u>Wert (konventionell)</u> Wert (optisch)	Signifikanz
Median	205	326		*
Interquartilsabstand IQR ($Q_1; Q_3$)	49 (184; 233)	53 (269; 322)		
Minimum	110	12	0,1	
Maximum	364	630	1,7	

5. Diskussion

5.1. Methodendiskussion

5.1.1 Diskussion des Versuchsaufbaus und der verwendeten Materialien

Im Folgenden werden der Versuchsaufbau und die verwendeten Materialien diskutiert. Nach Auswertung der Literatur stehen grundsätzlich zwei Varianten der Methodik zur Verfügung: Die erste Möglichkeit besteht in der Verwendung eines Urmodells aus Stahl oder Titan (SEELBACH et al. (2013) [159]; BORBA et al. (2011) [21]; CASTILLO OYAGUE et al. (2010) [27]; GROTEN et al. (1997) [59]). Eine gute Vergleichbarkeit ist durch Einsatz eines Urmodells gegeben, da die Voraussetzungen für jede Abformung identisch sind und nicht jeder Zahn individuell beschliffen wird.

Ein zweiter Ansatz in der Literatur stellt die Verwendung eines Modells mit „implantierten“ natürlichen extrahierten Zähnen dar. Nach SCHARNAGEL (1998) [154] imitieren Polyether wie Impregum das Parodont und sollen im Modell den natürlichen Zähnen als Simulation des Zahnhalteapparats dienen. Die Standardisierung bei der Selektion der natürlichen Prü fzähne durch eindeutige Kriterien und eine standardisierte Lagerung führt zu einer bisher bestmöglichen Vergleichbarkeit der Ergebnisse und limitiert Faktoren, die möglicherweise den Randspalt beeinflussen könnten. Der Vorteil der Verwendung natürlicher Prü fzähne liegt in der realitätsnahen Simulation der Präparation- und Abformmaßnahmen der klinischen Situation. In einer Studie von LUTHARDT et al. (2005) [101] wurde eine Fixierung des Modells durchgeführt und dieses aus sieben definierten Aufnahmewinkeln erfasst. Dadurch wird ein reproduzierbarer Aufnahmeprozess gewährleistet. Eine weitere Überlegung, das Modell in einem Phantomkopf zu fixieren, wendeten DA COSTA et al. (2010) [37] in einer Untersuchung an. Diese Vorgehensweise fand in der vorliegenden Studie ebenfalls Einsatz.

XIA et al. (2015) [196] untersuchten verschiedene *Präparationsarten* in Bezug auf die dreidimensionale Passungsgenauigkeit der CAD/CAM-gefertigten Restaurationen. Die ausgeprägte Hohlkehlp r äparation, welche in der vorliegenden Studie verwendet wurde, zeigte die genaueste dreidimensionale Passung. Eine Studie nach BEUER et al. (2009) [12] zeigte bei einem Vergleich der Randspaltgrößen bei verschiedenen Präparationswinkeln die geringsten Randspalten bei

einem 12° Winkel, daher wurde dieser Winkel auch in der vorliegenden Studie verwendet. Nach RENNE et al. (2012) [142] weist die Präparation großen Einfluss auf den marginalen Spalt auf, v. a. wenn mit einem CAD/CAM-System gearbeitet wird. NAKAMURA et al. (2003) [118] konnten unabhängig vom untersuchten Konvergenzwinkel (4°, 8° und 12°) feststellen, dass sich bei bestimmten Zementspalteinstellungen gut passende Kronen herstellen ließen.

Eine mögliche Ursache für einen vergrößerten Randspalt ist die verminderte Zementspaltdimensionierung. Bei mittels höherer Auflösung untersuchte Proben aus der vorliegenden Studie zeigten eine geringere Dimensionierung des Zementspalts als die als Parameter eingestellten 20 µm. Die im Längsschnitt unter dem Mikroskop beurteilten Scheiben der Prü fzähne zeigten an der axialen Wand 5 bis 8 µm Zementspalt und an der gegenüberliegenden axialen Wand eine Zementspaltbreite von 14 bis 17 µm. Es ergab sich somit bei der Kontrollstichprobe für die Fehlersuche eine deutlich zu kleine Dimensionierung des Zementspalts. Die daraus resultierende Fehlpositionierung führte zu einer Anstauung von Zement im okklusalen Kronenbereich, welcher nicht abfließen konnte.

Als Ursachen kommen daher Fehler beim Zementieren oder eine verminderte Zementspaltbreite (kleiner \leq 20 µm), die den Abfluss des Zements behindern und durch die das Käppchen in einer Fehlposition fixiert wird, in Betracht.

Alternativ zur konventionellen Modellherstellung und sich daran anschließendem Laborscan kann ein Studiendesign gewählt werden, bei dem eine rein virtuelle Erstellung von Modellen/Referenzmodellen Verwendung findet und auf die Modellgenauigkeit eingegangen wird, wie in den Studien von YANG et al. (2015) [183], PATZELT et al. (2014) [124] und PERSSON et al. (2009) [126] praktiziert. ENDER und MEHL (2013) [47] untersuchten die Genauigkeit eines Referenzscanners anhand eines mit dem Referenzscanner registrierten Referenzmodells. Dieses digitale Referenzmodell wurde durch den Scan eines (Kiefer-)Stahlmodells erstellt. Anschließend wurde dieses Referenzmodell mit Datensätzen von Scans des Referenzmodells und Datensätzen von Scans des Typ IV-Gipsmeistermodells (durch konventionelle Abformung des Stahlmodells erstellt) verglichen. Die digitalen Modelle wurden anschließend überlagert und somit die Genauigkeit des Referenzscanners ermittelt. In Bezug auf Präzision und Richtigkeit konnte der Referenzscanner als leistungsfähiges Vergleichsinstrument sowohl für konventionelle als auch für optische Abformungen eingestuft werden.

Nach PATZELT et al. (2014) [124] zeigen drei von vier getesteten Systemen vergleichbare Resultate bei der Genauigkeit von Ganzkieferscans. Ungenauigkeiten in den Scans können in Imperfektionen der endgültigen Restauration resultieren. Die Praxisnähe stand in der vorliegenden In-vitro-Studie im Vordergrund und simuliert daher klinische Voraussetzungen durch Verwendung von extrahierten Zähnen. In anderen Untersuchungen wurden ebenfalls optische und konventionelle Abformmethoden einander gegenübergestellt (PRADIES et al. (2015) [131]; BOEDDINGHAUS et al. (2015) [18]; ENDER und MEHL (2011) [46]).

HENRY und HARNIST (1974) [67] zeigten, dass Polyether als Abformwerkstoff unter den Elastomeren das exakteste Material ist. In einer Studie von SUN et al. (2010) [165] wurde die Genauigkeit von Impregum® Penta (Polyether) gegenüber K-Silikon und Alginat nachgewiesen. Impregum® wurde ebenfalls in anderen Studien zur Evaluation der Randspaltgröße (Genauigkeit) verwendet (BEUER et al. (2008) [11]; NAVE (2000) [119]; ENDER und MEHL (2011) [46]; BESCHNIDT und STRUB (1999) [10]).

Die in der vorliegenden Untersuchung verwendete *Kombination Abformmaterial/Modellwerkstoff* gilt als international validiert. PRICE et al. (1991) [133] bewerteten in ihrer Untersuchung Kombinationen aus Abformmaterial und Typ IV-Gips in Bezug auf die Dimensionsgenauigkeit. Keine der gewählten Kombinationen wich mehr als 9 µm von den anderen Gruppen ab.

RAGAIN et al. (2000) [137] konnten in ihrer vergleichenden Studie in Bezug auf die untersuchten Oberflächenparameter über die Kombinationen von Elastomerabformmaterialien und Modellgips keine als überlegen gegenüber den anderen Kombinationen ausfindig machen.

Die in der vorliegenden Untersuchung verwendete helle Gipsfarbe wird von RUDOLPH et al. (2013) [149] empfohlen, da diese sich am geeignetsten für 3 D-Datenerfassungssysteme erweist.

Der in der eigenen Studie eingesetzte Fuji Rock®-Modellgips findet ebenfalls Anwendung in Untersuchungen von PRADIES et al. (2015) [131], DEMIR et al. (2014) [36], ROMEO et al. (2009) [145], TORABI et al. (2012) [170] und BESCHNIDT und STRUB (1999) [10]). Die Kombination Impregum®/Fuji Rock® wurde ebenfalls von NAVE (2000) [119] verwendet.

Grundsätzlich ist eine *Befestigung von Zirkondioxidkronen* am Dentin mit konventionellen Zementen ebenso möglich wie eine Befestigung mit Kompositzementen. Eine Befestigung über adhäsive Kräfte kann jedoch nach BLATZ et al. (2003) [17] die Retention, die marginale Adaptation, den Frakturwiderstand des Zahnstumpfes und die Stabilität der Restauration deutlich verbessern. Nach RÖSEL (2004) [88] findet sich eine gesicherte Retention von Kronen auf künstlichen Stümpfen bei Einsatz von Adhäsivzementen. Hierbei ist die Retention unabhängig von der (Zement-)Spaltbreite, was eine Voraussetzung für die reproduzierbare und ggf. zeitlich versetzte Vermessung darstellt. Es kann also von einer durch den Zement gewährleisteten konstanten und sich nicht ändernden Retention über die Zeit ausgegangen werden. Aus den eben genannten Gründen wurde als Befestigungsmaterial ein selbstadhäsiver Kompositzement gewählt. Die Zementierung erfolgte nach einer von TAN und IBBETSON (1996) [167] untersuchten Technik. Eine Standardisierung durch einen festgelegten Einbringdruck (COMLEKOGU et al. (2009) [33]) stellt eine Alternative dar. Die weitere Lagerung in Kunstspeichel verhinderte einen artifiziell verursachten Einfluss auf die Randspaltgenauigkeit durch Austrocknung.

Der nächste Abschnitt der Methodendiskussion nimmt Bezug auf Aspekte der Vermessung der Randspaltgröße (Zeitpunkt, Art der Schnitterstellung, Vermessungsmethode). CONTREPOIS et al. (2013) [34] empfehlen, die Vermessung der Randspalten an auf natürlichen Zähnen zementierten Keramikkrappen nach Einbettung und Schnitterstellung durchzuführen. Der Vorteil einer Zementierung der Keramikkrappen und deren Vermessung ist die Erfassung und Involvierung des Zementiervorgangs entsprechend der klinischen Realität.

Andere Studien führen ebenfalls eine Vermessung anhand von *Schnitten* zur Beurteilung der Randspaltgröße (BERKSUN et al. (1989) [9]; BEUER et al. (2009a) [12]; COLI und KARLSSON (2004) [30]; SAKRANA (2013) [151]; YANG et al. (2015) [183]; YÜKSEL und ZAIMOĞLU (2011) [184]). Die Erstellung von Schnitten und die nachfolgende Beurteilung unter dem Mikroskop wurden ebenfalls von DAUTI et al. (2016) [35], HUANG et al. (2015) [74], COMLEKOGU et al. (2009) [33] und VICO et al. (2008) [177] durchgeführt. Den marginalen Spalt beurteilten

außerdem BEUER et al. (2009d) [15] anhand von Querschnitten. Die Untersuchung des Randspalts über die Herstellung und Vermessung von Schnitten findet nach NAWAFLEH et al. (2013) [120] in 23,5% der Studien Anwendung, die Replicatechnik in 20,2% der Studien. Die häufigste Methode war die direkte Bewertung unter dem Lichtmikroskop in 47,5 % der Untersuchungen. Die Verwendung von Schnitten, wie sie auch in der vorliegenden Studie eingesetzt wurde, kann als etablierte und validierte Methode eingestuft werden. Als Nachteil dieser Vermessungsmethode ist jedoch die Limitierung der Messpunkte aufgrund der begrenzten Anzahl an Zahnscheiben.

Eine häufig verwendete Alternative zur Vermessung des Randspalts ist die bereits erwähnte *Replicatechnik*. In der Literatur wurde dieses Verfahren untersucht sowie validiert (LAURENT et al. (2008) [92]) und den anderen Vermessungsmethoden des Randspalts gegenübergestellt (CONTREPOIS et al. (2013) [34]) sowie in zahlreichen Studien angewendet (BOEDDINGHAUS et al. (2015) [18]; BOENING et al. (2000) [19]; KARLSSON (1993) [77]; KIM et al. (2013) [81]; KO-CAAĞAOĞLU et al. (2017) [84]; KUHN et al. (2015) [90]; XU et al. (2014) [182]; REICH et al. (2005) [145]). Bei Schnitten lassen sich nur eine begrenzte Anzahl und somit eine limitierte Wiedergabe der marginalen Region auswerten (CONTREPOIS et al. (2013) [34]), während mit der Replicatechnik ausschließlich eine indirekte Dokumentation des Zementspalts möglich ist.

Neben der in dieser Studie verwendeten Schnittbildung ist alternativ eine direkte Vermessung der marginalen Region möglich. Jedoch ergibt diese aufgrund nicht-reproduzierbar aufzufindender Referenzpunkte keine exakten Ergebnisse (CONTREPOIS et al. (2013) [34]). Die direkte Vermessung der Randspaltregion führt außerdem zu Ungenauigkeiten, da die Wölbung des Zahns nur unpräzise Messergebnisse unter dem Lichtmikroskop bedingt. Im Gegensatz dazu können Schliffpräparate kontrastreich unter dem Stereomikroskop vermessen werden (RIHA (2013) [144]). Die Ergebnisse von RIHA (2013) [144], der unterschiedliche Verfahren zur Randspaltvermessung bewertete, bestätigen die Auswahl der für diese Studie verwendeten Methode (Herstellung von Schliffpräparaten und anschließende Vermessung am Stereozoommikroskop).

Außerdem kann nach CONTREPOIS et al. (2013) [34] mit alternativen Verfahren zur Replicatechnik, wie zum Beispiel mit dem Mikro-CT, ein exaktes Ergebnis erzielt werden. Jedoch kann nach BORBA et al. (2011) [21] die Zementierung bei

Prüfzähnen, die mit μ -CT untersucht werden, nicht empfohlen werden, da der Röntgenkontrast ohne Zementierung größer ist. Auch RIHA (2013) [144] untersuchte die konventionelle Röntgendarstellung und gab als Nachteil eine ungenügende qualitative und quantitative Beurteilung der Randspalten aufgrund von Verzerrungen durch Summation an.

Eine Kombination aus Replicatechnik und Laservideographie eignet sich nach CONTREPOIS et al. (2013) [34] für die Messung des internen Spalts.

Ein von CONTREPOIS et al. (2013) [34] verfasster Reviewartikel wertete 54 Publikationen zur Randspaltvermessung aus. Die Studien mussten entweder die Vermessungsstrecke „marginal gap“ oder „absolute marginal discrepancy“ nach HOLMES et al. (1989) [72] beinhalten. In 43 Studien wurde lediglich der *marginale Spalt* gemessen, in acht Studien wurde die *absolute marginale Diskrepanz* erhoben und in nur drei Studien wurden beide Parameter vermessen. Die in dieser Studie erhobenen Parameter erfassten außerdem den *internen Spalt*, die *horizontale marginale Diskrepanz*, die *vertikale marginale Diskrepanz*, den *überextendierten Rand*, sowie den *unterextendierten Rand*. Die eigene Untersuchung ist somit in Bezug auf die Vermessung der Randspaltgröße als detailliertere und umfassendere Studie anzusehen.

5.2 Ergebnisdiskussion

Einfluss optischer Abformmethoden und Einfluss konventioneller Abformmethoden auf die Randspaltgröße - Diskussion der Nomenklatur und aktueller Studien

Die durch HOLMES et al. (1989) [72] benannte Problematik einer uneinheitlichen Vermessung erschwert einen Vergleich von Studien. Trotz der Einführung einer Standardisierung der Nomenklatur durch HOLMES et al. (1989) [72] werden für den Begriff „*marginaler Spalt*“ verschiedene Messstrecken verwendet. Zum Teil wird der *marginale Spalt* oder die *Randspaltgenauigkeit* (marginal fit) mit dem Parameter *marginale Spalt (marginal gap)* (nach HOLMES et al. (1989) [72]) oder mit dem Parameter *absolute marginale Diskrepanz* (nach HOLMES et al. (1989) [72]) gleichgesetzt, obwohl es sich um unterschiedliche Vermessungsstrecken handelt. Eine Verwendung der *AMO (absolute marginal opening = absolute marginal discrepancy)* und der *MO (marginal opening = marginal gap)* findet

ebenfalls statt. Ebenso wird häufig *marginal accuracy* oder *marginal fit* als Nomenklatur gewählt, wobei hier nicht nur die *absolute marginale Diskrepanz*, der *marginale Spalt*, sondern auch die *vertikale marginale Diskrepanz* gemeint sein kann. Außerdem wird der Begriff der inneren Passung auf die Lokalisation (axial, okklusal, in der Hohlkehle) bezogen. Meist fand aber keine gesonderte Bewertung des *inner gap*, wie von HOLMES et al. (1989) [72] vorgeschlagen, statt. Es wurden außerdem nicht in jeder Studie alle nach HOLMES et al. (1989) [72] aufgestellten Vermessungen durchgeführt. Die meisten Studien konzentrierten sich auf die Vermessung der marginalen Genauigkeit (*absolute marginal discrepancy* und *marginal gap*) und der inneren Passung (axial, okklusal). Nur eine aktuellere Studie ermittelte bei Einzelkronen und/oder Gerüsten neben den genannten Parametern die *horizontale marginale Diskrepanz* und die *vertikale marginale Diskrepanz* (ALGHAZZAWI et al. (2012) [3]), was eine Vergleichbarkeit und Diskussion der Werte erschwert. Fünf Studien erfassten die vertikale Passung und zwei davon zusätzlich die axiale Passung.

In den vorliegenden Studien finden eine Vielzahl an Methoden (in vitro, in vivo) und Werkstoffen, Fertigungsverfahren, Zementierungsarten (Simulierung des Zements; mit oder ohne Zementierung), Vermessungsmethoden, Vermessungstrecken, Modellgrundlagen (Gips-/Stahlmodell/extrahierte Zähne im Modell integriert) und Größen der Restaurationen (Keramikkappen, Einzelkronen, Brücken) Verwendung. Außerdem bestehen Unterschiede bzgl. der Fertigung von Restaurationen (mit vs. ohne Verblendung), die in Untersuchungen zur Randspaltgröße beurteilt werden. Diese Heterogenität der Versuchsaufbauten erschwert den direkten Vergleich der vorliegenden Studie mit anderen Forschungsarbeiten. Durch ALGHAZZAWI et al. (2012) [3] ist die Problematik untersucht und festgestellt worden, dass bei unterschiedlichen Schritten der Fertigung differierende Werte der *horizontalen* und *vertikalen Diskrepanz* auftreten können. Ein Vergleich der vorliegenden Studie mit anderen Studien, in welchen Vermessungen mittels eines anderen Verfahrens und zu einem anderen Zeitpunkt durchgeführt wurden, ist somit nur beschränkt möglich. Zudem kann eine nicht einheitlich verwendete Nomenklatur zu missverständlichen Interpretationen in der Diskussion der Randspaltgröße führen. Studien, die sich mit der Beurteilung von größeren Res-

taurationen wie Brücken beschäftigten, wurden nicht zum Vergleich herangezogen. Darüber hinaus sollen weitere Diskussionspunkte wie Optimierungsmöglichkeiten der neuen Technologien in Bezug auf Randspalten im Fokus stehen.

5.2.1 Interner Spalt/Zementspalt

Die außerhalb des klinisch erwarteten und aktuell in der Literatur geforderten Wertebereichs (Randspaltgröße < 120 µm) liegenden Randspaltergebnisse der konventionell abgeformten Stichprobe werden anhand der zusätzlich durchgeführten Untersuchung auf einen zu kleinen Zementspalt der konventionell abgeformten Stichprobe zurückgeführt.

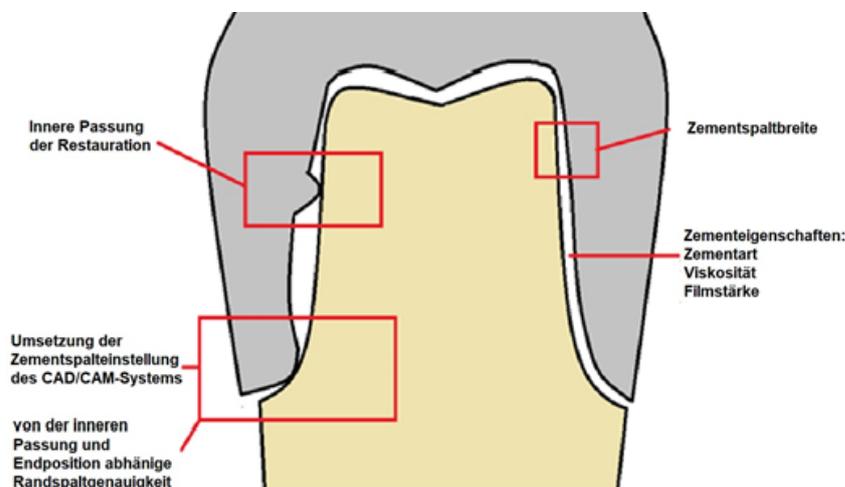


Abb. 31: Einflussfaktoren aus dem Komplex Zementspalt/Zement auf die Randspaltgröße

Die gemäß Herstellerempfehlungen angestrebte Zementspaltbreite betrug in dieser Studie 20 µm, die realisierte Zementspaltbreite der auf der Grundlage einer konventionellen Abformung gefertigten Keramikkrappen lag bei unter den gleichen Bedingungen zusätzlich gefertigten, aber nicht für die Studie genutzten Zahnproben der selben Studienreihe (Zahnprobe 21 und 22) zwischen 5 bis 8 µm und 14 bis 17 µm. Eine Begrenzung des Zementspalts ist notwendig, um Fehler (= Fehlpositionierung, Rotierbarkeit der Keramikkrappen auf dem Prüfzahn) zu vermeiden. Es stellt sich sowohl die Frage der kleinst- als auch der größtmöglichen akzeptablen Zementspaltbreite für klinisch gute Ergebnisse. HMAIDOUCH (2011) [69] empfiehlt einen Zementspalt von 100 µm. Nach HMAIDOUCH (2011) [69] ist bei dieser Zementspaltbreite genügend Platz für den Zement zur flächigen Verteilung gegeben. Daraus resultieren in der Folge kleinere Randspalten. Ein schmaler Zementspalt kann zu einer fehlerhaften Befesti-

gung einer Krone führen, denn Korngröße und Viskosität verhindern das angestrebte Platzieren der Krone in der Endposition und somit des Kronenrandes an der Präparationsgrenze. MAY et al. (2012) [110] favorisieren einen Zementspalt von 50 bis 100 μm . MOLIN et al. (1996) [114] empfehlen unter Berücksichtigung der physikalischen Eigenschaften von Kompositzementen für marginale Randspalten (*marginal gap*) ebenfalls von 50 bis 100 μm . NAKAMURA et al. (2003) [118] untersuchten sowohl den Konvergenzwinkel als auch den Zementspalt in Bezug auf die jeweils resultierende innere und marginale Passung eines CAD/CAM-Systems. Die Randspalten waren bei einem Zementspalt (zwischen Zahn und Krone) von 10 μm größer als bei einer Einstellung des Zementspalts auf 30 μm bzw. 50 μm . Es kann somit davon ausgegangen werden, dass sehr kleine Zementspaltbreiten (10 μm) größere Randspalten nach Befestigung der Kronen hervorrufen. FUSAYAMA et al. (1963) [52] berechneten bei indirekten Inlays für den Zementspalt Werte von 13 bis 15 μm . In internen Spalten dieser Größenordnung ist nach FUSAYAMA et al. (1963) [52] der Zementwiderstand groß. Nach JONES et al. (1971) [76] ist der Zementabfluss umso mehr behindert, je kleiner der Spalt zwischen Zahn und Restauration ist. FUSAYAMA et al. (1964) [53] ermittelten Zementfilmbreiten zwischen Zahn und Restauration. Die Zementspaltbreite nach Befestigung war größer als die ursprüngliche (= zementfreie) Spaltbreite. War der ursprüngliche Spalt kleiner als 30 μm , war die Spaltbreite anschließend deutlich vergrößert.

Nach SUNICO-SEGARRA und SEGARRA (2015) [164] kann eine größere Zementspaltbreite zu einer fehlerhaften Endposition der Restauration führen. SCHERRER et al. (1994) [155] fordern in einer Studie zur Bruchresistenz eine okklusale Zementfilmstärke von weniger als 300 μm . Eine verminderte Bruchfestigkeit wurde bei steigenden Filmstärken verzeichnet, bei mehr als 300 μm war diese statistisch signifikant. Daher weist die Verwendung der optimalen axialen Zementspaltbreite eine hohe klinische Relevanz auf, um eine kleine Randspaltgröße zu erzielen, gleichzeitig aber die Bruchsicherheit der Restauration nicht zu mindern und eine Abflussmöglichkeit für den Zement zu schaffen.

Neben der Fragestellung, ob der Zementspalt ausreichend dimensioniert ist, muss diskutiert werden, ob der Zement entsprechend dünne Filmstärken bilden kann, um die Restauration in die Sollposition zu bringen. Der von der American Dental Association empfohlene klinische Richtwert für die Filmstärke von Typ 1-

Zementen soll eine Stärke von 25 μm erfüllen. Diese Vorgabe ist der Spezifikation Nr. 8 für Zinkphosphatzement nach PAFFENBARGER und BEALL (1937) [123] entnommen. Somit sollte ein Platzangebot von 25 μm auch aufgrund der geometrischen inneren Passung seitens der Restauration gegeben sein. In der vorliegenden Studie wurde dieses Platzangebot für die Stichprobe „konventionelle Abformung“ nicht erfüllt. Die Spezifikation Nr. 8 findet auch in anderen Untersuchungen für weitere Zemente (z. B. für RelyX[®] Unicem: VARJAO et al. (2002) [176]; LEVINE (1989) [94]) Anwendung. Der in der eigenen Studie verwendete Kompositzement RelyX[®] Unicem erzeugt nach Herstellerangaben eine Filmstärke von 13 μm . In diversen Studien werden Filmstärkenwerte verschiedener Kompositzemente, unter anderem auch RelyX[®] Unicem, evaluiert und verglichen. VARJAO et al. (2002) [176] ermittelten als Mittelwert der Filmstärken von RelyX[®] Unicem 25,5 μm . Nach KIOUS et al. (2009) [82] bildete Rely[®]X Unicem nach ein, zwei und drei Minuten jeweils Filmstärken von $15,1 \pm 7,1 \mu\text{m}$, $16,0 \pm 4,6 \mu\text{m}$ und $19,4 \pm 4,8 \mu\text{m}$. Der ISO-Standard wird hier erfüllt, da die Zwei Minuten-Werte unter 25 μm liegen. MOON et al. (2002) [115] untersuchten Filmstärken bei unterschiedlichem Einbringdruck bei Kompositzementen. Bei acht von neun Kompositzementen waren größere Zementfilmstärken als 25 μm nachzuweisen. Bei höherem Einbringdruck ergaben sich lediglich bei zwei Kompositzementen größere Zementfilmstärken als 25 μm . VAN DER VYVER und DE WET (1998) [174] gaben für verschiedene adhäsive Befestigungszemente Filmstärken zwischen $22,9 \pm 1,4 \mu\text{m}$ bis $58,8 \pm 4 \mu\text{m}$ an. OSMAN et al. (2006) [122] stellten bei einer Untersuchung zu Filmstärken und rheologischen Eigenschaften von Kompositzementen im Vergleich zu Zinkphosphatzement teilweise größere Filmstärken als 25 μm und gleichzeitig einen sehr schnellen Viskositätsanstieg nach dem Mischen fest. Die Eigenschaft, einen dünnen Zementfilm zu bilden, beeinflusst die Passgenauigkeit von Restaurationen. Kompositzemente zeigten nach WHITE und KIPNIS (1993) [180] ein vermehrtes Auftreten von fehlerhaft sitzenden Restaurationen im Vergleich zu Zinkphosphatzement, Glasionomerzement und Polycarboxylatzement. Dies ist nach den Aussagen der Autoren möglicherweise auf die höhere Viskosität der Kompositzemente zurückzuführen.

WILSON et al. (1990) [181] bestimmten die Deformierung von Kronen bei hoher Viskosität des Zements. Die Ergebnisse der Studie ergaben eine Deformierung von Kronen beim Befestigungsvorgang: Je höher die Viskosität des anstelle von

Zement verwendeten Silikons vorlag, desto höher war die Deformierung von Kronen. Die Viskosität des Zements stellt demnach einen weiteren Parameter beim Zementiervorgang dar, der zu Veränderungen der Passgenauigkeit führen kann. WHITE und YU (1992) [179] konstatierten, dass unter anderem die Zementeigenschaften wie Filmstärke, Viskosität und rheologische Eigenschaften die Platzierung einer Krone beeinflussen können. Es soll erörtert werden, ob nach Zementierung der Restauration die Spaltbreite der ursprünglichen Spaltbreite entspricht. Eine Studie von MARTINEZ-RUS et al. (2012) [106] ergab eine signifikante Erhöhung des marginalen Spalts bei allen Zementen vor bzw. nach Zementierung, wobei Kompositzement größere marginale Spalten aufwies als Glasionomerezement. SAKRANA (2013) [151] ermittelte eine größere marginale Diskrepanz nach als vor Zementierung. Nach HICKEL et al. (1997) [68] steht der wissenschaftliche Beweis, wie groß der Zementspalt höchstens betragen kann, noch aus.

Neben Spaltbreite, Filmstärke und zementgefülltem Spalt soll der Einfluss der *Zementierungstechnik* erläutert werden. YU et al. (1995) [185] verglichen Filmstärken bei unterschiedlicher Belastung (statisch vs. dynamisch) bei der Zementierung. Der Vergleich von drei dynamischen Belastungsmethoden in Bezug auf die Filmstärken von sechs repräsentativen Befestigungszementen (ein Zinkphosphatzement, zwei unterschiedliche Glasionomerezemente, ein adhäsiver Kompositzement, ein weiterer Kompositzement und ein Polycarboxylatzement) ergaben Mittelwerte der Filmstärken von 40,3 µm für den statisch einzementierten alternativ gewählten Kompositzement (Panavia, Kuraray, Japan). In der vorliegenden Studie fand eine statische Befestigungstechnik unter Verwendung eines Kompositzements Einsatz. Die Filmstärke kann also über den gewünschten 25 µm liegen, was bei den vorliegenden Zementspaltbreiten zu einer Fehlpositionierung der Keramikkrone der Stichprobe „konventionelle Abformung“ geführt haben könnte.

Neben der Dimensionierung des Zementspalts und der Filmstärke und dem Einfluss der Zementierung auf den Sitz der Restauration stellt sich die Frage der *Umsetzgenauigkeit* der vorgegebenen Stumpfgeometrie durch das verwendete *CAD/CAM-System*. COLI und KARLSSON (2004) [31] bestätigen eine hohe Präzision der Umsetzung eines voreingestellten Zementspalts für das Decim®

CAD/CAM-System, jedoch zeigen die Ergebnisse der Studie eine Abweichung (umgesetzter Spalt: 41 μm und 53 μm bzw. 82 μm) vom vorgegebenen Zement-spalt (45 μm bzw. 90 μm vorgegeben).

AL-RABAB'AH et al. (2008) [4] verweisen auf eine Passgenauigkeit, welche von den Eigenschaften des CAD/CAM-Systems abhängig ist. Kronen, welche mit dem Procera[®]-System für eine Zementspaltbreite von 50 μm gefertigt wurden, wiesen eine bessere Passung als Kronen auf, welche mit dem CEREC[®]-3D-System mit den gleichen Einstellungen hergestellt wurden.

Die Verwendung von unterschiedlichen Arbeitsschritten und -abläufen zur Gewinnung der Datensätze (direkte vs. indirekte Datenaquisition optischer Systeme) kann die Präzision der Systeme auch unterschiedlich ausfallen lassen (LUTHARDT et al. (2004) [100]). Die Umsetzung des virtuellen 3D-Datensatzes in eine Restauration ist ein bestimmender Faktor für die Genauigkeit der späteren Restauration.

Es soll im Folgenden die Literatur in Bezug auf die Größe des internen Spalts/Zementspalts diskutiert werden. Der *interne Spalt* wurde axial und/oder okklusal vermessen. Manche Autoren ermittelten zusätzlich auch die Parameter *inner gap* und *marginal gap*. Aufgrund der vorhergehenden Argumentation ist für diese Studie vor allem die Diskussion des axialen Spaltes für den Zementabfluss relevant. Zunächst soll ein Überblick für die Größenordnung der internen/inneren Passung (*innere Passung* s. Abb. 31) gegeben werden. Die von BOITELLE et al. (2014) [20] erwähnten Studien weisen bei Vollkeramikronen, bei welchen sowohl der *interne Spalt* als auch der *marginale Spalt* bestimmt wurden, Werte von $23,5 \pm 7,7 \mu\text{m}$ (COLPANI et al. (2013) [32]) bis, je nach Präparationsart, $183,01 \pm 62,82 \mu\text{m}$ (breite Hohlkehlpräparation); $216,26 \pm 83,23 \mu\text{m}$ (abgeschrägte Hohlkehlpräparation) oder $219,12 \pm 87,24 \mu\text{m}$ (abgerundete Stufenpräparation) für die innere axiale Passung auf (SOUZA et al. (2012) [161]).

GRENADE et al. (2011) [58] verglichen den internen Spalt von Procera[®]- und Ceramill[®]-Kronen. Der Mittelwert lag bei Procera[®]-Kronen bei $51 \pm 50 \mu\text{m}$, bei Ceramill[®]-Kronen bei $81 \pm 66 \mu\text{m}$.

MOLDOVAN et al. (2011) [113] dokumentierten für das Cercon[®]-System und das CEREC[®]-System Mittelwerte für den internen Spalt von trocken geschliffenen Restaurationen für Prämolaren von $93 \pm 56 \mu\text{m}$ (Cercon[®]) sowie für Molaren von $134 \pm 78 \mu\text{m}$ (Cercon[®]). Für die mit wassergekühlten Diamantschleifinstrumenten

hergestellten Restaurationen bei Prämolaren ermittelten die Autoren Mittelwerte von $69 \pm 35 \mu\text{m}$ (CEREC®) und von $84 \pm 28 \mu\text{m}$ (CEREC®) bei Molaren. Alle Zirkondioxidrestaurationen befanden sich innerhalb der empfohlenen Werte für die interne Genauigkeit, jedoch sollten nach MOLDOVAN et al. (2011) [113] weitere Verbesserungen bezüglich der Standardisierung von CAD/CAM-Technologien vorgenommen werden.

SAKRANA (2013) [151] untersuchte unter anderem die interne Diskrepanz von Vollkeramikeinzelkronen und erhielt für die axiale Passung Werte von $54,22 \mu\text{m}$ (In-Ceram® Zirconia, Vita Zahnfabrik), $64,2 \mu\text{m}$ (NECO, Heraeus Kulzer) und $55,22 \mu\text{m}$ (ICE, Zirkonzahn).

TORABI et al. (2012) [170] verglichen die interne und marginale Passung von CAD/CAM-gefertigten Zirkondioxidkappen vs. Zirkondioxidkeramikkippen im Schlickergussverfahren an definierten Zahnflächen nach Zementierung. Die Evaluierung erfolgte an Längsschnitten der zementierten Kronen auf den Prüfzähnen. Sie bestimmten die Zementstärke sowohl auf der im Längsschnitt links liegenden als auch die im Längsschnitt rechts liegenden axialen Wand. In verschiedenen Stichproben ergaben sich für die Zementschicht Mittelwerte von $62,49$ und $48,14 \mu\text{m}$ sowie $44,87$ und $40,91 \mu\text{m}$.

Der Vergleich des in dieser Studie vermessenen *internen Spalts* mit der *inneren Passung* (axial) zeigt, dass die innere Passung bei Einzelkronen in der Literatur für vergleichbare Untersuchungen Werte von $34,1 \pm 5,2 \mu\text{m}$ bis $219,12 \pm 87,24 \mu\text{m}$ (HAN et al. (2011) [62]; KOMINE et al. (2007) [86]; KUNII et al. (2007) [91]; SON et al. (2012) [160]; SOUZA et al. (2012) [161]; TORABI et al. (2012) [170]) einnimmt. In der vorliegenden Studie lag der Median des internen Spalts für die optische Abformung bei $50 \mu\text{m}$, das Minimum des *internen Spalts* bei $14 \mu\text{m}$. Der Wert der konventionellen Abformung zeigte bzgl. des Medians $251 \mu\text{m}$ und ein Minimum von $50 \mu\text{m}$.

Die Vergleichbarkeit zu anderen Untersuchungen wird durch methodische Unterschiede eingeschränkt, da bei der angegebenen Literatur wie z. B. bei HAN et al. (2011) [62] eine Zementierung der Kronen mit Zinkphosphatzement auf dem ursprünglichen Gipsmodell oder auf einem Metallmodell (TORABI et al. (2012) [170]; SOUZA et al. (2012) [161]; KUNII et al. (2007) [91]; KOMINE et al. (2007) [86]) durchgeführt wurde. Die Messungen erfolgten zum Teil nicht nach den durch HOLMES et al. (1989) [72] festgelegten Parametern, und es wurde sowohl Titan

(TORABI et al. (2012) [170]; HAN et al. (2011) [62]) als auch Zirkondioxid (KUNII et al. (2007) [91]; KOMINE et al. (2007) [86]) als Restaurationsmaterial verwendet. Die Verwendung verschiedener Zemente (TORABI et al. (2012) [170]; SON et al. (2012) [160]; KUNII et al. (2007) [91]; TORABI et al. (2012) [170]) sowie unterschiedlicher Präparationsarten (SOUZA et al. (2012) [161]; KOMINE et al. (2007) [86]) erschwert einen uneingeschränkten Vergleich.

SON et al. (2012) [160] verwendeten ein CAD/CAM-System (D700 Laborscanner, 3Shape; CAD-Software DentalDesign, 3Shape) und 48 extrahierte Zähne, auf welchen nach Präparation Kronen mit unterschiedlichen Zementspalteinstellungen und verschiedenen Zementen befestigt wurden. Die extrahierten Zähne wurden standardisiert durch Fräsinstrumente einheitlich präpariert.

SOUZA et al. (2012) [161] untersuchten ein CAD/CAM-System bzgl. der marginalen und internen Genauigkeit mit drei unterschiedlichen Präparationsarten auf Aluminium-Meistermodellen, welche konventionell abgeformt und mit Typ IV-Gips ausgegossen wurden. Die Restaurationen wurden auf den Metallmodellen fixiert und unter Verwendung der Replicatetechnik lichtmikroskopisch. Bezüglich der marginalen Genauigkeit ermittelten sie Werte von $28,24 \mu\text{m} \pm 11,42 \mu\text{m}$ (abgerundete Stufenpräparation), $99,92 \mu\text{m} \pm 18,32 \mu\text{m}$ (Hohlkehle mit Abschrägung) und $64,71 \mu\text{m} \pm 25,64 \mu\text{m}$ (breite Hohlkehle). Die Vermessung der internen Spalten ergab $216,26 \pm 83,23 \mu\text{m}$ (Hohlkehle mit Abschrägung), $219,12 \pm 87,24 \mu\text{m}$ (abgerundete Stufenpräparation) und $183,01 \pm 62,82 \mu\text{m}$ (breite Hohlkehle). Sofern ein Vergleich mit der breiten Hohlkehlpräparation zur vorliegenden Studie gezogen wird, kann festgestellt werden, dass in der eigenen Untersuchung der interne Spalt mit $50 \mu\text{m}$ und der marginale Spalt mit $74 \mu\text{m}$ kleinere Werte bei Anwendung der optischen Abformung aufwiesen.

KOMINE et al. (2007) [86] bewerteten die marginale und interne Genauigkeit von CAD/CAM-gefertigten Zirkondioxidkronen (Cercon Smart Ceramics) auf Stahlmodellen mit unterschiedlichen Präparationsarten. Die Vermessung erfolgte jeweils vor Verblendung (Keramikkappen) und nach Verblendung (fertiggestellte Kronen). Die marginale Genauigkeit betrug $73 \mu\text{m}$ vor bzw. $69 \mu\text{m}$ nach Verblendung bei Stufenpräparation, $61 \mu\text{m}$ bzw. $60 \mu\text{m}$ vor bzw. nach Verblendung bei abgerundeter Stufenpräparation und $64 \mu\text{m}$ bzw. $55 \mu\text{m}$ vor bzw. nach Verblendung bei Hohlkehlpräparation. Die vorliegende Untersuchung zeigt mit $74 \mu\text{m}$ be-

zöglich des marginalen Spalts größere Werte verglichen mit der Hohlkehlspräparation vor Verblendung bei KOMINE et al. (2007) [86] auf. Bezüglich des Parameters „interner Spalt“ ergaben sich 62 µm bzw. 60 µm vor bzw. nach Verblendung bei Stufenpräparation; 50 µm bzw. 43 µm vor bzw. nach Verblendung bei abgerundeter Stufenpräparation und 55 µm bzw. 59 µm vor bzw. nach Verblendung bei Hohlkehlspräparation. Hier weist die vorliegende Studie mit 50 µm (interner Spalt) verglichen mit der Hohlkehlspräparation vor Verblendung einen kleineren Wert auf.

TORABI et al. (2012) [170] verglichen 16 CAD/CAM-gefertigte Zirkondioxidkappen (Tizian CAD/CAM System; Schütz Dental, Rosbach, Deutschland) mit 16 gegossenen Zirkondioxidkappen bzgl. der marginalen und inneren Passung. Diese Restaurationen wurden mit Glassionomerzement auf den entsprechenden Messingmodellen zementiert und mit einem Stereomikroskop vermessen. Der mittlere marginale Spalt ergab 46,67 µm und somit einen kleineren Wert als in der vorliegenden Studie.

5.2.2 Marginaler Spalt in vivo vs. in vitro

Die Diskussion der Resultate der marginalen Genauigkeit wird aufgrund der Fragestellung der vorliegenden Studie gesondert mit In-vivo- und In-vitro-Untersuchungen aufgegriffen. Es werden nur Untersuchungen herangezogen, die die gleiche Messmethodik wie in der eigenen Studie verwendeten. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung liegen mit einem Medianwert von 74 µm der Stichprobe „optische Abformung“ im erwarteten Bereich der durch die Literatur erfassten Werte.

Zunächst werden aktuelle *In-vitro-Studien* diskutiert. BOITELLE et al. (2014) [20] bestätigen in ihrem Review, dass CAD/CAM-Technologien einen Spalt von weniger als 80 µm erreichen können. Das in der eigenen Studie gemessene Minimum von 7,9 µm für das Kriterium „marginaler Spalt“ weist auf die hohe Genauigkeit des cara® TRIOS-CAD/CAM-Scanners hin.

DEMIR et al. (2014) [36] beschrieben Ergebnisse von 50 ± 20 µm bis 790 ± 30 µm für den marginalen Spalt (CEREC® inLab und IPS e.Max, ein Lithiumdisilikatpresskeramiksystem).

COMLEKOGLU et al. (2009) [33] ermittelten in vitro für den marginalen Spalt arithmetische Mittelwerte von 68 ± 9 µm bis 128 ± 10 µm (Kopierschleifsystem

Zirkonzahn®). Der marginale Spalt der konventionell abgeformten Stichprobe zeigte in der eigenen Studie einen Medianwert von 288 µm und ein Minimum von 20 µm.

ABDEL-AZIM et al. (2015) [2] stellten in einer In-vitro-Studie die Randspaltgröße von CAD/CAM-gefertigten (Lava® C.O.S. und iTero®) Lithiumdisilikatkronen gegenüber. Die Autoren bestimmten für die konventionelle ($112,3 \pm 35,3$ µm) und die digitale (Lava® C.O.S.: $89,8 \pm 25,4$ µm; iTero®: $89,6 \pm 30,1$ µm) Abformmethoden eine vergleichbare Randspaltgröße.

SCHAEFER et al. (2014) [153] zeigten arithmetische Mittelwerte der marginalen Diskrepanz bzw. internen Diskrepanz für den cara® TRIOS-Scanner von 128 µm bzw. 106 µm, für den iTero®-Scanner von 90 µm bzw. 92 µm, für die CEREC® Bluecam von 146 µm bzw. 84 µm und für den Lava C.O.S. 109 µm bzw. 93 µm bei der Überprüfung mittels eines Referenzscanners.

Diverse Autoren ermittelten eine ähnliche Genauigkeit von optischen gegenüber konventionellen Abformmethoden (YÜKSEL und ZAIMOĞLU (2011) [184]).

TORABI et al. (2012) [170] bestätigten, dass das untersuchte optische CAD/CAM-System Tizian® beim Vergleich mit konventionellen Fertigungsmethoden (Gusskeramik) ähnliche Ergebnisse aufweisen kann.

SEELBACH et al. (2013) [159] konstatierten eine vergleichbare Genauigkeit (s. Tab. 3) der optischen Abformmethoden (Lava® C.O.S., CEREC®, iTero®) gegenüber den konventionellen Abformmethoden (einzeitige bzw. zweizeitige Doppelmischabformung).

BINDL und MÖRMANN (2005) [16] ermittelten für die Randspaltgröße von 17 ± 16 µm bis 44 ± 23 µm eine vergleichbare Größenordnung von CAD/CAM-Systemen (Cerec inLab®, DCS®, Decim® und Procera®) gegenüber konventionellen Vollkeramikrestorationen.

CHOCHLIDAKIS et al. (2016) [28] zeigten, dass die optische Abformung auch zu einem kleineren *marginalen Spalt* und zu einer geringeren *internen Diskrepanz* als die konventionelle Abformung führen kann. Die in der vorliegenden Untersuchung gemessenen Werte für den cara® TRIOS-Scanner ergab für den *marginalen Spalt* einen Median von 74 µm und somit einen geringeren Wert als bei den beiden anderen Studien, die diesen Scanner verwendeten (SCHAEFER et al. (2014) [153]; BOEDDINGHAUS et al. (2015) [18]).

Ähnliche Werte wie in der eigenen Studie sind in den folgenden Untersuchungen

zu finden: Eine Forschungsarbeit von BEUER et al. (2009b) [13] ergab eine mittlere Randspaltgröße CAD/CAM-gefertigter Zirkondioxidkappen (Cercon®) von $46 \pm 6 \mu\text{m}$ bis $91 \pm 15 \mu\text{m}$ für verschiedene Präparationswinkel und vor bzw. nach Anpassung durch einen Zahntechniker.

In der Literatur zeigten einige Untersuchungen kleinere Werte für den marginalen Spalt als die vorliegende Studie auf. Die Passung von durch das Zeno® System hergestellten Einzelkronen wies nach BEUER et al. (2009d) [15] eine Randspaltgröße von $13 \pm 12 \mu\text{m}$ (Mittelwert) auf.

ROMEO et al. (2009) [145] untersuchten den marginalen Spalt und erhielten als arithmetischen Mittelwert bei Restaurationen (Digitizer, DCS®) ohne Verblendung Werte von $23,3 \pm 11,6 \mu\text{m}$ für unzementierte Zirkondioxidvollkronen am Gipsmodell und $18,2 \pm 10,5 \mu\text{m}$ für unzementierte Zirkondioxidvollkronen am natürlichen Stumpf.

CAD/CAM-gefertigte Zirkondioxidkappen (Cercon®) zeigten nach BEUER et al. (2008) [11] eine Randspaltgenauigkeit im arithmetischen Mittel von 36,6 bis 45,5 μm .

Nach COLI und KARLSSON (2004) [30] liegt der arithmetische Mittelwert des marginalen Spalts zwischen Kappe und Meistermodell unter 50 μm .

In-vivo-Studien beschreiben den marginalen Spalt von konventionellen gegenüber optischen Methoden als gleichwertig bezüglich der Genauigkeit: Die Randspaltgröße (Median (IQR)) betrug beim Lava® True Definition-Scanner nach BOEDDINGHAUS et al. (2015) [18] 88 μm (68 - 136 μm) (IQR: 68 μm), beim cara® TRIOS-Scanner 112 μm (IQR: 94 - 149 μm) (IQR: 55 μm), bei der CEREC® AC Omnicam 149 μm (IQR: 114 - 218 μm) (IQR: 104 μm) und beim Laborscanner 113 μm (IQR: 81 - 157 μm) (IQR: 76 μm). Für die optische Abformung zeigte die vorliegende Studie kleinere Werte für den Median des Parameters *marginaler Spalt* mit 74 μm (IQR: 78) (kleinere Randspaltgröße) für den verwendeten cara® TRIOS-Scanner, als BOEDDINGHAUS et al. (2015) [18] bestimmten.

BRAWEK et al. (2013) [24] verglichen den digitalen Workflow zweier digitaler Systeme (Lava® C.O.S. und CEREC®) und dokumentierten als marginalen Spalt Mittelwerte von $51 \mu\text{m} \pm 38$ (Lava® C.O.S.; Lava® Kronen) und $83 \mu\text{m} \pm 51$ (CEREC®, Vita®Kronen).

Bessere Ergebnisse für die optische Abformung ermittelten folgende Autoren:

PRADIES et al. (2015) [104] verglichen die klinische Passung von Vollkeramik-kronen. Der Mittelwert der Randspaltgröße der optischen Abformung (Lava® C.O.S.) betrug $76,33 \pm 65,32 \mu\text{m}$, das entsprechende Resultat für die konventionelle Abformung (zweizeitige A-Silikonabformung) $91,46 \pm 72,17 \mu\text{m}$.

Die Ergebnisse der Studie nach SYREK et al. (2010) [133] zeigte beim Vergleich intraoraler optischer Abformungen im Vergleich zu konventionellen Abformungen (Express™2 Penta Putty, 3M ESPE; Express™2 Ultra-Light Body Quick, 3M ESPE) kleinere Werte (Medianwert: $49 \mu\text{m}$) für die Randspaltgröße der digitalen Abformung (Lava® C.O.S.) auf, wobei sich sowohl die konventionell (Medianwert: $71 \mu\text{m}$) als auch die optisch abgeformte Stichprobe im klinisch akzeptablen Bereich befanden.

Die vorliegende Untersuchung kann mit den aufgeführten In-vivo-Studien verglichen werden, da der methodische Teil mit Ausnahme der in vivo vorgenommenen Beurteilung ähnlich konzipiert ist: Die Gegenüberstellung intraoraler optischer Abformungen gegenüber konventionellen Abformungen (PRADIES et al. (2015) [131], SYREK et al. (2010) [166]) sowie die Vermessung der *marginal gap* (PRADIES et al. (2015) [131]; SYREK et al. (2010) [166]), die Wahl des Werkstoffs Zirkondioxid (BRAWEK et al. (2013) [24]; PRADIES et al. (2015) [131]; SYREK et al. (2010) [166]) als auch die quantitative Bestimmung unter dem Mikroskop (BRAWEK et al. (2013) [24]; SYREK et al. (2010) [166]; PRADIES et al. (2015) [131]) gestatten einen Vergleich der jeweiligen Studienergebnisse zu den eigenen Resultaten.

Die Randspaltgröße bei Verwendung der optischen Abformung kann gemäß der aktuellen Studienlage als mindestens der konventionellen Abformung ebenbürtig eingestuft werden. Es ist somit sinnvoll, die Studienlage zur klinischen Untersuchung der Randspaltgröße auszubauen und zu intensivieren, da in vivo ermittelte Ergebnisse die klinische Realität abbilden.

5.2.3 Vertikale marginale Diskrepanz

Die mittlere *vertikale marginale Diskrepanz* lag für Einzelkronen nach BOITELLE et al. (2014) [20] zwischen $29,26 \pm 4,08 \mu\text{m}$ und $105 \pm 34 \mu\text{m}$. In der vorliegenden Studie ergab sich für die optische Abformung ein Medianwert von $58,8 \mu\text{m}$.

Vergleichbare Studien in Bezug auf die *vertikale marginale Diskrepanz* wurden

von fünf Autoren durchgeführt (ALGHAZZAWI et al. (2012) [3]; TSITROU et al. (2007) [172]; KOMINE et al. (2007) [86]). Mittlere vertikale Diskrepanzen lagen bei ALGHAZZAWI et al. (2012) [3] bei verschiedenen Fertigungsstufen für Keramikkrappen in einem Bereich von $36 \pm 14 \mu\text{m}$ bis $56 \pm 26 \mu\text{m}$ vor.

In einer Studie nach HAN et al. (2011) [62] ergaben sich Mittelwerte von $59,8 \pm 14,9 \mu\text{m}$ (CAD/CAM-Fertigung; Hohlkehlpräparation; Everest®-System, KaVo Dental) für die vertikale marginale Diskrepanz bei Titankronen.

Nach KUNII et al. (2007) [91] zeigte die *vertikale marginale Diskrepanz* Mittelwerte von $3,6 \pm 5,8 \mu\text{m}$ (Katana®).

KOMINE et al. (2007) [86] ermittelten für die vertikale marginale Diskrepanz bei Zirkondioxidkrappen (Cercon®) bei unterschiedlichen Präparationsarten Medianwerte von $61 \mu\text{m}$ (abgerundete Stufenpräparation), $64 \mu\text{m}$ (Hohlkehlpräparation) und $73 \mu\text{m}$ (Stufenpräparation).

In der vorliegenden Studie war ein Median von $59 \mu\text{m}$ bzgl. der vertikalen marginalen Diskrepanz für die optische Abformung zu festzustellen. Die konventionell abgeformte Stichprobe wies für den Parameter *vertikale marginale Diskrepanz* in der eigenen Studie einen Medianwert von $271 \mu\text{m}$ auf. Die Studiendesigns unterscheiden sich insofern, dass verschiedene Präparationsarten (TSITROU et al. (2007) [172], differierende Werkstoffe (TSITROU et al. (2007) [172]: Kompositkronen; ALGHAZZAWI et al. (2012) [3]: Keramikkrappen) als auch unterschiedliche Vermessungszeitpunkte (ALGHAZZAWI et al. (2012) [3]: Vermessung zu verschiedenen Fertigungszeitpunkten; TSITROU et al. (2007) [172]: Vermessung mit Replica vor Zementierung; Vermessung nach Zementierung) und Vermessungspunkte (ALGHAZZAWI et al. (2012) [3]: horizontale und vertikale marginale Diskrepanz; TSITROU et al. (2007) [172]: vertikale marginale Diskrepanz) zum Einsatz kamen. Die Vermessung wurde bei den beiden genannten Studien wie in der vorliegenden Untersuchung lichtmikroskopisch durchgeführt. Die Zementierung bei TSITROU et al. (2007) [172] wurde wie in der vorliegenden Studie mit RelyX® Unicem vorgenommen.

5.2.4 Horizontale marginale Diskrepanz

ALGHAZZAWI et al. (2012) [3] bestimmten mittlere *horizontale marginale Diskrepanzen* von $16 \pm 16 \mu\text{m}$ bis $52 \pm 28 \mu\text{m}$ bei verschiedenen Abschnitten der Fertigung von Keramikkrappen. Die Restaurationen wurden mit inLab® 3D gefertigt.

Der Medianwert in der vorliegenden Studie zeigt mit 188 μm für die optische Abformung deutlich größere Werte, was durch die geometrischen Verhältnisse der Vermessung durch eine Überextension der Restauration erklärt werden kann („*überextendierter Rand*“: Median: 134 μm). Im Vergleich hierzu war für die konventionell abgeformte Stichprobe ein Medianwert der horizontalen marginalen Diskrepanz von 145 μm festzustellen.

5.2.5 Absolute marginale Diskrepanz

Die mittlere *absolute marginale Diskrepanz* lag für die optische Abformung in der eigenen Studie mit einem Medianwert von 205,4 μm im Median im Wertebereich, den DEMIR et al. (2014) [36] mit $250 \pm 110 \mu\text{m}$ angeben und außerhalb der von BOITELLE et al. (2014) [20] dokumentierten Werte (10 μm bis $110,31 \mu\text{m} \pm 7,22 \mu\text{m}$) für Kappen/Gerüste.

Für die *absolute marginale Diskrepanz* von Einzelkronen ergab sich im Review von BOITELLE et al. (2014) [20] ein Bereich von $9,94 \pm 4,18 \mu\text{m}$ bis $308 \pm 92 \mu\text{m}$. Bei der konventionell abgeformten Stichprobe wurde bei der eigenen Studie ein Medianwert von 326 μm bestimmt.

Die absolute marginale Diskrepanz ist immer in Zusammenhang mit der *Überextension* und dem *marginalen Spalt* zu betrachten, denn nach HOLMES et al. (1989) [72] ist die *absolute marginale Diskrepanz* eine Kombination aus der *vertikalen Diskrepanz* und der *horizontalen Diskrepanz* (s. Abb. 2). Es wird eine überproportionale Vergrößerung der absoluten marginalen Diskrepanz bei Vorliegen einer starken Überextension der Restauration herbeigeführt. Eine veränderte Parametereinstellung beim CAD-Design bzgl. der (Über-)Extension ist somit bei der Fertigung zur Reduktion der absoluten marginalen Diskrepanz ist somit notwendig.

Eine Vergleichbarkeit zu anderen Studien ist fraglich, da in diesen Untersuchungen nicht extrahierte Prämolaren untersucht wurden, sondern Phantomzähne und Epoxidharzmodelle (COMLEKOGLU et al. (2009) [33]) verwendet wurden. Außerdem fanden in jenen Studien gleichzeitig verschiedene Präparationsarten (DEMIR et al. (2014) [36]; COMLEKOGLU et al. (2009) [33]) Anwendung. Im Gegensatz dazu wird ein Vergleich durch die einheitliche Wahl des Werkstoffs Zirkondioxidkeramik begünstigt (COMLEKOGLU et al. (2009) [33]; RUNGRUAN-GANUNT et al. (2010) [150]).

In weiteren Studien wurde zudem eine Sinterung und Verblendung durchgeführt (COMLEKOGLU et al. (2009) [33]), was eine Addition weiterer Arbeitsschritte im Vergleich zur vorliegenden Untersuchung mit einer möglichen Beeinflussung der Ergebnisse bedeutet. Eine Vermessung erfolgte ebenfalls unter dem Stereomikroskop (COMLEKOGLU et al. (2009) [33]) bzw. anhand des Mikro-CT (KIM et al. (2016) [80]; DEMIR et al. (2014) [36]; RUNGRUANGANUNT et al. (2010) [150]). In anderen Studien wurde eine Vermessung vor (RUNGRUANGANUNT et al. (2010) [150]) bzw. nach Zementierung (DEMIR et al. (2014) [36]) durchgeführt, was die Vergleichbarkeit der Ergebnisse zur vorliegenden Untersuchung einschränkt.

5.2.6 Randspaltgröße - Mesialfläche vs. Distalfläche

Der Vergleich der marginalen Randspaltgröße an mesialen und distalen Zahnflächen sollte die Frage beantworten, ob die distal tendenziell schwerer erreichbaren Bereiche auch zu ungenaueren Präparationen und daraus resultierenden größeren Randspalten führen. Daher wurden alle präparierten Zahnproben (n = 20) zur Bewertung dieses Sachverhaltes evaluiert. Für den Vergleich Mesialfläche vs. Distalfläche unter Einbeziehung aller sieben Parameter konnte kein Trend hinsichtlich größerer Werte an einer Zahnfläche festgestellt werden. Es waren jeweils signifikante Unterschiede zwischen der mesialen und der distalen Zahnfläche für die Parameter *überextendierter Rand* (distale Zahnfläche wies ungünstigere Werte auf) und *vertikale marginale Diskrepanz* (mesiale Zahnfläche wies ungünstigere Werte auf) der optisch abgeformten Stichprobe festzustellen. Für den Parameter *interner Spalt* zeigte sich sowohl innerhalb der optisch abgeformten Stichprobe (distal ungünstigere Werte) als auch innerhalb der konventionell abgeformten Gruppe (mesial ungünstigere Werte) signifikante Unterschiede. Die Vermutung, dass die klinisch schwieriger abzuformende distale Präparationsfläche ungünstigere Resultate bzgl. der Randspaltgröße ergibt, konnte durch die vorliegende Studie nicht eindeutig belegt werden.

Dass nicht bei allen Parametern signifikante Unterschiede aufgezeigt werden konnten, ist dem Versuchsaufbau zuzuschreiben, da bei der vorliegenden In-vitro-Studie zwar in einem in einem Phantomkopf eingesetzten Modell mit einem integrierten extrahierten Zahn präpariert wurde, aber spezielle klinische Faktoren

(z.B. Speichelfluss) die auf Präparation keinen negativen Einfluss ausüben konnten.

5.2.7 Randspaltgröße - periphere vs. mittige Messungen

Auch bei der Gegenüberstellung der marginalen Genauigkeit von peripher gegenüber mittig liegenden Scheiben wurden alle Zahnproben beurteilt, da dieser Vergleich die durch den Sägevorgang bedingten artifiziellen Vergrößerungen des Randspalts detektieren sollte und alle Zahnproben mit derselben Schnittmethode bearbeitet wurden. Die Werte für den Parameter *interner Spalt* unterschieden sich mittig von peripher signifikant.

Es konnten bei 75% aller Zahnproben (n = 15) kleinere Werte der Randspalten für die mittig liegenden Scheiben beobachtet werden. Dies erlaubt den Rückschluss, dass die mittig liegenden Scheiben tendenziell realitätsnähere Werte der tatsächlichen Randspaltgenauigkeiten wiedergeben, da die mittig liegenden Sägeschnitte durch die Sägachse einen weniger „verzerrten“ Randspalt aufweisen. Daher wurde eine „Verzerrung“ des Randspaltes durch die Sägetechnik durch mittiges Setzen des ersten Schnittes bestmöglich vermieden. Wäre der erste Schnitt peripher gesetzt worden, hätte dies eine Vergrößerung des Randspalts zur Folge gehabt. Diese wäre durch drei Faktoren hervorgerufen worden: 1. durch die Schnitfführung bzw. den Draht selbst; 2. durch eine von der exakten Achsneigung des Zahns abweichende Einbettung; 3. durch nicht exakt zueinander parallele Zahnscheiben.

6. Schlussfolgerungen und Ausblick

Aus der vorliegenden Studie können folgende Schlussfolgerungen gezogen werden: Die Geometrie der Präparation (z.B. Konvergenzwinkel) spielt in Bezug auf die zu erzielende Randspaltgenauigkeit genauso eine Rolle, wie die gewählte und umgesetzte Zementspaltbreite. Da der Zementspalt aus der Präparation, der Scangenaugigkeit und dem eingestellten Zementspalt resultiert, sind diese drei Faktoren ausschlaggebend für den Zementabfluss. Die Mindeststärke für diese Abflussmöglichkeit ist gleichzeitig eine Limitierung für die Randspaltgröße. Eine wie in der vorliegenden Studie in der konventionellen Stichprobe vermessene innere Passung von weniger als 20 µm kann zu klinisch relevanten Problemen bei der Zementierung führen.

Im Folgenden soll ein Ausblick auf mögliche weitere Studien auf der Grundlage der in der vorliegenden Studie gestellten Untersuchung gegeben werden. Ein reiner Systemvergleich von optischen Abformmethoden kann z. B. durch die Verwendung eines Urmodells in Betracht gezogen werden. Aufbauend darauf kann eine Gegenüberstellung der Systemgenauigkeit in Bezug auf Präzision, Genauigkeit und Richtigkeit von verschiedenen Scansystemen (konventioneller Laborscan vs. Intraoralscan) anhand von Scans dieses Urmodells stattfinden. Die Präparation nimmt in einem solchen Studiendesign keinen Einfluss, da primär die „Dimensionsstabilität optischer Scans“ im Vordergrund stünden. Der Vergleich von optischen und konventionellen Systemen könnte mit einem digitalen Referenzmodell zum Vergleich des digitalen Intraoralscans und des digitalen Laborscans durchgeführt werden. Sowohl ein Systemvergleich zwischen optischen und konventionellen Abformmethoden als auch ein Systemvergleich innerhalb der Gruppe der optischen Scanner könnte in der Weise erfolgen, dass sowohl vor als auch nach der Zementierung eine Evaluation der Randspaltgröße erfolgt, entweder als indirekte Vermessung des Zementspalts mit einem Elastomer oder als elektronische Vermessung. Die Evaluierung des Randspalts vor und nach Zementierung kann weitere Hinweise auf die Umsetzungsgenauigkeit des Zementspalts ergeben. Als weiteres Forschungsthema kann untersucht werden, welche Bedeutung eine manuelle Bearbeitung beim Aufpassen der Kronen einnimmt, da dieses Vorgehen, unabhängig vom System, in der zahnärztlichen Pra-

xis Anwendung findet. Die vorliegende Studie wirft die Frage auf, wie die Umsetzung der vorgenommenen Zementspalteinstellungen im Verlauf des CAD-Designs überprüft werden kann. Eine zentrale Rolle nimmt dabei die Umsetzungsgenauigkeit des Frässystems für den Zementspalt ein. Die Auswirkung unterschiedlicher Parametereinstellungen für den Zementspalt nach dem Fräsvorgang sollte in diesem Zusammenhang geprüft werden. Außerdem sollten Untersuchungen an Befestigungszementen bzgl. der Viskosität und weiterer physikalischer und chemischer Eigenschaften ausgeführt werden.

7. Zusammenfassung

In der Zahnmedizin wurden in den vergangenen Jahren in zunehmendem Umfang Scansysteme zur optischen digitalen Erfassung der oralen Patientensituation eingeführt. Die damit in Zusammenhang stehende Digitalisierung der Herstellung von Restaurationen bedingt eine wissenschaftliche Evaluierung dieser innovativen Methoden. Besonders die Randspaltgüte von Kronenzahnersatz weist eine hohe klinische Relevanz auf, da das Langzeitverhalten der Restaurationen maßgeblich von der Randspaltgröße und der damit korrelierenden parodontalen Gesundheit abhängt. Das Ziel der vorliegenden Studie bestand daher in einem Vergleich zwischen einer konventionellen und einer optischen Abformmethode mittels einer detaillierten Bewertung der Randspaltgröße anhand von sieben Parametern bei CAD/CAM-gefertigten Zirkondioxidkappen.

Das Studiendesign der vorliegenden Studie beinhaltete die Sammlung und isotope Lagerung von karies- und defektfreien Prüfvähen (n = 20 Oberkieferprämolaren). Die Integration der einzelnen Prüfvähe und anschließende Präparation (Hohlkehlpräparation) zur Aufnahme einer Vollkeramikkrone wurde in einem Kiefermodell durchgeführt. Im Anschluss wurden die Prüfvähe im Modell entweder optisch (cara TRIOS®-Scanner) oder konventionell (Impregum® Penta Soft/Impregum® Garant DuoSoft) abgeformt. Bei der optischen Abformung folgte eine virtuelle Modellerstellung durch eine CAD-Software. Der Datensatz wurde an ein Fertigungszentrum zur Herstellung der Zirkondioxidkeramik-kappen (ohne Verblendung) gesendet. Zur Anfertigung der konventionell abgeformten Zähne wurde für jede Abformung ein Typ-IV-Präzisionsgipsmodell (FujiRock® EP) hergestellt, gesägt und zur Herstellung der Keramik-kappen unter Verwendung des D900-Laborscanners zum gleichen Fertigungszentrum übersandt. Nach Herstellung der Keramik-kappen wurden diese auf die zugehörigen Zähne nach vorab erfolgter Kontrolle unter dem Lichtmikroskop mittels eines selbstadhäsiven dualhärtenden Kompositzements (RelyX® Unicem 2 (Automix) befestigt. Die Evaluierung der Randspalten wurde wie folgt durchgeführt: Einbettung in durchsichtigem Epoxidharz, Erstellung von Querschnitten, Begutachtung und Fotodokumentation des marginalen Bereiches, Vermessung mittels Mikroskopsoftware und statistische Datenanalyse (Kruskal-Wallis-Test, Mann-Whitney-U-Test) der Ergeb-

nisse. Die quantitative Erfassung erfolgte anhand von Parametern, die von HOLMES et al. (1989) [72] standardisiert wurden (*interner Spalt, marginaler Spalt, überextendierter Rand, unterextendierter Rand, vertikale marginale Diskrepanz, horizontale marginale Diskrepanz, absolute marginale Diskrepanz*). Die in der Literatur am häufigsten ermittelten Parameter sind der *interne Spalt*, der *marginale Spalt* und die *absolute marginale Diskrepanz*. Für die konventionelle Abformung ergaben sich in der vorliegenden Studie folgende Medianwerte: *interner Spalt: 251 μm , marginaler Spalt: 288 μm und absolute marginale Diskrepanz: 326 μm* . Für die optische Abformung resultierten in dieser Untersuchung die Medianwerte: *interner Spalt: 50 μm , marginaler Spalt: 74 μm und absolute marginale Diskrepanz: 205 μm* .

Bei den Ergebnissen der Randspaltgröße wurden für die optische Abformmethode geringere Werte als bei Anwendung der konventionellen Abformung ermittelt. Dies ist voraussichtlich auf eine in der Stichprobe „konventionelle Abformung“ veränderte Endpositionierung der Keramikkrone durch eine bei der CAD/CAM-Fertigung zu gering dimensionierte Zementspaltbreite zurückzuführen. Bei Gegenüberstellung der eigenen Resultate zur aktuellen Literatur liegen die ermittelten Ergebnisse für die optische Abformung bzgl. der internen Passung, welche ausschlaggebend für die spätere Endpositionierung der Krone ist, in einem vergleichbaren Bereich.

Für den Scanner cara TRIOS® kann somit im Rahmen dieser In vitro-Studie eine Gleichwertigkeit zu den Ergebnissen konventioneller Abformmethoden gemäß der derzeitigen Literatur hinsichtlich der Randspaltgröße bei Kronenzahnersatz festgestellt werden. Dies lässt eine gute Eignung für den klinischen Einsatz dieses Scansystems erwarten.

8. Literaturverzeichnis

- [1] Abbate M F, Tjan A H, Fox W M: Comparison of the marginal fit of various ceramic crown systems. *J Prosthet Dent.* 1989;61: S.527–531.
- [2] Abdel-Azim T, Rogers K, Elathamna E, Zandinejad A, Metz M, Morton D: Comparison of the marginal fit of lithium disilicate crowns fabricated with CAD/CAM technology by using conventional impressions and two intraoral digital scanners. *J Prosthet Dent.* 2015;114: S.554–559.
- [3] Alhazzawi T F, Liu P R, Essig M E: The effect of different fabrication steps on the marginal adaptation of two types of glass-infiltrated ceramic crown copings fabricated by CAD/CAM technology. *J Prosthodont.* 2012;21: S.167–172.
- [4] Al-Rabab'ah M A, Macfarlane T V, McCord J F: Vertical marginal and internal adaptation of all-ceramic copings made by CAD/CAM technology. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2008;16: S.109–115.
- [5] Al-Zubaidi Z, Al-Shamma A: The effect of different finishing lines on the marginal fitness of full contour zirconia and glass ceramic CAD/CAM crowns (An in vitro study). *J Dent Mater Tech.* 2015;4: S.127–136.
- [6] Anadioti E, Aquilino S A, Gratton D G, Holloway J A, Denry I, Thomas G W, Qian F: 3D and 2D marginal fit of pressed and CAD/CAM lithium disilicate crowns made from digital and conventional impressions. *J Prosthodont.* 2014;23: S.610–617.
- [7] Behr M, Rosentritt M, Regnet T, Lang R, Handel G: Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems. *Dent Mater.* 2004;20: S.191–197.
- [8] Belser U C, MacEntee M I, Richter W A: Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo. *J Prosthet Dent.* 1985;53: S.24–29.
- [9] Berksun S, Alkumru H N, Ozden N: Marginal fit of porcelain-fused-to-metal crowns: a comparative study of metal and porcelain butt margin. *Ankara Universitesi Dis Hekimligi Fakultesi dergisi The Journal of the Dental Faculty of Ankara University.* 1989;16: S.393–397.
- [10] Beschnidt S M, Strub J R: Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil.* 1999;26: S.582–593.
- [11] Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M: Effect of preparation angles on the precision of zirconia crown copings fabricated by CAD/CAM system. *Dent Mater.* 2008;27: S.814–820.
- [12] Beuer F, Aggstaller H, Richter J, Edelhoff D, Gernet W: Influence of preparation angle on marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia crown copings. *Quintessence int.* 2009;40: S.243–250.
- [13] Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J: Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater.* 2009;25: S.94–102.

- [14] Beuer F, Neumeier P, Naumann M: Marginal fit of 14-unit zirconia fixed dental prosthesis retainers. *J Oral Rehabil.* 2009;36: S.142–149.
- [15] Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen J A: Precision of fit: Zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Invest.* 2009;13: S.343–349.
- [16] Bindl A, Mörmann W H: Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil.* 2005;32: S.441–447.
- [17] Blatz M, Sadan A, Kern M: Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2003;89: S.284–286.
- [18] Boeddinghaus M, Breloer E S, Rehmann P, Wöstmann B: Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Invest.* 2015;19: S.2027–2034.
- [19] Boening K W, Wolf B H, Schmidt A E, Kästner K, Walter M H: Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;84: S.419–424.
- [20] Boitelle P, Mawussi B, Tapie L, Fromentin O: A systematic review of CAD/CAM fit restoration evaluations. *J Oral Rehabil.* 2014;41: S.853–874.
- [21] Borba M, Cesar P F, Griggs J A, Della Bona Á: Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures. *Dent Mater.* 2011;27: S.1119–1126.
- [22] Borba M, Miranda W G, Cesar P F, Griggs J A, Bona Á D: Evaluation of the adaptation of zirconia-based fixed partial dentures using micro-CT technology. *Braz Oral Res.* 2013;27: S.396–402.
- [23] Brandestini M, Mörmann W H: Method and apparatus for the custom shaping of dental inlays, onlays, crowns, bridges and parts thereof. USA, Patent. Nr. US4766704 A. 1988.
- [24] Brawek P K, Wolfart S, Endres L, Kirsten A, Reich S: The clinical accuracy of single crowns exclusively fabricated by digital workflow-the comparison of two systems. *Clin Oral Invest.* 2013;17: S.2119–2125.
- [25] Breustedt A, Lenz E: *Stomatologische Werkstoffkunde.* Leipzig: Johann Ambrosius Barth. 1985.
- [26] Caspary W: *Fehlertolerante Auswertung von Messdaten.* München: Oldenbourg Wissenschaftsverlag. 2013.
- [27] Castillo Oyague R, Sanchez-Jorge M I, Sanchez Turrion A: Influence of CAD/CAM scanning method and tooth-preparation design on the vertical misfit of zirconia crown copings. *Am J Dent.* 2010;23: S.341–346.
- [28] Chochlidakis K M, Paspaspyridakos P, Geminiani A, Chen C-J, Feng I J, Ercoli C: Digital versus conventional impressions for fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent.* 2016;116: S.184-190.
- [29] Christensen G J: Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent.* 1966;16: S.297–305.

- [30] Coli P, Karlsson S: Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont.* 2004;17: S.59–64.
- [31] Coli P, Karlsson S I: Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. *Int J Prosthodont.* 2004;17: S.577–580.
- [32] Colpani J T, Borba M, Della Bona A: Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dent Mater.* 2013;29: S.174–180.
- [33] Comlekoglu M, Dundar M, Özcan M, Gungor M, Gokce B, Artunc C: Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. *Oper Dent.* 2009;34: S.586–592.
- [34] Contrepolis M, Soenen A, Bartala M, Laviole O: Marginal adaptation of ceramic crowns: A systematic review. *J Prosthet Dent.* 2013;110: S.447–454.
- [35] Dauti R, Cvikl B, Franz A, Schwarze U Y, Lilaj B, Rybaczek T, Moritz A: Comparison of marginal fit of cemented zirconia copings manufactured after digital impression with lava C.O.S and conventional impression technique. *BMC oral health.* 2016;16: S.129.
- [36] Demir N, Ozturk A N, Malkoc M A: Evaluation of the marginal fit of full ceramic crowns by the microcomputed tomography (micro-CT) technique. *Eur J Dent.* 2014;8: S.437–444.
- [37] Deutsches Institut für Normung: Beschichtungsstoffe. [Begriffe aus DIN-Normen]. 1. Aufl. Hannover: Vincentz. 2001.
- [38] DIN EN ISO 4823 (2015) für elastomere Abformmassen.
- [39] Dreyer-Jørgensen K: Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gußverfahren. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1958;13: S.461–469.
- [40] Dumfahrt H, Schäffer H: Zum Dimensionsverhalten bei verschiedenen Abformverfahren mit gummielastischen Massen in der Inlay-, Kronen- und Brückentechnik. *Z Stomatol.* 1987;84: S.231–239.
- [41] Duret F: The optical impression [Dissertation]: University Claude- Bernard. 1973.
- [42] Duret F, Duret E, Thermoz C: Apparatus for taking odontological or medical impressions. USA, Patent. Nr. US4611288 A. 1986.
- [43] Düsterhus T: Untersuchungen über den zervikalen Randschluss von Gusskronen an extrahierten überkronen Zähnen [Dissertation]: Universität Münster. 1980.
- [44] Eichner, K; Kappert, H F: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Band 1, Grundlagen und Verarbeitung. Abformwerkstoffe. 8. unveränd. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag. 2005.
- [45] El-Hakim S F, Beraldin J-A, Blais F: A Comparative Evaluation of the Performance of Passive and Active 3-D Vision Systems. 1995 (St. Petersburg Conference on Digital Photogrammetry).
- [46] Ender A, Mehl A: Full arch scans: conventional versus digital impressions - an in-vitro study [Ganzkieferaufnahmen: Konventionelle versus digitale Abformtechnik - Eine In-vitro-Untersuchung.]. *Int J Comput Dent.* 2011;14: S.11–21.

- [47] Ender A, Mehl A: Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent.* 2013;109: S.121–128.
- [48] Ender A, Mehl A: Influence of scanning strategies on the accuracy of digital intraoral scanning systems. *Int J Comput Dent.* 2013;16: S.11–21.
- [49] Ender A, Attin T, Mehl A: In vivo precision of conventional and digital methods of obtaining complete-arch dental impressions. *J Prosthet Dent.* 2016;115: S.313–320.
- [50] Fasbinder D J: Digital dentistry: innovation for restorative treatment. *Compend Contin Educ Dent.* 2010;31: S.2–11.
- [51] Fejer S: Das Röntgenbild als Kontrollmöglichkeit des approximal cervikalen Randschlusses bei Gussfüllungen an Prämolaren und Molaren. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1956;11: S.1086–1091.
- [52] Fusayama T, Ide K, Kurosu A, Hosoda H: Cement thickness between cast restorations and preparation walls. *J Prosthet Dent.* 1963;13: S.354–364.
- [53] Fusayama T, Ide K, Hosoda H: Relief of resistance of cement of full cast crowns. *J Prosthet Dent.* 1964;14: S.95–106.
- [54] Gelbard S, Aoskar Y, Zalkind M, Stern N: Effect of impression materials and techniques on the marginal fit of metal castings. *J Prosthet Dent.* 1994;71: S.1–6.
- [55] Geurtsen W: Der Kronen- und Füllungsrand. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1990;45: S.380–386.
- [56] Gimenez B, Oezcan M, Martinez-Rus F, Pradies G: Accuracy of a Digital Impression System Based on Active Wavefront Sampling Technology for Implants Considering Operator Experience, Implant Angulation, and Depth. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17: S.54–64.
- [57] Gray F: Pulse code communication. USA, Patent. Nr. US 2632058. 1953.
- [58] Grenade C, Mainjot A, Vanheusden A: Fit of single tooth zirconia copings: Comparison between various manufacturing processes. *J Prosthet Dent.* 2011;105: S.249–255.
- [59] Groten M, Girthofer S, Pröbster L: Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. *J Oral Rehabil.* 1997;24: S.871–881.
- [60] Gühring J: 3D-Erfassung und Objektrekonstruktion mittels Streifenprojektion [Dissertation]: Universität Stuttgart. 2002.
- [61] Haas M, Wegscheider W A, Bratschko R O, Pfeiffer K, Kuderna F: Comparison of margin in metal and non-metal ceramic crowns | Der Randspalt von metall- und nichtmetallgetragenen Keramikronen im Vergleich. *Quintessenz.* 1988;39: S.625–633.
- [62] Han H-S, Yang H-S, Lim H-P, Park Y-J: Marginal accuracy and internal fit of machine-milled and cast titanium crowns. *J Prosthet Dent.* 2011;106: S.191–197.
- [63] Hansmann M: Marginale Adaptation selbstadhäsiver dentaler Zemente im Vergleich zu einem klinisch bewährten Dentinadhäsivsystem [Dissertation]: Universität Regensburg. 2010.

- [64] Harsono M, Simon J F, Stein J M, Kugel G: Evolution of chairside CAD/CAM dentistry. *Tex Dent J.* 2013;130: S.238–244.
- [65] Heber S, Rütter M: 3D image reconstruction using active wavefront sampling [Masterarbeit]: Technische Universität Graz. 2010.
- [66] Heitlinger P, Rodder F: Method for the manufacture of dentures and device for carrying out the method. USA, Patent. Nr. US4324546 A. 1982.
- [67] Henry P J, Harnist D J: Dimensional stability and accuracy of rubber impression materials. *Aust Dent J.* 1974;19: S.162–166.
- [68] Hickel R, Dasch W, Mehl A, Kremers L: CAD CAM-Fillings of the future? *Int Dent J.* 1997;47: S.247–258.
- [69] Hmaidouch R: Untersuchung zum Einfluss von Präparationsart, Zementspalteinstellung und Art des Befestigungszements auf die Passgenauigkeit CAD-CAM gefertigter vollkeramischer Kronengerüste [Dissertation]: Charité Berlin. 2011.
- [70] Hoffmann-Axthelm W: Lexikon der Zahnmedizin. 6. (11.), neu bearb. und erw. Aufl. Berlin: Quintessenz Verlag. 1995.
- [71] Hofmeister E: Studie zur Optimierung von Modellsystemen bei der Fertigung implantatgetragener Suprakonstruktionen [Dissertation]: Universität Jena. 2008.
- [72] Holmes J R, Bayne S C, Holland G A, Sulik W D: Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 1989;62: S.405–408.
- [73] Holmes J R, Sulik W D, Holland G A, Bayne S C: Marginal fit of castable ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 1992;67: S.594–599.
- [74] Huang Z, Zhang L, Zhu J, Zhang X: Clinical marginal and internal fit of metal ceramic crowns fabricated with a selective laser melting technology. *J Prosthet Dent.* 2015;113: S.623–627.
- [75] Ji M K, Park J H, Park S W, Yun K D, Oh G J, Lim H P: Evaluation of marginal fit of 2 CAD-CAM anatomic contour zirconia crown systems and lithium disilicate glass-ceramic crown. *J Adv Prosthodont.* 2015;7: S.271–277.
- [76] Jones M D, Dykema R W, Klein A I: Television micromerement of vented and non-vented cast crown marginal adaptation. *Dent Clin North Am.* 1971;15: S.663–677.
- [77] Karlsson S I: The fit of procera titanium crowns- an in vitro and clinical study. *Acta Odontol Scand.* 1993;51: S.129–134.
- [78] Kidd E A, Toffenetti F, Mjör I A: Secondary caries. *Int Dent J.* 1992;42: S.127–138.
- [79] Kikuchi M: Rheological properties of elastomeric impression materials. *Aichi Gakuin Daigaku Shigakkai shi.* 1990;28: S.1287–1302.
- [80] Kim J-H, Jeong J-H, Lee J-H, Cho H-W: Fit of lithium disilicate crowns fabricated from conventional and digital impressions assessed with micro-CT. *J Prosthet Dent.* 2016;116: S.551–557.

- [81] Kim K B, Kim J-H, Kim W-C, Kim H-Y, Kim J-H: Evaluation of the marginal and internal gap of metal-ceramic crown fabricated with a selective laser sintering technology: two- and three-dimensional replica techniques. *J Adv Prosthodont*;5: S.179–186.
- [82] Kious A R, Roberts H W, Brackett W W: Film thicknesses of recently introduced luting cements. *J Prosthet Dent*. 2009;101: S.189–192.
- [83] Knoernschild K L, Campbell S D: Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent*. 2000;84: S.492–498.
- [84] Kocaağaoğlu H, Kılınç H I, Albayrak H: Effect of digital impressions and production protocols on the adaptation of zirconia copings. *J Prosthet Dent*. 2017;117: S.102–108.
- [85] Kokubo Y, Ohkubo C, Tsumita M, Miyashita A, Steyern P V von, Fukushima S: Clinical marginal and internal gaps of Procera AllCeram crowns. *J Oral Rehabil*. 2005;32: S.526–530.
- [86] Komine F, Iwai T, Kobayashi K, Matsumura H: Marginal and internal adaptation of zirconium dioxide ceramic copings and crowns with different finish line designs. *Dent Mater*. 2007;26: S.659–664.
- [87] Koniaris A: Vergleich von derzeit gebräuchlichen Abformmaterialien und -techniken mit Hilfe eines Sulkus-Fluid-Modells [Dissertation]: Universität Gießen. 1999.
- [88] Körber E, Lehmann K: Vergleichende Untersuchungen bei Abdruckmaterialien für Kronen und Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z*. 1969;24: S.791–797.
- [89] Körber K H, Lenz P: Beitrag zum Problem der Randgestaltung von Ersatzkronen. *Zahnärztl W*. 1968;69: S.440–445.
- [90] Kuhn K, Ostertag S, Ostertag M, Walter M H, Luthardt R G, Rudolph H: Comparison of an analog and digital quantitative and qualitative analysis for the fit of dental copings. *Comput Biol Med*. 2015;57: S.32–41.
- [91] Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, Miyazaki T, Fujiwara T: Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater*. 2007;26: S.820–826.
- [92] Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G: Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns - validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil*. 2008;35: S.116–122.
- [93] Lehmann K M, Hartmann F: The accuracy of double impressions | Untersuchungen zur Genauigkeit von Doppelabformungen. *Quintessenz*. 1982;33: S.985–987.
- [94] Levine W A: An evaluation of the film thickness of resin luting agents. *J Prosthet Dent*. 1989;62: S.175–178.
- [95] Logozzo S, Zanetti E M, Franceschini G, Kilpela A, Makynen A: Recent advances in dental optics - Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Laser Eng*. 2014;54: S.203–221.
- [96] Loos R: Vergleichende Untersuchung von intraoraler und extraoraler Digitalisierung nach Modellherstellung mit CEREC-3D® [Dissertation]: TU Dresden. 2008.

- [97] Luebbers D, Muehlbauer W, Huebner H: Abformmasse auf Silikonbasis mit Wachszusatz. Deutschland, Patent. Nr. WO1996026246 A1. 1996.
- [98] Luthardt R G, Rudolph H, Sandkuhl O, Walter M H: Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischem Zahnersatz. Teil 1: Systeme ohne zusätzliche Sinterung des keramischen Grundmaterials. ZWR;110: S.747–754.
- [99] Luthardt R G, Kühmstedt P, Walter M H: A new method for the computer-aided evaluation of three-dimensional changes in gypsum materials. Dent Mater. 2003;19: S.19–24.
- [100] Luthardt R G, Bornemann G, Lemelson S, Walter M H, Huls A: An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. Int J Prosthodont. 2004;17: S.680–685.
- [101] Luthardt R G, Loos R, Quaas S: Accuracy of intraoral data acquisition in comparison to the conventional impression. Int J Comput Dent. 2005;8: S.283–294.
- [102] Luthardt R G, Quaas S, Rudolph H: Maschinelle Herstellung von Zahnersatz. In: Tinschert, J; Natt, G. Oxidkeramiken und CAD/CAM- Technolgien. Köln: Deutscher Zahnärz-
teverlag, 2007: S.65–94.
- [103] Luthardt R G, Walter M H, Quaas S, Koch R, Rudolph H: Kontrollierte klinische Studie zum Vergleich der dreidimensionalen Wiedergabegenauigkeit verschiedener Abform-
techniken. Quintessenz. 2011;62: S.889–897.
- [104] Mangano F G, Veronesi G, Hauschild U, Mijiritsk E, Mangano C: Trueness and precision of four intraoral scanners in oral implantology. PLoS ONE. 2016;11: doi: e0163107.
- [105] Manoj S S, Cherian K P, Chitre V, Aras M: A comparative evaluation of the linear dimensional accuracy of four impression techniques using polyether impression material. J Indian Prosthodont Soc. 2013;13: S.428–438.
- [106] Martinez-Rus F, Suarez M J, Rivera B, Pradies G: Influence of Cad/Cam Systems and cement selection on marginal discrepancy of zirconia based ceramic crowns. Am J Dent. 2012;25: S.67–72.
- [107] Marxkors R: Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. 4., überarb. Aufl. Köln: Deutscher Zahnärzteverlag. 2007.
- [108] Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 6. überarb. Aufl. Köln: Deutscher Zahnärzteverlag. 2008.
- [109] May K B, Russell M M, Razzoog M E, Lang B R: Precision of fit: The Procera All-Ceram crown. J Prosthet Dent. 1998;80: S.394–404.
- [110] May L G, Kelly J R, Bottino M A, Hill T: Effects of cement thickness and bonding on the failure loads of CAD/CAM ceramic crowns: Multi-physics FEA modeling and monotonic testing. Dent Mater. 2012;28: S.E99-E109.
- [111] McLaren E: CAD/CAM dental technology: a perspective on its evolution and status. Compendium. 2011;32.
- [112] McLean J W, Fraunhofer J A: Estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J. 1971;131: S.107–111.

- [113] Moldovan O, Luthardt R G, Corcodel N, Rudolph H: Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings. *Dent Mater.* 2011;27: S.1273–1278.
- [114] Molin M K, Karlsson S I, Kristiansen M S: Influence of film thickness on joint bend strength of ceramic /resin composite joint. *Dent Mater.* 1996;12: S.245–249.
- [115] Moon P C, Tabassian M S, Culbreath T E: Flow characteristics and film thickness of flowable resin composites. *Oper Dent.* 2002;27: S.248–253.
- [116] Mörmann W H: Innovationen bei ästhetischen Restaurationen im Seitenzahnggebiet (Keramik): Computergestützte Systeme. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1988;43: S.900–903.
- [117] Müller N, Pröschel P: Kronenrand und parodontale Reaktion. Ergebnisse einer histopathologischen Studie an 368 Sektionspräparaten. *Dtsch Zahnärztl Z.* 1994: S.30–36.
- [118] Nakamura T, Dei N., Kojima T., Wakabayashi K.: Marginal and internal fit of Cerec 3 CAD/CAM all-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 2003;16: S.244–248.
- [119] Nave S B: Untersuchungen zum Polyetherabformmaterial Impregum Penta Soft [Dissertation]: Universität Gießen. 2000.
- [120] Nawafleh N A, Mack F, Evans J, Mackay J, Hatamleh M M: Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: A literature review. *J Prosthodont.* 2013;22: S.419–428.
- [121] Ortega R, Gonzalo E, Gomez-Polo M, Suarez M: Marginal and internal discrepancies of posterior zirconia-based crowns fabricated with three different CAD/CAM systems versus metal-ceramic. *Int J Prosthodont.* 2015;28: S.509–511.
- [122] Osman S A, McCabe J F, Walls A W: Film thickness and rheological properties of luting agents for crown cementation. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2006;14: S.23–27.
- [123] Paffenbarger G C, Beall J R: American Dental Association Specification No. 8 for Dental Zinc Phosphate Cement**A Report to the Research Commission of the American Dental Association. Publication authorized by the executive Board of the Research Commission.*Unit actually employed is the milliliter (ml.), the one-thousandth part of a liter. *J Am Dent Assoc.* 1937;24: S.2019–2023.
- [124] Patzelt S B, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub J R, Att W: Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Invest.* 2014;18: S.1687–1694.
- [125] Persson A, Andersson M, Oden A, Sandborgh-Englund G: A three-dimensional evaluation of a laser scanner and a touch-probe scanner. *J Prosthet Dent.* 2006;95: S.194–200.
- [126] Persson A, Oden A, Andersson M, Sandborgh-Englund G: Digitalization of simulated clinical dental impressions: Virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater.* 2009;25: S.929–936.
- [127] Persson M, Andersson M, Bergman B: The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent.* 1995;74: S.223–229.
- [128] Peutzfeld A, Sahafi A, Flury S: Bonding of restorative materials to dentin with various luting agents. *Oper Dent.* 2011;36: S.266–273.

- [129] Poller A: Das Pollersche Verfahren zum Abformen an Lebenden und Toten sowie an Gegenständen. Berlin: Springer. 1931.
- [130] Poticny D J: CAD/CAM Today: A 22 year retrospective. *Inside Dentistry*. 2008;4.
- [131] Pradies G, Zarauz C, Valverde A, Ferreiroa 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;43: S.201–208.
- [132] Prado Galhano G A, Pellizzer E P, Quinelli Mazaro J V: Optical impression systems for CAD-CAM restorations. *J Craniofac Surg*. 2012;23: S.E575–E579.
- [133] Price R B, Gerrow J D, Sutow E J, MacSween R: The dimensional accuracy of 12 impression material and die stone combinations. *Int J Prosthodont*. 1991;4: S.169–174.
- [134] Przybilla H-J: Streifenprojektion - Grundlagen, Systeme und Anwendungen. In: DVW Schriftenreihe;53. 2007.
- [135] Quaas S, Rudolph H, Luthardt R G: Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations. *J Dent*. 2007;35: S.903–908.
- [136] Quintas A F, Oliveira F, Bottino M A: Vertical marginal discrepancy of ceramic copings with different ceramic materials finish lines and luting agents: An in vitro evaluation. *J Prosthet Dent*. 2004;92: S.250–257.
- [137] Ragain J C, Grosko M L, Raj M, Ryan T N, Johnston W M: Detail reproduction, contact angles, and die hardness of elastomeric impression and gypsum die material combinations. *Int J Prosthodont*. 2000;13: S.214–220.
- [138] Rammelsberg P, Ohlmann B: Kronen- und Brückenprothetik (Abformmaterialien. In: Gernet, W; Biffar, R; Schwenger, N; Ehrenfeld, M. Zahnärztliche Prothetik. 4. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2011: S.51.
- [139] Rehberg H J: Exakter Randschluss - was ist das. *Dtsch Zahnärztl Z*. 1971;26: S.696–699.
- [140] Reichardt B: Klinische Abformgenauigkeit unter Praxisbedingungen - eine quantitative und qualitative Modellanalyse [Dissertation]: Universität Ulm. 2015.
- [141] Reich S, Gozdowski S, Trentzsch L, Frankenberger R, Lohbauer U: Marginal fit of heat-pressed vs CAD/CAM processed all-ceramic onlays using a milling unit prototype. *Oper Dent*. 2008;33: S.644–650.
- [142] Renne W, McGill S T, Forshee K V, DeFee M R, Mennito A S: Predicting marginal fit of CAD/CAM crowns based on the presence or absence of common preparation errors. *J Prosthet Dent*. 2012;108: S.310–315.
- [143] Rettberg S: Zur Frage der in vivo erreichbaren Abformgenauigkeit [Dissertation]: Universität Münster. 1994.
- [144] Riha D: Zur Genauigkeit von Randspaltuntersuchungen [Dissertation]: Universität Rostock. 2013.

- [145] Romeo E, Iorio M, Storelli S, Camandona M, Abati S: Marginal adaptation of full-coverage CAD/CAM restorations: in vitro study using a non-destructive method. *Minerva Stomatol.* 2009;58: S.61–72.
- [146] Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G: Influence of cement type on the marginal adaptation of all-ceramic MOD inlays. *Dent Mater.* 2004;20: S.463–469.
- [147] Roulet J: Marginal integrity: clinical significance. *J Dent.* 1994;22: S.9–12.
- [148] Rudolph H, Quaas S, Luthardt R G: Matching point clouds: limits and possibilities. *Int J Comput Dent.* 2002;5: S.155–164.
- [149] Rudolph H, Quaas S, Luthardt R G: Das Tor zur digitalen Welt: Scannertechnologien für den Einsatz von CAD/CAM in der Zahnheilkunde. *digital dental news.* 2013: S.14–25.
- [150] Rungruanganunt P, Kelly J R, Adams D J: Two imaging techniques for 3D quantification of pre-cementation space for CAD/CAM crowns. *J Dent.* 2010;38: S.995–1000.
- [151] Sakrana A A: In vitro evaluation of the marginal and internal discrepancies of different esthetic restorations. *J Appl Oral Sci.* 2013;21: S.575–580.
- [152] Salmen H: Vergleich von Digitalisierungssystemen zur Herstellung von festsitzendem Zahnersatz im Rahmen einer CAD/CAM Prozesskette [Dissertation]: Universität Ulm. 2011.
- [153] Schaefer O, Decker M, Wittstock F, Kuepper H, Guentsch A: Impact of digital impression techniques on the adaptation of ceramic partial crowns in vitro. *J Dent.* 2014;42: S.677–683.
- [154] Scharnagel P: Simulation der physiologischen Zahnbeweglichkeit bei der in-vitro Belastung dentaler Restaurationen im „Regensburger Kausimulator“ – Untersuchungen am Beispiel vollkeramischer In-Ceram-Brücken [Dissertation]: Universität Regensburg. 1998.
- [155] Scherrer S S, de Rijk W G, Belser U C, Meyer J-M: Effect of cement film thickness on the fracture resistance of a machinable glass-ceramic. *Dent Mater.* 1994;10: S.172–177.
- [156] Schmalz G: Die Gewebeverträglichkeit zahnärztlicher Materialien. Möglichkeiten einer standardisierten Prüfung in der Zellkultur. Stuttgart: Georg Thieme Verlag. 1981.
- [157] Schmalz G: Die lokale toxische Wirkung von Abdruckmaterialien. *Zahnärztliche Praxis.* 1985;36: S.6–13.
- [158] Schmalz G, Geurtsen W: Unerwünschte biologische Nebenwirkungen. In: Eichner, K; Kappert, H F. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.* 6., vollst. überarb. und erw. Aufl. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2008: S.2–35.
- [159] Seelbach P, Brückel C, Wöstmann B: Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Invest.* 2013;17: S.1759–1764.
- [160] Son Y-H, Han C-H, Kim S: Influence of internal-gap width and cement type on the retentive force of zirconia copings in pullout testing. *J Dent.* 2012;40: S.866–872.
- [161] Souza R O, Özcan M, Pavanelli C A, Buso L, Lombardo G H, Michida S M, Mesquita A M, Bottino M A: Marginal and internal discrepancies related to margin design of ceramic crowns fabricated by a CAD/CAM system. *J Prosthodont.* 2012;21: S.94–100.

- [162] Spiekermann H: Zur marginalen Paßform von Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z. 1986;41: S.1015–1019.
- [163] Staehle G: Eine rationelle Methode zur Abformung von Kronenstümpfen bei gleichzeitiger Provisorischer Stumpfversorgung. Dtsch Zahnärztl Z. 1967;21: S.341–347.
- [164] Sunico-Segarra M, Segarra A: A practical clinical guide to resin cements. Berlin-Heidelberg: Springer Verlag. 2015.
- [165] Sun L, Li H b, Chu B f: [Three-dimensional accuracy of plaster casts obtained using three impression materials]. Nan fang yi ke da xue xue bao. 2010;30: S.257–259.
- [166] 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: S.553–559.
- [167] Tan K, Ibbetson R: The effect of cement volume on crown seating. Int J Prosthodont. 1996;9: S.445–451.
- [168] Teutsch C: Model-based analysis and evaluation of point sets from optical 3D laser scanners [Dissertation]: Universität Magdeburg. 2007.
- [169] Tiziani H-J: Optische Methoden der 3- D-Meßtechnik und Bildverarbeitung. Ahlers, Rolf-Jürgen (Hrsg.): Bildverarbeitung : Forschen, Entwickeln, Anwenden; Symposium, 8. bis 10. November 1989. Ostfildern. Techn. Akad. Esslingen. 1989.
- [170] Torabi A K, Ahangari A H, Farahi L: Marginal and internal fit of CAD/CAM and slip-cast made zirconia copings. J Dent Res Dent Clin Dent Prospect. 2012;6: S.42–48.
- [171] Tsirogiannis P, Reissmann D R, Heydecke G: Evaluation of the marginal fit of single-unit, complete-coverage ceramic restorations fabricated after digital and conventional impressions. J Prosthet Dent. 2016;116: S.328-335.
- [172] Tsitrou E A, Northeast S E, van Noort R: Evaluation of the marginal fit of three margin designs of resin composite crowns using CAD/CAM. J Dent. 2007;35: S.68–73.
- [173] Turner C H: A retrospective study of the fit of jacket crowns placed around gold posts and cores, and the associated gingival health. J Oral Rehabil. 1982;9: S.427–434.
- [174] van der Vyver P J, de Wet F A: The film thickness of five adhesive resin cements. SADJ. 1998;53: S.377–379.
- [175] Vandeweghe S, Vervack V, Vanhove C, Dierens M, Jimbo R, Bruyn H de: Accuracy of optical dental digitizers: an in vitro study. Int J Periodontics Restorative Dent. 2015;35: S.115–121.
- [176] Varjao F M, Segalla J C M, Beloti A M, Andrade, Laura Elena Hidalgo de: Estudo sobre espessura de película de quatro cimentos resinosos. Rev.odontol.UNESP. 2002;31: S.171–177.
- [177] Vico G de, Ottria L, Bollero P, Bonino M, Cialone M, Barlattani A, Gargari M: Aesthetic and functionality in fixed prosthodontic: sperimental and clinical analysis of the CAD-CAM systematic 3Shape. Oral Implantol (Rome). 2008;1: S.104–115.

- [178] Vlaar S T, Van Der Zel J M: Accuracy of dental digitizers. *Int Dent J.* 2006;56: S.301–309.
- [179] White S N, Yu Z: Film thickness of new adhesive luting agents. *J Prosthet Dent.* 1992;67: S.782–785.
- [180] White S N, Kipnis V: The three-dimensional effects of adjustment and cementation on crown seating. *Int J Prosthodont.* 1993;6: S.248–254.
- [181] Wilson P R, Goodkind R J, Delong R, Sakaguchi R: Deformation of crowns during cementation. *J Prosthet Dent.* 1990;64: S.601–609.
- [182] Xu D, Xiang N, Wei B: The marginal fit of selective laser melting-fabricated metal crowns: An in vitro study. *J Prosthet Dent.* 2014;112: S.1437–1440.
- [183] Yang X, Lv P, Liu Y, Si W, Feng H: Accuracy of digital impressions and fitness of single crowns based on digital impressions. *Materials.* 2015;8: S.3945–3957.
- [184] Yüksel E, Zaimoğlu A: Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. *Braz Oral Res.* 2011;25: S.261–266.
- [185] Yu Z, Strutz J M, Kipnis V, White S N: Effect of dynamic loading methods on cement film thickness in vitro. *J Prosthodont.* 1995;4: S.251–255.
- [186] Zhan L, Zeng L, Chen P, Liao L, Li S, Liu R: [Study on the effect of different impression methods on the marginal fit of all-ceramic crowns]. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi.* 2015;33: S.401–404.

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: zeitlicher Ablauf der konventionellen Abformung modifiziert nach BREUSTEDT und LENZ (1985) [26]	6
Abb. 2: Vermessungsmöglichkeiten der Randspalten modifiziert nach HOLMES et al. (1989) [73]	25
Abb. 3: Flussdiagramm des Arbeitsablaufs von der Extraktion des Zahnes bis zur Zementierung der Vollkeramikkippen (Zirkondioxid, ZrO ₂)	46
Abb. 4: Ablauf der Zahnscheibenherstellung in der okklusalen Aufsicht (Querschnitt)	53
Abb. 5: Übersichtsaufnahme einer Zahnprobe der optisch abgeformten Stichprobe; roter Pfeil zeigt die Region der Vermessung der marginalen Genauigkeit mit passender Krone.	58
Abb. 6: Übersichtsaufnahme einer Zahnprobe der konventionell abgeformten Stichprobe; roter Pfeil zeigt die Region der Vermessung der marginalen Genauigkeit mit insuffizient passender Krone	59
Abb. 7: Darstellung des Randes bei einem optisch abgeformten Zahn mit den Vermessungsparametern nach HOLMES et al. (1989) [73] (<i>a = interner Spalt; b = marginaler Spalt; c = überextendierter Rand; e = vertikale marginale Diskrepanz; f = horizontale marginale Diskrepanz; g = absolute marginale Diskrepanz</i>)	60
Abb. 8: Darstellung des Randes bei einem optisch abgeformten Zahn mit den Vermessungswerten nach HOLMES et al. (1989) [73] (<i>a = interner Spalt; b = marginaler Spalt; c = überextendierter Rand; e = vertikale marginale Diskrepanz; f = horizontale marginale Diskrepanz; g = absolute marginale Diskrepanz</i>)	60
Abb. 9: Fehlerhaft aufsitzende Keramikkippen der konventionell abgeformten Stichprobe im Längs-schnitt (Pfeile zeigen engen Zementspalt und erhöhte Randspaltgröße)	61
Abb. 10: Darstellung und Vermessung und Vermessung des Zementspalts an jeweils gegenüberliegenden axialen Wänden (links 14-17 µm; rechts 4-9 µm).....	62
Abb. 11: Zementanstauung im okklusalen Bereich des Prüfhahns, Längsschnitt der konventionell abgeformten Gruppe.....	63
Abb. 12: Passung und Vermessung einer zusätzlichen Keramikkippe der Stichprobe „konventionelle Abformung“	64
Abb. 13: Vergleich der Medianwerte des Parameters interner Spalt (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; mesial vs. distal) ; (* = signifikant, ** = hoch signifikant) p-Wert (konventionell vs. optisch) p < 0,001 p-Wert (konventionell mesial vs. konventionell distal) = 0,014 p-Wert (optisch mesial vs. distal) = 0,006	69
Abb. 14: Vergleich der Medianwerte des Parameters interner Spalt (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; peripher vs. Mitte) (** = hoch signifikant) p-Wert (konventionell vs. optisch) < 0,001 p-Wert (konventionell peripher vs. konventionell Mitte) = 0,83 p-Wert (optisch peripher vs. optisch Mitte) = 0,67.....	70
Abb. 15: Boxplotdiagramm für den Parameter interner Spalt (konventionell abgeformt vs. optisch abge-formt) (** = hoch signifikant; p < 0,001).....	70

Abb. 16: Vergleich der Medianwerte des Parameters marginaler Spalt (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; mesial vs. distal).....	71
Abb. 17: Vergleich der Medianwerte des Parameters marginaler Spalt (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; peripher vs. Mitte) (** = hoch signifikant) p-Wert (konventionell vs. optisch) < 0,001 p-Wert (konventionell peripher vs. konventionell Mitte) = 0,96 p-Wert (optisch peripher vs. optisch Mitte) = 0,88.....	72
Abb. 18: Boxplotdiagramm für den Parameter marginaler Spalt (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt) (** = hoch signifikant; $p < 0,001$)	73
Abb. 19: Vergleich der Medianwerte des Parameters überextendierter Rand (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; mesial vs. distal) <i>p</i> -Wert (konventionell mesial vs. konventionell distal) = 0,63 (* = signifikant) (** = hoch signifikant).....	74
Abb. 20: Vergleich der Medianwerte des Parameters überextendierter Rand (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; peripher vs. Mitte) (** = hoch signifikant) p-Wert (konventionell vs. optisch) < 0,001 p-Wert (konventionell peripher vs. konventionell Mitte) = 0,17 p-Wert (optisch peripher vs. optisch Mitte) = 1,00	75
Abb. 21: Boxplotdiagramm für den Parameter überextendierter Rand (optisch abgeformt vs. konventionell abgeformt) (** = hoch signifikant; $p \leq 0,001$)	75
Abb. 22: Vergleich der Medianwerte des Parameters vertikale marginale Diskrepanz (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; mesial vs. distal) (* = signifikant) (** = hoch signifikant) p-Wert (konventionell vs. optisch) < 0,001 p-Wert (konventionell mesial vs. konventionell distal) = 0,30	77
Abb. 23: Vergleich der Medianwerte des Parameters vertikale marginale Diskrepanz (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; peripher vs. Mitte) (** = hoch signifikant) <i>p</i> -Wert (konventionell vs. optisch) < 0,001 <i>p</i> -Wert (konventionell peripher vs. konventionell Mitte) = 0,62 <i>p</i> -Wert (optisch peripher vs. optisch Mitte) = 0,92.....	78
Abb. 24: Boxplotdiagramm für den Parameter vertikale marginale Diskrepanz (konventionelle Abformung vs. optische Abformung) (** = hoch signifikant; $p < 0,001$)	79
Abb. 25: Vergleich der Medianwerte des Parameters horizontale marginale Diskrepanz (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; mesial vs. distal) (**= hoch signifikant) <i>p</i> -Wert (konventionell - optisch) $p < 0,001$ <i>p</i> -Wert (konventionell mesial vs. konventionell distal) = 0,45 <i>p</i> -Wert (optisch mesial vs. distal) = 0,011... 80	
Abb. 26: Vergleich der Medianwerte des Parameters horizontale marginale Diskrepanz (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; peripher vs. Mitte) (* = signifikant) (** = hoch signifikant) <i>p</i> -Wert (konventionell vs. optisch) < 0,001 <i>p</i> -Wert (konventionell peripher vs. konventionell Mitte) = 0,70 <i>p</i> -Wert (optisch peripher vs. optisch Mitte) = 0,19.....	81
Abb. 27: Boxplotdiagramm für den Parameter horizontale marginale Diskrepanz (konventionelle Abformung vs. optische Abformung) (** = hoch signifikant; $p < 0,001$)	81
Abb. 28: Vergleich der Medianwerte des Parameters absolute marginale Diskrepanz (konventionell abgeformt vs. optisch abgeformt; mesial vs. distal) (** = hoch signifikant) <i>p</i> -Wert (konventionell mesial vs. konventionell distal) = 0,16 <i>p</i> -Wert (optisch mesial vs. optisch distal) = 0,42	82

Abb. 29: Vergleich der Medianwerte des Parameters absolute marginale Diskrepanz (konventionell abge-formt vs. optisch abgeformt; peripher vs. Mitte) (** = hoch signifikant) <i>p</i> -Wert (konventionell vs. optisch) < 0,001 <i>p</i> -Wert (konventionell peripher vs. konventionell Mitte) = 0,97 <i>p</i> -Wert (optisch peripher vs. optisch Mitte) = 0,45.....	83
Abb. 30: Boxplotdiagramm für den Parameter absolute marginale Diskrepanz (konventionelle Abformung vs. optische Abformung) (** = hoch signifikant; <i>p</i> < 0,001).....	84
Abb. 31: Einflussfaktoren aus dem Komplex Zementspalt/Zement auf die Randspaltgröße	99

Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Übersicht über akzeptierte klinische Randspaltgröße von Kronen	26
Tab. 2: Übersicht der Ergebnisse von Studien mittels konventionell abgeformter Pfeilerzähne	28
Tab. 3: Übersicht der In-vitro-Studien mit entsprechenden marginalen Genauigkeiten für konventionelle und optische Abformmethoden	31
Tab. 4: Ergebnisse der Vermessung des Internal Fit nach-SEELBACH et al. (2013) [163] ..	36
Tab. 5: Ergebnisse der Vermessung der Accessible Marginal Inaccuracy (AMI) nach SEELBACH et al. (2013) [163]	36
Tab. 6: Richtigkeit und Präzision von vier Intraoralscannern nach MANGANO et al. (2016) [107]	38
Tab. 7: Genauigkeit verschiedener Scanstrategien (ENDER und MEHL (2013) [49])	39
Tab. 8: Replicavermessung vs. Zementvermessung bei Verwendung unterschiedlicher Präparationsarten(TSITROU et al. (2007) [177])	40
Tab. 9: In vitro-Studien zur Ermittlung der Randspaltgröße bei unterschiedlichen Vollkeramiksystemen.....	41
Tab. 10: Darstellung der verschiedenen Parameter bei der optischen Abformung (jeweils n = 10 Prü fzähne)	56
Tab. 11: Darstellung der verschiedenen Parameter bei der konventionellen Abformung (jeweils n = 10 Prü fzähne)	57
Tab. 12: Verhältnis des Medians der optisch bzw. konventionell abgeformten Gruppen zueinander, Verhältnis gerundet auf eine Dezimalstelle, Median gerundet auf drei Dezimalstellen.....	57
Tab. 13: Medianwerte der Zahnproben (n = 10) aus der optisch abgeformten Stichprobe bezogen auf die einzelnen Parameter (Angabe in μm , gerundet auf ganze Zahlen)	66
Tab. 14: Medianwerte der Einzelzahnproben (n = 10) aus der konventionell abgeformten Stichprobe bezogen auf die einzelnen Parameter (gerundet auf ganze Zahlen)....	67
Tab. 15: Resultate für den Parameter unterextendierter Rand, optische Abformung vs. konventionelle Abformung (gerundet auf ganze Zahlen).....	76
Tab. 16: Medianwerte für die Parameter nach HOLMES et al. (1989) [73] bei der optischen Abformung (gerundet auf ganze Zahlen)	85
Tab. 17: Medianwerte für die Parameter nach HOLMES et al. (1989) [73] bei der konventionellen Abformung in μm (gerundet auf ganze Zahlen).....	85
Tab. 18: Medianwerte der optisch und der konventionell abgeformten Stichprobe für die Parameter nach HOLMES et al. (1989) [73] (gerundet auf eine Dezimalstelle).....	87
Tab. 19: Medianwerte, Interquartilsabstände (IQR), Minima und Maxima für die Parameter nach HOLMES et al. (1989) [73] für die optische und die konventionelle Abformung (*= signifikant)	89

Selbstständigkeitserklärung

Ich erkläre hiermit an Eides statt, die Arbeit selbst verfasst und nur die angegebenen Quellen verwendet zu haben.

Darüber hinaus erkläre ich, dass die vorliegende Arbeit an keiner anderen Universität eingereicht wurde.

Würzburg, den 07.02.2020

Thesen

1. Die optische Abformmethode ist ein abformmaterialfreies digitales Abformverfahren, das eine in den vergangenen Jahren entwickelte Alternative zur klassischen konventionellen Abformung mittels Abformmaterialien darstellt.
2. Die optische Abformmethode dient der Abformung von präparierten Pfeilerzähnen zur Aufnahme von Kronen- und Brückenzahnersatz.
3. Die optische Abformmethode bedient sich im Verfahrensablauf des Computer Aided Impressioning (CAI), des Computer Aided Designs (CAD) und des Computer Aided Manufacturing (CAM), im Zuge dessen virtuelle Modelle erstellt werden und durch eine(n) Zahntechniker(in) oder eine(n) Zahnärztin/Zahnarzt bearbeitet werden können.
4. Für die Langlebigkeit einer Restauration ist eine hohe Randspaltgenauigkeit am Übergang vom natürlichen Zahn zur künstlichen Zahnkrone zwingend erforderlich.
5. Eine im Übergangsbereich zum natürlichen Zahn unzureichend passende Restauration stellt eine Prädilektionsstelle für Plaqueanlagerung und Bildung von Sekundärkaries und Parodontalerkrankungen dar, welche zum vorzeitigen Versagen der Restauration führen können.
6. Eine Evaluierung der Randspaltgenauigkeit von CAD/CAM-gefertigten Kronen und Brücken ist Gegenstand aktueller Forschung und notwendig, um einen Vergleich mit den etablierten konventionellen Abformmethoden zu ziehen.
7. Für die Vermessung der Randspaltgröße sind der „interne Spalt“, der „marginale Spalt“, der „überextendierte Rand“, der „unterextendierte Rand“, die „vertikale marginale Diskrepanz“, die „horizontale marginale Diskrepanz“ und die „absolute marginale Diskrepanz“ als relevante Parameter zu betrachten.
8. In der vorliegenden Studie wurde ein Vergleich zwischen einer konventionellen Abformmethode und einer optischen Abformmethode durch detaillierte Vermessungen des Randspaltbereichs der auf dieser Grundlage hergestellten Vollkeramikkippen durchgeführt.
9. Es wurden defekt- und kariesfreie, extrahierte Prämolaren in ein Studienmodell integriert, gemäß den Empfehlungen für die Aufnahme einer Zirkondioxidvollkrone präpariert und konventionell (n = 10) oder optisch (n = 10) abgeformt.
10. Nach Fertigung der virtuellen Modelle bzw. der Gipspräzisionsmodelle, wurden jeweils Zirkondioxidkippen hergestellt, die Keramikkippen zementiert und eine Vermessung der Epoxidharzschnitte durchgeführt.
11. Die Ergebnisse der Vermessung der auf der Basis der optischen Abformung gefertigten Zirkondioxidkippen erfüllen für den Parameter „marginaler Spalt“ die in der Literatur geforderte Randspaltgenauigkeit von $\leq 120 \mu\text{m}$.
12. Die in der Stichprobe der konventionellen Abformmethode bei der CAD/CAM-Fertigung aufgetretene Unterdimensionierung der Zementspaltbreite führte zu fehlerhaft sitzenden Restaurationen, was die Ergebnisse der Randspaltgenauigkeit negativ beeinflusste.