

Aus der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

**Untersuchungen zum internen und externen
Randspaltverhalten zirkulärer Zirkoniumdioxidbrücken**

DISSERTATION

zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität
Halle-Wittenberg

von Katja Schmidt
geboren am 23.08.1984 in Dresden

Betreuer: PD Dr.med. dent . habil. A. Boeckler

Gutachter: 1. Prof. S. Eitner (Erlangen)
 2. Prof. H.G. Schaller
 3. PD A. Boeckler

07.05.2019

07.02.2020

In großer Dankbarkeit
meinen lieben Eltern gewidmet

Referat

Zirkoniumdioxid ist ein Werkstoff, der sich in den letzten 15 Jahren zu einer präsenten Größe des Dentalmarktes entwickelt hat. Durch die hervorragenden Materialeigenschaften erschlossen sich über die herkömmlichen Einsatzmöglichkeiten von Dentalkeramiken hinaus weitere, bisher nur mit metallischen Werkstoffen zu realisierende Nutzungsmöglichkeiten. Neben kombinierter Prothetik oder Suprakonstruktionen auf Implantaten sind nun auch zirkuläre Brücken produzierbar. Da eine Indikation für solch große Restaurationen im klinischen Alltag eher selten gegeben ist, ist auch die Dokumentation und wissenschaftliche Prüfung in diesem Bereich kaum vorhanden. Daher untersuchte diese Studie das externe und interne Randspaltverhalten von zirkulären CAD/CAM-gefertigten Brückengerüsten aus Zirkoniumdioxid. Es wurden zwei verschiedene kristalline Zusammensetzungen des Materials (Organic Zirkon Translucent und Opak) vergleichend gegenübergestellt. Zudem wurde der Randspalt in mehreren Messdurchgängen im Verlauf des Herstellungsverfahrens bewertet (initial im Rohzustand, nach der keramischen Verblendung und nach einer künstlichen Alterung). Für die Untersuchung wurden zehn zirkuläre Brücken auf sechs Pfeilerkronen in zwei Versuchsreihen mit dem Organical-CAD/CAM-System hergestellt und mit dem Lichtmikroskop nach jedem Fertigungsschritt vermessen. Betrachtet man die arithmetischen Mittelwerte nach dem letzten Herstellungsschritt, also nach der keramischen Verblendung, ergab sich aus allen zehn Brücken ein externer Randspalt von 38 μm und 67 μm für den internen Randspalt. Dies spricht global für eine sehr gute Performance von Material und Herstellungsprozess. Die Verlaufskontrolle der Herstellungsschritte zeigte, dass sich die größte Randspalterhöhung aus der Zementierung ergab und nicht aus den Herstellungs- und Sinterprozessen. Prinzipiell wiesen beide Materialvarianten klinisch gute Randspaltwerte auf. Schwächen in der Konstruktion wurden im okklusalen Plateau der Pfeilerkronen und auf der oralen Seite der Restaurationen festgestellt. Zusammenfassend konnten mit dem Organic Zirkon und dem Organical-CAD/CAM-System, gemessen an der Randspaltqualität klinisch hochwertige zirkuläre Brückenrestaurationen erzeugt werden.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturüberblick	2
2.1	Der Werkstoff Zirkoniumdioxid.....	2
2.1.1	Historischer Rückblick	2
2.1.2	Werkstoffcharakteristika.....	2
2.1.3	Indikationen und Präparationsrichtlinien für Zirkoniumdioxid in der Zahnmedizin.....	5
2.2	Computergesteuerte Verfahrenstechnik in der Zirkoniumdioxid-Verarbeitung	7
2.2.1	Historischer Rückblick und Entwicklung.....	7
2.2.2	Arbeitsablauf in der computergestützten Herstellung.....	8
2.3	Beurteilung der Randschlussqualität	10
2.3.1	Tabellarischer Literaturüberblick verschiedener Randspaltstudien	10
2.3.2	Der externe Randspalt.....	12
2.3.3	Der interne Randspalt	16
2.3.4	Der Einfluss der Zementierung auf den Randspalt	17
3	Zielstellung	20
4	Material und Methode	21
4.1	Herstellung der Untersuchungsobjekte	22
4.1.1	Herkunft und Zusammensetzung des Probenmaterials.....	22
4.1.2	Herstellung des Urmodells.....	22
4.1.3	Herstellung der Zementierungsmodelle	24
4.1.4	Herstellung der Brückengerüste	25
4.2	Vermessung des internen Randspaltes im Rohzustand.....	29
4.3	Vermessung des externen Randspaltes im Rohzustand	31
4.4	Keramische Verblendung der Gerüste	33
4.5	Vermessung des internen Randspaltes nach keramischer Verblendung.....	34
4.6	Vermessung des externen Randspaltes nach keramischer Verblendung.....	34
4.7	Definitive Zementierung auf den Arbeitsmodellen	34
4.8	Künstliche Alterung	35
4.8.1	Mechanische Kaubelastung	35
4.8.2	Thermozyklisierung.....	36

4.9	Vermessung des externen Randspaltes nach Alterung.....	37
4.10	Vermessung des internen Randspaltes nach Alterung	37
4.11	Datenerhebung	39
4.12	Statistische Auswertung.....	39
5	Ergebnisse	41
5.1	Ergebnisse der verschiedenen Zirkoniumdioxidmodifikationen.....	41
5.1.1	Ergebnisse der externen Randspaltmessung der verschiedenen Zirkoniumdioxidmodifikationen.....	41
5.1.2	Ergebnisse der internen Randspaltmessung der verschiedenen Zirkoniumdioxidmodifikationen.....	42
5.2	Ergebnisse der lokalisierten Randspaltbetrachtung aller Brücken	43
5.2.1	Ergebnisse der externen Randspaltvermessung aller Brücken.....	43
5.2.2	Ergebnisse der internen Randspaltmessungen aller Brücken.....	47
6	Diskussion	52
6.1	Diskussion der Modell- und Probenherstellung.....	53
6.2	Diskussion der Randspaltmessung.....	54
6.3	Diskussion der künstlichen Alterung.....	56
6.4	Diskussion der Zementierung.....	57
6.5	Diskussion von Datenerfassung und Statistik	58
6.6	Diskussion der Ergebnisse	59
6.7	Diskussion und Vergleich mit anderen Randspaltstudien.....	63
7	Zusammenfassung	66
8	Literaturverzeichnis	68
9	Thesen.....	79

Abkürzungsverzeichnis

Al_2O_3	Formelzeichen Aluminiumoxid
Abb.	Abbildung
Au	Formelzeichen Gold
A3/A2	Bezeichnung der Zahnfarbe
BxHxTx	Maßangabe zur Breite, Höhe und Tiefe
CAD	Computer-aided-design
CAM	Computer-aided-manufacturing
def.	definitiv
et al. /u. a.	et alii / und andere
gew.-%/ wt%	Gewichtsprozent
HfO_2	Formelzeichen Hafniumoxid
IDS	Internationale Dentalschau
mech.	mechanisch
Mol-%	Molprozent (Stoffmengenprozent)
MWT	arithmetischer Mittelwert
EMF	Edelmetallfreie Legierung
n	Anzahl der Messwerte
n. v.	nicht vergleichbar
p-Wert	Kennzeichnung zum Signifikanzwert
STABW	Standardabweichung
Tab.	Tabelle
Ti	Formelzeichen Titan
TZP	Tetragonal Zirconia Polycrystal
t-Test	Wahrscheinlichkeitsverteilung nach Gosset
vol.% / vv.%	Volumenprozent
x	Mehrfachangabe
Y_2O_3	Formelzeichen Yttriumoxid
Y-TZP	Yttrium-stabilisiertes-TZP
ZrO_2	Formelzeichen Zirkoniumdioxid
ZrSiO_4	Formelzeichen Zirkoniumsilikate
°	Einheit einer Winkelangabe
∅	Symbol für Durchmesser
µm	Mikrometer

1 Einleitung

Zirkoniumdioxid ist seit Jahren ein etablierter Werkstoff für anspruchsvolle dentale Restaurationen. Die stetig verbesserten Materialeigenschaften und das CAD/CAM-Herstellungsverfahren ermöglichen die Produktion immer umfangreicherer Restaurationen im Front- und Seitenzahnbereich. Kaum eine andere Keramik weist solch hohe Härte- und Biegefestigkeitswerte auf.

Trotz dieser hervorragenden Produkteigenschaften stellt eine Full-Mouth-Restauration, bei der die komplette Zahnreihe eines Kiefers mit nur einer festsitzenden Restauration wiederhergestellt wird, auch bei Zirkoniumdioxid ein riskantes Wagnis an der Grenze von klinischer und technischer Machbarkeit dar. Auch wenn die Zahl derartiger Patientenfälle sehr gering ist und die Frage nach Wirtschaftlichkeit und Langlebigkeit solcher Restaurationen sicherlich nur einen sehr engen Indikationsspielraum zulässt, ist die Frage nach der möglichen Herstellung und Qualität einer zirkulären Zirkoniumdioxidrestauration durchaus gerechtfertigt, um die Fähigkeiten und Grenzen dieses Materials abschätzen zu können.

Eines der Kriterien zur Bewertung dentaler Restaurationen ist die Randspaltqualität. Zu große Randspalten zwischen Zahnstumpf und Restauration resultieren zumeist aus einer herstellungsbedingt minderwertigen Passung oder einem Fehler des behandelnden Zahnarztes z. B. während der Abformung. Letztlich begünstigt jeder Randspalt Plaqueanlagerung, Karies, marginale Parodontiden, Rezessionen bis hin zu Zahnlockerung und Zahnverlust.

Während in der Fachliteratur unzählige Arbeiten das Randspaltverhalten von Einzelkronen und kleineren Brücken aus unterschiedlichsten Metallen und Keramiken untersuchten, findet man nur sehr wenige Arbeiten, die zirkuläre Brücken daraufhin betrachteten.

Die hier zugrunde liegende Studie untersuchte das Randspaltverhalten von zehn zirkulären keramisch vollverblendeten Zirkoniumdioxidbrücken. Dabei wurden nicht nur zwei unterschiedliche Materialeigenschaften (transluzent und opak) verglichen, sondern darüber hinaus auch das Randspaltverhalten der Restaurationen an unterschiedlichen Lokalisationen untersucht. Während des Herstellungsvorgangs wurden in drei Messdurchgängen der externe und interne Randspalt zirkulärer Brücken an jeweils sechs Pfeilerzähnen vermessen.

Auf diese Weise konnte abschließend ein Fazit zum Randspaltverhalten der unterschiedlichen Materialvarianten getroffen werden. Die erfassten Daten gaben darüber hinaus ein Bild über die Qualität der technischen Verarbeitung dieses Materials, sowie über mögliche Schwächen in der Konstruktion derart großer Brückenarbeiten.

2 Literaturüberblick

2.1 Der Werkstoff Zirkoniumdioxid

2.1.1 Historischer Rückblick

Zirkoniumdioxid wurde erstmals im Jahre 1789 vom deutschen Chemiker Klapproth im Zusammenhang mit der Entdeckung des Urans beschrieben [1,2]. Während in der medizinischen Gerätetechnik und in der Orthopädie Zirkoniumdioxid z. B. als Endoprothesenmaterial ab den 90er Jahren eingesetzt wurde, gestaltete sich die Markteinführung in der Zahnmedizin deutlich langsamer. Die bis dato schwierige Nachbearbeitung von Zirkoniumdioxid (ähnlich dem Werkstoff Titan) hemmte die Praxistauglichkeit. Erst die stetige Weiterentwicklung und Etablierung der CAD/CAM-Technologie in der Dentaltechnik machte ab der Jahrhundertwende den flächendeckenden Einsatz von Zirkoniumdioxid möglich (Vita Blocks Mark 2 für Cerec und Inceram Alumina von Vita) [1,3]. Durch gefügestabilisierte Zirkoniumdioxid-Produktvarianten (z. B. Y-TZP) konnten stabile und grazilere Restaurationen als mit herkömmlicher Keramik gefertigt werden. Auch die Möglichkeit zur Farbgestaltung des Materials verbesserte sich (eingefärbt monolithisch und eine verstärkte Eigentransluzenz). So erweiterten sich die Indikationen von Einzelzahnkronen und kleineren Brücken zu größeren mehrgliedrigen Brücken, Teleskoparbeiten, Suprakonstruktionen auf Implantaten und vielem mehr, sodass jetzt, 15 Jahre später, Zirkoniumdioxid als ein in der Zahnmedizin etablierter Werkstoff anzusehen ist [3-8].

2.1.2 Werkstoffcharakteristika

Y-TZP-Zirkoniumdioxid ist eine anorganische, feste, geruchlose, nicht metallische Hochleistungskeramik aus der Gruppe der Oxidkeramiken. Es hat die Summenformel ZrO_2 und ist ein Oxid der vierten Nebengruppe [9].

Zirkoniumdioxid wird selten als reines Mineral in der Natur vorgefunden, vielmehr liegt es als Gemisch mit anderen Oxiden zwischen unterschiedlichen Gesteinen vor und muss daher entweder aufwendig extrahiert oder künstlich synthetisiert werden. Als Ausgangsprodukt verwendet man dazu Zirkoniumsilikate ($ZrSiO_4$), die häufig bei der Gewinnung von Titanerzen, Kupfer oder Uran als Nebenprodukt anfallen oder an Abbaustellen in Indien, Sri Lanka, Südafrika, Australien und den USA natürlich vorliegen. In der Weiterverarbeitung wird durch aufwendige Wasch-, Reinigungs- und Calcinierungsprozesse das Zirkoniumdioxid synthetisiert und von häufig auftretenden Verunreinigungen (wie z. B. Hafnium) getrennt. So entsteht ein 99 vol.% Zirkoniumdioxidpulver, welches in Abhängigkeit von der Temperatur in drei

verschiedenen Kristallphasen existieren kann [10]. Bis zu einer Temperatur von 1173 °C ist die monokline Phase stabil. Bei Temperaturen zwischen 1170 °C bis 2370 °C liegt die tetragonale Phase vor und bei über 2370 °C ist die kubische Phase stabil. Die Phasenumwandlung wird durch Energiezufuhr herbeigeführt und ist bei Energieabgabe bedingt reversibel. Dies bedeutet, dass bei Energieabgabe durch Abkühlung eine Transformation zurück in die monokline Phase stattfindet [11,12].

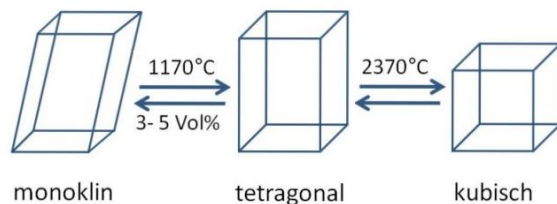


Abb. 1 Kristallstruktur und Phasenumwandlung Zirkoniumdioxid [6,13]

Um das Material in einer gewünschten Phase zu stabilisieren, werden Metalloxide in die Kristallstruktur eingefügt, sodass Mischkristalle entstehen. Durch die Zugabe von Calciumoxid (CaO), Magnesiumoxid (MgO) oder Yttriumoxid (Y_2O_3) ist es möglich, auf die Phasenumwandlung Einfluss zu nehmen und so das Zirkoniumdioxid bei Raumtemperatur vollständig oder teilweise zu stabilisieren [1,14].

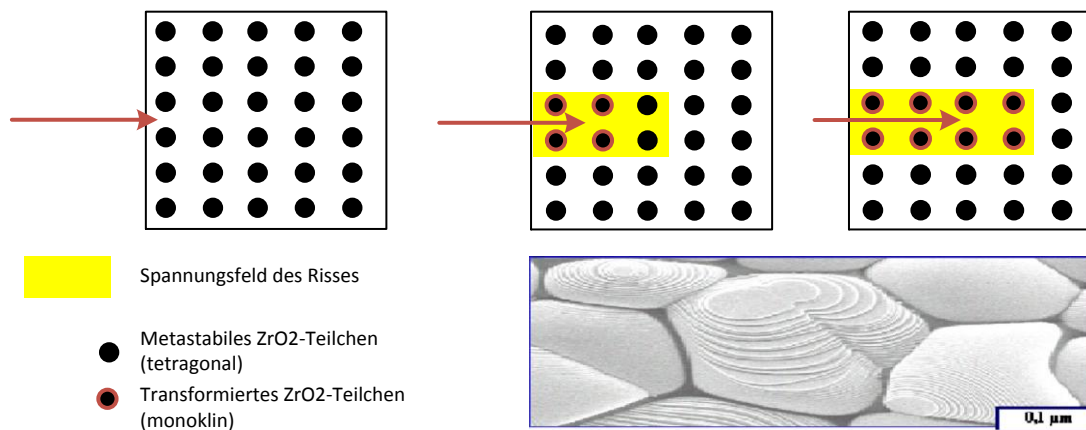


Abb. 2 Phasenumwandlung in Y-TZP [9]

Die Zugabe von 3 Mol% Y_2O_3 (bei Y-TZP-Zirkoniumdioxid) führt zu einer verstärkten Ausbildung der metastabilen tetragonalen Phase bei Raumtemperatur. Diese Gefügestabilisierung wirkt sich dann positiv aus, wenn durch eine sehr hohe lokale mechanische Belastung (z. B. Anriss beim Schleifen) Mikrorisse im Gefüge entstehen. Diese entstehende Gefügespannung induziert die Umwandlung von der tetragonalen zur monoklinen Phase. Die dabei verursachte Volumenzunahme von 4 % führt dazu, dass der Riss zusammengedrückt und ein weiteres Risswachstum gebremst wird. Dieses Phänomen wird „Phasentransformationsfestigung“

genannt. Diese Materialeigenschaft und die werkstoffbedingte Eigenhärte von Zirkoniumdioxid bedingen dessen hohe Bruch- und Biegefestigkeit. Mischt man Y-TZP-Zirkoniumdioxid zusätzlich noch eine kleine Menge (0,25 %) Aluminiumoxid bei, so erhöhen sich die Werte der Biege- und Bruchfestigkeit nach Schweiger et.al. [9] und Ardlin [14] nochmals.

Zirkoniumdioxid gibt es in drei Sinterstufen. Der vorgepresste weichere „Grünling“ lässt sich zwar sehr einfach durch Fräsen bearbeiten, hat aber durch seine große Instabilität eine erhöhte Bruchgefahr. Daher wird in der Dentalindustrie häufig mit vorgesinterten „Weißlingen“ gearbeitet. Sie haben eine wesentlich höhere Festigkeit, können aber noch gut mit Fräsmaschinen bearbeitet werden. Allerdings benötigen sie nach dem Fräsvorgang einen weiteren Sinterbrand, um ihre Endhärte zu erreichen. Die dabei entstehenden, materialspezifischen Volumenveränderungen werden von der CAD-Software im Voraus berechnet und in die Konstruktion einbezogen [15]. Bei Zirkoniumdioxid liegt dieser Schrumpfungsanteil nach Xyländer [16] bei circa 15-20 %. Voraussetzung für die geforderte Präzision des Fräsvorgangs ist jedoch immer ein „Weißling“ mit homogenem, vorgesintertem Gefüge. Als dritte Variante wird Zirkoniumdioxid als durchgesintertes (gehipptes) Material angeboten. Hierbei durchläuft das Material im Voraus den gesamten Sinterbrand bis zu seiner Endhärte. Die Rohlinge zeichnen sich nach Kohorst et.al. [17] durch ein sehr homogenes Kristallgefüge sowie durch eine hohe Präzision nach der Fertigstellung aus, da keine weiteren Brände und damit auch keine Sinterschrumpfung mehr stattfinden. Allerdings sind diese Rohlinge äußerst hart und können nur mit sehr hochwertigen Fräsmaschinen unter Wasserkühlung sowie großem zeitlichen und kostenintensiven Aufwand bearbeitet werden [18,19].

Darüber hinaus wird teilstabilisiertes Zirkoniumdioxid u. a. in der Automobil- und Möbelindustrie sowie in Raumfahrt und Turbinentechnik verwendet. Bei höheren Temperaturen leitet Zirkoniumdioxid Sauerstoffionen, was in Verbindung mit Lambda-Messsonden und in Brennstoffzellen genutzt wird. Trotz einer minimal vorhandenen Radioaktivität [9,11] wird u. a. yttrium-stabilisiertes Zirkoniumdioxid aufgrund seiner sehr guten Biokompatibilität, Korrosionsbeständigkeit und der hohen Festigkeit in der Zahnmedizin häufig verwendet [3,4,20-23]. In dieser Studie wurde mit vorgesintertem yttrium-stabilisiertem Zirkoniumdioxid gearbeitet (Y-TZP), wobei die opake Materialvariante mit bis zu 0,3 % Aluminiumoxid verstärkt war [24].

Tab. 1 Datentabelle Zirkoniumdioxid [9]

Name :	Zirkonium(IV)-oxid, Zirkoniumdioxid
Formel:	ZrO ₂
Stoffgruppe:	Metalloxid
Aggregatzustand:	Fest
Zustandsform:	meist Pulver
Farbe:	Weiß
Brennbarkeit:	nicht brennbar
Wasserlöslichkeit:	Unlöslich
Schmelzpunkt:	2680 °C
Siedepunkt:	4300 °C
Molmasse:	123,22 g/mol
Dichte:	monoklin: 5,7 g/cm ³
Vickershärte:	11 – 12,5 · 10 ³ N/mm ²
E-Modul:	200 – 220 GPa
WAK (20 - 500 °C) :	10 – 11 · 10 ⁻⁶ /K

2.1.3 Indikationen und Präparationsrichtlinien für Zirkoniumdioxid in der Zahnmedizin

Aufgrund der weißen Farbe, der hohen Festigkeit sowie der hervorragenden Biokompatibilität kann Zirkoniumdioxid in der Zahnheilkunde ein breites Anwendungsfeld abdecken [9,25-28]. In den häufigsten Indikationen dient es als Gerüstmaterial für Kronen und Brücken, wobei auch sehr weitspannige Arbeiten und ausladende Restaurationen mit einem Anhänger möglich sind. Eine besondere Indikation ist die einflügelige Adhäsivbrücke [7,29]. Möglich sind ebenso Arbeiten mit Primärteleskopen, Suprakonstruktionen auf Implantaten, Stegen sowie abnehmbaren Brückenkonstruktionen aus Zirkoniumdioxid [9,30]. Neuerdings ist es auch möglich, das Material zahnfarben abzutönen. Dies erlaubt die Herstellung reiner Zirkoniumdioxidrestaurationen ohne jegliche keramische Verblendung. Auch wenn solch ein Zahnersatz durch seine hohe Opazität kaum in ästhetisch-anspruchsvollen Bereichen anzuwenden ist, kann dies etwa in Bereichen mit wenig vertikalem Platzangebot eine lohnende Alternative sein [31].

Echte Kontraindikationen stellen lediglich Kiefergelenksprobleme, nachgewiesene Allergien und die Verwendung als Wurzelstift dar [9]. Ebenso sollte von Zirkoniumdioxid abgesehen werden, wenn bei Brückenarbeiten aufgrund geringer Platzverhältnisse kein mindestens 9 mm² großer Konnektorquerschnitt bereitgestellt werden kann [21,32]. Da eine der häufigsten Fehlerquoten bei Zirkoniumdioxid laut Xyländer et.al. [16] und Ardlin [14] der Verlust von Verblendkeramik (Chipping) ist, sollte auch bei Bruxismus auf vollverblendetes Zirkoniumdioxid verzichtet werden [4,7,9,28,30].

Die Präparation eines Zahnes dient in erster Linie der Vorbereitung zur Wiederherstellung von verloren gegangener Zahnhartsubstanz und darüber hinaus der Schaffung von prothetisch nutzbaren Retentionsmöglichkeiten. Oberste Prämisse dabei sollte die Vitalerhaltung der Pulpa und des marginalen Parodontiums sein. Zudem sind eine korrekte statische und dynamische Okklusion sowie eine hochwertige Verarbeitung des Zahnersatzes grundlegend für eine langjährige Haltbarkeit der Restauration.

Die Vorgaben für eine korrekte Kavitäten- und Stumpfpräparation bei einer Versorgung mit Zirkoniumdioxid decken sich mit den allgemeinen Präparationsregeln für Vollkeramik [30,33-37]. Eine vorhandene Kavität ist zuerst defektbezogen und minimalinvasiv von vorhandener Karies oder veraltetem Füllungsmaterial zu befreien und eventuell mit einem Aufbaumaterial aufzufüllen. Der so vorbereitete Kronenstumpf sollte bei der Präparation mit ausreichend Wasserkühlung (mindestens 50 ml pro Minute) zahnachsenbezogen in einem Konus von 3°- 5° ausgerichtet sein und wenn möglich einen Retentionszylinder von mindestens 4 mm aufweisen. Der Präparationsrand muss im Dentin liegen und deutlich abzugrenzen sein. Aus parodontologischer und kariespräventiver Sicht verläuft er optimalerweise epi- oder supragingival [33,37,38]. Für die Präparation von Pfeilerkronen ist eine Hohlkehle- oder Stufenpräparation mit abgerundetem Innenwinkel zu wählen. Die Breite der Hohlkehle sollte 0,8 mm im lingualen und 1 mm im vestibulären Bereich nicht unterschreiten, um bei genügender Gerüststärke eine ausreichend dicke Verblendkeramik optisch ansprechend auf das Gerüst aufbrennen zu können. Je nach verwendetem Material und CAD/CAM-System sind auf systemeigene Herstellerangaben für eine ausreichende Gerüststabilität zu achten. Im Allgemeinen gilt, dass bei der Präparation im axialen Bereich um mindestens 1,2 mm Zahnhartsubstanz reduziert werden sollte, um ausreichend Platz für eine keramische Verblendung zu gewährleisten. Okklusal sowie inzisal an Zahnhöckern und Fissuren sollten 1,5 - 2 mm der Zahnhartsubstanz reduziert werden [39,40]. Abschrägungen und dünn auslaufende Federränder, wie aus den Präparationsregeln für vollmetallische Restaurationen bekannt, sowie scharfe Kanten, Fissuren und Unterschnitte müssen aufgrund auftretender Kerbspannungen strengstens vermieden werden. Alle präparierten Flächen sollten gleichmäßig, eben und an ihren Rändern abgerundet sein [9,35,41].

Allerdings können diese herkömmlichen Richtwerte bei keramischen Restaurationen mit spezieller Indikation z. B. einem unzureichenden Platzangebot durch die ausgesprochene Festigkeit von Zirkoniumdioxid bis zu einer Materialstärke von 0,4 - 0,6 mm minimiert werden [7,21].

2.2 Computergesteuerte Verfahrenstechnik in der Zirkoniumdioxid-Verarbeitung

2.2.1 Historischer Rückblick und Entwicklung

Computer-aided design (CAD) und computer-aided manufacturing (CAM) sind computerunterstützte Technologien, die nicht nur in der Industrie, sondern auch in der Dentaltechnik Anwendung finden. Hierbei fräsen Zahntechniker individuelle dentale Restaurationen mithilfe spezialisierter Computerprogramme, einer ausgefeilten Sensortechnik und vollautomatischer Fräseinheiten aus industriell vorgefertigten Materialblöcken. Resultierend aus der Digitalisierung ergibt sich durch die CAD/CAM-Technik eine Ersparnis von Arbeitszeit und Produktionsaufwand bei dennoch hoher Qualität und Produktivität [42,43].

Die Anfänge dieser Entwicklung machte Francois Duret im Jahre 1971 [2,35]. In den folgenden 20 Jahren folgten mehrere Versuche anderer Entwickler [7], die aber entweder an der sehr aufwendigen technischen Umsetzung oder aber an der daraus resultierenden geringen Wirtschaftlichkeit solcher Systeme scheiterten. Mörmann und Brandestini brachten 1983 mit dem CEREC 1 CAD/CAM-System der Firma Dental Sirona [44] ein erstes praktikables Produkt auf den Dentalmarkt. 1989 stellte ein Team um Andersson zusammen mit der Firma Nobel Biocare das Procera CAD/CAM-System vor [19,33]. Dennoch waren die Anschaffungskosten noch sehr hoch und das Vertrauen der Anwender in die neue Technik kaum gegeben. Viele griffen daher weiterhin auf konventionelle Herstellungsmethoden zurück, wodurch sich CAD/CAM-produzierter Zahnersatz eher langsam verbreitete [5,34].

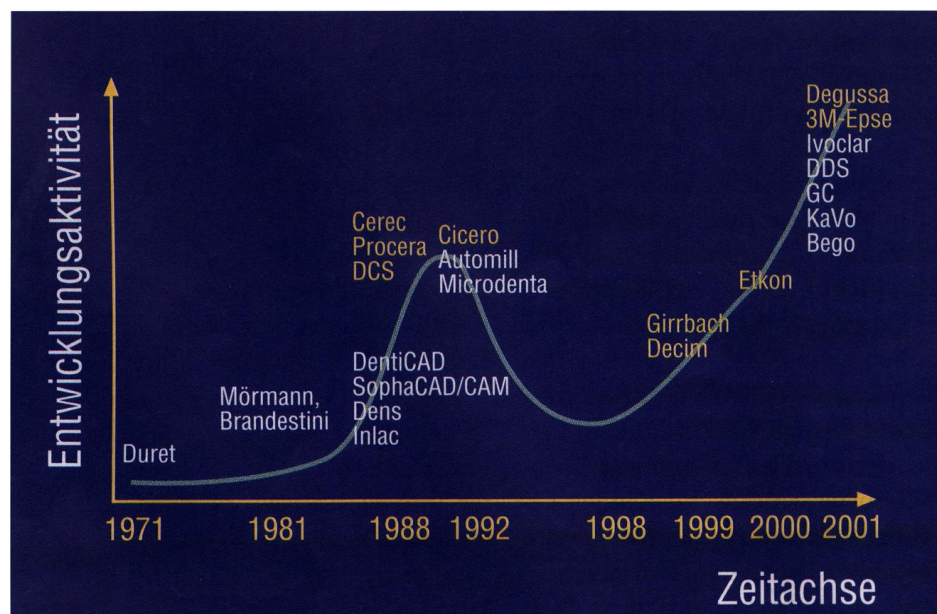


Abb. 3 Zeitliche Entwicklung von CAD/CAM [5]

Erst in den letzten 15 Jahren, mit der Markteinführung von Zirkoniumdioxid, erlebte diese Technologie einen enormen Aufschwung [45]. Das neue, nicht mehr auf herkömmlichem Wege zu verarbeitende Material, machte die Einführung der CAD/CAM-Herstellung in fast jedem Dentallabor verbindlich [4,42]. Heutzutage können die CAD/CAM-Systeme fast alle Materialien (Wachs, Kunststoff, Titan, Glas- und Oxidkeramiken) verarbeiten [5]. Eine gut organisierte Produktionskette ermöglicht die effektive Anwendung im Labor und Praxisalltag, was den immer breiteren und kostengünstigeren Einsatz von CAD/CAM-produziertem Zahnersatz begünstigt [46,47].

CAD/CAM-Systeme werden grundsätzlich in zwei verschiedenen Varianten angeboten. Das Chairside-Verfahren ermöglicht, dass Diagnose, Behandlung und Produktion in einer Hand liegen. Voraussetzung dafür ist die Anschaffung eines eigens für den Praxisbetrieb entwickelten CAD/CAM-Systems. Dieses kombiniert Scan-, Konstruktions- und Fräseinheit. Der Behandler kann so binnen einer Sitzung einen Zahn präparieren und digitalisieren. Nach der Digitalisierung einer individuellen Konstruktion mit der CAD-Software erfolgt ein vollautomatisierter Fräsprozess (CAM). Der Behandler ist so in der Lage, eine schnelle und komfortable Therapie in wenigen Behandlungseinheiten anzubieten, ohne auf weitere Zwischenhändler zurückgreifen zu müssen [19,43,48]. Allerdings fordert ein solches System von den einzelnen Praxen hohe Anschaffungs- und Personalkosten bei oftmals fehlender wirtschaftlicher Ausnutzung.

Der Trend geht daher eher zu großen Fräszentren, die sich auf die CAD/CAM-Produktion spezialisiert haben. Diesen Fertigungsweg nennt man labside. Hierbei schickt der Behandler einen herkömmlichen oder digitalen Abdruck der abgeschlossenen Präparation via Internet an ein Fräszentrum. Dort werden Abdruck oder Bilder digitalisiert und ein Zahntechniker konstruiert am Computer die vom Behandler gewünschte Restauration [17]. In den Fräszentren wird mit größeren Fräsmaschinen mit zahlreichen Rohlinghaltern sowie mehreren Sinteröfen gearbeitet. Dies ermöglicht es, viele Restaurationen wirtschaftlich effizient im Dauerbetrieb zu schleifen, zu brennen und fertigzustellen [34,44,49].

2.2.2 Arbeitsablauf in der computergestützten Herstellung

Scannen

Um einen automatisierten Herstellungsprozess einer zahntechnischen Restauration zu ermöglichen, muss im ersten Schritt die Beschaffenheit der oralen Strukturen, welche die spätere Restauration tragen sollen, aufgenommen und digitalisiert werden. Dies geschieht mithilfe von Scannern, entweder direkt im Mund des Patienten mit einer Oralkamera oder

indirekt von einem Modell in gesonderten, extraoralen Scanvorrichtungen [50]. Während frühere Geräte noch eine rein mechanische Abtastung mit einer Tastnadel nutzten, verwenden moderne Apparate Licht- oder Laserstrahlen. Das gewünschte Objekt wird optisch abgetastet. Dazu empfängt und verarbeitet der Sensor die aufgenommenen Informationen über die Höhen- und Tiefenbeschaffenheit der Objektoberfläche [33,47,51]. Je nach verwendetem Scannersystem und je nach Präzision der Aufnahme erreicht die automatische Digitalisierung durch Abtastung eine Genauigkeit von 2 µm [52]. Durch Verwackeln, zu helle, zu dunkle oder zu kontrastschwache Flächen können Fehler in der Abtastung auftreten [19]. Auch sind scharfe Präparationskanten oder Unterschnitte nur schwer fehlerfrei aufzunehmen [53]. Durch einen weiteren Scanvorgang ist es bei manchen Systemen möglich, den Gegenbiss direkt aus einer Bissnahme aufzunehmen und zu digitalisieren [53,54].

Digitales Konstruieren mit computer-aided design (CAD)

Mit den auf diese Weise gewonnenen Daten erstellt das spezielle Softwareprogramm der CAD-Einheit ein digitales virtuelles Abbild des Zahnstumpfes. Der Behandler oder der Techniker gibt die Restaurationsart und das zu verwendende Material im System ein und die Software errechnet einen groben Konstruktionsvorschlag für den aufgenommenen Zahnstumpf. Diese virtuelle Konstruktion ergibt sich aus zahlreichen computergestützten Berechnungen und digitalen Parametern der Dentaltechnik. Die Software ist mit allen wichtigen Daten möglicher Zahnformen, Brückenkonstruktionen oder anderer dentaler Restaurationen sowie allen relevanten materialspezifischen Parametern versehen. Eine vollautomatische und fehlerfreie Rekonstruktion eines kompletten, anatomisch funktionellen Zahnes ist damit aber nur eingeschränkt möglich. Der Techniker muss nachträglich Präparationsgrenze, Wandstärke, Okklusion und Höckerkonfiguration sowie spezielle anatomische Gegebenheiten oder aufgetretene Fehler in der Konstruktion kontrollieren und individuell korrigieren. Daher werden gerade bei ästhetisch hochwertigen Restaurationen lediglich die Gerüste maschinell konstruiert. [46,47,51,55].

Fertigstellung durch computer-aided manufacturing (CAM)

Die digitalen Daten der designten Konstruktion werden nun von weiteren Softwareprogrammen in geometrische Fräs- und Schleifbahnen umgerechnet und an eine Fräseinheit übermittelt. In diesem Gerät wird ein eingespannter Materialrohling (Blank) je nach System mit einem oder mehreren Fräsköpfen in bis zu fünf Achsen trocken oder unter

Wasserkühlung bearbeitet. Je nach System können auch Blanks aus Keramik, Wachs, Titan, Kunststoff oder eben Zirkoniumdioxid verarbeitet werden [19,33,47].

Sintern

Sintern ist die Verdichtung und Verfestigung eines kristallinen Stoffes durch die Bildung neuer chemischer Bindungen knapp unterhalb des Schmelzpunktes eines Materials [56]. Durch Energiezufuhr kommt es dabei zu einer Umwandlung von Härte, Festigkeit, Temperaturleitfähigkeit sowie Volumen, jedoch nicht zu einem kompletten Aufschmelzen der Hauptkomponenten des Materials. Obwohl ein Volumenschwund innerhalb des Materials erfolgt, da die Partikel ineinander diffundieren, sich verdichten und vorhandene Porenräume im Gefüge auffüllen, bleibt die zuvor gegebene Form erhalten [51]. Die Materialien werden meist als ganze Form im vorgepressten Zustand, im losen Verbund oder in einer externen Schalung gesintert. Durch die Variation von Brenntemperatur und Umgebungsdruck im Sinterofen kann dieser Prozess und die spätere Form des Werkstücks beeinflusst werden [15]. Der Sinterprozess läuft in drei Phasen ab (Früh-, Mittel-, und Spätphase)[16], welche sich in der Praxis nur schwer erkennbar abgrenzen lassen. Der Herstellungsprozess des Sinterns findet im Bereich der Minerale, technischen Keramiken, Metalle und auch Kunststoffe eine breite Anwendung. Eine spezielle Form ist das Lasersintern, wobei genau definierte Bereiche in einem Gefüge gesintert werden können [33,43,47,49,56].

2.3 Beurteilung der Randschlussqualität

2.3.1 Tabellarischer Literaturüberblick verschiedenster Randspaltstudien

Aufgrund der vielen unterschiedlichen Studien im Bereich der Randspaltvermessung und der schwierigen Vergleichssituation sind in der folgenden Tabelle mehrere Studien zu Randspaltnmessungen an Kronen und Brücken anhand einzelner Kriterien vergleichend aufgeführt (Tab. 2 u. 3, S. 11 u. 12). Diese Gegenüberstellung ist jedoch lediglich ein Überblick über die in dieser Dissertation verwendete Literatur und keine standardisierte Retrospektive wie die Studien von Al-amleh et.al [28] und Abduo et.al. [48].

Tab. 2 Literaturübersicht zu Randspaltstudien an Einzelkronen

Name	Material	Randspalt in μm		CAD/ CAM	Konven- tionell	n	Jahr	Quelle
		extern	Intern					
Kunii et. al.	ZrO ₂	nein	3,6 - 101,1	Ja	nein	6	2007	[15]
Paar	ZrO ₂	18,4 - 78,0	56,2- 222,9	Ja	nein	50	2013	[57]
Beuer et. al.	ZrO ₂	13	nein	Ja	nein	40	2009	[58]
Boeckler	5 Metalle	35,3 - 91,6	nein	Ja	ja	30	2005	[59]
Fragroso et. al.	Ti	95 - 213	nein	Ja	ja	24	2005	[60]
Gwinner et. al.	Au	58 - 74	nein	nein	nein	20	2013	[61]
Rosetti et. al.	NEM	75,4 - 78,4	nein	nein	ja	30	2007	[62]
Soriani et. al.	NEM, Ti	84 - 136	nein	nein	ja	45	2007	[63]
Vojdani et.al.	Metall	88 - 254	77 - 111	Ja	ja	24	2013	[64]
Yüksel et. al.	Metall, ZrO ₂ , Keramik	83 - 97	nein	Ja	ja	36	2011	[65]
Rudolf	NEM	22,9 - 45,2	nein	Ja	nein	5	2006	[66]
Halder	Ti	25 - 70	nein	Ja	nein	50	2003	[67]
Farid et.al.	Keramik	13,5 - 41,3	nein	nein	ja	20	2012	[68]
Kybok et. al.	Keramik	72,7 - 94,4	68,3- 109,5	Ja	nein	30	2008	[69]
Sakrana et. al.	Keramik Komposit ZrO ₂	82,4 - 96,5	ja n. v.	Ja	ja	30	2013	[70]
Quante et. al.	NEM	74 - 99	250 - 350	Ja	nein	28	2008	[49]
Fick	Keramik	49,9 - 70,6	113,8-294,0	Ja	ja	60	2003	[34]
Akbar et. al.	Komposit	46,0 - 65,9	nein	Ja	nein	16	2006	[71]
Groten	Keramik, Metall	18,3 - 23,0	nein	Ja	nein	10	1997	[72]
Moldovan et. al.	ZrO ₂	nein	69 - 145	Ja	nein	10	2011	[73]
Pak et.al.	ZrO ₂	61,5 - 83,2	nein	Ja	nein	20	2010	[74]
Beschnitt et. al.	NEM, Keramik	47 - 99	nein	Ja	ja	60	1999	[75]
Limkangwal-mongkol et. al.	NEM	27,93 - 42,43	nein	nein	ja	32	2007	[76]
Bindl et. al.	Keramik	17 - 44	81- 136	Ja	ja	72	2005	[77]
Miura et. al.	ZrO ₂	24 - 30	41	Ja	nein	15	2014	[78]
Goldin et. al.	NEM, Keramik	81 - 94	nein	nein	ja	45	2005	[79]

Tab. 3 Literaturübersicht zu Randspaltstudien an Brücken

Name	Glied	Material	Randspalt in μm		CAD/ CAM	Konven- tionell	n	Jahr	Quelle
			extern	Intern					
Abdin-Bey	3 gl.	Keramik	56,0 - 75,0	Nein	Ja	nein	24	2003	[80]
Borba et. al.	3 gl.	ZrO ₂	75 - 99	68 – 300	Ja	nein	20	2011	[81]
Beuer et. al.	3 gl.	ZrO ₂	9 - 15	50 – 108	Ja	nein	20	2008	[82]
Bindl et. al.	3 gl.	ZrO ₂	32 - 120	71 – 144	Ja	ja	50	2007	[83]
Wettstein	3 gl.	ZrO ₂ , Au	nein	95,7 - 189,6	Ja	ja	32	2008	[84]
Beuer et. al.	3 gl.	ZrO ₂	29,1 - 81,4	62,7 - 119,2	Ja	nein	30	2009	[85]
Song et. al.	3 gl.	NEM, ZrO ₂	60,5 - 81,3	Nein	Ja	ja	45	2013	[86]
Fischer	3 gl.	ZrO ₂	29,1 - 81,4	43,9 - 155,8	Ja	nein	60	2006	[35]
Reich et. al.	3 gl.	ZrO ₂ , NEM	54 - 75	95 – 359	Ja	ja	32	2005	[87]
Petry	3 gl.	ZrO ₂	34,0 - 113,0	ja n. v.	Ja	nein	75	2009	[88]
Kohorst et. al.	4 gl.	ZrO ₂	85,7 - 173,7	Nein	Ja	nein	30	2011	[17]
Kohorst et. al.	4 gl.	ZrO ₂	52,7 - 192,0	Nein	Ja	nein	40	2009	[89]
Kohorst et. al.	4 gl.	ZrO ₂	97,8 - 130,7	71,1 - 115,1	Ja	nein	20	2010	[90]
Stieglbauer	4 gl.	ZrO ₂ , Keramik	75,3 - 146	Nein	Ja	ja	40	2005	[91]
Blume	4 gl.	Au, ZrO ₂	40,7 - 114,5	Nein	Ja	ja	30	2007	[41]
Vigolo et. al.	4 gl.	ZrO ₂	46,3 - 63,5	nein	Ja	nein	45	2008	[92]
Kunii et. al.	3-5 gl.	ZrO ₂	nein	19,4 - 128,1	Ja	nein	5	2007	[15]
Paar	14 gl.	ZrO ₂	31,03 - 106,0	45,9 - 183,6	Ja	nein	10	2013	[57]
Beuer et. al	14 gl.	ZrO ₂	25	nein	Ja	nein	10	2009	[58]

2.3.2 Der externe Randspalt

Bei der Herstellung einer zahnärztlichen Restauration ist eines der obersten Ziele, diese so physiologisch, natürlich und medizinisch korrekt wie möglich in das stomatognathe System einzubringen [93,94]. Der Übergang von Zahnersatzkrone zu Zahnstumpf wird als Randspalt bezeichnet. Auch bei hochwertigster Verarbeitung und fehlerfreier Durchführung lässt sich an Kronen, Brücken, Inlays oder auch an Suprakonstruktionen auf Implantaten immer eine gewisse Spaltbildung am Übergang vom natürlichen Zahn zum künstlichen Restaurationsmaterial feststellen [95,96].

Demnach kann ein Randspalt nach Holmes et.al [93] nur als klinisch gut bewertet werden, wenn er mikroskopisch klein (unter 50 μm), dicht mit Befestigungszement aufgefüllt und weder mit der Zunge noch mit der zahnärztlichen Sonde tastbar ist [93,97-100]. Dabei sollte sich am Übergang der Restauration zum Zahnmaterial weder eine Über- noch eine Unterkonturierung ergeben [41,59,91,93]. Wenn der Randspalt dagegen besonders groß ausfällt (über 150 μm - 200 μm), sodass er mit dem bloßen Auge, der Sonde oder der Zunge als große, störende Fuge erkannt wird, so ist diese Restauration nach Kappert und Altvater [39] als klinisch inakzeptabel und insuffizient anzusehen. Eine derartig große Spaltbildung zieht zahlreiche negative Konsequenzen für die Dauerhaftigkeit der Restauration und den Zahnstumpf nach sich, denn jeder im Mundraum vorhandene Spalt, sei es von Füllungen oder dentalen Restaurationen, bildet eine Nische für Plaqueanlagerung und Bakterienbesiedlung [101,102]. Nach Donath und Roth [103] ist dies eine der Hauptursachen für den Verlust von festsitzender Prothetik, denn die folgende Bakterienbesiedlung führt oft zu Sekundärkaries an den Pfeilerzähnen. Kronenrandkaries ist durch die schnelle und flächige Ausbreitung im Wurzelentin sowie die schlechte Aufsicht durch die verbleibende Restauration zum einen sehr schwer frühzeitig zu diagnostizieren und zu entfernen. Zum anderen ist sie durch den mangelhaften Verbund von plastischen Füllungsmaterialien und dem labortechnisch hergestellten Kronenmaterial bisher kaum zufriedenstellend zu sanieren [102]. Demnach ist das Risiko, einen Pfeilerzahn aufgrund von Karies zu verlieren, stark erhöht, wenn dieser zuvor eine prothetische Versorgung mit einem klinisch inakzeptablen Randspalt aufweist [94,95]. Ein ähnliches, aber oft unterschätztes Problem ist der Verlust von Kronenzähnen durch Parodontitis [103,104]. Durch die räumliche Nähe von Kronenrand und Parodont kommt es bei einem insuffizienten Randspalt zu einer stetigen, durch die Stoffwechselprodukte der Bakterien hervorgerufenen toxischen Belastung des marginalen Parodonts [94]. Über- und unterkonturierte insuffiziente Randspalten in Kombination mit sub- und epigingivalen Präparationsgrenzen erhöhen die Sulkusfließrate, quetschen und reizen die marginale Gingiva sowie die Papillen und bilden schlecht zu reinigende Plaques. Das und die vermehrte Keimbesiedlung führen letztendlich zu einem manifesten vertikalen Knochenabbau, verbunden mit Zahnlockerung und -verlust [33,102,105].

Vermessung des externen Randspaltes

Für die Beurteilung der Randschlussqualität einer Kronenrestauration gibt es verschiedene Möglichkeiten [18,25,34,35,41,80,91]. In den Anfängen der zahnmedizinischen Begutachtung nutze man die visuelle und taktile Beurteilung mit der zahnärztlichen Sonde [106]. So konnte

man den Spalt zwar erkennen, erfühlen und bewerten, allerdings lässt die Einschätzung über das menschliche Auge nur eine ungefähre Quantifizierung der Randspaltmaße zu. Ähnlich verhielt es sich beim Messen und Bewerten mithilfe normierter Sonden, da die Messbedingungen im Mund oftmals ungünstig sind. Der Blickwinkel und auch die nicht standardisierte Messung durch den Behandler beeinflussten das Messergebnis. Für wissenschaftliche Randspaltanalysen wurden daher bevorzugt extrahierte Zähne mit Kronen versorgt und vermessen. Mit der Nutzung von Mikroskopen und dafür geeigneten Messvorrichtungen wurde eine objektive und standardisierte Messung von Randspalten ermöglicht. Dabei dominierte lange Zeit das Lichtmikroskop. Mit in den Linsen eingearbeiteten Skalen konnten die Randspalten exakt und genormt vermessen werden. Später erleichterten analoge und digitale Fotoaufnahmen des Randspaltes die Normierung des Messvorganges. Allerdings sind auch diese stark vom Projektionswinkel der Aufnahme abhängig und können durch ungünstige Licht- und Schattenverhältnisse sowie Verwacklungen verfälscht werden. Eine neue Dimension in der mikroskopischen Randspaltdarstellung erreichte man mit der Entwicklung des Elektronenmikroskopes [107]. Eine weitere, seltener genutzte Möglichkeit der Randspaltmessung ist die Vermessung von Röntgenbildern.

Mit der Etablierung von CAD/CAM-Systemen in der Dentaltechnik eröffnete sich auch eine neue Art der direkten Randspaltvermessung. Die Proben können in den Scanvorrichtungen dieser Systeme durch optische Abtastung der Restaurationsoberfläche in allen Ebenen eingescannt und digitalisiert werden [73]. Am virtuellen Abbild kann der Randspalt mit speziellen Softwareprogrammen vermessen werden. Kombiniert man dieses Verfahren mit einer intraoralen Kamera, anstatt eine externe Scanvorrichtung zu nutzen, so ist sogar eine direkte Vermessung im Patientenmund möglich. Allerdings wird zur Vermeidung von Messfehlern sowie zur Gewährleistung der Reproduzierbarkeit und Standardisierung in den meisten Studien auf extraorale Proben zurückgegriffen. Durch Abformungen intraoraler Restaurationen ist ebenfalls eine indirekte Randspaltmessung am Modell unter Verwendung aller oben genannten Vermessungsmethoden möglich [25,107,108]. Laut Kohorst et.al [17] bietet die Replikamethode gerade bei Randspaltmessungen an Brücken einige Vorteile, so denn eine fehlerfreie und vollständige Abformung gewährleistet ist. Die Duplikate können an den Stümpfen zur besseren Aufsicht bearbeitet und mehrfach getrennt werden, ohne das Original zu beschädigen. Auf diese Weise lassen sich auch die approximalen Verbinderbereiche ohne Einschränkungen vermessen [17].

In der zahnärztlichen Fachliteratur divergieren seit Jahrzehnten die Meinungen darüber, wie die Abmessungen eines klinisch guten Randspaltes zu definieren sind. Es gibt zahlreiche

Randspaltstudien, die in der Materialauswahl und Durchführung der Messungen ähnlich sind, sich aber in ihrer festgelegten Definition der Randspaltmessstrecke stark unterscheiden (Tab. 2 u. 3, S. 11 u. 12) [67,86,89,107,109]. So wurden bei Brückenkonstruktionen in Studien von Beuer et al. [58] und Vigolo et al. [92] außergewöhnlich kleine Randspalten von 13 bis 40 μm gemessen, während Korhorst et al. [89], Petry [88] und Blume [41] sogar noch Randspalten von über 100 μm als klinisch akzeptables Ergebnis konstatierten. Ähnlich verhält es sich auch in der Bewertung der externen Randspaltqualität bei Kronen. Die Studien von Paar [57], Groten et al. [72] und Farid et al. [68] zeigen sehr kleine Randspaltwerte bei Einzelkronen, während Sakrane [70], Goldin [79] und Quante [49] durchschnittlich größere Randspalten feststellten. Die meisten vergleichenden Arbeiten zwischen Kronen und Brücken dokumentierten jedoch, dass die Randspaltwerte von Kronen oft besser als die von Brücken sind (Tab. 2 u. 3, S. 11 u. 12). Die gebräuchlichsten Messstrecken, die auch eine mögliche Über- oder Unterkonturierung der Restaurationen einbeziehen, sind nach Holmes [93] in der folgenden Abbildung (Abb. 4, S. 15) aufgeführt. Diese Studie arbeitete mit der Messstrecke der absoluten Randdiskrepanz („absolute marginal gap“) [57,80,89].

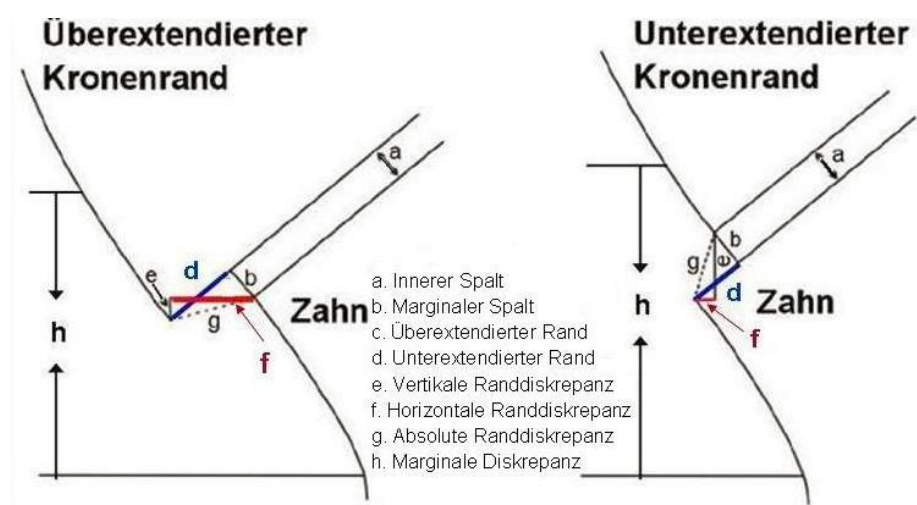


Abb. 4 Schematische Darstellung der Messstrecken nach Holmes et al. 1989 [93]

Durch die zahlreichen unterschiedlichen Literaturangaben, die fehlende Standardisierung und eventuell auch durch die subjektive Einstellung der Durchführenden zu ihren Studienergebnissen divergieren die Ansichten darüber, welche Grenzwerte für klinisch gute bzw. schlechte Randspalten anzunehmen sind, sehr stark. Allerdings beziehen sich viele Autoren von Randspaltstudien und Reviews auf die Bewertung nach Körber und Dreyer-Jörgson [39,99,100]. Auch diese Studie orientierte sich an dem von ihnen geforderten Grenzwert von 50 μm zur Bewertung der klinischen Qualität.

2.3.3 Der interne Randspalt

Der interne Randspalt einer Restauration ist bezeichnend für die Passung einer Krone auf dem Zahnstumpf in der Vertikalebene. Bei guter Passung korreliert er mit der maximalen Partikelgröße des jeweiligen Befestigungszementes [18,84].

Obwohl er in der Zahnmedizin scheinbar weniger Beachtung findet als der externe Randspalt, kann auch der interne Randspalt interessante Aussagen über die Passung einer Restauration liefern. So wird zum Beispiel je nach verwendetem Material oder Herstellerangaben meist ein interner Randspalt von 20 - 50 µm vor dem Fräsvorgang individuell voreingestellt [24]. Bei konventionellen Metallverarbeitungsverfahren setzt man dies mit einer oder mehreren Lackschichten oder mit dünnen Platzhalterfolien um [33]. Wird der interne Randspalt zu klein gewählt, so steigt das Risiko, dass sich die Restauration beim Aufsetzen verkeilt und nicht suffizient in ihre Endposition zu bringen ist. Zudem steigt das Risiko eines Zementstaus, wenn der interne Randspalt zu schmal für die Partikel des ausgewählten Befestigungsmaterials ist. Wird der Spalt andererseits zu groß gewählt oder ist die Stumpfpassung herstellungsbedingt ungenügend, könnte die Haftung der Krone auf dem Zahnstumpf durch ein zu großes Materialaufkommen an Zement oder später durch eine vermehrte Wasserresorption vermindert werden [50,110].

Trotz verschiedener Überlegungen zur Quantifizierung des internen Randspaltes finden sich in der Literatur sehr unterschiedliche Angaben über die zu fordernde Größe des Randspaltes [48,111]. Die Literaturangaben reichen von den wie beim externen Randspalt geforderten 50 - 100 µm bis weit über 200 µm [39,50,73,112]. In vielen Studien, die beide Randspaltmaße an gleichen Restaurationen dokumentieren, fällt der interne Randspalt deutlich größer aus als der externe Randspalt (Tab. 2 u. 3; S. 11 u. 12) [49,77,80,84,87]. So kommt es z. B. bei fast allen CAD/CAM-Systemen aufgrund der üblichen Geometrie der verwendeten Diamantschleifer an den Kanten des okklusalen Plateaus und der Hohlkehlstufe zu einer merklichen Vergrößerung des internen Randspaltes auf durchschnittlich 150 - 200 µm. Diese lokale Randspalterhöhung hat aber bei guter Verarbeitung und Stumpfgestaltung kaum Auswirkungen auf den externen Randspalt [110]. Viele Autoren fordern daher für den internen Randspalt nicht so dogmatisch kleine Spaltmaße, da es dabei vielmehr auf die Präzision der Kongruenz von Krone und Zahnstumpf ankommt [50,113]. Ist diese nicht gegeben, so kommt es beim Kauprozess unter Umständen zum Auftreten schlecht unterstützter Kraftspitzen. Diese führen bei einem nicht planen Untergrund und einer schlechten Passung zu Mikroschwingungen, die ein vorzeitiges Lösen der Restauration vom Stumpf verursachen können. Passen sich Krone und Zahnstumpf in ihrem Verlauf jedoch kongruent an, so sprechen laut der vergleichenden Studie von Baresel

et al. [110] und Stein [50] auch größere Werte des internen Randspaltes nicht zwangsläufig gegen eine langjährige Qualität und Haltbarkeit.

Vermessung des internen Randspaltes

Um den internen Randspalt zu vermessen, konnte man anfangs nur Sägeschnitte oder Schlitze von den Restaurationen herstellen [114]. Diese wurden anschließend direkt mit Messsonden oder Mikroskopen vermessen, unter Zuhilfenahme der gleichen Methoden, wie sie zur Vermessung des externen Randspaltes herangezogen werden. Um eine Zerstörung der Proben bei erneuter Vermessung zu verhindern, verwendet man die Replikamethode [25,84,87]. Hierbei werden aus zwei unterschiedlich eingefärbten plastischen Materialien (meist Silikone) Duplikate vom Zahnstumpf mit aufgesetzter Restauration angefertigt. Als erstes wird dabei der Randspalt zwischen Krone und Zahnstumpf mit einem dünn fließenden Material abgeformt. Nach dem Erhärten des Materials wird die Krone vom Stumpf getrennt und der verbleibende, dünne Materialfilm wird mit einem andersfarbigen, härteren Material verstärkt. Das so entstandene Stumpfduplikat kann abschließend einfach geschnitten und anhand des farblichen Kontrastes auf seinen internen Randspalt hin indirekt vermessen werden. Da das Original dabei unversehrt bleibt, kann dieser Vorgang beliebig oft und in mehreren Schnitten oder Schichten wiederholt werden. Mit der Entwicklung computergestützter Systeme zur Konstruktion und Herstellung von dentalen Restaurationen (CAD/CAM) ergibt sich eine weitere Möglichkeit zur Vermessung des internen Randspaltes. Die Scannvorrichtungen sind durch die Digitalisierung des Zahnstumpfes und der dentalen Restauration in der Lage, den genauen Sitz und den Randspalt der fertigen Restauration an jeder Position zu berechnen [73,110]. Nach der vergleichenden Literaturrecherche von Baresel et al. [110] gleicht diese Art der virtuellen Vermessung den Randspaltergebnissen durch konventionelle Herstellungsverfahren oder ist sogar in einzelnen Systemen qualitativ besser. Aufgrund der fehlenden Datenlage müssen Langzeiterfahrungen in der technischen Umsetzung abgewartet werden.

2.3.4 Der Einfluss der Zementierung auf den Randspalt

Jede festsitzende Restauration sollte im Mund des Patienten definitiv und dauerhaft befestigt werden. Dazu wird Befestigungszement zwischen Krone und Zahnstumpf eingebracht, der die Restauration durch einen adhäsiven Klebeverbund oder durch mikroretentive Friktion in situ hält [115]. Zementiert man eine Restauration auf einen Zahnstumpf, so kommt es schon allein durch die Partikelgröße der einzelnen stofflichen Bestandteile des Zementes zwangsläufig zu einer Randspaltvergrößerung [34,41,97]. Ein weiteres Problem entsteht, wenn die innere

Oberfläche einer Restauration sehr inhomogen zur Stumpfoberfläche gearbeitet ist. Ist das verwendete Befestigungsmaterial darüber hinaus noch sehr viskös, kommt es häufig zu einem Materialstau während des Einsetzens. Der überschüssige, flüssige Zement kann dabei nicht schnell genug über den Randspalt abfließen. Durch den Materialstau kann die Restauration nicht vollständig in die gewünschte Position gebracht werden und der Randspalt vergrößert sich [73].

Zahlreiche Studien vergleichen die Anwendung, Haftkraft und Langzeiterfolge adhäsiver Zemente mit konventionellen Produktvarianten [65,116-121]. In beiden Produktklassen gibt es sehr gute wie auch mangelhafte Vertreter. Viele Studien, z.B. Komine et.al. [20] kamen aber zu dem Schluss, dass adhäsive Zemente bei Abzugsversuchen höhere Haftwerte erlangen. Es bleibt aber fraglich, ob bei geringer Löslichkeit und guter Standfestigkeit des Zementes auch immer ein Maximum an Haftkraft gegeben sein muss, um einen Langzeiterfolg zu sichern.

Zirkoniumdioxid lässt sich laut Herstellerangaben mit adhäsiven wie auch konventionellen Zementen festsetzen [28,48]. Der Frage, welche der beiden Materialgruppen die besseren Langzeitergebnisse aufweist, wird derzeit noch nachgegangen.

Adhäsive Zemente

Adhäsive Zemente basieren auf der Klebewirkung von Kunststoffen. Die Kunststoffmatrix ist eine Mischung aus flüssigen Monomeren und aus festen, mikroskopisch kleinen Polymeren desselben Stoffgemisches (< 1 µm bis 10 µm Partikelgröße). Je nach Produkt können auch Füllstoffe wie Gläser, Mineralien und Metalloxide enthalten sein. Adhäsive Zemente sind gut fließfähig, kaum raumfordernd, schwer löslich und weisen sehr gute Haftkraftwerte auf [122,123]. Doch trotz ihrer guten Fließfähigkeit und der geringen Partikelgröße kann man sich nicht ausschließlich für die adhäsive Befestigung aussprechen. Bei jeder prothetischen Wiederherstellung muss für das verwendete Material und der individuellen dentalen Restauration ein optimales Befestigungsmaterial ausgewählt werden. Adhäsive Zemente sind teuer und sehr fehlersensibel in der Verarbeitung. Gleichzeitig können sie aber auch sehr stark am Zahnmaterial haften und provozieren beim Entfernen eine Fraktur am Zahnstumpf. Durch ihre gute Fließfähigkeit gelangen sie häufig bis tief in den Sulkus und können dort nur schwer wieder entfernt werden, was zu einer Schädigung des Parodonts führen kann [65,119,124,125].

Konventionelle Befestigungszemente

Konventionelle mikroretentive Befestigungszemente sind seit Jahrzehnten bzgl. Haltbarkeit und Bioverträglichkeit erprobt [97,101,121,126]. Sie sind günstig, haben ein breites Anwendungsfeld und sind verhältnismäßig fehlertolerant. Allerdings sind sie immer häufiger nicht mehr kompatibel mit den neuesten Ansprüchen oder Materialien des Dentalmarktes. Laut Hmaidouch [122] liegen sie in ihren Haftkraftwerten oft unterhalb von adhäsiven Zementen. Weiterhin kommt es nach Hmaidouch durch ihre teilweise grobe kristalline Struktur (Partikelgröße 20 - 28 μm) gerade bei Zinkoxid-Phosphat-Zementen zu einer obligatorischen Randspaltvergrößerung um 20 μm [119,127]. Das Ausmaß des Materialstaus sowie der Biotoxizität durch die materialspezifische Säure-Base-Reaktion ist stark von der Anrührtechnik und der Verarbeitungszeit abhängig [128]. Hinzu kommt das Problem der erhöhten Löslichkeit im feuchten Milieu des Mundes. Befestigungszementen auf Glas-Ionomer-Basis gelingt es, bei gleichem Haftprinzip viele dieser Nachteile zu kompensieren, weswegen sie auch vermehrt in der Praxis angewendet werden [115]. Ein entscheidender Vorteil beider konventioneller Befestigungszementarten liegt neben dem günstigen Preis und der fehlertoleranten Verarbeitung vor allem in der Entfernbarkeit. Restaurationen, die mit konventionellen Zementen befestigt sind, lassen sich oft mit mechanischen oder manuellen Impulsgeräten in einem Stück entfernen. Auch beim irreversiblen Trennen oder Aufbiegen von Kronen lassen sich konventionell befestigte Restaurationen besser und meist ohne Schädigung der Zahnschicht lösen. Diese Vorteile und die langjährige positive Erfahrung vieler Behandler sichern weiterhin die Anwendung von konventionellen Befestigungszementen im konservierenden und prothetischen Praxisgeschehen.

3 Zielstellung

Ziel dieser Studie ist der qualitative und quantitative Vergleich der Passung von zirkulären CAD/CAM-gefertigten Brückengerüsten aus Zirkoniumdioxid.

Dafür werden der externe und der interne Randspalt der angefertigten Restaurationen unter dem Mikroskop in drei Messdurchgängen während des Herstellungsverfahrens vermessen.

Anhand der Randspaltwerte nach dem Fertigstellen und Alterung der Restaurationen gilt es zu klären, ob zirkuläre Brücken aus Zirkoniumdioxid mittels CAD/CAM-Technologie und keramischer Verblendung mit klinisch akzeptabler Qualität im Vergleich zur Fachliteratur herzustellen sind.

In dieser Studie werden zwei Materialvarianten eines Zirkoniumdioxid (opak und transluzent) miteinander verglichen, um herauszufinden, inwieweit die geringgradig unterschiedliche Materialzusammensetzung Einfluss auf die Passung der zirkulären Brücken hat.

Als Nullhypothese wird angenommen, dass die Herstellung zirkulärer Brücken mit beiden Keramikvarianten qualitativ gleichwertig möglich ist und Herstellungs- bzw. Behandlungsschritte keine Auswirkungen auf die Randspaltqualität haben.

Die Werte jedes einzelnen Messdurchganges werden Aufschluss darüber geben, ob einer dieser Herstellungsschritte das Gesamtergebnis beeinflusst und wo eventuelle Schwächen in der Produktionskette liegen.

Weiterhin soll anhand der detaillierten Dokumentation der Messpunktverteilung ermittelt werden, ob sich wiederkehrende Schwachpunkte z. B. an Pfeilerpositionen oder speziellen Kronenwandflächen abzeichnen.

4 Material und Methode

Die Vorversuche zu dieser Studie, die Herstellung des Urmodells sowie alle Maßnahmen zur Modellvermessung wurden in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg durchgeführt. Die Modell- und Brückenherstellung mittels CAD/CAM-Verfahren erfolgte durch das Dentallabor R+K Berlin [24]. Damit die Praktikabilität der Versuchsreihen und Probekörper gesichert war, wurden alle Herstellungsschritte sowie Messverfahren zuvor in einem Probelauf an einem Probemodell getestet.

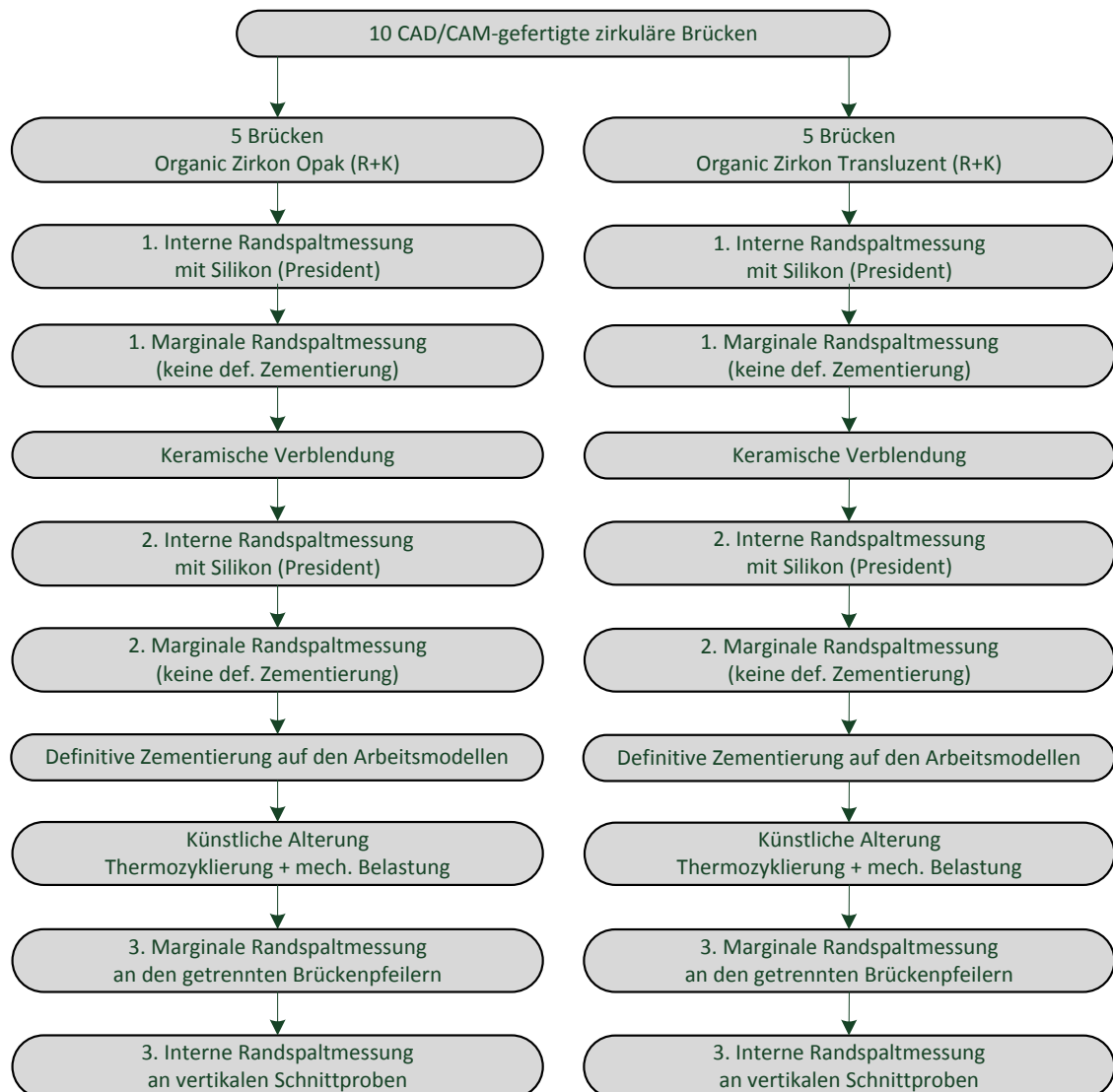


Abb. 5 Organigramm zum Studienaufbau

4.1 Herstellung der Untersuchungsobjekte

4.1.1 Herkunft und Zusammensetzung des Probenmaterials

Für diese Studie wurden zwei unterschiedliche Produktvarianten des Organic Zirkon der Firma Rübeling + Klar Dental-Labor GmbH Berlin ausgewählt. Pro Gerüstmaterial wurden fünf identische, mehrgliedrige, zirkuläre Brückenarbeiten untersucht. Versuchsreihe 1 bildete das Material Organic Zirkon Transluzent, Versuchsreihe 2 das Material Organic Zirkon Opak [29].

Tab. 4 Produkte und Hersteller [24,29]

Material	Hersteller	CAD - CAM Technologie	Zusammensetzung
Organic Zirkon Opak	Rübeling + Klar Dental-Labor GmbH Berlin	Organical System	ZrO ₂ /HfO ₂ /Y ₂ O ₃ > 99 wt% Y ₂ O ₃ = 4,5 - 5,5 wt% HfO ₂ < 5 wt% Al ₂ O ₃ < 0,2 - 0,3 wt% andere Oxide < 0,5 wt%
Organic Zirkon Transluzent (eingefärbt A3)	Rübeling + Klar Dental-Labor GmbH Berlin	Organical System	ZrO ₂ /HfO ₂ /Y ₂ O ₃ > 99,0 wt% Y ₂ O ₃ = 4,5 - 5,5 wt% HfO ₂ < 5 wt% Al ₂ O ₃ < 0,1 wt% andere Oxide < 0,5 wt%

4.1.2 Herstellung des Urmodells

Das Urmodell basierte auf einem Phantommodell eines vollbezahnten Oberkiefers vom Typ KaVo-Modell Basic (KaVo Dental, Biberach, DE) [80,89,129]. Nach der Entfernung aller nichttragenden Zähne auf diesem Modell wurden die leeren Alveolen mit Wachs (StarWax, Dentaurum, Ispringen, DE) aufgefüllt und vollständig versiegelt. Dieses Modell mit sechs verbleibenden KaVo-Zähnen wurde anschließend in einem Dubliergerät in Silikon dubliert (Oktasil & Multivac compact; SAE, Bremerhafen, DE). Nach dem Aushärten der Dubliermasse (1 h) und dem Verstreichen der erforderlichen Rückstellzeit nach dem Entformen wurde anhand dieser Dublierform ein Gipsmodell erstellt (ResinRock, WhipMix, Dortmund, DE). Die verbliebenen Pfeilerzähne des Gipsmodells wurden im nächsten Arbeitsschritt gegen sechs gefräste EMF-Pfeiler ausgetauscht (ZMG, MLU Halle/Wittenberg, DE). Dafür wurden zuvor an den Positionen der Pfeilerzähne mit dem Handstück und einer Hartmetallfräse durchgehende Bohrungen gesetzt. Um die prothetische Parallelität und eine einheitliche Einschubrichtung im späteren Urmodell zu gewährleisten, wurden die Metallstümpfe mittels eines Parallelometers an den Positionen 13, 15, 17, 23, 25 und 27 eingesetzt und mit Wachs fixiert. Diese idealisierten Stümpfe wurden an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg durch mechanische Drehteilfertigung hergestellt. Neben einem zervikalen Durchmesser von 8 mm

(Eckzahn und Prämolare) bzw. 10 mm (Molare) und einer Höhe von 6 mm wurden die EMF-Stümpfe mit einer 1 mm breiten, zirkulären Hohlkehlpräparation versehen (Abb. 6, S. 23) [9,58,80,112,130]. Die Konizität betrug $\alpha/2 = 3^\circ$. Zwischen den Pfeilerzähnen im Seitenzahnbereich lag ein Abstand von jeweils zwei Zwischengliedern. Im Zahnbogen der Oberkieferfront befanden sich von Eckzahn zu Eckzahn vier Brückenzwischenglieder [83]. Der Konnektorquerschnitt zwischen jedem Brückenglied unterschritt nicht die vom Hersteller angegebenen $7 - 10 \text{ mm}^2$ [24,131].

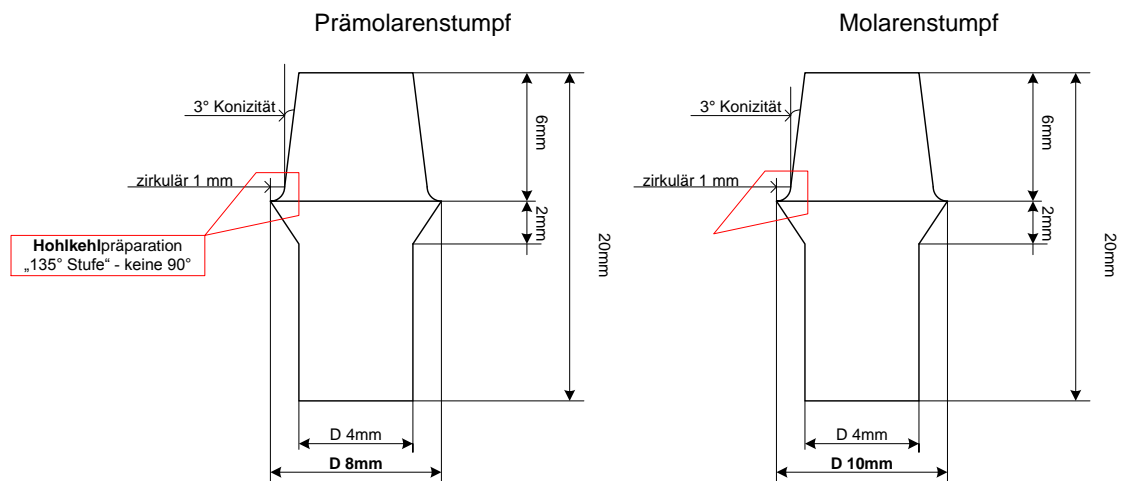


Abb. 6 Darstellung der Pfeilerdimensionen

Damit jeder der sechs Stümpfe mitsamt der aufgesetzten Restauration später einzeln vermessen und achsengerecht im Mikroskop eingestellt werden konnte, wurde das Oberkiefermodell zu einem Zahnkranz umgearbeitet. Die eingelassenen EMF-Pfeiler wurden unterhalb ihrer Präparationsgrenze radiert, um die spätere Aufsicht auf den Randspalt nicht zu behindern. Für die zweite Versuchsreihe wurde ein weiteres identisches Urmodell angefertigt, um bei den zahlreichen Messvorgängen eine zu starke Abnutzung des Urmodells zu vermeiden. Dazu wurde das vorbereitete Gipsmodell zweifach in Silikon dubliert (Oktasil, SAE Dental Vertriebs GmbH, Bremerhafen, DE) (Abb. 7, S. 24). In dieser zweiten Dublierform wurden nach dem Aushärten und der vorgeschriebenen Rückstellzeit an den entsprechenden Stellen je sechs weitere identische EMF-Stümpfe fixiert.



Abb. 7 A: Ausgangsmodell, B: Pfeiler im Sägeschnittmodell, C: Dublierform

Die zwei Dublierformen mit den Edelstahlstümpfen wurden mithilfe des Split-Cast-Systems im Dentallabor jeweils zu einem Meistermodell weiterverarbeitet. Dazu wurde jedes Sägeschnittglied mit zwei Positionspins versehen. Danach wurden die Dublierformen mit schnitt- und schlifffähigem, expansionsarmem, epoxidharzverstärktem Gips nach Herstellerangaben zu einem Meistermodell ausgegossen (SAE-Epoxyharz, SAE Dental Vertriebs GmbH, Bremerhaven, DE). Nachdem die Modelle jeweils mit acht Sägeschnitten mesial und distal der Stümpfe separiert wurden, konnte jeder Pfeilerzahn problemlos einzeln von der Split-Cast-Platte (Splitex, Amann Girrbach GmbH, Pforzheim, DE) entfernt und wieder eingefügt werden. Letztlich wiesen die zwei identischen Urmodelle, beide die Gebissituation eines Lückengebisses mit sechs in Regio 17, 15, 13, 23, 25 und 27 verbliebenen Pfeilerzähnen auf. Das Urmodell für die transluzente Messreihe erhielt die Kennzeichnung „1“, das Urmodell für die opake Versuchsreihe die Kennzeichnung „2“.

4.1.3 Herstellung der Zementierungsmodelle

Im letzten Messdurchgang der Studie sollten alle Brücken definitiv zementiert und deren Pfeiler zu Schnittproben verarbeitet werden. Da zwar alle zehn Brücken auf ihrem entsprechenden Urmodell während des Herstellungsprozesses vermessen, aber nicht auf ein und demselben Urmodell definitiv zementiert und gealtert werden konnten, wurde die Herstellung von Zementierungsmodellen notwendig [122]. Des Weiteren hätten die EMF-Pfeiler der Urmodelle eine spätere Schnittherstellung erheblich behindert. Deswegen wurden die zwei Urmodelle vom zahntechnischen Labor (Rübeling + Klar Dental-Labor GmbH, Berlin, DE) zehnmal dubliert (Oktasil, SAE Dental Vertriebs GmbH, Bremerhaven, DE) und wiederum mit einem Split-Cast-System (Splitex, Amann Girrbach GmbH, Pforzheim, DE) und kunststoffverstärktem Gips (Resin-Rock Elfenbein, SAE Dental Vertriebs GmbH, Bremerhaven, DE) zu Sägeschnittmodellen ohne EMF-Pfeiler weiterverarbeitet. Der verwendete Gips zeichnete sich durch einen kleinen Expansionswert von 0,08 % aus, welcher Passungsungenauigkeiten während der Abbindereaktion weitestgehend verhinderte. So

konnten die Brücken während des Herstellungsprozesses auf dem Urmodell optimal vermessen und kontrolliert werden, ohne eine spätere Vermessung nach definitiver Zementierung und Alterung sowie eine Schnitttherstellung zu behindern.



Abb. 8 A: Urmodell, B: Urmodell mit Brücke, C: Arbeitsmodell

4.1.4 Herstellung der Brückengerüste

Zur Herstellung der Brückengerüste aus Organic Zirkon wurde das Organical CAD/CAM-System von R+K CAD/CAM Technologie (R+K CAD/CAM Technologie GmbH & Co. KG, Berlin, DE) genutzt [29]. Die Urmodelle wurden im systemspezifischen Scanner erfasst, woraufhin eine den Herstellerangaben entsprechende, computergestützte Modellation eines zirkulären Brückengerüsts mit den Pfeilerpositionen 17, 15, 13, 23, 25, 27 erfolgte. Anschließend wurde diese mittels der CAM-Einheit in das jeweilige Zirkoniumdioxidmaterial (transluzent oder opak) überführt und gesintert.

Das Organical CAD/CAM-System

Das Organical System ist das CAD/CAM-Fertigungssystem der Dentaltechnik R+K CAD/CAM Technologie GmbH & Co. KG. Die firmeneigene Entwicklung dieses Systems begann 2005 in Berlin zunächst für den Eigengebrauch. Im Jahr 2007 wurden erste Komponenten auf der IDS vorgestellt. Ein Team aus 130 Zahntechnikern und Maschinenbauingenieuren entwickelte auf Basis der Scantechnologie der dänischen Firma 3Shape das Organical System. Die in dieser Studie untersuchten zehn zirkulären Zirkoniumdioxidbrücken wurden im Fräszentrum R+K CAD/CAM Technologie GmbH & Co. KG in Berlin eingescannt, konstruiert, gefräst und gesintert [29].

Die einzelnen Komponenten setzten sich wie folgt zusammen:

Scannen mit Organical 3Shape / D 700

Der Scanner D 700 aus dem Jahre 2007 arbeitet mit einer lasergesteuerten optischen Abtastung des Objektes durch zwei Kameras mit einer jeweiligen Auflösung von 1,3 Megapixel. Für Kronen- und Brückenarbeiten ist eine Genauigkeit von 10 µm voreingestellt. Die optische Präzision und die effiziente Prozessorstärke führen zu einer Scanzeit von nur 25 s pro Einzelstumpf. Mit der D 700 können nicht nur Gipsmodelle, sondern auch Abformungen digitalisiert werden (Abb. 12 A, S. 28) [29,31].

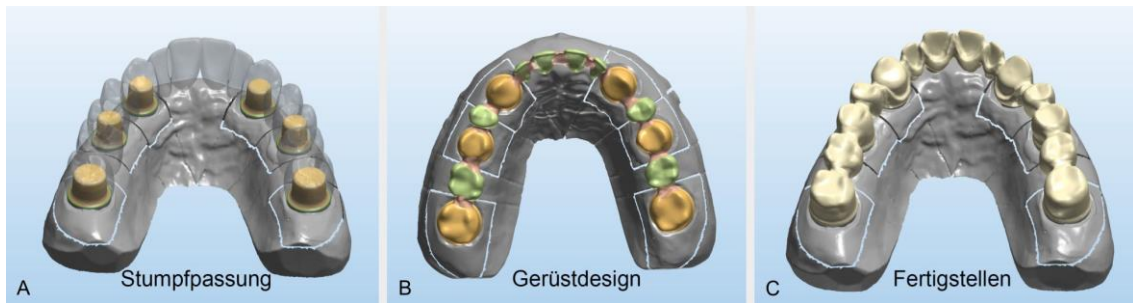


Abb. 9 A, B, C: Screenshots der digitalen Konstruktion [29]

Konstruieren mit Dental Designer

Der Dental Designer ist das vorinstallierte Konstruktionsprogramm des CAD/CAM-Systems der Firma Rübeling und Klar und verfügt über ein oder mehrere erweiterbare Zusatzmodule z.B. den AbutmentDesigner für Suprakonstruktionen auf Implantaten. Damit kann die gewünschte Konstruktion (z.B. Krone, Brücke, Veneer) vom Techniker erstellt und individuell angepasst werden (Abb. 9 A, B, C, S.26). Randspaltrelevante voreingestellte Parameter bei der digitalen Konstruktion sind z.B. die Passungskorrektur (10 µm) und der Zementspalt (60 µm). Eine ebenso unvermeidbare Größe, die den Randspalt einer Restauration beeinflussen kann, ist die systembedingte Fräser-Radius-Korrektur. Das ist das Freischleifen harter Kanten durch die Bewegung der Schleifköpfe. Je nach Größe des Schleifkopfes entstehen an Lokalisationen großer Krümmungen, wie sie sich an der Präparationsgrenze oder an der okklusalen Kante des Stumpfes häufig finden, oft größere Passungsdifferenzen. Mit dieser voreingestellten Passungsdifferenz soll ein späteres problemloses Aufpassen der gefrästen Restauration gesichert werden.

Nach der Fertigstellung werden die digitalen Daten der Konstruktion aus dem DentalDesigner dann durch das Organical-Mill-Programm in geometrische Fräsbahnen umgerechnet und an eine Fräsmaschine oder weitere Zusatzprogramme gesendet [29,31].

Fräsen mit Organical 4xT Desktop

Die Organical 4xT Desktop ist eine kleine Fräseinheit der Firma R+K CAD/CAM-Technologien (BxHxT = 0,36 m x 0,47 m x 0,45 m; 50 kg) (Abb. 12 B, S. 28). Sie verfügt über einen Rohlinghalter sowie einen vierachsigen Fräsarm und ist ausgelegt für die Trockenbearbeitung von vorgesintertem Zirkoniumdioxid, Wachs und Kompositmaterialien. Die Frässpindel erzielt mit einer Leistung von 300 W 60 000 U/min bei einem Vorschub von bis zu 8000 mm/min [29,31].

Sintern mit Organical Heat

Alle 10 Brückenarbeiten wurden im Sinterofen Organical Heat (Organical Heat, R+K CAD/CAM Technologie GmbH & Co. KG, Berlin, DE) von Rübeling und Klar gesintert (Abb.12 C, S.28). Bei beiden Materialvarianten (Organic Zirkon transluzent und Organic Zirkon opak) der zwei Versuchsreihen handelte es sich um bereits vorgesintertes Zirkoniumdioxid, welches nach Herstellerangaben in mehreren Bränden stufenweise gesintert wurde (Abb. 10 u. 11, S.27).

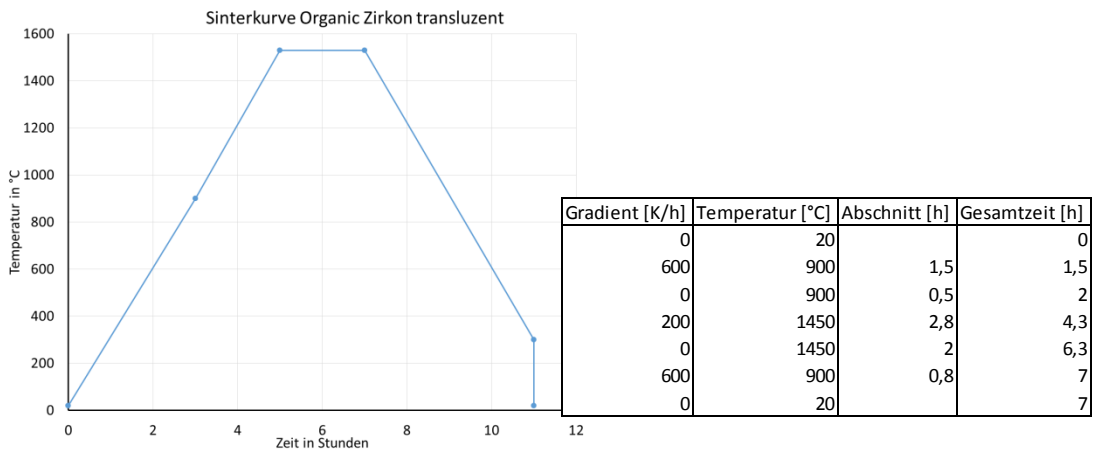


Abb. 10 Sinterkurve Organic Zirkon transluzent [29]

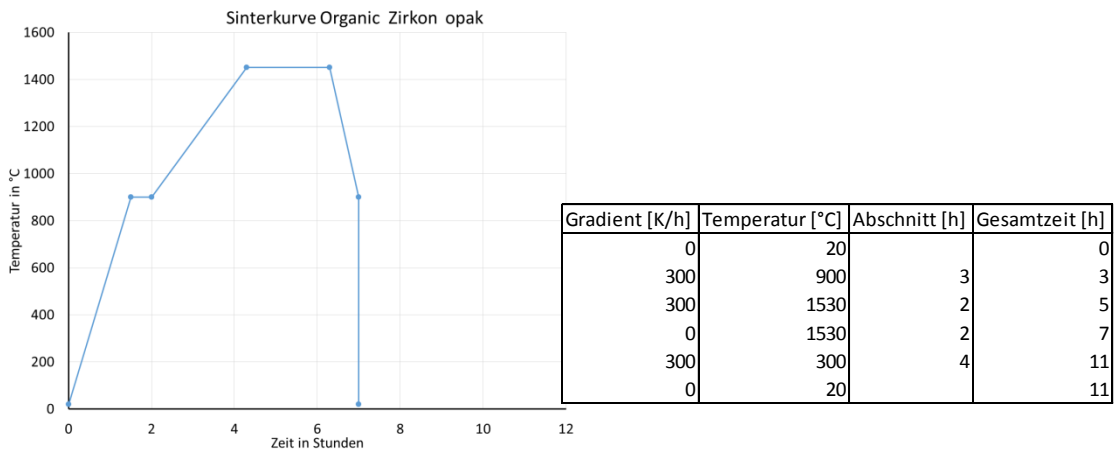


Abb. 11 Sinterkurve Organic Zirkon opak [29]

Nach dem Sintern wurden alle zehn Zirkoniumdioxidbrückengerüste hinsichtlich Passung und Schaukeleffekte sowohl auf dem Urmodell als auch auf dem dazugehörigen Meistermodell vom Zahntechniker kontrolliert und gegebenenfalls minimal korrigiert. Lediglich eine opake Brücke (Brücke 8) wurde aufgrund starker Kippeffekte neu angefertigt. Um eine Verwechslung der Restaurationen beider Versuchsreihen zu verhindern, wurden die Meistermodelle sowie die dazugehörigen Restaurationen von 1 bis 10 nummeriert, wobei die transluzenten Restaurationen mit den Nummern 1 bis 5 und die opaken mit den Nummern 6 bis 10 versehen wurden.



Abb. 12 A: Scanner 3Shape D700, B: Fräseinheit 4xT Desktop, C: Sinterofen Organic Heat



Abb. 13 A: transluzente Brücke/Arbeitsmodell, B: Brückenunterseite, C: opake Brücke/ Urmodell

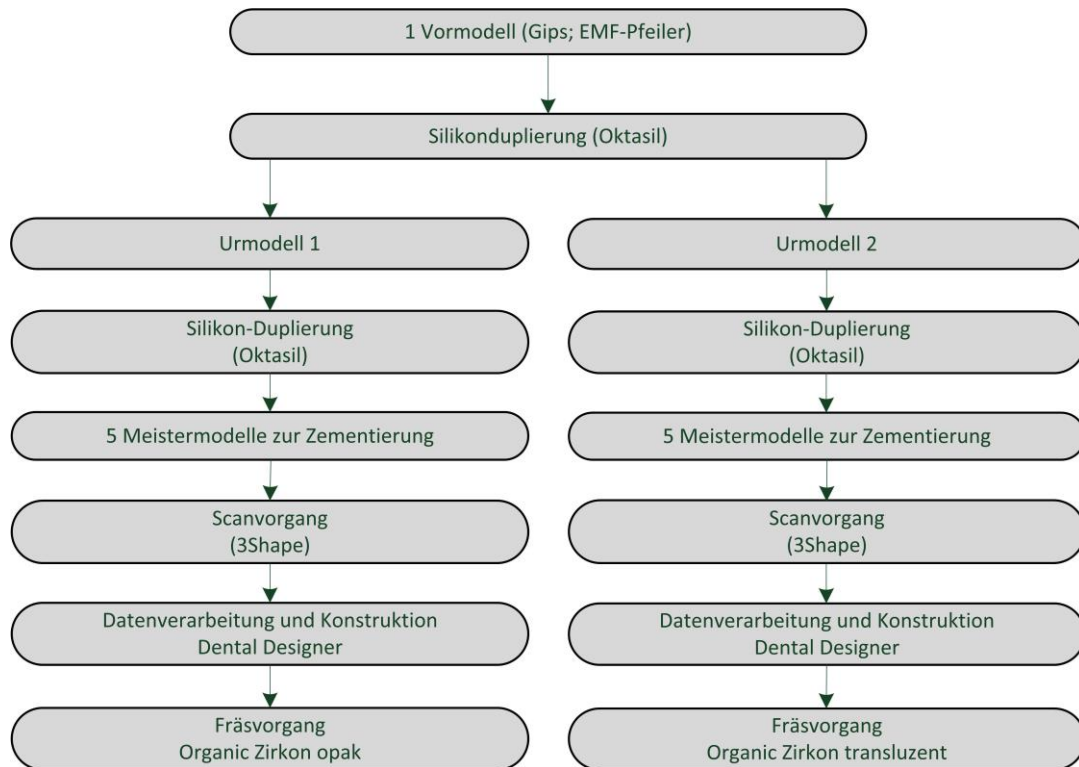


Abb. 14 Herstellungsschritte zur CAD/CAM-Produktion

4.2 Vermessung des internen Randspaltes im Rohzustand

Um die Brückenrestaurationen für alle weiteren Messungen unversehrt zu lassen, wurde in dieser Studie die Bestimmung der inneren Passung indirekt über eine Kontrollabformung mit farbigem Silikon durchgeführt [17,25,84,87].

Dazu wurden die EMF-Stümpfe mit einer geringen Menge Vaseline (Abtei GmbH, Marienmünster, DE) per Hand abgerieben, um durch diese Isolierung ein Zerreißen des dünnen Silikonfilms beim Entfernen der Brücke vom Modell zu verhindern. Anschließend wurden die isolierten EMF-Stümpfe auf dem okklusalen Plateau mit einem dünnfließenden Silikon (President light body green, Coltène/Whaldent, Langenau, DE) dünn beschichtet und auf das Urmodell zurückversetzt. Nach dem Aushärten (10 min) wurde die Brückenrestauration achsengerecht per Hand entfernt (Abb. 16 A u. B, S. 30). Zur Stabilitätsverstärkung des verbleibenden dünnen Silikonfilms in den Pfeilerkronen wurde nun ein härteres, schneidbares sowie andersfarbiges Silikon (President heavy body orange, Coltène/Whaldent, Langenau, DE) mit einer Abformspritze reichlich in die Kronen eingebracht (Abb. 16 C, S. 30). Die so entstandenen sechs Stumpfkopien pro Brücke wurden nach dem Aushärten beschnitten, beschriftet (farblich: grün = mesial, rot = vestibulär, Kennbuchstaben: m, d, v, o) und aus dem Brückengerüst entfernt (Abb. 17 A, S. 31).

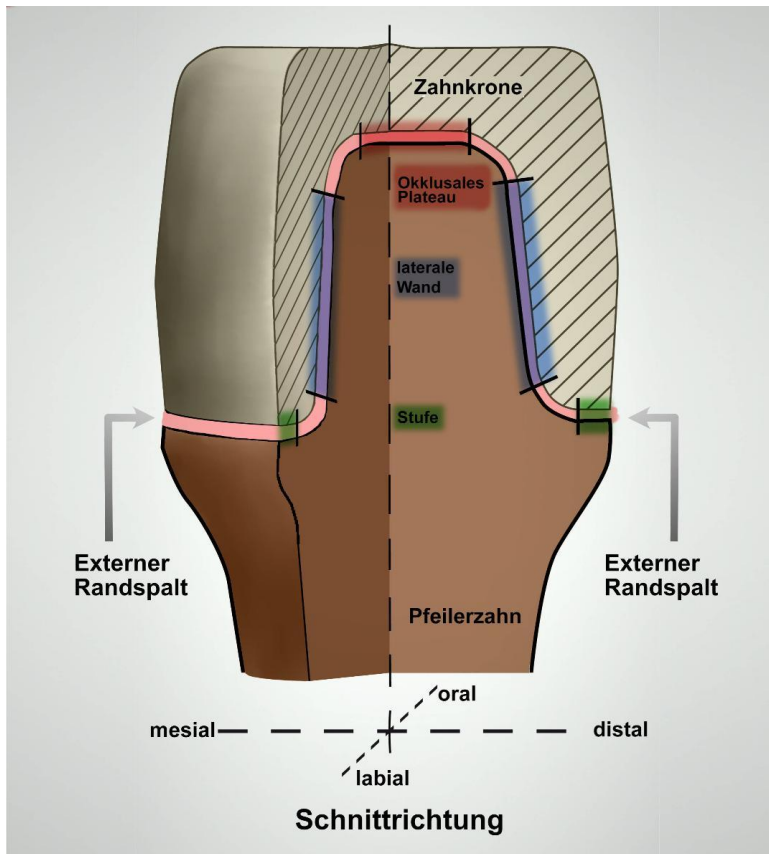


Abb. 15 Messbereiche der internen Randspaltmessung



Abb. 16 A: Interne Abformung grünes Silikon, B: Nahansicht A, C: Stabilisierung in orangen Silikon

Um eine Längsansicht des Zahnstumpfes zu erhalten, wurden die Silikonduplikate mit einem dünnen Skalpell streng axial in mesiodistaler Richtung zerschnitten (Abb. 17 C, S. 31). An den Schnittflächen zeigte sich der andersfarbige interne Randspalt (Abb. 17 A u. B, S. 31). Die so entstandenen Probekörper wurden für die Vermessungen parallel zur Tischebene in Knetmasse fixiert (Abb. 17 C, S. 31). Eine dieser Schnitthälften konnte sofort in mesiodistaler Richtung vermessen werden (Abb. 17 C oben, S. 31). Die andere Hälfte wurde erneut zentral geschnitten, gedreht und lediglich ein Viertel davon in der Knetmasse fixiert (Abb. 17 C unten, S. 31). Auf diese Weise konnte die orale Schnittfläche vermessen werden. Im Anschluss wurde auch die bereits gemessene mesiodistale Schnittfläche noch einmal streng axial geschnitten, im Viertel gedreht, fixiert und die nun sichtbare vestibuläre Schnittfläche vermessen. So war es

möglich, eine Vermessung auch in der oro-vestibulären Richtung an einem Stumpfduplikat durchzuführen.



Abb. 17 A: Stumpfreplika, B: Schnittprobe, C: Fixierung auf Objektträger bei interner Messung

Vor der Durchführung eines jeden Messvorgangs wurde das verwendete Mikroskop für die aktuellen Versuchsbedingungen kalibriert. Das mit 560x Vergrößerung eingestellte mikroskopische Bild wurde mithilfe des Video-, Mess- und Inspektionsgerätes (VMZ M-40, TV-Typus 1.6, Objektiv 2.0, Screenlevel 4.0x, Jena Engineering GmbH, Jena, DE) digital aufgenommen und vermessen (Metrona Software 4H, Jena Engineering, Jena, DE). Der Randspalt wurde an 50 willkürlichen Messstellen erfasst [41,118,132]. Die gesamte Ausdehnung des internen Randspaltes wurde dazu in fünf Flächenabschnitte (zweimal Stufe, zweimal laterale Fläche, einmal okklusales Plateau) aufgeteilt und mit jeweils zehn Messpunkten begutachtet (Abb. 15, S. 30). Auf diese Weise war es möglich, eine detaillierte Ergebnisauswertung der Randspaltqualität in den unterschiedlichen Kronenbereichen vorzunehmen [18,34,35,48].

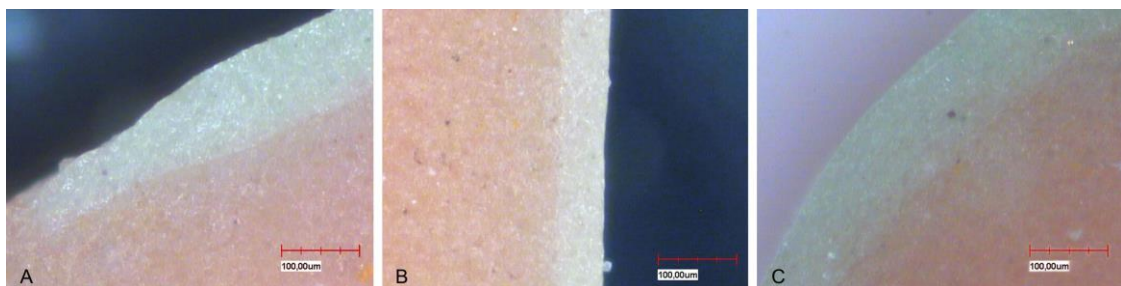


Abb. 18 Mikroskopbilder interne Messung: A: Stufe, B: laterale Wand, C: okklusales Plateau

4.3 Vermessung des externen Randspaltes im Rohzustand

Die externen Randspalten der gefrästen Brückengerüste wurden ebenfalls auf dem Urmodell vermessen [34]. Um größtmögliche Bereiche der Randspaltregion achsengerecht unter dem Mikroskop einstellen zu können, wurden die Stümpfe nacheinander provisorisch zementiert und vermessen. Dabei wurde das mit medizinischem Alkohol gereinigte und entfettete

Brückengerüst mit einer geringen Menge provisorischem Befestigungsmaterial (TempBond, Fa. Kerr, Washington D.C, USA) an einem Stumpf fixiert, wobei die verbliebenen fünf Stümpfe zur Positionssicherung und Passungskontrolle dienen. Nach einer Aushärtezeit von 30 min konnte die Brückenkonstruktion mit dem provisorisch zementierten Stumpf vom Modell entfernt und mittels Knetmasse achsengerecht unter dem Mikroskop positioniert werden. Anhand von insgesamt 60 willkürlich gewählten Messpunkten [74,107,132] wurde die Passung mithilfe eines Video-, Mess- und Inspektionsgerätes (VMZ M-40, TV- Typus, 1,6 Objektives, 2,0 Screenlevel 4,0x, Jena Engineering GmbH, Jena, DE) an jedem Pfeiler hinsichtlich der durchschnittlichen marginalen Diskrepanz bei einer Vergrößerung von 560x bewertet [91]. Nach jeder Veränderung im Aufbau des Messdurchgangs wurde das Mikroskop erneut kalibriert. Die Messpunkte verteilten sich dabei (ähnlich der Messwertverteilung der internen Randspaltmessung) auf sechs Messbereiche (2x mesial; 2x distal; vestibulär und oral) mit jeweils zehn Messwerten (Abb. 19, S. 32). Die mesialen und distalen Messbereiche gingen dabei mit einer doppelten Messwertmenge in die Datenerhebung ein. Dies war erwünscht, da die approximalen Bereiche durch die Brückenverbinder oft nicht in voller Fläche unter dem Mikroskop abgebildet werden konnten. Auf diese Weise war es möglich, konkrete Erkenntnisse über die Randspaltqualität in einem sonst nur bedingt einsehbaren Bereich zu erlangen.

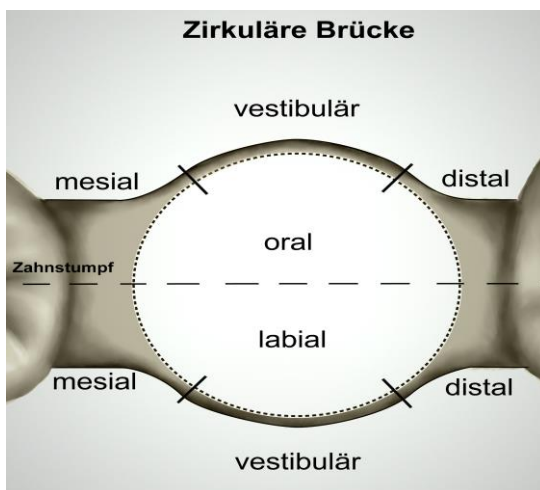


Abb. 19 Messbereiche der externen Randspaltmessung

Das auf 560x Vergrößerung eingestellte mikroskopische Bild wurde digital aufgenommen, die marginale Diskrepanz mithilfe eines Messprogramms (Metrona Software 4H, Jena Engineering, Jena, DE) erfasst und in Texttabellen aufgezeichnet.

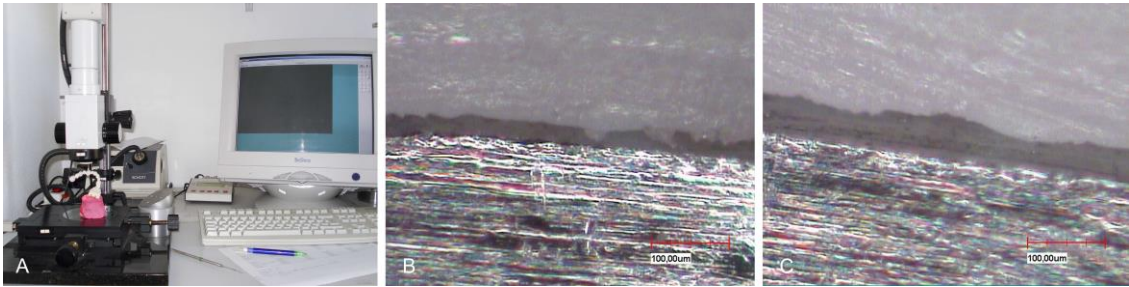


Abb. 20 A: Mikroskop, B: externer Randsp. (schwarz, Mitte), C: externer Randsp. (schwarz, Mitte)

Nach dem Vermessen wurde das Brückengerüst vom Stumpf gelöst und der provisorische Zement mit Lösungsmittel (Solvitan, Voco, Cuxhaven, DE) und einem Wattestäbchen restlos entfernt.

4.4 Keramische Verblendung der Gerüste

Nach der Gerütherstellung und Vermessung des internen und externen Randspaltes wurden alle Zirkoniumdioxidgerüste durch ein konventionelles Schichtverfahren nach Herstellerangaben im Dentallabor (R+K CAD/CAM Technologie GmbH & Co. KG, Berlin, DE) keramisch vollverblendet [12]. Hierbei wurde IPS e.max Ceram (IPS e.max Ceram, Ivoclar-Vivadent, Ellwangen, DE) der Zahnfarbe A3 in mehreren Brandstufen auf die Brückengerüste aufgeschichtet (Abb. 21, S.33, Tab. 5, S.34). Es wurde darauf geachtet, die Stufenregion dezent auszusparen, damit eine mögliche Dimensionsänderung des Randspaltes nicht durch übermodellerte keramische Masse verdeckt werden konnte [74,90,92,133,134].



Abb. 21 A: Keramische Verblendung, B: Fertigstellung Seitansicht, C: Fertigstellung Frontansicht

Tab. 5 Brandstufen der keramischen Verblendung [24,29]

Verblendkeramik	IPS e.max Ceram (Ivoclar-Vivadent)
Gerüstmaterial	Organic Zirkon Transluzent u. Opak
Schichtdicke	Min = 1 mm Max = 1,5 mm
Vorwärmtemperatur	403 °C
Linerbrand	960 °C
Schulterbrand 1	800 °C
Schulterbrand 2	800 °C
Dentinbrand 1	750 °C
Dentinbrand 2	750 °C
Glanzbrand	725 °C
Korrekturbrand	700 °C

4.5 Vermessung des internen Randspaltes nach keramischer Verblendung

Nach der Verblendung wurden alle Brücken auf dem entsprechenden Urmodell wiederholt auf ihren internen Randspalt überprüft [92,120]. Die Vermessung erfolgte analog zur vorangegangenen internen Messung beschrieben im Gliederungspunkt 4.2 (S. 29). Auch die Art und Weise der Datenerhebung und -sicherung wurde übernommen. Dieser zweite Messdurchgang während des Herstellungsprozesses machte es möglich, einen eventuellen Einfluss der keramischen Brandvorgänge auf das Randspaltverhalten der beiden Materialvarianten aufzuzeigen [78,90].

4.6 Vermessung des externen Randspaltes nach keramischer Verblendung

Im Anschluss an die Verblendung wurden alle Brücken auf dem Urmodell auf ihren externen Randspalt vermessen [68,74]. Die Vermessung erfolgte analog zu Gliederungspunkt 4.3 (S. 31).

4.7 Definitive Zementierung auf den Arbeitsmodellen

Alle zehn Brückenrestorationen wurden schließlich mit Wasser und medizinischem Alkohol gereinigt, entfettet und konventionell mit Zinkoxid-Phosphatzement (Harvard Cement, Fa. Richter & Hoffmann, Berlin, DE) auf den Stümpfen der jeweiligen Arbeitsmodelle definitiv zementiert [28,75,119,126,128]. Dazu wurde ein speziell auf die Brücke und die Gängelmaschine angepasster Löffel senkrecht auf die Brücke aufgesetzt (Abb. 22 A u. B, S. 35). Durch diese Vorrichtung wurde die Brücke, den Kaupressdruck simulierend, mit einem Gewicht von 5 kg über 10 min okklusal zentriert belastet (Abb.22 C, S. 35) [34,35,48]. Nach der Aushärtung wurde der überschüssige Zement mit einer Sonde entfernt. Um bei der späteren Vermessung eine eindeutige Abgrenzung des weißen Zirkoniumdioxids zum Zementspalt zu erhalten, wurde zur Zementierung ein rosaeingefärbter Zement (rosa, Harvard Nr. 15, Fa. Richter & Hoffmann, Berlin, DE) verwendet [80].

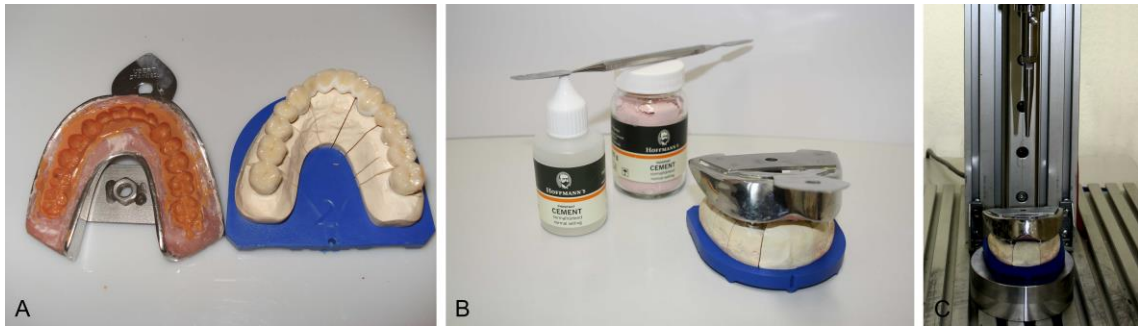


Abb. 22 A: Brücke u. Zementierungshilfe, B: Zement u. Zementierungshilfe, C : Gängelmaschine

4.8 Künstliche Alterung

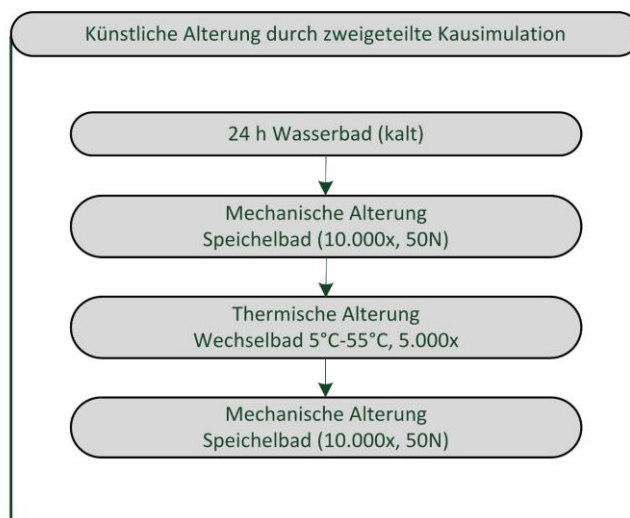


Abb. 23: Organigramm zur zweigeteilten künstlichen Alterung

4.8.1 Mechanische Kaubelastung

Um die mechanische Kaubelastung während des Alterns zu simulieren, wurden alle zementierten Brücken mithilfe einer Gängelmaschine (Isel Motor IT 116G, MLU Halle-Wittenberg, DE) mechanisch belastet. Dabei wurden die einzelnen Brücken über 10 000 Wechsellastzyklen mit einer Frequenz von 2,5 Hz und einer Kraft von 50 N zentral und lagestabil in einem Speichelbad (Speichelersatzlösung SR 100 g, Apomix, Amh Niemann, Halle, DE) belastet [7,48,75]. Zuvor wurden die Brücken 24 h lang bei Raumtemperatur im Wasserbad gelagert. Anschließend erfolgte eine Thermozyklisierung. Nach dieser wurde die mechanische Kaubelastung im selben Versuchsaufbau nochmals wiederholt (Abb. 23, S. 35).

4.8.2 Thermozyklierung

Um die In-vitro-Bedingungen der Untersuchungen den natürlichen Bedingungen im Mund anzupassen, wurden alle zementierten Brücken einzeln in einem Thermozyklriergerät thermisch gealtert. Hierbei wurden sie im „Thermowechsler“ (WEDC1V, Version2,5, Willytec München, DE) einem Warm- und Kaltbad mit destilliertem Wasser, einem thermischen Belastungswechsel von 5 °C bis 55 °C in 5 000 Zyklen mit einer Verweildauer von jeweils 30 s unterzogen [116,117,131,135]. Danach erfolgte eine weitere mechanische Kaubelastung in der Gängelmaschine für nochmals 10 000 Zyklen analog zur zuvor angesetzten Kaubelastung (siehe Gliederungspunkt 4.8.1, S. 35).

Diese zweigeteilte Art der künstlichen Alterung entspricht nicht einer herkömmlichen Langzeitalterung im Kausimulator. Aufgrund der immensen Abmaße der Proben konnten diese nicht in die verfügbaren Kausimulatoren eingebracht werden. Somit war auch eine kombinierte thermische und mechanische Langzeitalterung mit den üblichen zwei Millionen Zyklen nicht möglich. Da aber der Effekt einer klinischen Alterung in dieser Studie nicht vernachlässigt werden sollte, wurden die Proben einzeln und in zwei unterschiedlichen Geräten den zwei Komponenten einer künstlichen Alterung ausgesetzt. Auf diese Weise konnte der Einfluss einer Kurzzeit-Kausimulation unter Mundhöhlenbedingungen mit in die Untersuchungen eingebracht werden [117,119,136].



Abb. 24 A: Gängelmaschine mit Speichelbad, B: Thermozyklriergerät, C: zersägtes Arbeitsmodell

4.9 Vermessung des externen Randspaltes nach Alterung

Im letzten Messdurchgang sollte der Randspalt nun auch in den zuvor verdeckten Verbinderbereichen vermessen werden können. Um dies mit einer achsengerechten Mikroskopeinstellung zu ermöglichen, mussten die zementierten und gealterten Pfeilerzähne aus der Brückenkonstruktion herausgetrennt werden. Dies geschah mit einer diamantierten Trennscheibe (Superrapid S393, Harico, Berlin, DE) in einer wassergekühlten Laborturbine (Presto Aqua 2, NSK Europe, Eschborn, DE). Nur durch die vollständige Destruktion der Brücken war eine definitive Begutachtung des externen Randspaltes möglich. Die einzelnen Pfeilerstümpfe wurden sofort nach der Trennung in ihren Positionen an den Seitenflächen beschriftet. So konnten sie unter dem Mikroskop in alle Richtungen frei gedreht und achsengerecht eingestellt werden. Die Messwertmenge (60 Messpunkte) und Messbereichseinteilung wurde analog zu Gliederungspunkt 4.3 (S. 31) beibehalten. So konnte der gesamte Approximalraum am einzelnen Stumpf optimal eingesehen und vermessen werden.

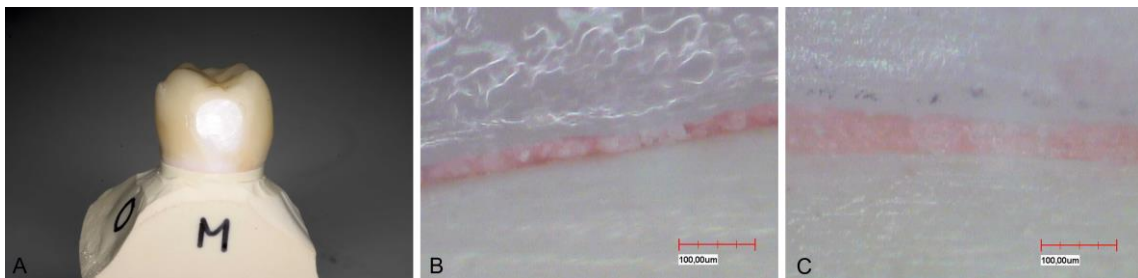


Abb. 25 A: Pfeiler frei, B: Aufnahme externen Randsp., C: Aufnahme externer Randspalt

4.10 Vermessung des internen Randspaltes nach Alterung

Im Anschluss an die externe Vermessung wurden die einzelnen, herausgetrennten Pfeilerkronen mit einer diamantierten Trennscheibe in der Laborturbine unter Wasserkühlung im I. Quadranten in mesio-distaler und im II. Quadranten in oro-vestibulärer Richtung zentral-vertikal geschnitten. Die Schnitthälften wurden in kleinen, flexiblen Plastikmuffen in Gips (ResinRock, WhipMix, Dortmund, DE) eingebettet (Abb. 26 A u. B, S. 38). Diese dienten ebenfalls zur Positionsbeschriftung und Lagesicherung der zahlreichen, kleinen Schnittproben. Nach der Aushärtung (1 h) wurden die zu vermessenden Schliifseiten am Poliermotor (Rotopol-35, Struers, Kopenhagen, DK) mit Siliciumcarbid-Schleifplatten (Körnung P 220, 320) unter Wasserkühlung freigeschliffen und poliert. Nach der Trocknung erfolgte die Übertragung der Positionsbeschriftung vom Probenhalter (Einbettmuffe) auf die Gipsprobe selbst. Vom Trennprozess bis hin zum Ein- und Ausbetten der Schnittproben wurde ein streng definiertes

System der Beschriftung eingehalten, sodass die Schnittpositionen und Lagerrichtungen der getrennten Pfeilerkronen exakt auf die Gipsproben übertragen werden konnten (Abb.26 C, S.38).

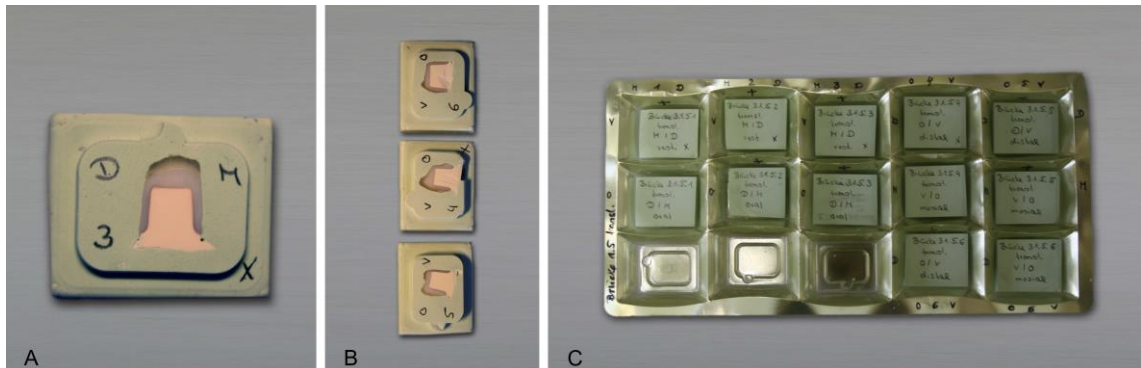


Abb. 26 A: Schnitt distal/mesial, B: Schnitte oral/vestibulär, C: gesamte Proben einer Brücke

An den so vorbereiteten Schnittflächen der Proben konnte nun der interne Randspalt erneut vermessen werden. Dafür wurde die in Gips gesockelte Probe mit der polierten Schnittfläche achsengerecht unter dem Lichtmikroskop platziert (Abb.27 A, S.38). Die Menge der Messwerte und die Lokalisation der Messbereiche aus den vorhergehenden internen Messungen wurden beibehalten.



Abb. 27 A: Mikroskop, B: Aufnahme interner lateral, C: Aufnahme interner Stufe

Da aufgrund der Instabilität der geschnittenen Proben eine erneute Teilung nicht möglich war und zur Zerstörung der Zementierung geführt hätte, wurde der interne Randspalt nur in einer Schnittrichtung pro Quadrant vermessen. Das heißt, der I. Quadrant wurde nur in mesio-distaler Richtung geschnitten und der II. Quadrant nur in oro-vestibulärer Ausrichtung. Diese Einschränkung führte zu einer Halbierung des Messwertsatzes bezogen auf jede Schnittrichtung (Reduktion der Datenmenge auf drei Pfeilerzähne). Nur so konnte die Vermessung der oro-vestibulären Seite und der mesio-distalen Seite weiterhin vorgenommen werden. Da aber die von Groten et. al. [118] geforderte Gesamtmesswertmenge von 50

Messpunkten pro Stumpf dabei nicht unterschritten wurde, war die Auswertbarkeit der Ergebnisse selbst beim reduzierten Datensatz ausreichend gegeben.

4.11 Datenerhebung

Zur Datenerhebung wurde die im Lichtmikroskop integrierte Software Metrona 4H verwendet. Diese zeichnete alle gemessenen Werte mit den dazugehörigen Lokalisationsvariablen in Texttabellen auf. Diese Tabellen wurden zur Datenaufbereitung in Excel-Tabellen (Windows Excel, Microsoft Corporation, Washington, USA) konvertiert. So war es möglich, die Werte der einzelnen Stümpfe in den einzelnen Messbereichen und mit den dazugehörigen mikroskopischen Bildern über die gesamten Messreihen zu verfolgen. Die statistische Auswertung aller Messwerte erfolgte mithilfe des Programms SPSS 18 (SPSS Inc., Chicago, USA).

Aus den zehn zirkulären Brücken mit jeweils sechs Stümpfen ergab sich in drei Messdurchgängen eine Gesamtmenge von 25 800 Messwerten aus der externen und internen Messung, wobei jeder Stumpf an mindestens 50 Messstellen vermessen wurde [41,118,132]. Um die Vielzahl der Messwerte übersichtlich im Statistikprogramm verarbeiten zu können, wurden sie schrittweise mittels arithmetischen Mittelwerts und immer in systematisch benannten Variablengruppen zusammengefasst. Dies geschah bei den externen wie auch bei den internen Werten in Chronologie. Die Variablenbezeichnung korrelierte in der internen wie externen Messung. Alle Mittelwerte der differenzierten Lokalisationen (labiale und orale Restaurationsseite, I. und II. Quadrant) sowie die Messbereiche (mesial, distal, vestibulär, oral, Stufe, Wand, okklusales Plateau) wurden zusammengefasst, berechnet und mit Variablen benannt. Im Folgenden wurden die Datenmengen der einzelnen Variablengruppen wiederum durch arithmetische Mittelwertbildungen den einzelnen Stümpfen, Brücken und Messbereichen zugeordnet. Abschließend wurden alle Werte weiter nach den einzelnen Messdurchgängen (Rohzustand, nach keramischer Verblendung, nach Alterung) sortiert und zusammengefasst, um den Verlauf der Randspaltentwicklung in den einzelnen Herstellungsphasen zu untersuchen. Zur Präsentation der Ergebnisse wurden anhand der gemittelten Messwerte für jede Gruppierung arithmetischer Mittelwert, Minimum, Maximum sowie Standardabweichung in Tabellen angegeben.

4.12 Statistische Auswertung

Die statistische Berechnung der zahlreichen hypothetischen Vergleichsannahmen wurde ebenfalls mit dem SPSS-Programm Version 18 durchgeführt [41]. Grundsätzlich wurden vor

allen statistischen Berechnungen alle Datensätze der Stichproben auf Normalverteilung geprüft (Test nach Kolmogorov-Smirnov oder Levene). Lag diese vor, so wurden bevorzugt parametrische Tests (z. B. t-Test, Varianzanalyse ANOVA) verwendet [41]. In Fällen mit mehreren Variablen wurden nach einem signifikanten Ergebnis der Varianzanalyse Post-Hock-Tests nach Bonferronie oder Duncan zur Spezifizierung der Paarvergleiche angewendet [6,41,80]. Konnte keine Normalverteilung in den Datensätzen nachgewiesen werden, so wurde auf nicht-parametrische Tests zurückgegriffen, z. B. Mann-Whitney-U-Test, Wilcoxon-Test oder Friedman-Test. In seltenen Fällen kamen auch multivariate Tests unter Zuhilfenahme der Pillai-Spur zum Einsatz. Für die Bewertung der Signifikanz wurde bei allen Testergebnissen ein Signifikanzniveau von $p < 0,05$ festgelegt. Dabei können Werte zwischen 0,000 bis 0,005 als hochsignifikant angesehen werden.

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der verschiedenen Zirkonioxidmodifikationen

Die Gesamtheit der Messwerte bieten umfangreiche Möglichkeiten der Auswertung. In dieser Studie wurden zwei unterschiedliche Materialvarianten des vom R+K Dentallabor angebotenen Zirkonioxid verwendet (Tab. 4, S. 22). Beide Produkte unterscheiden sich laut Hersteller lediglich in ihrer Transluzenz, die durch Zugabe auf bis zu 0,35 % Aluminium beim Organic Zirkon Transluzent deutlich erhöht wird. Die erste Ergebnisauswertung soll eventuelle qualitative Unterschiede oder eine Gleichwertigkeit beider Materialvarianten bezüglich der Randspaltqualität offenlegen.

5.1.1 Ergebnisse der externen Randspaltmessung der verschiedenen Zirkonioxidmodifikationen

Brücke eins bis fünf sind dem Material Organic Zirkon Transluzent zuzuordnen, Brücke sechs bis zehn dem Organic Zirkon Opak. Beide Materialien zeigten im Vergleich zur Literatur (Tab. 3, S. 12) klinisch gute Ergebnisse, wenn auch die Randspaltwerte des transluzenten, sowie des opaken Materials, sich nach allen Messdurchgängen signifikant verschlechterten ($p=0,000-0,013$, t-Test). Explizit konnte im ersten und zweiten Messdurchgang kein signifikanter Unterschied zwischen transluzent und opak festgestellt werden ($p > 0,05$, Mann-Whitney Test). Demnach liegt es nahe, beide Materialien anhand des externen Randspaltes als gleichwertig zu betrachten, auch wenn das transluzente Material dezent geringere Randspaltwerte aufwies.

Tab. 6 Vergleich der externen Randspaltwerte der Materialien

Messdurchgang	Material	Mittelwert in μm	Standard- abweichung	Minimum in μm	Maximum in μm	n
Rohzustand	transluzent	32,17	9,65	20,66	67,10	1800
	opak	37,62	14,29	20,35	82,15	1800
Keramische Verblendung	transluzent	37,00	8,59	18,62	62,91	1800
	opak	38,91	9,71	25,93	68,83	1800
Alterung	transluzent	46,36	9,35	33,52	66,43	1800
	opak	60,43	22,82	35,76	115,98	1800

Im letzten Durchgang (nach künstlicher Alterung) zeigte sich der Unterschied des transluzenten Materials mit einem Mittelwert von 46,36 μm zum opaken Material mit einem Mittelwert von 60,43 μm signifikant ($p = 0,019$, Mann-Whitney Test). Allerdings tritt diese Differenz zwischen den Materialien nur einmalig in diesem Ausmaß auf und ist in den ersten beiden Messdurchgängen nicht vorhanden. Als Ursache ließe sich ein Zementierungs- oder Messfehler

im letzten Messdurchgang vermuten. Da die Standardabweichung in diesem Messdurchgang fast doppelt so hoch ist wie in den vorhergegangenen Messdurchgängen und die folgende Auswertung der internen Messerergebnisse eher ein gegenläufiges Ergebnis zeigt, könnte ein Fehler durch Messwertausreißer entstanden sein.

5.1.2 Ergebnisse der internen Randspaltmessung der verschiedenen Zirkoniumdioxidmodifikationen

Auch in der internen Randspaltmessung wurden jeweils fünf transluzente und fünf opake Brücken vermessen. In der Einzelbetrachtung nach jedem Messdurchgang konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen dem transluzenten und dem opaken Material gefunden werden ($p > 0,05$, t-Test/ Mann-Whitney-Test). Demnach zeigt auch die interne Randspaltuntersuchung eine Gleichwertigkeit der Randspaltqualität beider Materialien auf. Allerdings erfuhr jedes Material in sich wie auch bei der externen Vermessung eine signifikante Erhöhung der Randspaltwerte nach jedem Messdurchgang ($p = 0,000$, Friedman-Test).

Tab. 7 Vergleich der internen Randspaltwerte der Materialien

Messdurchgang	Material	Mittelwert in μm	Standard- abweichung	Minimum in μm	Maximum in μm	n
Rohzustand	Transluzent	63,97	8,92	52,37	86,72	3000
	Opak	60,61	6,80	49,63	72,09	3000
Keramische Verblendung	Transluzent	68,55	10,91	55,90	100,18	3000
	Opak	65,46	7,93	51,77	82,72	3000
Alterung	Transluzent	77,33	9,34	55,80	96,13	1500
	Opak	80,95	11,69	64,49	112,06	1500

Die in dieser Studie verwendeten Materialien stellen lediglich zwei Varianten ein und desselben Zirkoniumdioxides mit nur einer geringen Modifikation dar. Durch die Erhöhung des Aluminiumgehaltes auf 0,35 % wurde vorrangig das Farbverhalten verändert. Nach werkstoffkundlichen Aspekten und den technischen Daten des Herstellers sind die zwei Materialien gleichwertig, demnach ist anzunehmen, dass sie auf herstellungsbedingte Einflüsse ähnlich reagieren. Die ersten beiden Messdurchgänge zeigen das Verhalten der Materialien während des Herstellungsprozesses und bestätigen damit auch die Gleichwertigkeit der Materialien aus werkstofftechnischer Sicht. Der letzte Messdurchgang stellt die klinische Komponente dar, da man diesen Schritt mit der Zementierung im Mund des Patienten vergleichen kann. Betrachtet man den Materialvergleich nach klinischen Aspekten, so zeigt das transluzente Material statistisch ein geringfügig besseres Randspaltverhalten.

Allerdings sollten für eine fundierte klinische Bewertung auch weitere rein klinische Studien zu Rate gezogen werden.

5.2 Ergebnisse der lokalisierten Randspaltbetrachtung aller Brücken

In der folgenden Ergebnisauswertung wurden die Brückenkonstruktionen nach einzelnen Lokalisationen verglichen und bewertet. Diese Auswertung ermöglicht es, dass Randspaltverhalten von zirkulären Brücken am Urmodell zu untersuchen. Um Wertschwankungen des Randspaltes statistisch sichtbar zu untermauern, bedarf es größtmöglicher Wertemengen. Die Tatsache, dass beide Materialvarianten des Organic Zirkons klinisch gute und nicht signifikant unterschiedliche Randspaltwerte lieferten, legte eine Wertezusammenfassung für die weitere Ergebnisauswertung nahe. Durch die Gesamtbetrachtung aller Messdaten der Materialien sowie auch gelegentlich aller Messdurchgänge ist es möglich, eine Analyse der gesamten Brückenkonstruktion und ihres Verhaltens während des Herstellungsprozesses durchzuführen. Diese Ergebnisauswertung dient aber lediglich der werkstoffkundlichen Analyse der Brückenkonstruktion und ist verglichen mit anderen klinischen Studien eher unüblich. Die Ergebnisse werden im Folgenden nach internen und externen Randspalten erfasst.

5.2.1 Ergebnisse der externen Randspaltvermessung aller Brücken

(a) Ergebnisse der externen Messdurchgänge im globalen Vergleich

Bei der Betrachtung der gemittelten externen Randspalten aller Restaurationen aus Organic Zirkon (transluzent und opak) zeichnete sich nach jedem Messdurchgang eine sichtbare qualitative Verschlechterung der Randspalten ab (Tab. 8, S. 43). Statistische Unterschiede in den Datensätzen der drei Herstellungsschritte wurden mit dem t-Test für gepaarte Stichproben untersucht und zeigten sich nach jedem Messdurchgang als signifikant verschieden ($p < 0,05$, t-Test).

Tab. 8 externe Randspaltwerte der Messdurchgänge im globalen Vergleich

Messdurchgang	Mittelwert in μm	Standard- abweichung	Minimum in μm	Maximum in μm	n
Rohzustand	34,90	12,40	20,35	82,15	3600
Keramische Verblendung	37,95	9,14	18,62	68,83	3600
Alterung	53,39	18,69	33,52	115,98	3600

(b) Ergebnisse der externen Randspaltwerte in Bezug auf die einzelnen Brückenrestaurationen

Es wurden alle zehn Brücken einzeln betrachtet und miteinander verglichen (Tab. 9, S. 44). Die unter (a) gemittelten Werte spiegeln sich auch bei der Einzelbetrachtung der Brücken wider. Mit jedem Messdurchgang vergrößerte sich der Wert des externen Randspaltes bei der Mehrheit der Brücken. Es wurde mit dem Brown-Forsythe-Test auf signifikante Unterschiede getestet. In keinem der Messdurchgänge ergaben sich signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Datensätzen der Brücken ($P > 0,05$, Brown-Forsythe-Test). Als Tendenz lässt sich feststellen, dass Brücke vier häufig die geringsten Randspalten und Brücke sechs die höchsten aufweist. Allerdings sind im statistischen Vergleich selbst diese beiden Brücken nicht signifikant verschieden.

Tab. 9 externe Randspaltwerte aller Brücken

	Brücke	Mittelwert in μm	Standard- abweichung	Minimum in μm	Maximum in μm	n
Rohzustand	1	26,59	7,81	20,66	37,86	360
	2	41,71	14,10	27,38	67,10	360
	3	30,07	7,04	22,76	43,04	360
	4	27,70	5,33	22,40	33,71	360
	5	34,76	4,21	29,44	38,82	360
	6	44,95	22,33	24,00	82,15	360
	7	28,72	5,21	20,35	33,99	360
	8	36,75	9,19	23,50	49,51	360
	9	38,94	13,45	28,04	64,82	360
	10	38,76	15,15	22,37	65,61	360
Keramische Verblendung	1	39,18	12,25	28,18	62,91	360
	2	41,30	11,04	24,91	57,15	360
	3	36,55	5,04	31,25	41,93	360
	4	32,02	7,51	18,62	41,81	360
	5	35,92	3,87	31,88	41,62	360
	6	42,39	14,33	29,73	68,83	360
	7	32,22	4,71	25,93	39,66	360
	8	40,50	5,80	35,32	48,45	360
	9	38,96	9,50	27,85	55,34	360
	10	40,50	11,00	32,53	62,30	360
Alterung	1	48,95	10,38	37,42	65,79	360
	2	55,19	10,16	39,12	66,43	360
	3	43,53	9,18	34,26	59,52	360
	4	41,36	3,30	37,16	45,97	360
	5	42,76	6,63	33,52	49,75	360
	6	58,14	30,87	35,76	115,98	360
	7	57,00	25,04	37,48	90,08	360
	8	59,38	15,28	39,77	79,81	360
	9	68,09	23,46	45,49	108,44	360
	10	59,54	23,73	41,00	101,93	360

(c) Ergebnisse der externen Randspalten in Bezug zu den Zahnstümpfen

Jede zu vermessende Brücke wies sechs Pfeiler auf, welche mit dem Brown-Forsythe-Test auf signifikante Unterschiede untersucht wurden. In keinem der einzelnen Messdurchgänge konnten signifikante Unterschiede ($p > 0,05$, Brown-Forsythe-Test) zwischen den Pfeilerlokalisationen festgestellt werden.

Tab. 10 externe Randspaltwerte der Pfeilerzähne

	Zahn	Mittelwert in μm	Standard- abweichung	Minimum in μm	Maximum in μm	n
Rohzustand	17	37,60	10,08	20,70	59,10	600
	15	32,08	9,84	20,35	49,51	600
	13	43,51	20,41	22,41	82,15	600
	23	30,42	4,62	21,72	38,82	600
	25	28,84	7,78	20,66	43,04	600
	27	36,93	12,00	24,28	67,10	600
Keramische Verblendung	17	41,44	7,02	34,26	57,15	600
	15	36,68	6,52	28,18	48,45	600
	13	40,79	16,42	18,62	68,83	600
	23	35,66	4,11	29,73	41,55	600
	25	34,33	5,88	25,93	45,61	600
	27	38,82	9,45	31,25	62,91	600
Alterung	17	46,91	7,39	34,26	58,50	600
	15	59,80	17,28	39,12	90,08	600
	13	64,00	29,88	33,52	115,98	600
	23	45,90	4,88	41,95	55,43	600
	25	52,24	22,04	36,36	108,44	600
	27	51,51	15,78	35,76	79,81	600

(d) Ergebnisse der externen Randspalten in Bezug zu den Quadranten

Alle Pfeilerzähne jeder Brücke konnten entweder dem I. oder II. Quadranten zugeordnet werden. Die den jeweiligen Quadranten zugehörigen Datensätze wurden mit dem t-Test für unabhängige Stichproben auf Signifikanz untersucht. In keinem der einzelnen Messdurchgänge ergaben sich signifikante Unterschiede ($p > 0,05$, t-Test).

Tab. 11 externe Randspaltwerte der Quadranten

Mess- durchgang	Quadrant	Mittelwert in μm	Standard- abweichung	Minimum in μm	Maximum in μm	n
Rohzustand	I. Quadrant	37,73	11,77	20,35	82,15	1800
	II. Quadrant	32,06	5,43	20,66	67,10	1800
Keramische Verblendung	I. Quadrant	39,64	7,26	18,62	68,83	1800
	II. Quadrant	36,27	4,81	25,33	62,91	1800
Alterung	I. Quadrant	56,90	14,65	33,52	115,98	1800
	II. Quadrant	49,88	11,04	35,76	108,44	1800

(e) Ergebnisse der externen Randspaltwerte in Bezug auf die Innen- und Außenflächen der Brücken

Die Daten dieser Studie ermöglichen eine differenzierte Betrachtung der Labial- und Oralfläche der Brückenrestorationen. Der Datensatz des letzten Messdurchgangs erwies sich entgegen dem Messdurchgang ersten und zweiten als nicht normalverteilt. Daher wurden signifikante Unterschiede innerhalb der einzelnen Durchgänge mit dem Wilcoxon-Test ermittelt. Im Rohzustand und nach Alterung unterschieden sich labial und oral signifikant (Messdurchgang 1 und 3: $p = 0,000$, Wilcoxon-Test). Während im Messdurchgang nach keramischer Verblendung kein Unterschied zwischen labial und oral festgestellt werden konnte ($p > 0,05$, t-Test). Dennoch kann man daraus eine Tendenz ableiten, dass die orale Seite zirkulärer Brücken qualitativ schlechtere Randspalten liefert.

Tab. 12 externe Randspaltwerte der labialen und oralen Seite

Mess-durchgang	Material	Mittelwert in μm	Standard-abweichung	Minimum in μm	Maximum in μm	n
Rohzustand	labial	31,88	10,82	11,29	64,03	1800
	oral	37,91	16,43	19,72	107,67	1800
Keramische Verblendung	labial	38,49	10,31	18,89	67,01	1800
	oral	37,42	12,26	18,34	73,53	1800
Alterung	labial	49,83	18,92	29,75	116,34	1800
	oral	56,96	20,12	30,10	115,62	1800

(f) Ergebnisse der externen Randspaltwerte differenziert nach Messbereichen

Die gemittelten Daten der unterschiedlichen Messbereiche (mesial, distal, labial/vestibulär und oral/vestibulär, Abb. 19, S. 32) wurde zuerst mit dem Friedman-Test auf globale signifikante Unterschiede getestet ($p = 0,004$, Friedman-Test). Alle Messbereiche unterscheiden sich signifikant voneinander. Danach gab der Pillai-Spur -Test Aufschluss über signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Messbereichen in den einzelnen Messdurchgängen ($p = 0,000$; $0,001$; $0,003$; Pillai-Spur).

In den einzelnen Messdurchgängen variieren die Mittelwerte der Messbereiche sehr stark, demnach sind auch signifikante Unterschiede sehr häufig und wechselhaft. Eine allgemeingültige Aussage über das Verhalten der Messwerte eines Messbereiches kann somit nicht zuverlässig getroffen werden, auch wenn eine Tendenz sichtbar wird, dass sich der oral/vestibuläre Bereich, wie auch im Messbereichsvergleich (e), signifikant von den anderen abhebt ($p = 0,000$, Pillai-Spur).

Tab. 13 externe Randspaltwerte der Messbereiche distal, mesial, labial/vestibulär und oral/vestibulär

Messdurchgang	Material	Mittelwert in μm	Standardabweichung	Minimum in μm	Maximum in μm	n
Rohzustand	Distal	35,63	14,67	18,99	94,67	1200
	Mesial	32,28	14,20	15,36	74,96	1200
	labial/ vestibulär	30,41	14,24	10,65	81,83	1200
	oral/ vestibulär	43,13	21,27	15,13	121,33	1200
Keramische Verblendung	Distal	37,11	12,21	14,68	74,30	1200
	Mesial	34,53	10,84	12,59	64,07	1200
	labial/ vestibulär	45,87	21,84	12,23	122,07	1200
	oral/ vestibulär	38,57	17,75	13,09	91,52	1200
Alterung	Distal	51,05	24,96	21,45	149,25	1200
	Mesial	54,05	16,72	29,96	122,52	1200
	labial/ vestibulär	48,32	24,50	20,03	148,93	1200
	oral/ vestibulär	61,84	24,52	23,90	127,18	1200

5.2.2 Ergebnisse der internen Randspaltemessungen aller Brücken

(a) Ergebnisse der internen Messdurchgänge im globalen Vergleich

Nach der Datenerhebung an direkten und indirekten Schnittproben von jeweils fünf transluzenten und fünf opaken zirkulären Brücken in drei Messdurchgängen ergaben sich zusammengefasst die in Tabelle 14 (S. 47) dargestellten Ergebnisse für die Betrachtung des internen Randspaltes im globalen Vergleich.

Mittelwertig zeigte der Rohzustand mit $62,29 \mu\text{m}$ die geringsten Randspaltwerte. Nach keramischer Verblendung ließ sich eine geringe Erhöhung der Werte auf $67 \mu\text{m}$ feststellen. Die Messungen nach der künstlichen Alterung ergaben mittelwertig $79,14 \mu\text{m}$. Wie schon bei den externen Messungen erhöhten sich die Messwerte mit jedem Messdurchgang signifikant ($p = 0,000$; Friedman-Test), wobei sich die größte Randspalterweiterung nach der künstlichen Alterung ergab.

Tab. 14 interne Randspaltwerte der Messdurchgänge im globalen Vergleich

Messdurchgang	Mittelwert in μm	Standardabweichung	Minimum in μm	Maximum in μm	n
Rohzustand	62,29	8,04	49,63	86,72	6000
Keramische Verblendung	67,00	9,58	51,77	100,18	6000
Alterung	79,14	10,65	55,80	112,06	3000

(b) Ergebnisse der internen Randspaltwerte in Bezug auf die einzelnen Brückenrestaurationen

Alle zehn Brücken wurden indirekt und im letzten Durchgang direkt auf ihren internen Randspalt vermessen. Dabei erhöhten sich die Mittelwerte vom Rohzustand (62,3 µm) über die keramische Verblendung (67,00 µm) bis hin zur Alterung (79,14 µm) stetig. Aufgrund stellenweise fehlender Varianzhomogenität wurde wieder auf den Brown-Forsythe-Test zurückgegriffen. Dabei wurden in keinem der einzelnen Durchgänge signifikante Unterschiede zwischen den Brücken festgestellt ($p > 0,05$, Brown-Forsythe-Test).

Tab. 15 interne Randspaltwerte aller Brücken

	Brücke	Mittelwert in µm	Standard- abweichung	Minimum in µm	Maximum in µm	n
Rohzustand	1	67,03	13,31	54,57	86,72	600
	2	65,65	8,95	53,09	79,15	600
	3	60,66	6,94	53,39	72,19	600
	4	58,87	7,71	52,37	72,37	600
	5	67,61	4,66	59,09	71,56	600
	6	63,37	8,94	53,55	72,09	600
	7	61,40	3,21	55,38	64,51	600
	8	59,42	9,96	49,63	71,89	600
	9	62,16	5,97	56,64	70,10	600
	10	56,71	3,24	51,11	59,61	600
Keramische Verblendung	1	70,35	12,74	59,47	93,83	600
	2	67,12	11,10	56,03	87,95	600
	3	67,46	8,64	56,39	78,44	600
	4	66,57	16,87	55,90	100,18	600
	5	71,25	4,96	63,23	77,59	600
	6	64,94	7,69	56,91	76,97	600
	7	66,00	5,63	57,85	74,27	600
	8	62,00	7,22	53,15	69,34	600
	9	71,17	8,38	57,78	82,72	600
	10	63,20	9,55	51,77	72,84	600
Alterung	1	81,21	10,37	66,53	96,13	300
	2	77,26	8,27	64,78	82,81	300
	3	74,80	11,99	55,80	87,58	300
	4	72,74	7,59	62,68	83,95	300
	5	80,65	8,06	69,57	89,91	300
	6	80,79	11,81	66,60	97,80	300
	7	88,25	17,63	70,82	112,06	300
	8	81,64	7,08	68,23	89,53	300
	9	78,61	8,50	71,62	94,00	300
	10	75,46	10,63	64,49	90,46	300

(c) Ergebnisse der internen Randspaltwerte in Bezug auf die einzelnen Zahnstümpfe

In jedem Messdurchgang wurden alle sechs Pfeiler jeder Brücke auf ihren internen Randspalt hin überprüft. Die zahlreichen Mehrfachvergleiche in jedem Messdurchgang zeigten häufig wechselnde signifikante Unterschiede ($p < 0,05$, Brown-Forsythe-Test, Duncan Test, Bonferroni), jedoch keine eindeutig auswertbare statistischen Resultate. So waren im

Rohzustand ($p = 0,03$, Brown-Forcythe-Test) und nach keramischer Verblendung ($p = 0,000$, Brown-Forcythe-Test) die Pfeilerzähne signifikant verschieden, während sich nach der Alterung kein signifikanter Unterschied mehr zeigte ($p > 0,05$, Brown-Forcythe-Test). Auch in der Betrachtung der Zahnstümpfe innerhalb der ersten zwei Messdurchgänge unter Zuhilfenahme des Duncan und Bonferroni-Tests, zeigte sich das Randspaltverhalten an den einzelnen Pfeilerzähnen als sehr reziprok und demnach nicht eindeutig auswertbar. Allerdings lässt sich eine Tendenz erkennen wonach, Pfeilerzahn 23 häufig die kleinsten und Pfeilerzahn 17 die größten Randspalten aufweist.

Tab. 16 interne Randspaltwerte der Pfeilerzähne

	Zahn	Mittelwert in μm	Standard- abweichung	Minimum in μm	Maximum in μm	n
Rohzustand	17	69,80	8,99	58,32	86,72	1000
	15	64,22	6,15	56,04	71,89	1000
	13	61,89	7,81	53,06	71,61	1000
	23	55,58	3,33	49,63	61,22	1000
	25	60,83	6,17	51,11	69,51	1000
	27	61,41	8,66	52,57	80,24	1000
Keramische Verblendung	17	77,92	10,22	65,90	100,18	1000
	15	68,91	5,66	59,17	76,49	1000
	13	62,83	5,97	55,90	70,61	1000
	23	59,28	4,28	51,77	67,79	1000
	25	65,43	7,50	53,15	75,28	1000
	27	67,65	11,41	56,91	93,83	1000
Alterung	17	75,84	6,78	68,44	89,29	500
	15	84,03	12,30	68,64	107,97	500
	13	78,42	17,33	55,80	112,06	500
	23	75,43	7,57	62,68	84,55	500
	25	80,66	7,02	68,23	87,58	500
	27	80,47	8,97	66,60	96,13	500

(d) Ergebnisse der internen Randspaltwerte in Bezug auf die einzelnen Quadranten

Jede Brücke wurde mit jeweils drei Pfeilern in zwei Quadranten (I. rechts/II. links) unterteilt und vermessen. Im Rohzustand ($p = 0,002$, Mann-Whitney Test) und nach der keramischen Verblendung ($p = 0,019$; t-Test) zeigte sich ein signifikanter Unterschied zwischen dem I. und dem II. Quadranten. Dabei ließ der II. Quadrant, wie auch in der externen Randspaltvermessung, geringere Randspaltwerte erkennen. Im Messdurchgang nach künstlicher Alterung konnte kein signifikanter Unterschied gefunden werden ($p > 0,05$, t-Test). Dennoch weist auch hier der II. Quadrant geringere Randspalten auf als der I. Quadrant.

Tab. 17 interne Randspaltwerte der Quadranten

Mess-durchgang	Quadrant	Mittelwert in μm	Standard-abweichung	Minimum in μm	Maximum in μm	n
Rohzustand	I. Quadrant	65,31	8,19	53,06	86,72	3000
	II. Quadrant	59,27	6,76	49,63	80,24	3000
Keramische Verblendung	I. Quadrant	69,89	9,65	55,90	100,18	3000
	II. Quadrant	64,12	8,75	51,77	93,83	3000
Alterung	I. Quadrant	79,43	12,91	55,80	112,06	1500
	II. Quadrant	78,85	8,01	62,68	96,13	1500

(e) Ergebnisse der internen Randspaltwerte differenziert nach den horizontalen Messbereichen

In der Datenerfassung konnte jeder Pfeiler nach seinen einzelnen Flächen (mesial, distal, oral und vestibulär) in der horizontalen Ebene vermessen und bewertet werden. Signifikante Unterschiede aller Paarvergleiche der Messbereiche wurden mit dem t-Test für gepaarte Stichproben ermittelt. Wie bereits in der Auswertung zum externen Randspalt waren die Signifikanzen zwischen den einzelnen Messbereichen sehr wechselhaft, was eine globale Aussage erschwert. Im Rohzustand waren alle Bereiche zueinander signifikant verschieden ($p < 0,05$, t-Test), außer der mesiale Messbereich. Der distale Bereich lieferte mit $66,03 \mu\text{m}$ die signifikant geringsten Randspalten, während der orale Messbereich mit $71,18 \mu\text{m}$ die signifikant höchsten Randspalten aufwies. Im Messdurchgang nach keramischer Verblendung unterschieden sich die Messbereiche kaum voneinander ($p > 0,05$, t-Test) und nur der distale Messbereich wies mit $71,8 \mu\text{m}$ signifikant kleinere Randspaltwerte auf ($p = 0,000-0,04$, t-Test). Im Messdurchgang nach Alterung konnte diese Beobachtung nicht bestätigt werden. Hier lagen die größten Randspalten im vestibulären und mesialen Messbereich und unterschieden sich nicht voneinander ($p = 0,05$, t-Test), während der orale Bereich signifikant die minimalsten Messwerte aufwies ($p = 0,005$, t-Test). Allerdings ist dieser letzte Messdurchgang weniger aussagekräftig als die Ergebnisse aus den vorhergehenden Messdurchläufen, da im letzten Durchlauf nach Alterung nur noch am halben Satz der Proben gemessen werden konnte.

Tab. 18 interne Randspaltwerte der Messbereiche distal, mesial, vestibulär und oral

Mess-durchgang	Material	Mittelwert in μm	Standard-abweichung	Minimum in μm	Maximum in μm	n
Rohzustand	distal	66,03	11,48	47,59	96,87	1500
	mesial	69,91	11,59	50,21	101,43	1500
	vestibulär	68,02	11,25	43,71	105,66	1500
	oral	71,18	11,88	48,08	103,24	1500
Keramische Verblendung	distal	71,78	16,09	46,62	131,97	1500
	mesial	73,74	14,25	43,54	116,88	1500
	vestibulär	74,35	13,90	44,94	114,55	1500
	oral	75,40	13,67	55,71	114,81	1500
Alterung	distal	79,06	18,38	46,45	118,17	750
	mesial	84,36	17,68	60,81	125,46	750
	vestibulär	84,06	12,00	56,33	104,13	750
	oral	73,60	14,54	49,73	120,69	750

(f) Ergebnisse der internen Randspaltwerte differenziert nach den vertikalen Messbereichen

Durch die Anfertigung von vertikalen Schnitten konnten die Randspaltmessungen in den Bereichen der Stufe, der lateralen Wand und des okklusalen Plateaus in zwei Schnittrichtungen vorgenommen werden. Alle Paarvergleiche wurden mit dem t-Test durchgeführt.

In der Betrachtung der einzelnen Messdurchgänge zeigten sich die Daten des okklusalen Plateaus im Rohzustand, nach keramischer Verblendung und nach Alterung als hochsignifikant verschieden zu den beiden anderen Messbereichen ($p = 0,00 - 0,04$, t-Test). Lediglich im zweiten Messdurchgang werden auch die Daten des Stufenbereichs ($63,16 \mu\text{m}$) zur lateralen Wand ($61,34 \mu\text{m}$) signifikant verschieden ($p = 0,000$, t-Test). Diese Signifikanz tritt aber bereits im nächsten Messdurchgang nach erfolgter Alterung nicht mehr auf.

Tab. 19 interne Randspaltwerte der Messbereiche Stufe, laterale Wand und okklusales Plateau

Mess-durchgang	Material	Mittelwert in μm	Standard-abweichung	Minimum in μm	Maximum in μm	n
Rohzustand	Stufe	52,93	8,53	40,68	80,02	2400
	laterale Wand	52,15	6,79	41,88	72,99	2400
	okklusales Plateau	101,28	24,93	57,34	176,19	1200
Keramische Verblendung	Stufe	60,39	9,87	45,96	96,65	2400
	laterale Wand	53,18	7,79	38,46	77,09	2400
	okklusales Plateau	107,90	34,72	41,86	208,50	1200
Alterung	Stufe	76,18	13,46	54,85	114,74	1200
	laterale Wand	78,71	10,54	56,77	101,04	600
	okklusales Plateau	85,92	27,94	32,54	166,12	600

6 Diskussion

Für den Langzeiterfolg einer festsitzenden, prothetischen Arbeit ist ein qualitativ hochwertiges Zusammenspiel von zahnärztlicher Behandlung, zahntechnischer Herstellung sowie Patientencompliance vonnöten. Kontrollierbare Voraussetzungen dafür sind eine optimale Planung und Präparation der prothetischen Versorgung, eine fehlerfreie Übertragung in die Modellsituation sowie beste Materialeigenschaften, eine gute Passung und letztlich auch störungsfreie, physiologische Okklusionsverhältnisse der späteren Restauration [33]. Der innere und externe Randspalt sind dabei zwei messbare Größen, um die technische Umsetzung einer Restauration qualitativ zu bewerten [8,137].

Zahlreiche Studien haben in der Vergangenheit Randspaltemessungen an verschiedensten Restaurationen aus verschiedensten Materialien vorgenommen. Eine kurze Übersicht über verschiedene Randspaltstudien liefern die Tabellen auf Seite 11 und 12 (Tab. 2, S. 11, Tab. 3, S. 12). So maßen Beuer et al. [58] und Paar [57] sehr kleine Randspalten von bis zu 13 µm während Fragoso et al. [60] und Vojdani et al. [64] überdurchschnittlich große Werte bis zu 254 µm. Randspaltstudien gelten neben Bruch- und Abzugstests zu den einfachsten und üblichsten Qualitätsnachweisen in der Dentaltechnik. Jedoch arbeitet die große Mehrheit dieser Studien an Einzelkronen [59,65,70]. Randspaltstudien an Brücken finden sich wesentlich seltener [15,90,138]. Vermessungen an zirkulären Brückenarbeiten sind in der Literatur kaum zu finden [57,58]. Das mag sicherlich daran liegen, dass eine klinische Indikation für eine zirkuläre Ein- Stück- Versorgung nur selten sinnvoll gestellt werden kann. Allerdings ist es mit einer materialspezifischen und herstellungsorientierten Fragestellung durchaus interessant, auch große Brückenarbeiten herzustellen, zu vermessen und zu bewerten. Nach Beuer et al. [58] und Paar [57] reagieren ein- oder mehrgliedrige Brückenrestorationen allein durch ihre größere Masse und die oft nicht symmetrische Konfiguration deutlich anders auf den Verarbeitungsprozess als Einzelkronen [57,58,91].

In dieser Studie wurden zehn zirkuläre Brücken aus zwei unterschiedlichen Materialvarianten (opak und transluzent) von Zirkoniumdioxid hergestellt, um sie auf ihre Randspaltqualität zu bewerten. Dabei stand nicht nur die qualitative Einschätzung der technischen Herstellung zirkulärer Restaurationen im Vordergrund, sondern ebenso der Vergleich der zwei verwendeten Materialien sowie die lokalisierte Betrachtung ihres Randspaltverhaltens.

6.1 Diskussion der Modell- und Probenherstellung

In dieser Studie wurde mit einer zirkulären Zirkoniumdioxid- Brückenversorgung auf sechs EMF-Pfeilerstümpfen gearbeitet. Obwohl Zirkoniumdioxid nach Absmaier [7] und Larsson et al. [131] in Materialstärken von bis zu 0,3 mm verarbeitet werden könnte [131,139], wurden die Brücken nach den Herstellerangaben [29] sowie den herkömmlichen Präparations- und Konstruktionsvorschriften für vollkeramische Restaurationen gearbeitet [9,33,35,41]. Die Verwendung von edelmetallfreien Stümpfen in den Urmodellen hatte darüber hinaus den Vorteil, dass sich die Stümpfe durch das häufige Auf- und Absetzen der Zirkoniumdioxidbrücken in den zahlreichen Messvorgängen nicht abnutzten und somit die Messbedingungen veränderten. Dieses Vorgehen findet sich auch in den Studien von Stieglbauer [91] und Abdin-Bey [80] die ebenfalls die kompletten Metallmodelle durch Dublierung anfertigen ließen. Des Weiteren wurde zur Vervielfältigung der Modellsituation eine standardisierte Dublierung gegenüber der herkömmlichen manuellen Abdrucknahme bevorzugt, da letzteres bei sechs Pfeilern seltenst zehn vollkommen identische und fehlerfreie Abdrücke einer Gebissituation liefert. Das zertifizierte Dublierverfahren schloss somit Fehler und Ungenauigkeiten, die bei einer Übertragung der Gebissituation aus einem Abdruck in ein Gipsmodell entstehen könnten, weitestgehend aus und ließ sich reproduzierbar umsetzen. Fick [34] und Hmaidouch [122] verwendeten in ihren Studien ebenfalls die Modellherstellung durch Dublierung und das, obwohl diese lediglich an Einzelkronen arbeiteten.

Alle zehn Brückengerüste wurden nach ihrer computergesteuerten Herstellung auf dem verwendeten Urmodell, sowie auf ihrem dazugehörigen Arbeitsmodell vom Zahntechniker manuell aufgepasst. Dieser doppelte Arbeitsschritt war notwendig, da beide Modelle für die Messdurchgänge benötigt wurden. Auf dem Urmodell wurden der erste und zweite Messdurchgang vorgenommen, um eine größtmögliche Präzision zu erreichen. Im letzten Messdurchgang sollten die Modelle allerdings geschnitten und nachfolgend vermessen werden. Dies wäre mit eingebetteten Edelstahlstümpfen kaum möglich gewesen. Ferner waren nur zwei Urmodelle vorhanden; es mussten aber zehn Brücken zementiert und geschnitten werden. Daher entschied man sich für die Verwendung von Arbeitsmodellen. Diese wurden, wie auch in der Arbeit von Müller-Stahl [113], aus kunststoffverstärktem Gips hergestellt und konnten präzise zerschnitten werden. Trotz ebenfalls zertifizierter Arbeitsschritte im Dentallabor könnte es durch die doppelte Modellherstellung zu Passungsungenauigkeiten gekommen sein. Diese hätten ein verstärktes Ausschleifen der Brückengerüste auf dem Arbeitsmodell zur Folge, welches sich besonders in der Vergrößerung des internen Randspaltes widerspiegeln würde. Jedoch zeichnet sich der verwendete

kunststoffverstärkte Gips durch eine kleine Eigenexpansion (0,08%) und eine hohe Präzision aus [24], sodass derartige Fehlerursachen bestmöglich verringert wurden. Darüber hinaus könnte dieser Prozess in der klinischen Anwendung mit dem Auf- und Anpassen einer Restauration im Patientenmund verglichen werden, was den klinischen Aspekt dieser Studie optimiert. Zudem musste nach Angaben des Zahntechnikermeisters keine der verwendeten Brücken in umfangreicher Weise aufgepasst werden. Lediglich an Brücke acht der opaken Versuchsreihe wurden nach dem Aufpassen eine größere Passungsungenauigkeit und Schaukelbewegungen festgestellt. Die Brücke wurde neuangefertigt.

6.2 Diskussion der Randspaltnessung

Externe Randspaltnessung

Die Messung des externen Randspaltes wurde mit einem Lichtmikroskop in einer Vergrößerung von 560x an 50 willkürlichen Positionen vorgenommen. Nach Groten et al. [118] und Gözl [132] sollten mindestens 50 Messpunkte pro Randspaltprobe aufgenommen werden, um statistisch gesicherte Aussagen treffen zu können. Die Brückenkonstruktionen konnten durch ihre Größe und die ausschweifende, gebogene Form nicht in eine konfektionierte Halterung eingebracht werden. Da eine normierte Einstellung der Messbilder daher nicht möglich war, wurde auf eine manuelle Ausrichtung zurückgegriffen. Verzerrungen durch Bewegungsunschärfe konnten durch die Verwendung von Knetmasse zur Fixierung ausgeschlossen werden. Der Fokusobjektstand jedes Messpunktes, sollte immer im 90 °-Winkel zur Linse und in gleichem Abstand eingestellt sein, andernfalls wäre mit Verzerrungen der Messstrecke durch optische Beugungsfehler zu rechnen gewesen. Dies konnte mit einem Objektisch, der annähernd dem Brückendurchmesser entsprach, der Knetmasse und der manuellen Fokuseinstellung meist realisiert werden. Dennoch sollte in der Nachbetrachtung dieser Studie eingeräumt werden, dass ein Optimum dieser Ausrichtung bei der gewählten Brückenkonfiguration nicht immer möglich war. Durch den großen, gekrümmten Brückenbogen konnten an einigen Messstellen, vorwiegend an den approximalen, mesialen und distalen Bereichen, lediglich Messbilder in verminderter Qualität (Unschärfe) abgebildet werden. Jedoch wären die Brückenkonstruktionen auch für die qualitativ höherwertige Darstellung im Rasterelektronenmikroskop zu groß gewesen. Um das Randspaltverhalten während des Herstellungsprozesses untersuchen zu können, wurde trotz dieser erhöhten Fehlerwahrscheinlichkeit im ersten und zweiten Messdurchgang an der vollständigen Restauration mit Hilfe des Lichtmikroskops vermessen. Um die Genauigkeit in diesen schwierig einzusehenden Zonen zu erhöhen, wurde in den distalen und mesialen Bereichen in der

externen Messung doppelt vermessen. So erhöhten sich in diesen Gebieten die Messpunktanzahl und nach Groten et al. [118] damit auch die Aussagekraft der ermittelten Werte. Darüber hinaus wurde eingehend darauf geachtet, den Randspalt möglichst in der unverzerrten und scharf abgebildeten Bildmitte zu vermessen, da durch die Krümmung der Zahnstümpfe die Bildränder eine verstärkte Verzerrung aufwiesen. Im letzten Messdurchgang konnte die externe Messung an den getrennten Einzelkronen der Brückenpfeiler vorgenommen werden, wie es auch Beuer et al. [58] und Paar [57] in ihren Studien zu zirkulären Brücken machten. Dies löst die Probleme von Verschattung und Verdeckung und lieferte Messbilder mit zentral voller Schärfen. Die unverzerrte Darstellung des Randspaltes könnte auch ein zusätzlicher Grund für den Anstieg der externen Randspaltwerte im letzten Messdurchgang sein.

Interne Randspaltmessung

Die interne Randspaltmessung wurde im ersten und zweiten Messdurchgang in indirekter Weise an Silikondublierungen der Zahnstümpfe vorgenommen [17,25,107,108]. Laut dem Review von Nawafleh et al. [107] aus dem Jahr 2013 werden in 183 Randspaltstudien zu 47,8 % die Vermessung durch direkte Aufsicht gewählt, aber auch zu 23,5 % die Vermessung an Schnitten sowie zu 20,2 % die Vermessung an Silikonreplika [107]. Letzteres fand ebenfalls Anwendung in einer Studie von Kohorst et al. [89] über die marginale Randspaltqualität von viergliedrigen Zirkonbrücken [90]. Die Technik der Abformung des internen Randspaltes erwies sich als sehr praktikabel, kaum fehlersensibel und reproduzierbar. Es wurde mit zwei verschiedenfarbigen Silikonen gearbeitet, deren Farbkontrast sich im Schnittpräparat auch noch unter dem Mikroskop gut darstellen ließ. Es wurde darauf geachtet, alle Proben mittig, gerade und in der geforderten Schnittrichtung (oro-vestibulär oder mesio-distal) standardisiert zu zerschneiden. Die einzige Einschränkung bei der Messung an Schnittpräparaten war, dass nicht die gesamte Ausdehnung des inneren Randspaltes, sondern lediglich der eingeschränkte Bereich des Schnittes in einer Ebene zur Vermessung herangezogen werden konnte. Mit einer Präzisionsschneid- oder Schliifmaschine und einem anderen schleifbaren Material der Stumpfduplikate wäre es eventuell möglich gewesen, mehrere Schnitte der Kronenstümpfe anzufertigen [34,80]. Da aber eine solche Technik für die Durchführung der Studie nicht zur Verfügung stand und auch auf dem beschriebenen Weg eine akzeptable Messpunktmenge von 100 Messpunkten pro Zahnstumpf erfasst werden konnte, wurde von weiteren Schnitten abgesehen.

6.3 Diskussion der künstlichen Alterung

In vielen Studien werden die zu vermessenden Restaurationen in Kausimulatoren künstlich gealtert. Dies stellt den klinischen Bezug zu den täglichen Belastungen für zahnärztliche Restaurationen im Mund der Patienten dar. In der Fachliteratur gehen die Vorgaben für die Länge und Durchführung einer Kausimulation weit auseinander [135,136]. In einem Review [117] aus 23 vergleichbaren Studien über Alterung durch Thermozyklierung kommt Morresi [136] zu dem Schluss, dass man anhand der aktuellen Fachliteratur keine standardisierten Aussagen über die Durchführungsbestimmungen oder Zyklenanzahl einer künstlichen Alterung treffen kann [136]. Manche Autoren setzten für eine Langzeitalterung circa 1 000 000 Zyklen an, was nach Zebuhr [140] in etwa einer Tragedauer von fünf Jahren entsprechen würde. Allerdings gibt es auch dabei keine definierten Normen, was die Durchführung und Länge der Alterung von dentalen Restaurationen angeht. Die meisten Studien lagern die Proben in Speichelbädern und belasten sie mithilfe mechanischer Stempel im Wechsel mit definierten Gewichten [48]. Für diesen Vorgang gibt es spezielle Kausimulatoren (z. B. Willitec München), die in unterschiedlichen Programmen sehr lange Kauzyklen simulieren können [75,140]. Aus der Fachliteratur geht ebenso wenig hervor, ob eine künstliche Alterung lediglich mithilfe von Wechselbädern in unterschiedlichen Temperaturen oder mit dem Wechsel von Be- und Entlastung durch Gewichte oder sogar beidem zugleich durchgeführt werden sollte. Es gibt auch Studien, die mithilfe von Säuren eine Alterung bewirken [141]. Durch die Größe der zirkulären Brücken konnte in dieser Studie nicht auf die üblichen bzw. gängigen Methoden und Geräte zurückgegriffen werden, da die meisten Maschinen nur mit Speichelbädern ausgestattet sind, die lediglich Einzelzahnversorgungen oder maximal dreigliedrige Brücken aufnehmen können. Da aber nicht auf eine Alterung verzichtet werden sollte, wurde der Alterungsprozess in zwei getrennten Etappen durchgeführt. Die Proben wurden im ersten Schritt nacheinander in einem Thermozykliegerät allein durch den Wechsel der Temperaturen (5 °C und 55 °C) im Wasserbad über 5 000 Zyklen beansprucht. Im Anschluss an die thermische Belastung wurden die Proben ebenfalls nacheinander im Speichelbad unter einer Gängelmaschine positioniert und mit 10 000 Wechsellastzyklen mechanisch druckbelastet. Aufgrund des großen Zeitaufwandes für die Einzelbehandlung der Modelle sowie der fehlenden Standardisierung von Alterungsprozessen wurde in dieser Studie lediglich eine Kurzzeitalterung von 20 000 Wechsellastzyklen vorgenommen. Im Hinblick darauf, dass in der Fachliteratur wie z.B. im Review von Abduo [48] immer wieder festgestellt wurde, dass Zirkoniumdioxid im Mundhöhlenmilieu kaum materialspezifische Alterungserscheinungen

aufweist [14,48,135,141], gelten solche Kurzzeitalterungen in vielen Studien als akzeptabel [119,136,140,142].

6.4 Diskussion der Zementierung

Die Art und Weise der Zementierung von dentalen Restaurationen hat großen Einfluss auf deren spätere Randspaltqualität. Dies beschrieb Hmaidouch [122] in ihrer Dissertation von 2011 eingehend am Beispiel CAD/CAM-gefertigter vollkeramischer Kronengerüste. In der vorliegenden Studie stand pro Versuchsreihe ein Urmodell zur Verfügung, welches mit schwer trennbaren EMF-Stümpfen ausgestattet war, daher entschied man sich wie auch Hmaidouch [122] für die Zementierung auf den Arbeitsmodellen. Diese Nachbearbeitung zur Anpassung auf die Arbeitsmodelle könnte zu einer geringen Vergrößerung des internen Randspaltes geführt haben. Der externe Randspalt dagegen sollte durch die Bearbeitung nicht beeinflusst worden sein, da im Ergebnis alle Brücken auch auf den Arbeitsmodellen einen klinisch adäquaten Randschluss vorwiesen. In der Messung nach Zementierung und Alterung war dennoch eine signifikante Erhöhung der Randspaltwerte messbar. Dieser Fakt lässt sich laut Sakrana [70] aber vielmehr auf einen Materialstau beim Zementieren zurückführen. Die Stumpfkonfigurationen der Pfeilerzähne hatten im Vergleich zu klinisch präparierten Pfeilerzähnen einen kleineren Konus, welcher das Abfließen des Zementes erschwert haben könnte. Zudem zeigte sich in der Messung eine große Diskrepanz zwischen den Spaltmaßen des okklusalen Plateaus und denen der lateralen Wand. Insbesondere in den Rundungen der okklusalen Kante und der Hohlkehle waren große Depots an Zement zu finden. Hmaidouch [122] erklärt dies damit, dass das dort vorhandene Material viel zu wenig Raum für einen ausreichenden Materialabfluss hatte. Zudem ist vermutlich bei großgliedrigen Brücken wie in dieser Studie ein möglicher Additionseffekt nicht zu vernachlässigen, da der zementinduzierte Widerstand an sechs Stümpfen gleichzeitig zu überwinden war. Der zu diesem Zeitpunkt gewählte Anpressdruck beim Zementieren von 5 N wurde verschiedensten Studien entnommen [34,35,66]. Viele davon arbeiteten jedoch an Einzelkronen oder lediglich an dreigliedrigen Brücken. Der Unterschied in der Größe des Materialwiderstands von einem oder zwei Pfeilern sollte gegenüber sechs Pfeilern erheblich sein. Für weitere Versuche an mehrgliedrigen Restaurationen sollte eine höhere Last als 5 N beim Anpressen während des Zementierens angewendet werden.

Diese Studie arbeitete mit einer konventionellen Zementierung. Ein Argument dafür war, dass alle sechs Pfeilerkronen der Brücken zeitgleich zu zementieren waren und die Verarbeitungszeit bei klassischem Harvard-Zement ausreichend bekannt und variierbar war.

Ein weiterer Punkt war die Möglichkeit der Entfernbarkeit, falls Fehler während des Festsetzens ein erneutes Zementieren der Brücken erforderlich machen würden. Allerdings ist aus heutiger Sicht eine Zementierung mit Phosphatzement nur eingeschränkt zu empfehlen. Die damaligen Empfehlungen zur Produktanwendung sprachen sich neben den adhäsiven Systemen ebenfalls für die Anwendung von Phosphatzement aus [29,128,143]. Durch das individuelle Anrühren des Phosphatzementes kann sich dessen Konsistenz und Haltbarkeit bei den unterschiedlichen Brücken sehr bemerkbar machen. Ebenso nachteilig ist die merkliche Löslichkeit von Phosphatzement während der Alterung [119]. Das und der fehlende adhäsive Verbund innerhalb des Materials und zur Restaurationsoberfläche machte ihn spröde und in der Weiterverarbeitung sehr anfällig [62].

6.5 Diskussion von Datenerfassung und Statistik

Die Datenerfassung dieser Studie erlaubte eine sehr detailreiche Aufschlüsselung der Ergebnisse. Vorrangig wurde wie auch in den Arbeiten von Blume [41], Seeliger [6] und Kohorst et al. [89] mit gängigen Prüfmethode wie der Varianzanalyse (ANOVA), dem Paarweisenvergleich Bonferroni sowie dem t-Test gearbeitet. In der Ergebnisbetrachtung des Materials war die statistische Auswertung eindeutig, da es sich hierbei lediglich um einen Paarvergleich handelte. In der Ergebnisbetrachtung der Randspaltlokalisationen verhält es sich jedoch anders. Hierbei handelt es sich um komplexere Gegenüberstellungen, welche abweichende Prüfmethode wie den Wilcoxon- und Friedman-Test oder seltener multivariate Test wie Pillai-Spur forderte. Durch die zahlreichen mehrfachen Paarvergleiche mit immer kleiner werdenden Datenmengen ist es nicht immer sinnvoll, eine definitive Aussage über bestimmte Vergleichshypothesen zu postulieren. Deshalb wurde in der Auswertung lediglich auf Fragestellungen und Hypothesen näher eingegangen, die deutlich und mehrfach Signifikanzen zu anderen Vergleichsparametern aufwiesen. Um dennoch verwertbare Ergebnisse aus den Lokalisationen des Randspaltes ziehen zu können wurden die Messwerte beider Materialien zusammengefasst. Dies entspricht zwar nicht dem üblichen wissenschaftlichen Standard, kann aber aufgrund der vorher festgestellten großen Materialähnlichkeit gerechtfertigt werden, denn laut der statistischen Auswertung unterscheidet sich das Material transluzent und opak nicht signifikant. Auf diese Weise erhöhte sich die Wertemenge in der Auswertung der Randspaltlokalisation auf das Doppelte und eine sinnvolle Ergebnisbetrachtung wurde möglich.

6.6 Diskussion der Ergebnisse

In dieser Studie wurden zehn zirkuläre Brücken zweier Materialvarianten (transluzent und opak) des Organic-Zirkon untersucht. Beide verwendete Materialien, lieferten beim externen wie internen Randspalt im Vergleich zur Literatur akzeptable Randspaltergebnisse und zeigten über alle Messungen keine signifikanten Unterschiede (Abb. 28, S. 60). Damit konnte die Nullhypothese, wobei angenommen wurde, dass beide Zirkoniumdioxidmodifikationen in Bezug zum Randspaltverhalten qualitativ gleichwertig sind, bestätigt werden.

Beide Materialvarianten waren nach werkstoffspezifischen Herstellerangaben und nach dem in dieser Studie ermittelten Passungsverhalten gleichwertig. Sie unterschieden sich lediglich in der Erhöhung des Aluminiumgehaltes zugunsten der Eigentransluzenz des transluzenten Materials. Dies belegte auch Seeliger [6] im Jahr 2015. In ihrer Arbeit verglich sie dieselben Zirkoniumdioxidmodifikationen auf unterschiedliche Materialeigenschaften.

Daher wurden für eine bessere und differenzierte Auswertung der Randspaltlokalisationen beide Materialien zusammengefasst, um eventuelle Erkenntnisse über das Randspaltverhalten zirkulärer Brücken statistisch eindeutiger darstellen zu können.

Aus den Ergebnissen der einzelnen Messdurchgänge (Tab. 6 u. 7, S. 41 u. 42) geht hervor, dass sich die Randspalten vom ersten zum zweiten Messdurchgang zwar erhöhen, aber im Verhältnis zum letzten Messdurchgang mit einem geringeren Werteanstieg. Dies lässt auf einen qualitativ hochwertigen Herstellungsprozess bis zur Zementierung schließen. Das Aufbringen der Verblendkeramik und die anschließenden Brände haben die Randpassung der Brücken nur gering beeinflusst. Das konnten so auch Vigolo et al. [92], Larsson et al. [139] und Miura et al. [78] und Farid et al. [68] in ihren Studien nachweisen. Gänzlich gegensätzlich zeigte sich der letzte Messdurchgang nach Zementierung und Alterung. Die hier vorliegende Randspalterhöhung ist in der externen wie internen Randspaltmessung deutlich signifikant. Daher muss hier die Nullhypothese, dass die Verfahrensschritte keine Auswirkungen auf das Randspaltverhalten haben zurückgewiesen werden. Der letzte Schritt der Verfahrenskette, die Zementierung erzeugte die größte Randspalterhöhung und sollte optimiert werden (Abb. 25 u. 26, S. 37 u. S. 38) [70].

In der vorliegenden Studie wurde im letzten Messdurchgang nach Zementierung und Alterung ein arithmetischer Mittelwert für den externen Randspalt von 53,5 µm und für den internen Randspalt von 79,14 µm gemessen. Trotz der Erhöhung der Werte ist dies ein klinisch gutes Ergebnis für derart große Restaurationen (siehe Literaturtabelle, Tab.3, S.12) und spricht hinsichtlich der Passung für eine geeignete Kombination von Material und Produktionskette.

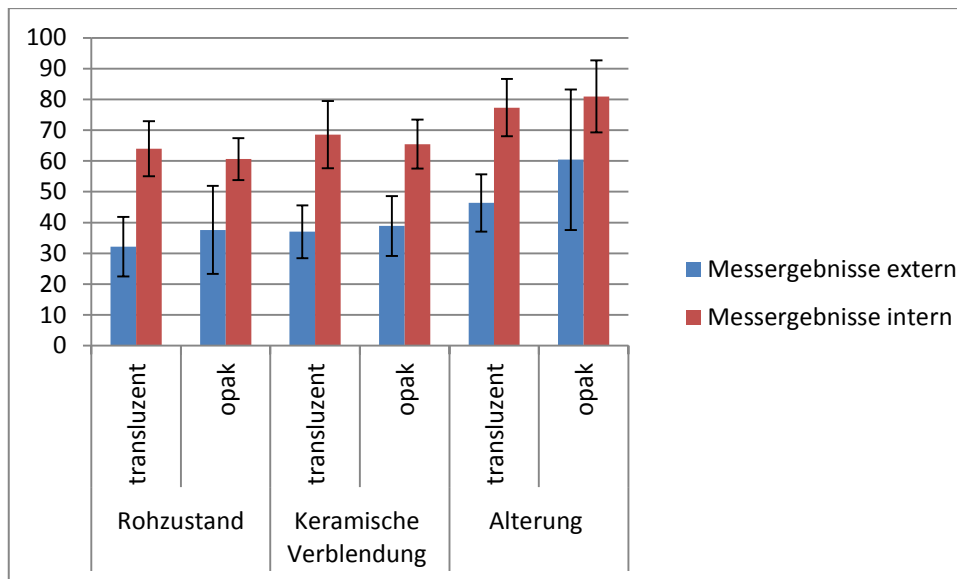


Abb. 28 Darstellung externer u. interner Randspalten nach Material und Messdurchgang

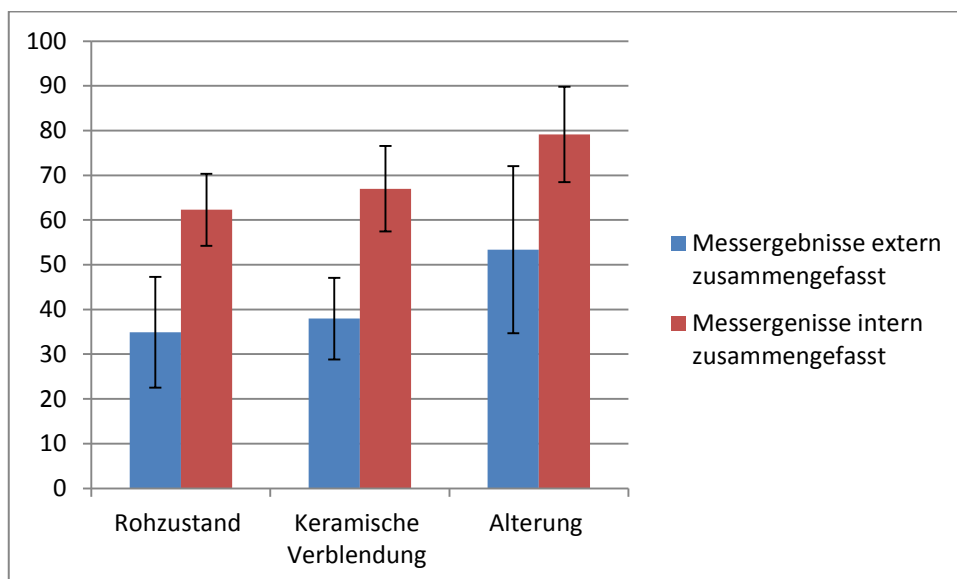


Abb. 29 Darstellung der gesamten internen u. externen Randspaltmessungen

Die Betrachtungen der einzelnen Brücken und Pfeiler lieferten mittelwertig bei den externen und internen Randspaltmessungen keine signifikanten Unterschiede. Dies spricht für eine passgenaue computergestützte Herstellung sowie eine standardisierte manuelle Aufpassung aller Gerüste. Lediglich in der internen Messung traten Pfeiler 17 mit höheren und Pfeiler 23 mit tendenziell geringeren Randspalten hervor. Wollte man eine Hypothese aufstellen, die den Grund dieser Passungsdifferenzen erklärt, ließe sich etwa folgendes vermuten: Die Position von Pfeiler 23 liegt in der stärksten Krümmung des Brückenbogens. Dadurch hat der Pfeiler an dieser Stelle auch ein verdicktes Gerüst im Verbinderbereich. Eventuell führt dies zu

unkalkulierbaren Schrumpfungerscheinungen beim Sintern [15] oder bei den keramischen Bränden [74,134]. Dabei zieht sich die Krone dichter an den Zahnstumpf und der Zementspalt verringert sich. Pfeiler 17 dagegen liegt am Freieinde der Restauration und hat einen langen Hebelarm zum Brückenbogen. Das könnte viele der materialspezifischen, minimalen Schrumpfungs- und Torsionserscheinungen in der Brücke aufsummieren und letztlich zu Spannungen und Fehlpassungen an diesem endständigen Pfeiler führen [27,48,57,138]. Solche und ähnliche Ursachen vermuteten auch Kunii et al. [15], Pac et al. [74], Balkaya et al. [134], Beuer [82,138] und Denry et al. [27] in ihren Studien zu den Passungsdiskrepanzen an vollkeramischen Brückenarbeiten. Bisher fehlen dafür aber wissenschaftlich gesicherte Aussagen. Die durch inhomogene Sinterschrumpfung entstandenen Fehlstellen müssen nachträglich vom Techniker korrigiert werden, um Klemm- oder Kippfehler zu entfernen. Diese Nachbearbeitung könnte der Grund für den erweiterten internen Randspalt an endständigen Pfeilerzähnen sein. Da sich eine derartige Signifikanz aber sonst kaum zeigte und auch nicht in allen Messdurchgängen nachweisbar war, scheint dies keine solide Aussage, dessen Klärung weiterer Untersuchungen bedarf. Ähnlich verhält es sich mit der Bewertung der Quadranten. In der externen Vermessung des II. Quadranten konnte nur eine Tendenz zu geringen Randspalten festgestellt werden, während in der internen Vermessung des II. Quadranten die Werte signifikant niedrig waren. Diese Beobachtung ist interessant, allerdings kann dieser Unterschied so zahlreiche Gründe haben, dass eine Hypothesenstellung schon sehr vage wäre. Demnach müssen auch hier weitere Untersuchungen abgewartet werden.

Ein ähnliches Problem zeigt sich in der Ergebnisbetrachtung der einzelnen Messbereiche (mesial, distal, vestibulär und oral) [17,57,88,138]. In der externen wie auch in der internen Messung stellen sich die Ergebnisse aller Bereiche stark wechselhaft untereinander und auch in den einzelnen Messdurchgängen dar, sodass sich keine eindeutige statistische Aussage über bestimmte Schwachstellen treffen lässt. Betrachtet man aber die externen Randspaltwerte rein tabellarisch, so fällt auf, dass der distale Bereich gehäuft geringe und der orale Bereich gehäuft große Randspalten lieferte. Diese Beobachtung stellt nur eine Tendenz dar und keinen signifikanten Unterschied. Bezieht man nun auch die internen Randspaltwerte dieser Regionen mit ein, so bestätigt sich auch hier, dass die distalen Bereiche in den ersten beiden Messdurchgängen signifikant sehr kleine und die oro-vestibulären Bereiche größere Randspalten aufweisen. Auch wenn die Daten keine eindeutigen Zuordnungen zulassen, sollen hier mögliche Hypothesen zu diesen Beobachtungen diskutiert werden. Dass die distalen Bereiche relativ geringe Randspalten aufweisen, könnte ebenfalls mit der

Materialschrumpfung während des Sinterns zusammenhängen. Laut Kunii et al. [15] und Kohorst et al. [17,90] schrumpft das Material in Richtung seines Massezentrums. Ein Großteil des Material befindet sich im Brückenbogen und entwickelt somit dort die größten Schrumpfungerscheinungen [15,17]. Schrumpft das Material in Richtung Zentrum, so zieht es sich in mesialer Richtung zusammen, daher dürften sich die Pfeilerkronen in den vestibulären, mesialen und oralen Bereichen dezent vom Zahnstumpf weg bewegen, während die Restauration im distalen Bereich an den Zahnstumpf herangezogen wird. Dieser Effekt summiert sich auf und unterstützt die oben genannte Hypothese zur Passungsdiskrepanz der Pfeilerzähne 23 und 17. Etwas eindeutiger lassen sich die Stumpflokalisierungen in der Vertikalebene beschreiben. Viele Studien wie z.B: von Reich et al. [87], Milan et al. [114], Miura et al. [78] und Fürst et al. [18], die interne Passungen an verschiedenen Restaurationen begutachteten, griffen auf eine ähnliche wie in dieser Studie verwendete Gliederung der Messbereiche zurück [35,64]. In der vertikalen Analyse des internen Randspaltes wurden der Stufenbereich, der Bereich der lateralen Wand und der Bereich des okklusalen Plateaus unterschieden. In allen drei Messdurchgängen befanden sich im Bereich des okklusalen Plateaus die größten Randspalten. Die Stufe und die laterale Wand hingegen zeigten im ersten und im letzten Messdurchgang beide ähnlich schmale Randspaltwerte. Nach Shahin et al. [119] und Beuer et al. [138] ist es wahrscheinlich, dass der Zementstau unter anderem durch eine starke Differenz zwischen den großen Spaltwerten des okklusalen Plateaus zu den teilweise sehr geringen Spaltwerten der lateralen Wand gefördert wird. Ein derart großes Materialreservoir kann nur schwer über solch beengte Abflusswege entweichen, verbleibt daher in der Restauration und verursacht somit eine deutliche Randspalterhöhung. Auch Paar [57] und Müller-Stahl [113] kamen in der Auswertung ihrer Messergebnisse zu ähnlichen Schlüssen und sahen die größten Schwächen in der Passung an den Übergangskanten zum okklusalen Plateau [58]. An der Krümmung von der lateralen Wand zum okklusalen Plateau wird von der CAM-Software ein beabsichtigtes Ausschleifen des Materials vorgenommen. Diese Maßnahme ist zum einen dem Radius der Schleifköpfe geschuldet, zum anderen dem erhöhten Risiko von späteren Passungsdiskrepanzen an diesen Kanten. An der Innenkante der Stufe, die bei CAD/CAM-produzierten Restaurationen ebenfalls weiter ausgeschliffen ist, wurde genauso verfahren. Da das Vorhandensein dieser Freiräume bekannt war und im Voraus durch den Techniker kommuniziert wurde, wurden diese Bereiche bei der Messung bewusst ausgespart [24]. Sie beeinflussten den externen Randspalt nicht und hätten die Bewertung des internen Randspaltes verfälscht. Diese differenzierte Eingrenzung der Messbereiche sollte aber nicht als subjektive Schönung verstanden werden. Diese Bereiche sind flächig begrenzt und für

die Gesamtpassung und Funktion der Restauration weniger ausschlaggebend, da die größte Friktion an den lateralen Wänden der Retentionszylinder der Pfeilerkronen entsteht und nicht im Stufen- oder okklusalen Bereich. Dennoch sollte seitens der technischen Konstruktion eine Verbesserung dieser Reservoirkanten angestrebt werden, da ihr Vorhandensein die Fehlerwahrscheinlichkeit selbst einer sehr gut passenden Restauration entscheidend erhöht.

6.7 Diskussion und Vergleich mit anderen Randspaltstudien

Obwohl es in der Fachliteratur sehr viele Randspaltstudien gibt, finden sich kaum Arbeiten zu zirkulären Brücken. Daher sollen zu Vergleichszwecken auch verschiedenste Studien zu Einzelkronen und kleineren Brücken mit herangezogen werden. Einen ersten Überblick lässt sich den zwei Literaturtabellen (Tab. 2 u. 3, S. 11 u.12) entnehmen. Zudem lieferten Al-Amleh et al. [28], Abduo et al. [48], Komine et al. [20] und Miyazaki et al. [4] interessante Reviews in denen sie zahlreiche Studien miteinander verglichen und dabei nicht nur das Randspaltverhalten begutachteten sondern auch andere werkstoffspezifische Materialcharakteristika. Mehrere Arbeiten berichten, dass Einzelkronen meist geringere Randspaltwerte aufweisen als Brückenarbeiten aus demselben Material [57,58,113]. Diese Tatsache stellten Paar [57] und Müller-Stahl [113] besonders deutlich heraus.

Dennoch werden die von Holmes et al. [93] geforderten 50 µm für eine klinisch gute Randspaltqualität weiterhin in vielen Studien als Referenzmaßstab für beide Restaurationsarten angesehen. Widersprüchlich ist, dass viele dieser Studien bei Brückenrestorationen oft größere Randspaltwerte von 50 bis 80 µm vermaßen und diese dennoch als klinisch gut bewerteten [17,80,81,89,91].

Die Randspaltwerte der von in dieser Studie verwendeten Literatur sind in den Tabellen 2 und 3 (S.11 u. 12) übersichtlich aufgelistet. Jedoch scheint es aufgrund fehlender verbindlicher Standards kaum möglich eine universelle Aussage zur Randspaltqualität zu treffen.

Hauptsächlich korrelieren die nachfolgend beschriebenen zwei Arbeiten von der Ludwig-Maximilians-Universität München eng mit dem Thema dieser Arbeit und können daher für einen Vergleich herangezogen werden.

Im Jahr 2009 veröffentlichten Beuer et. al. [58] im Journal of Oral Rehabilitation einen Artikel über Randspaltmessungen an 14- gliedrigen Brücken aus Zirkoniumdioxid. Er arbeitete an zehn zirkulären CAD/CAM-gefertigten Brücken auf acht Pfeilerzähnen mit einer konventionellen Zementierung. Die Präparation der Pfeilerstümpfe ähnelte denen, der in dieser Studie verwendeten, wenn auch der Konuswinkel von 10 ° größer gewählt wurde. Anders als in der vorliegenden Studie wurde mit einer Modellherstellung über Polyetherabdrücke gearbeitet.

Die Brückengerüste wurden zudem gleich im Anschluss (ohne keramische Verblendung oder eine künstliche Alterung) zu Schnitten verarbeitet. Als Kontrollgruppe wurden zehn weitere Einzelkronen des verwendeten Urmodells aus dem gleichen Material angefertigt und vermessen. Der gravierendste Unterschied findet sich jedoch in der Herangehensweise an die Messung. Beuer et al. [58] vermaß lediglich einen Quadranten (vier Pfeiler) an Schnittpräparaten von intern und nicht durch direkte Aufsicht auf den externen Randspalt. Aus dem veröffentlichten Artikel gingen die Messpunktverteilung und deren Anzahl nicht deutlich hervor. Auch wurden von den Stumpfproben zwar Schnitte in mesio-distaler und vestibulär-palatinalen Schnittrichtung hergestellt, jedoch wurden im veröffentlichten Artikel nur Randspaltergebnisse der vestibulär-palatinalen Schnittrichtung ausführlich untersucht und dargestellt. Daher konnte eine vergleichende Ergebnisbetrachtung nur eingeschränkt durchgeführt werden. Die von Beuer et al. [58] angefertigten Brücken zeigten mit Werten um 25 - 54 μm sehr gute Randspaltwerte für das „marginal opening“. Die in dieser Studie ermittelten 34 - 53 μm für den externen (Tab. 8, S.43) und 62 - 79 μm (Tab. 14, S.47) für den internen Randspalt lagen dem gegenüber nur unwesentlich höher.

Auch verglichen mit anderen Arbeiten von kleinen Brückenkonstruktionen wären die ermittelten Randspaltwerte dieser Studie als klinisch gut einzustufen (siehe Literaturtabelle, Tab. 3, S. 12). In der Bewertung des externen Randspaltes und der dort aufgenommenen Messwerte kam Beuer et. al. [58] zu einem ähnlichen Schluss, der auch in dieser Studie postuliert wird: Der palatinale Randspalt weist deutlich schlechtere Werte auf als andere Bereiche. Die Ursache dafür sah Beuer et. al. [58] in einer ungleichmäßigen Sinterschrumpfung [57,138]. Die Herstellung von Einzelkronen desselben Urmodells als Vergleichsgruppe war für die Durchführung einer solchen Studie durchaus sinnvoll und hätte auch in dieser Studie Anwendung finden können. So konnte er bestätigen, dass die Randspaltwerte von Brücken auch unter gleichen Modellsituationen signifikant höher lagen als bei Einzelkronen, deren mittlere Randspaltwerte er auf 13 - 25 μm bestimmte. Obgleich diese Werte sehr gering im Vergleich mit anderen Studien an Einzelkronen erscheinen (siehe Literaturtabelle, Tab. 2, S. 11). Des Weiteren konnte Beuer et. al. [58] unter den Brückenpfeilern von Front- und Seitenzahnbereich signifikante Unterschiede zwischen den Messlokalisationen ausmachen. In der hier vorliegenden Studie konnten weder unter den einzelnen Brücken noch unter den Zahnstümpfen eindeutige Hinweise auf ein lokal determiniertes Randspaltverhalten festgestellt werden.

Eine weitere eng mit dem Thema verbundene Arbeit ist die Dissertation von Paar [57]. Auch diese Arbeit zum Thema „Interne und externe Randspaltmessung an zirkulären

Zirkoniumdioxidbrücken“ stellt eine wichtige Vergleichsmöglichkeit zur vorliegenden Studie dar. Da Paar [57] demselben Arbeitskreis wie Beuer et al. [58] entstammt, lassen sich in Durchführung, Material und Methode viele Parallelen zu Beuers et al. [58] Arbeit finden, was eine gute Vergleichbarkeit ermöglicht. Auch sie arbeitete an einem Urmodell mit acht Pfeilern und an CAD/CAM-gefertigten Zirkoniumdioxidbrücken. Es wurde ebenso auf eine Verblendung und eine künstliche Alterung verzichtet und letztlich auf den Arbeitsmodellen definitiv zementiert. Als Kontrollgruppe wählte auch Paar [57] Einzelkronen desselben Materials und vom gleichen Urmodell. Über die Anordnung von Anzahl und Verteilung der Messpunkte ließen sich keine detaillierten Angaben finden. Sie vermaß ebenfalls lediglich die facial-palatinale Schnittrichtung an eingebetteten Einzelproben der Brückenpfeiler. So konnte sie Beuers et al. [58] Beobachtung der palatinalen Randspalterweiterung bestätigen. Jedoch ist diese Erkenntnis zum Randspaltverhalten in beiden Arbeiten auch kritisch zu bewerten, da die andere Schnittrichtung der Restauration scheinbar nicht untersucht wurde. Letztlich bestimmte Paar [57] mit 31 - 72 µm ebenfalls klinisch akzeptable, mittlere Randspaltwerte für die zirkulären Brücken. Ihre Ergebnisse und Schlussfolgerungen decken sich mit den Ergebnissen dieser Arbeit. Diese Arbeit ist ferner eine der wenigen, die das Thema der Passung zirkulärer Brücken umfangreich bearbeiten.

7 Zusammenfassung

Ziel dieser Studie ist der qualitative und quantitative Vergleich der Passung von zirkulären, CAD/CAM-gefertigten Brückengerüsten aus Zirkoniumdioxid verschiedener kristalliner [136]Zusammensetzungen (Organic Zirkon Transluzent und Opak) im Verlauf des Herstellungsverfahrens (im Rohzustand, nach der keramischen Verblendung und nach einer künstlichen Alterung). Dazu wurden zehn zirkuläre Brücken in zwei Versuchsreihen auf einem stilisierten Kavo-Oberkiefermodell mit dem Organical CAD/CAM-System gearbeitet. Mit dem Lichtmikroskop wurden bei maximaler Vergrößerung (560x) der externe und interne Randspalt nach jedem Fertigungsschritt vermessen. Der externe Randspalt wurde an 60 Messpunkten pro Krone evaluiert. Der interne Randspalt wurde zuerst an Silikonduplikaten der Kronen indirekt und später direkt an zwei vertikalen Kronenschnitten an jeweils 50 Messpunkten vermessen. Die 25 800 Messwerte wurden mithilfe der Metrona-Software in tabellarischen Textdateien sowie Bilddateien dokumentiert und mit SPSS 18 statistisch ausgewertet.

Am internen und externen Randspalt konnte während der Fertigungsprozesse im Rohzustand (A), nach keramischer Verblendung (B) und nach künstlicher Alterung (C) eine signifikante Verschlechterung in der Randspaltgröße festgestellt werden (Extern A=35 µm, B=38 µm, C=53 µm; Intern A=62,29 µm, B=67,00 µm, C=79,14 µm).

Das transluzente Material (B extern=37,00 µm; B intern=68,55 µm) zeigte dabei dezent kleinere Randspalten als das opake Material, auch wenn sich keine signifikanten Unterschiede zum opaken Material ergaben (B extern=38,91, B intern=65,46 µm).

Weder bei der Vermessung des externen noch des internen Randspalts zeigten sich im Vergleich der Brücken und Pfeilerstümpfe klinisch relevante, signifikante Unterschiede.

Lediglich die Gegenüberstellung des I. Quadranten (B extern=39,64 µm; B intern=69,89 µm) zum II. Quadranten (B extern=36,27 µm; B intern=64,12 µm) lässt aufgrund signifikanter Unterschiede die Vermutung zu, dass sich an den Pfeilerzähnen des II. Quadranten geringere Randspalten befinden.

Vergleicht man die labiale und die orale Seite der Restaurationen im Hinblick auf den Randspalt miteinander, so zeigen sich gegenläufige Ergebnisse. Bei den externen Randspalten im zweiten Messdurchgang zeigt sich die orale Seite besser als die labiale (B: oral=37,42 µm; labial=38,49 µm), während in der internen Randspaltvermessung es sich wieder andersherum verhält (B: oral=75,40 µm; labial=74,35 µm). Die Einschätzung des Randspaltes in der horizontalen Ebene (mesial, distal, oral, vestibulär) gestaltete sich ebenfalls schwierig, da die Randspalten der Messbereiche in ihrer Größe bei der internen wie auch externen Messung

sehr variieren. Für klinische Schlussfolgerungen sollten größere Datenmengen lokalisationsbezogen ausgewertet werden.

Anders verhält es sich mit der Messbereichsauswertung in der vertikalen Stumpfebene bei der internen Randspaltnessung. Hierbei weist der Messbereich des okklusalen Plateaus mit 107,90 μm signifikant höhere Randspalten auf, als der Stufenbereich mit 60,39 μm oder der Bereich der lateralen Wand mit 53,18 μm . Dieser deutliche Unterschied sollte in den Konstruktionsdesigns späterer Restaurationen mit diesem System Berücksichtigung finden.

Abschließend lässt sich feststellen, dass mit dem Organical System und den getesteten Zirkoniumdioxidmaterialien auch im seltenen Fall einer zirkulären Ein- Stück- Versorgung klinisch sehr gute Restaurationen hinsichtlich der Randspaltqualität hergestellt werden können.

8 Literaturverzeichnis

- [1] Katz F., 2007, "Literaturübersicht über Zirkoniumdioxid in der Zahnmedizin und Bruchbelastbarkeit am Beispiel von Slot-Inlay Brückengerüsten", Dissertation, Albert-Ludwigs-Universität, Freiburg.
- [2] Hofmann-Axthelm W. , Die Geschichte der Zahnheilkunde, Aufl. 2, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 1985, S. 84-102.
- [3] Kelly J.R., Benetti P., 2011, "Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice", Aust. Dent. J., 56: 84–96.
- [4] Miyazaki T., Nakamura T., Matsumura H., Ban S. and Kobayashi N., 2013, "Current status of zirconia restoration", J. Prosthodont. Res., 4: 236–261.
- [5] Mehl A., 2001, "Von den Anfängen bis heute", Zahnarzt Wirtsch. Prax., 5: 10–11.
- [6] Seeliger J.H., 2015, "Werkstoffspezifischer Vergleich von Zirkoniumdioxidkeramiken unterschiedlicher Transluzenz und Einfärbung: Eine In-vitro-Studie.", Dissertation, Martin-Luther-Universität, Halle.
- [7] Absmaier F., 2014, "In-vitro-Untersuchung zu Zirkonoxidkronen mit reduzierter Schichtstärke", Dissertation, Ludwig- Maximilians- Universität, München.
- [8] Tinschert J., Schulze K.A. , Natt G. , Latzke P. , Heussen N., Spiekermann H., 2008, "Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results", Int. J. Prosthodont., 3: 217–222.
- [9] Schweiger J., Neumeier P. , Beuer F., Eichberger M., "Digital-Dentistry by Arbeitsgruppe Vollkeramik München", [http:// www.zirkoniumdioxid.de](http://www.zirkoniumdioxid.de), 01.08. 2014.
- [10] Drees S., "Strukturkeramik in der Zahntechnik Zirkondioxid", <http://www.yumpu.com/de/document/view/14206127/zirkondioxid>, 03.03. 2007.
- [11] Beck A., 1998, "Aufbau und Konzeption eines Praktikumsversuches zur Sauerstoffpartialdruckmessung mit der Lambda-Sonde und Ionenleitung in Yttrium stabilisiertem Zirkondioxid", Universität Augsburg.
- [12] Kulis A, 2006, "Verbundfestigkeiten verschiedener dentaler Zirkoniumdioxid-Gerüstmaterialien und Verblendkeramiken", Dissertation, Albert-Ludwigs-Universität, Freiburg.
- [13] Tinschert J., Natt G., 2007, " Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien", Deutscher Ärzte-Verlag, 1: 24 – 45.
- [14] Ardlin B. I., 2002, "Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure", Dent. Mater. Off. Publ. Acad. Dent. Mater., 8: 590–595.

- [15] Kunii J., 2007, "Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks", *Dent. Mater. J.*, 6: 820–826.
- [16] Xyländer J., 2010, "Untersuchung zur Langzeitfestigkeit von Zirkoniumdioxid-Gerüstmaterial", Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität, München.
- [17] Kohorst P., Junghanns J., Dittmer M.P., Borchers L., Stiesch M., 2011, "Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy", *Clin. Oral Investig.*, 4: 527–536.
- [18] Fürst E.M., 2008, "Untersuchungen zur Passgenauigkeit von CAD/CAM-gefrästen Zirkonoxid-Einzelkronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel", Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität, München.
- [19] Strietzel R., Lahl C., *CAD/CAM-Systeme in Labor und Praxis*, 1. Aufl., Neuer Merkur, München, 2007, S. 108 – 136.
- [20] Komine F., Blatz M.B., Matsumura H., 2010, "Current status of zirconia-based fixed restorations", *J. Oral Sci.*, 4: 531–539.
- [21] Luthardt, R.G., 2005, "Ästhetische Restaurationen aus Zirkoniumdioxidkeramik," *Zahnärztliche Mitteilungen*, 21: 62–66.
- [22] Sailer I., Fehér A., Filser F., Gauckler L.J., Lüthy H, Hämmerle C.H.F., 2007, "Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures", *Int. J. Prosthodont.*, 4: 383–388.
- [23] Sax C., Hämmerle C.H.F., Sailer I., 2011, "10-year clinical outcomes of fixed dental prostheses with zirconia frameworks", *Int. J. Comput. Dent.*, 3: 183–202.
- [24] CAD/CAM Technologie GmbH Berlin: Firmenhomepage, <http://www.cctechnik.com/service/kontakt/kontakt.html>, 05.05.2015.
- [25] Manicone P.F., Rossi Iommetti R., Raffaelli L., 2007, "An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications", *J. Dent.*, 11: 819–826.
- [26] Ficnar T., Repges H., 2012, "Können sich vollkeramische Restaurationen mit dem „Goldstandard“ messen lassen?", *Zahntechnisches Mag.*, 16: 406–415.
- [27] Denry I, J. R. Kelly, 2008, "State of the art of zirconia for dental applications" *Dent. Mater. Off. Publ. Acad. Dent. Mater.*, 3: 299–307.
- [28] Al-Amleh B., Lyons K. Swain M., 2010, "Clinical trials in zirconia: a systematic review" *J. Oral Rehabil.*, 8: 641–652.
- [29] R+K CAD/CAM Technologie GmbH: Datenblatt Organical- System und Organic Zircon, <http://www.cctechnik.com>, 21.09.2010.
- [30] Kern M.E., Kohal J., Mehl A., *Vollkeramik auf einen Blick*, 5. Aufl., AG Keramik, Ettlingen, 2012, S. 46-61.

- [31] Hutsky A., Illner J., 2014, "CAD/CAM-gefertigte monolithische Restaurationen aus Zirkon", BZB Wissenschaft und Forschung, 3: 58-61.
- [32] Marxkors R.: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, 2. Aufl., Hanser, München, 1993, S. 169-180.
- [33] Strup J.R., Türp J.C., Witkowski S., Curriculum Prothetik, 3. Aufl., Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 2005, S. 672- 699.
- [34] Fick K., 2003, "Marginaler Randspalt und innere Passung von CAM-gefrästen Kronengerüsten bei unterschiedlichem Präparationswinkel", Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität, München.
- [35] Fischer T., 2006, "Vergleich der marginalen und internen Passung von drei verschiedenen Zirkondioxid-Systemen anhand dreigliedriger Brückengerüste", Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität, München.
- [36] Arnetzl G., 2011, "Klinische Aspekte in der Vollkeramik", Dtsch. Zahnärztlblatt, , 120: 260–261.
- [37] Kunzelmann K.H., Kern M.E., Pospiech P.R: Vollkeramik auf einen Blick: Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen., AG Keramik, Ettlingen, 1. Aufl., 2006, S.61-77.
- [38] Marxkors R., 1980, "Der Randschluß der Gusskronen", Dtsch. Zahnärztliche Ztg., 35: 913–915.
- [39] Kappert H.F. , A. Altvater, 1991, "Feldstudie über die Passgenauigkeit und das Randschlussverhalten von In- Ceram-Kronen und -Brücken", Dtsch. Zahnärztliche Ztg., 46: 151–153.
- [40] May K.B., Russell M.M., Razzoog M-E., Lang B.R., 1998, "Precision of fit: the Procera AllCeram crown", J. Prosthet. Dent., 4: 394–404.
- [41] Blume P., 2007, "In-vitro-Untersuchung zum Randspaltverhalten von dreigliedrigen Galvanobrücken aus einem einteiligen Galvanogerüst in Abhängigkeit von der Ausarbeitung des Metallrandes im direkten Vergleich mit dreigliedrigen Brücken aus In-Ceram-Zirconia", Dissertation, Charité, Berlin.
- [42] Miyazaki T., Hotta Y., 2011, "CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations", Aust. Dent. J., 1: 97-106.
- [43] Strietzel R., 2013, "CAD/CAM von A-Z Teil 2," Das Dental Labor online, LXI: 95-101.
- [44] Mörmann W.H., 2006, "The evolution of the CEREC system", J. Am. Dent. Assoc., 137: 7–13.
- [45] Zel V. der J., 2007, "CAD/CAM - Technologien forciert den Einsatz von Zirkondioxid in der restaurativen Zahnheilkunde", Digital Dental. News, 1: 46–53.

- [46] Mehl A., 2001, "Technologische Grundlagen und Klassifizierungen," Zahnarzt Wirtsch. Prax., 4: 6–9.
- [47] Rudolph H., Quaas S., Luthardt R.G., 2003, "CAD/CAM - Neue Technologien und Entwicklungen in der Zahnmedizin und Zahntechnik", Dtsch. Zahnärztliche Ztg., 58: 559–569.
- [48] Abduo J., Lyons K., Swain M., 2010, "Fit of zirconia fixed partial denture: a systematic review" J. Oral Rehabil., 11: 866–876.
- [49] Quante K., Ludwig K.H., Kern M., 2008, "Marginal and internal fit of metal-ceramic crowns fabricated with a new laser melting technology", Dent. Mater. Off. Publ. Acad. Dent. Mater., 10: 1311–1315.
- [50] Stein C., 2014, "Digitale Vermessung und 3D-Analyse von Kronen im Rahmen der klinischen Studie „Vergleichende klinische Untersuchung zwischen drei Herstellungsverfahren für keramisch verblendete Kronen hinsichtlich ihrer marginalen und internen Passung", Dissertation, Universität Ulm.
- [51] Erdelt K., 2003, "Entwicklung einer integrierten, datenbankgestützten Entwicklungsumgebung (CAD/FEM) zur Berechnung und Design von vollkeramischen Brücken", Dissertation, Ludwig-Maximilians- Universität München.
- [52] Quaas S., Rudolph H., Luthardt R.G., 2007, "Direct mechanical data acquisition of dental impressions for the manufacturing of CAD/CAM restorations," J. Dent., 12: 903–908.
- [53] Tobias J., "Digitale Abformung, Konstruktion, Fertigung: Ein modellfreier Workflow", zwp-online, <https://zwp-online.info/fachgebiete/digitale-zahnmedizin>, 19.04.2016.
- [54] Schiefelbein R., 2015, "Untersuchung zur Umsetzung von Richtlinien zur Präparation CAD/CAM-generierter vollkeramischer Frontzahnkronen", Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität, München.
- [55] Müller A., 2008, "Zirkoniumdioxid im Fokus", Digital Dental News, 2: 22–26.
- [56] Rüssel C., 2014, "Silicat- und Oxidkeramik," Skript universitärer Vorlesung ,Otto-Schott-Institut, Universität Jena, 2014.
- [57] Paar N., 2013, "Marginale und interne Randspaltuntersuchung von 14-gliedrigen CAD/CAM gefertigten Zirkonoxidgerüsten", Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität, München.
- [58] Beuer F., Neumeier .P, Naumann M., 2009, "Marginal fit of 14-unit zirconia fixed dental prosthesis retainers", J. Oral Rehabil., 2: 142–149.
- [59] Boeckler A.F., Stadler A. , Setz J.M. , 2005, "The significance of marginal gap and overextension measurement in the evaluation of the fit of complete crowns", J. Contemp. Dent. Pract. , 4: 26–37.

- [60] Fragoso W.S., Henriques G.E.P., Contreras E.F., Mesquita M.F., 2005, "The influence of mold temperature on the fit of cast crowns with commercially pure titanium", *Braz. Oral Res.*, 2: 139–143.
- [61] Gwinner F.P, Bottino M.A., Nogueira-Junior L., Della Bona A., 2013, "Effect of finish line on marginal fit of sintered gold copings" *Braz. Dent. J.*, 4: 322–325.
- [62] Rossetti P.H.O., Do Valle A.L., De Carvalho R.M., De Goes M.F., Pegoraro L.F., 2008, "Correlation between margin fit and microleakage in complete crowns cemented with three luting agents", *J. Appl. Oral Sci. Rev. FOB*, 1: 64–69.
- [63] Soriani N.C., Leal M.B., Paulino S.M., Pagnano V.O., Bezzon O.L., 2007, "Effect of the use of die spacer on the marginal fit of copings cast in NiCr, NiCrBe and commercially pure titanium" *Braz. Dent. J.*, 3: 225–230.
- [64] Vojdani M., Torabi K., Farjood E., Khaledi A., 2013, "Comparison the Marginal and Internal Fit of Metal Copings Cast from Wax Patterns Fabricated by CAD/CAM and Conventional Wax up Techniques", *J. Dent. Shīrāz Iran*, 3: 118–129.
- [65] Yüksel E., Zaimoğlu A, 2011, "Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems", *Braz. Oral Res.*, 3: 261–266.
- [66] Rudolph M., 2006, "Randspaltmessung und Festigkeitsprüfung von Metallkeramikronen mit lasergeschmolzenem Gerüst", Dissertation, Martin-Luther-Universität , Halle.
- [67] Halder J., 2003, "Marginale Passgenauigkeit CAD/CAM-gefertigter Titan-Kronenkäppchen," Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität, München.
- [68] Farid F., Hajimiragha H., Jelodar R., 2012, "In Vitro Evaluation of the Effect of Core Thickness and Fabrication Stages on the Marginal Accuracy of an All-Ceramic System", *J. Dent.*, 3: 188–194.
- [69] Lee K.B., Park C.W., Kim K.H., Kwon T.Y., 2008, "Marginal and internal fit of all-ceramic crowns fabricated with two different CAD/CAM systems", *Dent. Mater. J.*, 3: 422–426.
- [70] Sakrana A.A., 2013, "In vitro evaluation of the marginal and internal discrepancies of different esthetic restorations", *J. Appl. Oral Sci.*, 6: 575–580.
- [71] Akbar J.H., Petrie C.S., Walker M.P., Williams K., Eick J.D., 2006, "Marginal adaptation of Cerec 3 CAD/CAM composite crowns using two different finish line preparation designs" *J. Prosthodont. Off. J. Am. Coll. Prosthodont.*, 3: 155–163.
- [72] Groten M, Girthofer S., Pröbster L., 1997, "Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro" *J. Oral Rehabil.*, 12: 871–881.
- [73] Moldovan O., Luthardt R.G., Corcodel N., Rudolph H., 2011, "Three-dimensional fit of CAD/CAM-made zirconia copings", *Dent. Mater. Off. Publ. Acad. Dent. Mater.*, 12: 1273–1278.

- [74] Pak H.S., Han J.S., Lee J.B., Kim S.H., Yang J.H., 2010, "Influence of porcelain veneering on the marginal fit of Digident and Lava CAD/CAM zirconia ceramic crowns", *J. Adv. Prosthodont.*, 2: 33–38.
- [75] Beschmidt S.M., Strub J.R., 1999, "Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth", *J. Oral Rehabil.*, 7: 582–593.
- [76] Limkangwalmongkol P., Chiche G.J., Blatz M.B., 2007, "Precision of fit of two margin designs for metal-ceramic crowns", *J. Prosthodont. Off. J. Am. Coll. Prosthodont.*, 4: 233–237.
- [77] Bindl A., Mörmann W.H., 2005, "Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations", *J. Oral Rehabil.*, 6: 441–447.
- [78] Miura S., Inagaki R., Kasahara S., Yoda M., 2014, "Fit of zirconia all-ceramic crowns with different cervical margin designs, before and after porcelain firing and glazing", *Dent. Mater. J.*, 4: 484–489.
- [79] Goldin E.B., Boyd N.W., Goldstein G.R., Hittelman E.L., Thompson V.P., 2005, "Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations", *J. Prosthet. Dent.*, 2: 143–147.
- [80] Abdin-Bey, S., 2003, "Untersuchungen zur Passgenauigkeit vollkeramischer Systeme", Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität, München.
- [81] Borba M., Cesar P.F., Griggs J.A., Della Bona A., 2011, "Adaptation of all-ceramic fixed partial dentures", *Dent. Mater. Off. Publ. Acad. Dent. Mater.*, 11: 1119–1126.
- [82] Beuer F., Schweiger J., Edelhoff D., 2008, "Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations", *Br. Dent. J.*, 9: 505–511.
- [83] Bindl A., Mörmann W.H., 2007, "Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro," *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, 6: 567–575.
- [84] Wettstein F., Sailer I., Roos M., Hämmerle C.H.F., 2008, "Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures", *Eur. J. Oral Sci.*, 3: 272–279.
- [85] Beuer F., Aggstaller H., Edelhoff D., Gernet W., Sorensen J., 2009, "Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers", *Dent. Mater. Off. Publ. Acad. Dent. Mater.*, 1: 94–102.
- [86] Song T.J., Kwon T.K., Yang J.H., Lee J.B., Han J.S et al., 2013, "Marginal fit of anterior 3-unit fixed partial zirconia restorations using different CAD/CAM systems", *J. Adv. Prosthodont.*, 3: 219–225.

- [87] Reich S., Wichmann M., Nkenke E., Proeschel P., 2005, "Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems", *Eur. J. Oral Sci.*, 2: 174–179.
- [88] Petry T., 2009, "Vergleichende Passgenauigkeitsuntersuchungen von vollkeramischen Brückenkonstruktionen aus Zirkoniumdioxid an verschiedenen CAD/CAM-Systemen," Dissertation, Universität des Saarlandes, Saarbrücken.
- [89] Kohorst P., Brinkmann H., Li J., Borchers L., Stiesch M., 2009, "Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems", *Eur. J. Oral Sci.*, 3: 319–325.
- [90] Kohorst P., Brinkmann H., Dittmer M.P., Borchers L., Stiesch M., 2010, "Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses", *J. Oral Rehabil.*, 4: 283–291.
- [91] Stieglbauer C., 2005, "Lichtmikroskopische Passungsanalyse von vollkeramischen Brücken verschiedener Systeme", Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität, München.
- [92] Vigolo P., Fonzi F., 2008, "An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles", *J. Prosthodont. Off. J. Am. Coll. Prosthodont.*, 8: 621–626.
- [93] Holmes J.R., Bayne S.D., Holland G.A., Sulik W.D., 1989, "Considerations in measurement of marginal fit", *J. Prosthet. Dent.*, 62: 405–408.
- [94] Lenz P., Körber K.H., 1968, "Beitrag zum Problem der Randgestaltung von Ersatzkronen," *Zahnärztliche Welt*, 69: 440–445.
- [95] Kerschbaum T., Thie B.M., 1981, "Qualitätskontrolle mit der zahnärztlichen Sonde?", *Dtsch. Zahnärztliche Ztg.*, 41: 2–7.
- [96] Bieniek K.W., Küpper B.R., 1988, "Zur Randspaltproblematik von Keramikronen", *Dtsch. Zahnärztliche Ztg.*, 97: 1048–1051.
- [97] Demmel H.-J., 1971, "Der Einfluß verschiedener Zementsorten auf den Randschluss passgenauer Kronen", *Dtsch. Zahnärztliche Ztg.*, 26: 700–705.
- [98] Rehberg H.J., 1971, "Exakter Randschluß - was ist das?", *Dtsch. Zahnärztliche Ztg.*, 26: 696–699.
- [99] Dreyer-Jorgensen K., 1958, "Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren.", *Dtsch. Zahnärztliche Ztg.*, 13: 461–469.
- [100] Körber K.H., *Zahnärztliche Prothetik*, 2. Aufl., Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1995, S. 288-324.

- [101] Derand T., Molin M., Kleven E., Haag P., Karlsson S., 2008, "Bond strength of luting materials to ceramic crowns after different surface treatments", *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.*, 1: 35–38.
- [102] Müller N., Pröschel P., 1994, "Kronenrand und parodontale Reaktion", *Dtsch. Zahnärztliche Ztg.*, 49: 30-32.
- [103] Donath K., Roth K., 1987, "Histologische morphometrische Studie zur Bestimmung des zervikalen Randschlusses von Einzel und Pfeilerkronen", *Z. Für Stomatol.*, 84: 53–73.
- [104] Strub J.R., Belser U., 1978, "Parodontalzustand bei Patienten mit kronen- und brückenprothetischem Ersatz", *Schweiz. Monatszeitschrift Zahnmed.*, 88: 569-581.
- [105] Spiekermann H., 1986, "Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken", *Dtsch. Zahnärztliche Ztg.*, 41: 1015–1019.
- [106] Ollendorf A., 1904, "Eine neue Methode zur Herstellung von Zahnersatzstücken.", *Dtsch. Monatsschrift Zahnheilkd.*, 22: 657–664.
- [107] Nawafleh N.A., Mack F., Evans J., Mackay J, and Hatamleh M.M., 2013, "Accuracy and reliability of methods to measure marginal adaptation of crowns and FDPs: a literature review", *J. Prosthodont. Off. J. Am. Coll. Prosthodont.*, 5: 419–428.
- [108] Martins L.M., Lorenzoni F.C., Melo A., Silva L.M. , 2012, "Internal fit of two all-ceramic systems and metal-ceramic crowns", *J. Appl. Oral Sci. Rev. FOB*, 2: 235–240.
- [109] Naert I., Van der Donck A., L. Beckers, 2005, "Precision of fit and clinical evaluation of all-ceramic full restorations followed between 0.5 and 5 years", *J. Oral Rehabil.*, 1: 51–57.
- [110] Baresel W., Baresel I., Baresel J., 2015, "Untersuchung und Auswertung von Vergleichsstudien zur Passgenauigkeit festsitzender Restaurationen bei intraoraler und konventioneller Abformung.", *DGDOA*, 1: 14-68.
- [111] Triwatana P., Nagaviroj N., Tulapornchai C., 2012, "Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature", *J. Adv. Prosthodont.*, 2: 76–83.
- [112] Marxkors R., *Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik.*, Aufl. 4, Dt. Zahnärzte-Verl., Köln, 2007, S. 120-182.
- [113] Müller-Stahl C. , 2015, "Vergleich der marginalen und internen Passung von im Kopierfräsverfahren gefertigten Einzelkronen und 14-gliedrigen Brückengerüsten", *Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität, München.*
- [114] Milan F.M., Consani S., Correr Sobrinho L., Sinhoreti M.A.C., Sousa-Neto M.D., Knowles J.C., 2004, "Influence of casting methods on marginal and internal discrepancies of complete cast crowns", *Braz. Dent. J.*, 2: 127–132.

- [115] Piwowarczyk A., Ottl P., Lauer H.C., Büchler A., 2002, "Laboratory strength of glass ionomer cement, compomers, and resin composites", *J. Prosthodont. Off. J. Am. Coll. Prosthodont.*, 2: 86–91.
- [116] Studart A.R., Filser F., Kocher P., Gauckler L.J., 2007, "In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water", *Biomaterials*, 17: 2695–2705.
- [117] D'Amario M., Campidoglio M., Morresi A.L., Luciani L., 2010, "Effect of thermocycling on the bond strength between dual-cured resin cements and zirconium-oxide ceramics", *J. Oral Sci.*, 3: 425–430.
- [118] Groten M., Axmann D., Pröbster L., Weber H., 2000, "Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing", *J. Prosthet. Dent.*, 1: 40–49.
- [119] Shahin R., Kern M., 2010, "Effect of air-abrasion on the retention of zirconia ceramic crowns luted with different cements before and after artificial aging", *Dent. Mater. Off. Publ. Acad. Dent. Mater.*, 9: 922–928.
- [120] Behr M., Rosentritt M., Regnet T., Lang R., Handel G., 2004, "Marginal adaptation in dentin of a self-adhesive universal resin cement compared with well-tried systems", *Dent. Mater. Off. Publ. Acad. Dent. Mater.*, 2: 191–197.
- [121] Lüthy H., Loeffel O., Hammerle C., 2006, "Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic", *Dent. Mater. Off. Publ. Acad. Dent. Mater.*, 2: 195–200.
- [122] Hmaidouch R., 2011, "Untersuchung zum Einfluss von Präparationsart, Zementspalteinstellung und Art des Befestigungszements auf die Passgenauigkeit CAD-CAM gefertigter vollkeramischer Kronengerüste", Dissertation, Charité, Berlin.
- [123] Pilathadka S., Vahalová D., Vosáhlo T., 2007, "The Zirconia: a new dental ceramic material. An overview", *Prague Med. Rep.*, 1: 5–12.
- [124] Hill E.E., Lott J., 2011, "A clinically focused discussion of luting materials", *Aust. Dent. J.*, 1: 67–76.
- [125] Nothdurft F.P., Motter P.J., Pospiech P.R., 2009, "Effect of surface treatment on the initial bond strength of different luting cements to zirconium oxide ceramic", *Clin. Oral Investig.*, 2: 229–235.
- [126] Edelhoff D., Ozcan M., 2007, "To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation", *Clin. Oral Implants Res.*, 3: 193–204.
- [127] Rösel M., 2004, "Untersuchungen zur Retention von Gusskronen in Abhängigkeit von Zementspaltbreite und Zementart", Dissertation, Martin-Luther-Universität, Halle.

- [128] Söderholm K.J., Mondragon E., Garceal, 2003, "Use of zinc phosphate cement as a luting agent for Denzir™ copings: an in vitro study", *BMC Oral Health*, 1: 2-10.
- [129] Luthardt R.G., Holzhueter M.S., Rudolph H., Herold V., Walter M.H., 2004, "CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia", *Dent. Mater. Off. Publ. Acad. Dent. Mater.*, 7: 655-662.
- [130] Kern M., Luthardt R.G., Reich S., Tinschert J., Pospiech P., 2007, "Vollkeramische Restaurationen," wissenschaftliche Stellungnahme, *DGZMK*, 1: 1-6.
- [131] Larsson C., Holm L., Lövgren N., Kokubo N., Vult von Steyern P., 2007, "Fracture strength of four-unit Y-TZP FPD cores designed with varying connector diameter. An in-vitro study", *J. Oral Rehabil.*, 9: 702–709.
- [132] Gözl J., 2006, "Zur Praktikabilität von zirkulären Randspaltmessungen an vollkeramischen Kronen im Rasterelektronenmikroskop", Dissertation, Eberhard Karls Universität, Tübingen.
- [133] Guess P.C., Kulis A., Witkowski S., Wolkewitz M., Zhang Y., J. R. Strub, 2008, "Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling" *Dent. Mater. Off. Publ. Acad. Dent. Mater.*, 11: 1556–1567.
- [134] Balkaya M.C., Cinar A., Pamuk S., 2005, "Influence of firing cycles on the margin distortion of 3 all-ceramic crown systems", *J. Prosthet. Dent.*, 4: 346–355.
- [135] Att W., Grigoriadou M., Strub J.R., 2007, "ZrO₂ three-unit fixed partial dentures: comparison of failure load before and after exposure to a mastication simulator", *J. Oral Rehabil.*, 4: 282–290.
- [136] Morresi A.L., D'Amario M., Capogreco M., Gatto R. et al., 2014, "Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review", *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, 29: 295–308.
- [137] Vult von Steyern P., Jönsson O., Nilner K., 2001, "Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs", *Int. J. Prosthodont.*, 4: 379–384.
- [138] Beuer F., Naumann M., Gernet W., Sorensen J., 2009, "Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses", *Clin. Oral Investig.*, 3: 343–349.
- [139] Larsson C., 2011, "Zirconium dioxide based dental restorations. Studies on clinical performance and fracture behaviour," *Swed. Dent. J. Suppl.*, 213: 9–84.
- [140] Zebuhr Y.A., 2010 "Die Biegefestigkeit weißkörperbearbeiteten Yttrium-verstärkten Zirkoniumdioxids unter dem Einfluss künstlicher Alterung und Färbung," Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität, München.

- [141] Alhazzawi T.F. , 2011, "Evaluation of the Optical and Mechanical Properties of CAD/CAM Generated Yttria-stabilized Zirconia Laminate Veneers", Dissertation, University of Alabama, Birmingham.
- [142] Attia A., 2011, "Bond strength of three luting agents to zirconia ceramic - influence of surface treatment and thermocycling", *J. Appl. Oral Sci. Rev. FOB*, 4: 388–395.
- [143] Vult von Steyern P., Carlson P., Nilner K., 2005, "All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study", *J. Oral Rehabil.*, 3: 180–187.

9 Thesen

- 1 Randspaltmessungen an dentalen Restaurationen sind ein wichtiges Kriterium für die Bewertung der Qualität und klinischen Anwendbarkeit neuer Materialien und Produktionswege.
- 2 Während der Herstellung zahntechnischer Restaurationen können maschinelle und systembedingte Ungenauigkeiten oder eine unkorrekte, manuelle Behandlung zu einer deutlichen Vergrößerung des Randspaltes führen. Diese Studie zeigt dies am Verhalten der internen und externen Randspaltwerte, die sich mit jedem Herstellungsschritt signifikant vergrößern.
- 3 Die Randspaltwerte der externen und internen Passung des Organic Zirkon an zirkulären Brücken konnte als klinisch gut bewertet werden.
- 4 Die zwei in dieser Studie verwendeten Materialien (Organic Zirkon Transluzent und Organic Zirkon Opak) sind hinsichtlich ihrer Randspaltwerte beide als klinisch gut zu bewerten.
- 5 Das transluzente Material liefert signifikant kleinere Randspaltwerte als das opake Material. Dieser materialspezifische Unterschied sollte in der zahntechnischen Anwendung und Weiterentwicklung dieser Materialien Berücksichtigung finden.
- 6 Prinzipiell ist es mit dem R+K CAD/CAM-System, dem 3Shape-Scanner und dem verwendeten Zirkoniumdioxid gut möglich, eine zirkuläre Brücke mit einem klinisch guten Randschluss herzustellen.
- 7 Signifikante Schwächen an den einzelnen Lokalisationen des externen Kronenrandes konnten vorwiegend an den oralen Flächen der Restauration gefunden werden. Die geringsten Randspaltwerte konnten an den distalen Pfeilerflächen ausgemacht werden.
- 8 In der internen Passungsanalyse stellte sich vor allem das okklusale Plateau der zementierten Kronen mit erhöhten Randspalten dar.

Tabellarischer Lebenslauf

Name:	Katja Schmidt
Geburtsdatum:	23.08.1984
Geburtsort:	Dresden
Meldeadresse:	39590 Tangermünde
Eltern:	Mutter: Kerstin Schmidt geb. Grahl Vater: Ralf Schmidt
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Familienstand:	ledig Mutter von: Noah Schmidt (30.06.2012) Jonah Schmidt (13.05.2015)

Bildungsweg

1990 - 1994	Grundschule Comenius Tangermünde
1995 - 2004	Diesterweg-Gymnasium Tangermünde
2004 - 2009	Studium der Zahnheilkunde an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg Naturwissenschaftliche Vorprüfung Zahnärztliche Vorprüfung Staatsexamen im Fach Zahnmedizin und Approbation als Zahnärztin

Beruflicher Werdegang

2010 - 2011	Vorbereitungsassistentin ZA-Praxis Halle
2011	Einsatz als Zahnärztin in Paraguay
2011 - 2012	Vorbereitungsassistentin ZA-Praxis Tangermünde
2012	Geburt 1. Kind und Elternzeit
2013 - 2020	Angestelltenverhältnis in ZA-Praxis Tangermünde
2015	Geburt 2. Kind und Elternzeit

Erklärung

Die vorliegende Arbeit wurde selbständig und nur unter Verwendung der angegebenen Hilfsmittel angefertigt.

K. Schmidt

Tangermünde, den 18.12.2018

Des Weiteren bestätige ich, dass keine früheren Promotionsversuche mit der gleichen oder einer anderen Dissertation erfolgt sind. Die vorliegende Arbeit wird erstmalig und ausschließlich an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg eingereicht.

K. Schmidt

Tangermünde, den 17.12.2018

Danksagung

Ich danke PD Dr. Arne Boeckler für die Überlassung des Themas und die kompetente Betreuung der Arbeit. Für die hilfreichen Ratschläge bezüglich der Studie bedanke ich mich bei Prof. Dr. Jürgen M. Setz (Direktor der Universitätsklinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik).

Bei Dipl.-Ing. Christin Arnold bedanke ich mich für die Einarbeitung in die Untersuchungsmethoden und die schnelle Hilfe bei vielen Problemlösungen.

Ein großer Dank gilt ebenso der Firma Rübeling und Klar, insbesondere vertreten durch Frank Siebert und Jan Illner, für die Herstellung der Probekörper, durch welche die Untersuchungen letztlich erst möglich wurden und die überaus freundliche und fachliche Beratung.

Außerdem möchte ich mich bei Frau Ingrid Haufe (IT-Servicezentrum der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) für die Betreuung bei der statistischen Auswertung der Versuchsergebnisse bedanken.

Nicht zu vergessen sind meine Freunde Benjamin Ulbricht, Christian Hein und Christian Sadel, die mir hilfreich im Kampf gegen mein rechentechnisches Unvermögen bei Text- und Bildformatierung sowie dem Lektorat zur Seite standen.

Zu guter Letzt bedanke ich mich aus tiefstem Herzen bei meinen Eltern und meinem Lebenspartner für die permanente Unterstützung und Motivation bei der Anfertigung dieser Dissertation.