

**Aus der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg**
(Direktor: Prof. Dr. med. dent. habil. Jürgen M. Setz)

**Randspaltverhalten von zahn- und implantatgetragenen
Verbundbrücken nach Langzeitbelastung**
Eine In-vitro-Studie

Dissertation

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

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

von Stephan Krämer

geboren am 17.07.1979 in Stendal

Gutachter: 1. Prof. Dr. J. M. Setz
2. Prof. Dr. J. Geis-Gerstorfer
3. Prof. Dr. M. Augthun

13.04.2010

Kurzreferat

In einer Zeit, in der der Wunsch des Patienten nach festsitzendem Zahnersatz ständig wächst, stellt die Verbundbrücke eine gute Therapievariante zur festsitzenden Versorgung der Frendlücke dar. Die kombinierte zahn-implantatgetragene Restauration verbindet Pfeiler unterschiedlicher Mobilitäten. Freistehend reagieren diese auf kauphysiologische Belastungen verschieden. In der Praxis werden festsitzende Restaurationen mit Befestigungszementen unterschiedlicher Eigenschaften zementiert. Daher stellte sich die Frage, inwieweit sich diese unterschiedlichen Verhaltensweisen im Verbund auf das Befestigungsmedium auswirken.

Eine erhöhte Randspaltbildung könnte die Entstehung von Folgeerkrankungen wie Sekundärkaries, marginale Entzündungen oder parodontale Dysfunktionen begünstigen. Ziel dieser Untersuchung war es, herauszufinden, ob die Verbundbrücke ein erhöhtes Risiko für Randspaltveränderungen unter Funktion birgt.

Dazu wurden 12 zahn-implantatgetragene Verbundbrücken und 4 konventionelle zahngetragene Brücken hergestellt und mit 3 verschiedenen Zementen (Zinkoxidphosphat, Glasionomer, selbstadhäsives Komposit) befestigt. Um die mechanischen und thermischen Belastungen der Mundhöhle zu simulieren, wurden die Brücken in einem Kausimulator und einem Thermozyklengerät künstlich gealtert. Die senkrechte Randspalthöhe wurde zu 4 verschiedenen Zeitpunkten lichtmikroskopisch vermessen.

Die Zementierung führte sowohl an den Zahn- als auch an den Implantatkronen zu einer Vergrößerung des Randspaltes. Die Zementierungsfehler waren an den Zahn- und Implantatkronen der Testgruppe 2 (Glasionomerzement) am geringsten. Die mechanische und auch die thermische Belastung ergaben keine signifikanten Änderungen des Randspaltes an der Test- und Vergleichsgruppe.

Im Rahmen der vorliegenden In-vitro-Studie war die Verbundbrücke im Vergleich zur konventionellen rein zahngetragenen Brücke unter funktionellen Bedingungen nicht anfälliger für die Entstehung von Randspaltveränderungen.

Krämer, Stephan: Randspaltverhalten von zahn- und implantatgetragenen Verbundbrücken nach Langzeitbelastung. Eine In-vitro-Studie.
Halle, Univ., Med. Fak., Diss., 80 Seiten, 2009

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung und Literaturübersicht.....	1
1.1.	Versorgungsnotwendigkeit der Frendlücke	2
1.2.	Verbundbrücke.....	4
1.2.1.	Indikation.....	4
1.2.2.	Biomechanische Problematik.....	5
1.2.3.	Konstruktionsarten	7
1.3.	Überlebensraten von festsitzendem Zahnersatz.....	10
1.3.1.	Zahnersatz auf natürlichen Zähnen	10
1.3.2.	Implantatgetragener Zahnersatz.....	12
1.3.3.	Zahn-implantatgetragener Zahnersatz.....	14
1.4.	Befestigungszemente	18
1.4.1.	Zinkoxidphosphatzement.....	18
1.4.2.	Glasionomerzement.....	20
1.4.3.	Befestigungskomposit.....	22
1.5.	Der Kronenrandspalt.....	24
1.5.1.	Definition und Messung	24
1.5.2.	Der Randspalt an Kronen auf natürlichen Zähnen.....	26
1.5.3.	Randspaltuntersuchungen an Kronen auf Implantaten.....	27
1.5.4.	Randspaltverhalten nach Belastung	28
2.	Ziel der Untersuchung.....	30
3.	Material und Methode	31
3.1.	Modellherstellung.....	31
3.2.	Biomechanische Evaluation	32
3.3.	Präparation und Abformung.....	32
3.4.	Herstellung des Meistermodells	33
3.5.	Herstellung der Brücken.....	33
3.6.	Randspaltnessung	35
3.7.	Definitive Zementierung	36
3.7.1.	Zinkoxidphosphatzement.....	36
3.7.2.	Glasionomerzement.....	37
3.7.3.	Selbstadhäsives Komposit.....	38
3.8.	Mechanische und thermische Wechsellast.....	38
3.9.	Statistische Auswertung.....	40
4.	Ergebnisse	41
4.1.	Randspaltwerte	42

4.1.1. Testgruppe 1.....	43
4.1.2. Testgruppe 2.....	44
4.1.3. Testgruppe 3.....	45
4.1.4. Vergleichsgruppe.....	46
4.2. Vergleich der Randspaltänderungen von Pfeilerzahn und Implantatabutment	48
5. Diskussion.....	50
5.1. Material und Methode.....	50
5.1.1. Natürliche Zähne.....	50
5.1.2. Lagerung der Proben.....	50
5.1.3. Modellmaterial.....	51
5.1.4. Künstliches Parodont.....	51
5.1.5. Präparation.....	52
5.1.6. Randspaltvermessung.....	52
5.1.7. Kausimulation und Thermozyklierung.....	53
5.2. Ergebnisse.....	56
5.2.1. Überlebensrate.....	56
5.2.2. Randspalte an unzementierten und zementierten Verbundbrücken.....	56
5.2.3. Randspalte nach mechanischer und thermischer Wechsellast.....	59
6. Schlussfolgerungen.....	61
7. Zusammenfassung.....	62
8. Literaturverzeichnis.....	64
9. Thesen.....	79

Abkürzungsverzeichnis

Bis-GMA	Bis-Phenol-Glycidyl-A-Methacrylat
DIN	Deutsches Institut für Normung
DGI	Deutsche Gesellschaft für Implantologie im Zahn-, Mund- und Kieferbereich e.V.
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kiefer- heilkunde
DGZPW	Deutsche Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde e.V.
EN	Europäische Norm
HEMA	Hydroxyethylen-Methacrylat
IMZ-Implantat	intramobiles Zylinderimplantat
ISO	International Organization for Standardization
MDP	10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat
o-Phosphorsäure	ortho-Phosphorsäure
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
TEGDMA	Triethylen-glycol-Dimethacrylat
VG	Vergleichsgruppe

1. Einleitung und Literaturübersicht

Als Implantologie wird das Einbringen von alloplastischem oder xenogenem Material in den menschlichen Knochen bezeichnet, das die Grundlage für eine prothetische oder epithetische Versorgung bildet, Funktion und Ästhetik verbessern und Resorptionen bzw. Funktionsreduktionen verringern soll [128].

Die Implantologie hat sich als fester Bestandteil der modernen Zahnheilkunde nicht zuletzt aufgrund guter Langzeiterfolge etabliert. Die Vorteile liegen in der hohen Funktionalität, einer stabilen und langfristig den Knochen erhaltenden Verankerung und der Vermeidung von Behandlungsmaßnahmen an Nachbarzähnen [53].

Dieses Teilgebiet der Zahnmedizin erfuhr seit den 80er Jahren die stärkste Entwicklung, die noch lange nicht abgeschlossen ist. Wurden früher erste Erfahrungen mit sogenannten Extensionsimplantaten oder Blattimplantaten mit hohen Komplikationsraten gemacht, ist deren heutige Indikation auf Gebiete mit reduziertem Knochenangebot beschränkt, wobei allerdings durch moderne augmentative Verfahren die Anwendung zunehmend verdrängt wird. In der gegenwärtigen Situation werden vornehmlich rotationssymmetrische Implantate mit zylindrischer oder schraubenförmiger Grundform aus Titan mit unterschiedlichen Oberflächenstrukturierungen verwendet. [53,128,239]

Brånemark (1985), als einer der Pioniere der modernen Implantologie, führte den Begriff der „Osseointegration“ ein, der als Voraussetzung für den Erfolg von Implantationen bzw. als zurzeit optimale Einheilungsform gilt [37,128].

Die wissenschaftliche Anerkennung der Implantologie in Deutschland erfolgte 1982 von der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK). Mittlerweile gibt es neue Stellungnahmen, die nach Weiterentwicklungen und guten Langzeiterfolgen Indikationserweiterungen beinhalten. Die moderne Implantologie zielt nicht nur auf die prothetische Rekonstruktion ab, sondern auf die Erhaltung von Funktion und Struktur des Restzahnbestandes und der Alveolarkämme im Sinne einer Prävention. [53,128]

Der Wunsch nach möglichst feststehendem, ästhetischem und hochwertigem Zahnersatz spielt beim Patienten von heute eine zunehmend größere Rolle. Bei teilbezahnten Gebissen können feststehende Lösungen durch Pfeilervermehrung mittels dentaler Implantate realisiert werden. Dies betrifft vor allem Freiendsituationen, aber auch große Schalllücken.

Die festsitzende prothetische Rehabilitation kann bei entsprechendem Knochenangebot durch rein implantatgetragene oder, wenn Kieferabschnitte mit ungünstigen anatomischen Verhältnissen nur die Insertion eines Implantates zulassen, durch zahn-implantatgetragene Restaurationen erfolgen.

Bei der Verbundbrückenkonstruktion wird ein natürlicher Zahn, der durch den parodontalen Faserapparat beweglich verankert ist, mit einem osseointegrierten bzw. ankylotisch eingeeilten Implantat verbunden. Somit bestehen bezüglich des Intrusionsverhaltens Unterschiede zwischen den Pfeilern der Verbundbrücke. Die verschiedenartige Pfeilerresilienz gibt immer wieder Anlass zu Diskussionen, da Überlastungen zu marginalem Knochenverlust am Implantat führen und prothetische Komplikationen wie Implantat-, Schrauben- und Abutmentfrakturen, Dezementierung oder Intrusion des Pfeilerzahnes auftreten können. [3,50,74,111,143,162,229]

Bisher nicht geklärt sind die Auswirkungen der kauphysiologischen Belastungen auf den Kronenrandspalt der Pfeilerzähne. Konventionelle Zemente wie Zinkoxidphosphat- und Glasionomierzement besitzen im Vergleich zu adhäsiven Zementen unterschiedliche mechanische Eigenschaften [204]. In der Funktionsphase kann es unter Kaubelastung zu einer elastischen und plastischen Verformung der Befestigungszemente, bis hin zu Mikrofrakturen und Deformationen, kommen [17,19,25,63,103,136,137,150,198]. Aufgrund der Verbindung von Pfeilern unterschiedlicher Mobilität innerhalb einer Verbundbrücke könnte es daher zu Veränderungen der Zementfugen und somit der Randspaltqualitäten der Pfeiler kommen. In der Literatur finden sich allerdings keine Angaben über Untersuchungen zum Auftreten von Kronenrandspalten an Verbundbrücken.

Ziel der vorliegenden Arbeit war daher die Untersuchung möglicher Veränderungen des Randspaltes von natürlichen Zähnen und Implantaten innerhalb von Verbundbrücken nach der Zementierung und nach okklusaler Langzeitbelastung in Abhängigkeit von der Zementart.

1.1. Versorgungsnotwendigkeit der Frendlücke

Als prothetische Zahnheilkunde wird die Lehre von der individuellen, befundbezogenen Gestaltung und Eingliederung künstlicher Prothesen in das orofaziale Organ bezeichnet, die vorhandene strukturelle Schäden und Defekte sowie funktionelle Störungen kompensieren und weitere verhüten soll [241].

Bei der Erhebung der 4. Deutschen Mundgesundheitsstudie im Jahre 2005 wurde u. a. festgestellt, dass sowohl bei Erwachsenen (35-44jährigen) als auch bei Senioren (65-74jährigen) deutlich weniger Zähne (Weisheitszähne ausgenommen) fehlen, als noch bei der 3. Deutschen Mundgesundheitsstudie von 1997. In Bezug auf den Zahnersatz ist ein Trend hin zu hochwertigen Rekonstruktionen zu erkennen. So sind Erwachsene überwiegend festsitzend versorgt. Senioren tragen in den meisten Fällen herausnehmbaren Zahnersatz. Doch besteht auch hier eine Entwicklung hin zu festsitzenden prothetischen Lösungen. Waren implantatgetragene Versorgungen bei Erwachsenen 1997 statistisch noch nicht messbar, so haben 2005 1,4 % der Erwachsenen mindestens ein Implantat. Bei den Senioren hat sich im Zeitraum von 1997 bis 2005 die Zahl der Implantatversorgungen mit einem Anstieg von 0,7 % auf 2,6 % sogar mehr als verdreifacht. [99] Die Nachfrage des Patienten nach hochwertigem und, wenn möglich, festsitzendem Zahnersatz wächst demnach stetig [72].

Hier stellt sich nun die Frage, wann Zähne im Seitenzahnbereich ersetzt werden sollten. Nach *Koeck und Wahl* (2004) ist dieser Fall gegeben, wenn durch vorherigen Zahnverlust oder auch durch Nichtanlage funktionelle Störungen des orofazialen Systems vorliegen bzw. zukünftig zu erwarten sind. Die Auswirkungen von fehlenden Zähnen können sich vielseitig gestalten. Durch nicht mehr vorhandene Abstützung werden Kippungen, Rotationen und Extrusionen der benachbarten Zähne mit weiteren Folgen wie Retention von Speiseresten, Erhöhung der Zahnmobilität, Karies, Okklusionsstörungen u. a. beschrieben. Auch mögliche funktionelle Beschwerden im Bereich der Kiefergelenke und der Kaumuskulatur können eine Versorgungsnotwendigkeit veranlassen. [130]

Je mehr Zähne im Seitenzahngelände fehlen, umso geringer sind die Kauaktivität, also die objektiv messbare Fähigkeit zu kauen, sowie das Kauvermögen, also die subjektiv empfundene Fähigkeit zu kauen. Auch die Ästhetik spielt bei der Patientenzufriedenheit eine nicht unerhebliche Rolle. [157]

Im Falle einer Versorgungsnotwendigkeit einer ein- oder beidseitigen Freisituation sind mehrere therapeutische Varianten zu nennen: implantatgetragene Einzelkronen, rein implantatgetragene Brücken, zahn-implantatgetragene Brücken (Verbundbrücken), das Belassen der verkürzten Zahnreihe, konventionelle Extensionsbrücken, herausnehmbare Teilprothesen und die Distalisierung von Prämolaren zur Ermöglichung einer konventionellen Brücke. [13]

Nachfolgend soll ausführlich auf die zahn-implantatgetragene Verbundbrücke eingegangen werden.

1.2. Verbundbrücke

1.2.1. Indikation

In den letzten Jahren sind die Ansprüche der Patienten in Bezug auf Ästhetik und Kaufunktionalität erheblich gewachsen und es ist damit zu rechnen, dass sie auch in Zukunft die Wahl der prothetischen Restauration in hohem Maße beeinflussen [91,98]. Gleichzeitig sind durch hohe Überlebensraten sowohl der Implantate als auch des Zahnersatzes die Therapiemöglichkeiten nach Zahnverlust grundlegend ausgebaut und die Implantologie als fester Bestandteil der Zahnheilkunde bestätigt worden [129].

Die Verbundbrücke, als kombiniert zahn-implantatgetragene Restauration, ist eine gute Alternative, die Freierdlücke nach Kennedy-Klassen I und II, aber auch große Schaltlückengebiss-Situationen des Ober- und Unterkiefers festsitzend zu versorgen. Per Definition werden Verbundbrücken als festsitzende bzw. bedingt abnehmbare Zahnersatzkonstruktionen beschrieben, die zumindest einen Zahn und mindestens ein Implantat verbinden [202]. (Abb. 1)



Abb. 1: okklusal verschraubte Verbundbrücke (aus Spiekermann 1994)

Festsitzender Zahnersatz ist mit Blick auf verbesserte Funktion, Kaukomfort und psychologische Aspekte herausnehmbaren Restaurationen überlegen [91,98]. *Heymann et al.* (2000) untersuchten die Nachsorgekosten von festsitzendem Zahnersatz auf Implantaten und herausnehmbarem Zahnersatz auf Zähnen. Sie kamen zu dem Schluss, dass bei implantatgetragenen, festsitzenden Restaurationen ähnlich geringe Nachsorgekosten wie bei festsitzenden Restaurationen auf natürlichen Zähnen anfallen und im Vergleich dazu die Kosten für den Erhalt bzw. die Reparatur von herausnehmbaren Restaurationen höher sind. Des Weiteren geben sie zu bedenken, dass sich die initial höheren Therapiekosten für die Implantatversorgung gegenüber

dem in der Verweildauerprognose weit unterlegenen herausnehmbaren Zahnersatz relativieren können. [98]

Durch die geringere Anzahl der zu inserierenden Implantate sind sowohl der chirurgische als auch der finanzielle Aufwand im Vergleich zur rein implantatgetragenen Brücke geringer [94,123,238].

Da parodontale Rezeptoren fehlen und nur wenige Druckrezeptoren des Knochens eine Rückkopplung bedingen, ist bei rein implantatgetragendem Zahnersatz die Tastsensitivität erniedrigt. Kaufunktionelle, vor allem aber parafunktionelle Kräfte können unkontrolliert auf das Implantat weitergeleitet werden und Überbelastungen hervorrufen. [72,105,221] Durch die Einbeziehung eines natürlichen Zahnes bleiben die natürliche taktile Sensitivität und die Tastreflexe erhalten bzw. werden im Vergleich zum rein implantatgetragenen Zahnersatz verbessert [94,113,123,178].

Kieferabschnitte mit ungünstigen anatomischen Verhältnissen, die eine Implantation aufgrund von unzureichendem Knochenangebot nicht zulassen, können durch Verbundbrückenkonstruktionen überbrückt werden [94]. Daneben soll durch das Implantat die biologische Struktur des Knochens aufrechterhalten werden können [21,91,98]. *Kindberg et al.* (2001) führen neben anatomischen Gegebenheiten die mögliche festsitzende Versorgung von Patienten mit starkem Würgereflex sowie eine Verbesserung der Phonetik im Vergleich zu herausnehmbarem Zahnersatz an [123]. In einer gemeinsamen Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW) und der DGZMK wird auf die mögliche festsitzende, kombiniert zahn-implantatgetragene Versorgung einer Freundsituation hingewiesen, wenn der endständige Pfeilerzahn Zahnhartsubstanzschäden aufweist, nicht gelockert ist oder das unmittelbar am Zahn angrenzende Knochenangebot zur Insertion von Implantaten unzureichend ist [10].

1.2.2. Biomechanische Problematik

Die Einbeziehung natürlicher Pfeilerzähne in zahn-implantatgetragene Restaurationen gab immer wieder Anlass zu Diskussionen. Aufgrund des unterschiedlichen Intrusionsverhaltens von Implantat und natürlichem Zahn könnten über die Suprakonstruktion übertragene, unphysiologisch hohe Kräfte an der Implantat-Knochengrenze auftreten (Abb. 2, Seite 6). Es wurde vermutet, dass es durch diese Überbelastung zu einem periimplantären Abbau des marginalen Knochens, im Extremfall zum Verlust der Osseointegration kommt. Parallel dazu wäre durch die Entlastung des natürlichen

Zahnhalteapparates eine Inaktivitätsatrophie der umliegenden Strukturen möglich. [67,240]

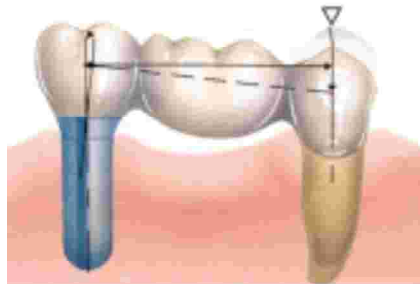


Abb. 2: theoretisch begründete Vorstellung der Biegebelastung des Implantates durch die Intrusion des Zahnes (aus Spiekermann 1994)

Die Beweglichkeit natürlicher Zähne wird durch das die Zähne im Kiefer befestigende Parodontium, bestehend aus dem Wurzelzement, dem Desmodont des Parodontalspaltes, der knöchernen Alveole und der Gingiva, gewährleistet. Der einwirkende kaufunktionelle Druck wird durch den Faserapparat in eine Zugbelastung des Kieferknochens umgewandelt. Dadurch sind die Zähne optimal an physiologische Belastungssituationen angepasst. [200] Ein parodontal gesunder Pfeilerzahn kann bei axialer Kraftzufuhr einen Intrusionsweg von $50\ \mu\text{m}$ bis hin zu $150\ \mu\text{m}$ aufweisen [196]. *Mühlemann* (1951) untersuchte die parodontale Beweglichkeit von Zähnen und kam zu der Erkenntnis, dass die initiale Bewegungsphase bei einer langsamen Kraftzufuhr hauptsächlich durch die hohe Nachgiebigkeit der desmodontalen Fasern geprägt ist. In der terminalen Bewegungsphase beobachtete er vornehmlich elastische Deformationen des Alveolarknochens ohne bzw. mit einer nur noch geringen Lageveränderung des Zahnes. [171]

Im Gegensatz dazu besitzt ein osseointegriertes Implantat, das aufgrund des fehlenden parodontalen Faserapparates fest mit dem Knochen verankert ist, eine erheblich geringere Beweglichkeit von bis zu $10\ \mu\text{m}$ [7,72]. *Fröhlich* (2001) bemerkte, dass die vertikale und horizontale Beweglichkeit eines Zahnes im Vergleich zu einem Implantat wegen der unterschiedlichen Verankerung um den Faktor 10-100 größer war [72].

Nach *Brånemark et al.* (1985) ist der Begriff „Osseointegration“ als direkte strukturelle und funktionelle Verbindung zwischen organisiertem, lebendem Knochen und der Oberfläche eines belasteten Implantats definiert [37]. Bei einer kaufunktionellen Belastung wird die Kraft daher direkt auf bzw. in den Knochen übertragen. Somit resultiert die Implantatbeweglichkeit aus der elastischen Deformierbarkeit des umgebenden Knochens sowie der Elastizität von Implantatkörper und Suprastruktur [72].

Durch den Mobilitätsunterschied zwischen beiden Pfeilern könnte es daher zu einer Überlastung einzelner Komponenten der Brückenkonstruktion kommen [7,240]. So wurden neben z. B. Implantat-, Schrauben- und Abutmentfrakturen, Dezementierung, Intrusion des Pfeilerzahnes auch der Abbau des periimplantären Knochens bis hin zum Verlust der Osseointegration diesem Umstand zugeschrieben [3,50,74, 111,143,162,229].

Allerdings scheint im Vergleich zu seiner physiologischen Beweglichkeit die Mobilität eines Zahnes u. a. durch die starre Verbindung zu einem Implantat innerhalb einer Verbundbrücke eingeschränkt zu sein. Hinzu kommt, dass die Zahnbeweglichkeit nur bei hohen, langsam einwirkenden Kräften festzustellen ist [172].

Beim normalen Kauvorgang findet die Krafteinwirkung nur für einen impulsartigen, sehr kurzen Moment statt. Der Abfluss von Blut und Interzellularflüssigkeit aus dem Desmodontalgewebe ist in diesem impulsartigen, sehr kurzen Moment verringert, was einen kürzeren Intrusionsweg des Zahnes zur Folge hat. Das Parodontium übernimmt die einwirkende Bewegungsenergie aufgrund seiner Viskoelastizität und leitet sie gesteuert durch Propriozeptoren gedämpft ins Zahnfach weiter. [72,200]

Zusätzlich spielen die elastischen Deformationen von Suprakonstruktion, Implantat und Knochen sowie der Gegenbezahnung eine große Rolle, sodass überschwellige Belastungen des periimplantären Knochens bei einer starren Verbindung von Zahn und Implantat nicht zu erwarten sind und somit sowohl hohe temporäre als auch geringe fortwährende Kräfte klinisch nicht relevant scheinen [9,10,31,72,143,200,221]. Auch längere, hohe Krafteinwirkungen, wie sie beim Bruxismus vorkommen, sollen eine untergeordnete klinische Relevanz besitzen [23,46,190,221].

1.2.3. Konstruktionsarten

Prinzipiell gibt es mehrere Konstruktionsmöglichkeiten der Verbundbrücke. Es werden ungeteilte starre und geteilte Konstruktionen unterschieden. Bei der geteilten Form findet man resiliente bzw. bedingt starre und starre Varianten der Verbundbrücke. *Augthun* (2008) zählte die ungeteilte klassische Brücke (Abb.2, Seite 6) sowie die über eine Geschiebekonstruktion zweigeteilte Brücke, die durch eine zusätzliche Verschraubung gegen dreidimensionale Bewegungen gesichert ist (Abb.1, Seite 4), zu den starren Verbundbrücken. Dahingegen bezeichnete er geteilte Brückenkonstruktionen, deren Verbindungselemente nicht dreidimensional gesichert sind, als bedingt

starre Verbundbrücken. Bezüglich der Befestigungsart wurde zwischen definitiv zementierten und bedingt abnehmbaren (provisorisch zementierten, teilweise definitiv zementierten oder verschraubten) Verbundbrücken differenziert. [9]

Das Problem der unterschiedlichen Beweglichkeit von Zahn und Implantat führte in der Vergangenheit zur Forderung nach einem sogenannten Pufferelement im Sinne eines „Stressbreakers“ bei zahn-implantatgetragenen Verbundbrücken [177]. Diese Dämpfungssysteme in Form von intra- bzw. epimobilen Elementen, Schwingstäben oder Biegeschrauben wurden bereits in den 70er und 80er Jahren verwendet [32,72,125].

Kirsch und Ackermann (1983) empfahlen das sogenannte intramobile Zylinderimplantat (IMZ-Implantat). Dabei sollte der intramobile Konnektor bzw. das intramobile Element aus Polyoxymethylen eine Mobilitätsadaptation ermöglichen. [124] Eine Verringerung der Belastung konnte in kontrollierten Studien aber nicht bewiesen werden. Eine hohe Verschleißrate, unzureichende Stabilität der Aufbauten und ein erheblicher Kosten- und Kontrollaufwand führten zur späteren Ablehnung dieses Ausgleichselements. [14,200,236]

Auch die Verwendung von geteilten resilienten Verbindungselementen (z. B. Resilienzgeschiebe, Interlock-Geschiebe) zwischen Zahn und Implantat wurden abgelehnt, da Intrusionen des Pfeilerzahnes beobachtet wurden [31,74,101,143,174, 203]. Als ein möglicher Grund wurden dabei eine durch okklusal einwirkende Kräfte hervorgerufene Intrusion des Pfeilerzahnes und daraus resultierend eine mechanische Friktion von Matrize und Patrize angegeben, welche den Zahn nicht in die ursprüngliche Stellung zurückkehren lässt. Ein ähnliches Resultat könnte die Impaktierung von Debris bzw. Essensresten zwischen den Geschiebeflächen auslösen. Auch die Biegung und Verwindung der Mandibula oder der Suprakonstruktion werden als mögliche Gründe für die Intrusion des nicht verschraubten Pfeilerzahnes diskutiert. Andere Möglichkeiten für das Auftreten einer Intrusion sind eine Inaktivitätsatrophie des Parodonts, die durch die Nichtnutzung bzw. geringere Nutzung aufgrund der Verblockung verursacht wird, eine sehr hohe Kraftübertragung auf den Pfeilerzahn oder ein geringeres Rückstellvermögen des Zahnes durch die Verminderung der Elastizität der Parodontalfasern. [43,186,189,203]

Spiekermann und Nickenig (2006) bemerkten, dass Zähne und Implantate aus biomechanischer Sicht hinsichtlich ihrer Nachgiebigkeit als gleichwertig einzustufen sind und somit starr verbunden werden sollten [221]. Die *DGZPW und DGZMK* (2008) empfahlen in ihrer gemeinsamen Stellungnahme starre Verbindungen über verschraubte Geschiebe oder ungeteilte Brückenkonstruktionen, die zementiert werden

können. Bedingt starre Verbundbrücken mit beweglichen Verbindungen sollten nicht mehr angewendet werden, um Intrusionen des natürlichen Zahnes zu verhindern [10,21,123].

Damit langfristig Retentionsverluste und Sekundärkaries vermieden werden können, erscheint im Bereich des natürlichen Zahnes eine definitive Zementierung zweckmäßig [101,174]. Die Vorteile zementierter einteiliger Restaurationen gegenüber verschraubten Restaurationen liegen sowohl in der relativ einfachen technischen Herstellung und späteren Eingliederung, als auch in einer verbesserten Ästhetik und Funktion durch den fehlenden Schraubenzugang [92,245]. Weiterhin soll durch die ausgleichende Zementschicht im Vergleich zur verschraubten Variante ein passiver Sitz ermöglicht werden, der in einer geringeren Spannung zwischen Implantat und Suprakonstruktion resultiert [9]. Die Nachteile liegen in der erschwerten Abnehmbarkeit bei eventuellen Reparaturen oder sonstigen Komplikationen. Ein weiterer Nachteil aller zementierten Restaurationen besteht in der erschwerten Zementüberschussentfernung bei tiefer als 2 mm subgingival liegenden Kronenrändern. Zurückbleibende Zementreste oder durch Scaler bei der Überschussentfernung hervorgerufene Kratzer oder Rillen an der Implantatoberfläche könnten zu Weichgewebsentzündungen führen. [9,58,85,122,165,245]. Diese Risiken können durch die provisorische bzw. semipermanente Zementierung der Suprakonstruktionen gemindert werden. Die bedingte Abnehmbarkeit bietet gegenüber definitiv zementierten Verbundbrücken neben einer Reparaturmöglichkeit der Suprakonstruktionen auch parodontal prophylaktische Vorteile sowie, falls nötig, einen möglichen Zugang zum Implantat. Allerdings sollte der Patient auf mögliche Dezementierungen hingewiesen werden, die bei der Befestigung mit provisorischen Zementen im Vergleich zu definitiv befestigten Restaurationen häufiger auftreten können. [216] Der natürliche Pfeilerzahn soll bei der semipermanenten Zementierung mit definitiv zementierten Kappchen im Sinne der Doppelkronentechnik geschützt werden [10,151,185].

Bei den über ein Geschiebe geteilten Restaurationen wird nur die Krone auf dem natürlichen Zahn zementiert. Die Implantatkrone wird in der Regel verschraubt, bleibt damit abnehmbar und bietet somit u. a. Reparaturmöglichkeiten und parodontal prophylaktische Vorteile. Über eine transversale Verschraubung ist eine sichere Fixierung der Suprastruktur bei reduziertem Platzangebot möglich. Zur Verhinderung einer Pfeilerintrusion wird dabei eine zusätzliche Verschraubung des Teilungsgeschiebes empfohlen. [9,10,74,174] (Abb. 3, Seite 10)



Abb. 3: über ein Geschiebe geteilte und okklusal verschraubte Verbundbrücke
(aus Spiekermann 1994)

Die technische Herstellung ist insgesamt aufwendiger und damit kostenintensiver, kann sich aber wegen der aufgeführten Vorteile auszahlen. Durch den Schraubenzugang werden die Ästhetik sowie eine funktionelle Kauflächengestaltung beeinträchtigt. Weitere Nachteile sind mögliche Spannungsspitzen durch die Verschraubung und Schraubenlockerungen mit deren möglichen Folgen. [9,185,245]

1.3. Überlebensraten von festsitzendem Zahnersatz

Der Langzeiterfolg prothetischer Restaurationen ist ein maßgebliches Kriterium für die zahnärztliche Therapiewahl bzw. die praktische Anwendung von Therapiekonzepten [118]. Darüber hinaus hilft das Wissen um die Überlebenswahrscheinlichkeit, neben der Funktion, dem Kostenfaktor und der Ästhetik, bei der Entscheidungsfindung des Patienten bezüglich einer bestimmten Therapievariante. An dieser Stelle sollen die Überlebensraten von konventionellen zahngetragenen Brücken, zahnimplantatgetragenen Brücken und rein implantatgetragenen Brücken verglichen werden.

1.3.1. Zahnersatz auf natürlichen Zähnen

Schwartz et al. (1970) fanden bei der Kontrolle von mit Einzelkronen und Brücken versorgten Patienten heraus, dass nach einem Beobachtungszeitraum von 15 Jahren 22 % der untersuchten Einzelkronen und Brücken noch brauchbar in Funktion standen. Sie gaben Karies als den Hauptgrund für den Verlust bzw. die Abnahmenotwendigkeit der Restaurationen an. Als weitere Ursachen wurden u. a. Dezentimentierung, Parodontose, Vitalitätsverlust, defekte Ränder und Fraktur der Brücken erkannt. [211] *Valderhaug* (1991), der 108 kunststoffverblendete Brücken untersuch-

te, kam zu dem Ergebnis, dass Karies, Parodontitis, Pfeilerfrakturen und Retentionsverlust die Hauptgründe für den Misserfolg der Restaurationen waren. 15 Jahre nach der Zementierung stellte er eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 54,6 % fest. [232] In einer Studie von *Kerschbaum et al.* (1991) wurden 1669 Brücken kontrolliert. Nach 5, 10 und 15 Jahren waren noch 95 %, 82 % bzw. 64 % in Funktion. Faktoren wie die Größe der Brücke, das Alter bei der Eingliederung, die Lokalisation im Kiefer und die Konstruktion (Freiendbrücke) hatten bedeutenden Einfluss auf die Überlebenszeit der Restauration. [118] *Sundh und Ödman* (1997) kontrollierten 138 Metallkeramikbrücken und kunststoffverblendete Brücken und registrierten nach einer Funktionsdauer von 16 - 18 Jahren eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 76,8 %. Wie schon in anderen Studien waren Karies, Parodontitis, Pfeilerfrakturen, Retentionsverlust, endodontische Probleme sowie Frakturen des Metalles und der Verblendung die Ursachen für den Misserfolg. [225] In Meta-Analysen von *Creugers et al.* (1994) und *Scurria et al.* (1998) werden nach 10 Jahren Überlebensraten von 90 % bzw. 92 % und nach 15 Jahren 74 % bzw. 75 % angegeben. Für den Misserfolg werden Gründe wie Sekundärkaries, Retentionsverlust und Frakturen der Verblendung angegeben. [47,213] In der Studie von *Näpänkangas et al.* (2002) betrug die Überlebensrate nach 10 Jahren 81 % und nach 15 Jahren 64 %. Als mögliche Risikofaktoren bestätigten sie u. a. die Größe der Brücke, endodontisch behandelte Pfeilerzähne, die Speichelfließrate bzw. das Auftreten von Sekundärkaries und Vitalitätsverlust. Das Alter der Patienten spielte in dieser Studie keine entscheidende Rolle in Bezug auf den Langzeiterfolg. [175] In einer weiteren Meta-Analyse stellten *Tan et al.* (2004) Risikofaktoren für den Misserfolg der Brückenrestaurationen in Form von biologischen und technischen Komplikationen zusammen. Das Überleben der Brücken wurde entsprechend des in situ und intakten Misserfolgsrisikos evaluiert. Außerdem wurden technische und biologische Parameter wie Karies, Vitalitätsverlust, Auftreten von Parodontopathien und Retentionsverlust sowie Frakturen von Material und Zahn in die Studie mit einbezogen. Die Überlebensrate von festsitzenden Brückenrestaurationen nach 10 Jahren betrug 89,1 %. Das Risiko für Karies und Parodontitis, welche zum Verlust führten, wurde mit 2,6 % bzw. mit 0,7 % angegeben. Retentionsverluste und Pfeilerfrakturen machten 6,4 % bzw. 2,1 % in dem beobachteten Zeitraum aus. Materialfrakturen wurden zu 3,2 % festgestellt. [230] *Sailer et al.* (2007) verglichen in einer anderen Meta-Analyse Vollkeramik- und Metallkeramikbrücken hinsichtlich der Überlebensraten und Gründe für den Misserfolg. Dabei wurde das Überleben der Brücken als in situ mit oder ohne Modifikation verstanden. Sie fanden eine 5-Jahres-Überlebenswahrscheinlichkeit für metallkeramische Brücken von 94,4 %. In Bezug auf

mögliche Misserfolgsründe unterschieden sie biologische und technische Komplikationen. Das Risiko für den Verlust der Brücken durch Sekundärkaries und Parodontopathien betrug nach 5 Jahren 1,6 % bzw. 0,4 %. Im selben Zeitraum waren 1 % der Pfeilerzähne frakturiert, während 6,1 % ihre Vitalität verloren. Bei 3,3 % der metallkeramischen Brücken kam es zu einem Retentionsverlust. Probleme mit der Verblendung wurden in Form von Abplatzungen bzw. Verblendfrakturen bei 2,9 % beschrieben. Daneben stellten die Autoren in dem beobachteten Zeitraum ein Risiko für Gerüstfrakturen von 1,6 % fest. [206] In einer weiteren Meta-Analyse stellten *Pjetursson et al.* (2007) für Metallkeramik- und kunststoffverblendete Brücken eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 93,8 % nach 5 Jahren und 89,2 % nach 10 Jahren fest. Dabei wurde das Überleben der Brücken als in situ mit oder ohne Modifikation vorausgesetzt. Als häufigste biologische Komplikationen erwiesen sich der Verlust der Vitalität mit 6,1 % und das Auftreten von Karies mit 4,8 % nach 5 Jahren. Das geschätzte Risiko, Pfeilerzähne und damit die Brücke durch Karies oder Parodontitis zu verlieren, lag bei 1,6 % bzw. 0,4 %. Technische Komplikationen wie Retentionsverluste und Keramikfrakturen traten in 3,3 % bzw. 2,9 % der Fälle auf. Andere Probleme wie Gerüst- und Pfeilerzahnfrakturen wurden mit einer Häufigkeit von 1,6 % bzw. 1 % im beobachteten Zeitraum beschrieben. [191]

1.3.2. Implantatgetragener Zahnersatz

Lekholm et al. (1994) untersuchten 197 verschraubte Brückenkonstruktionen auf Brånemark-Implantaten nach 5 Jahren in Funktion und fanden eine Überlebensrate von 92,9 %. Die häufigsten Komplikationen waren Verblendfrakturen, Schraubenlockerung, Schrauben- oder Abutmentfraktur und Weichgewebekomplikationen. [149] In einer Nachfolgeuntersuchung ergab sich nach 10 Jahren eine Überlebensrate von 85,9 % [148]. In einer prospektiven Studie berichteten *Brägger et al.* (2001) von 40 Metallkeramikbrücken auf ITI-Implantaten, die nach 5 Jahren Komplikationen wie Mukositiden und Periimplantitiden sowie Verblendfrakturen, Schrauben- oder Abutmentlockerungen und Implantatfrakturen aufwiesen und eine Überlebensrate von 97,5 % hatten. [35] In der Folgestudie, in der ein Großteil der Brücken der ersten Untersuchung erneut kontrolliert wurde, fanden *Brägger et al.* (2005) eine Überlebensrate von 93,9 %. *Knöfler et al.* (2004) analysierten in ihrer Studie die Überlebenswahrscheinlichkeit von 1209 Implantaten in einer zahnärztlichen Praxis nach 10 Jahren. Sie unterschieden die vorhandenen rein implantatgetragenen Brücken nach Befestigungs-

prinzip zwischen verschraubt bzw. zementiert und schlussfolgerten eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 98 % bzw. 99 %. Sie konnten keinen Zusammenhang zwischen Implantatlokalisierung im Oberkiefer bzw. Unterkiefer und innerhalb des Kiefers als für die Langzeitprognose bestimmenden Faktor feststellen. [127] In einer retrospektiven Studie kontrollierten *Preiskel und Tsolka* (2004) 78 rein implantatgetragene Metallkeramikbrücken. Das Lösen bzw. der Verlust von Schrauben oder Abutments sowie Frakturen der Verblendung führten zu einer Überlebensrate der Restaurationen von 98,1 % nach 5 Jahren. [193] In einer Meta-Analyse von *Pjetursson et al.* (2004) wurde die Überlebenszeit von rein implantatgetragenen, festsitzendem Zahnersatz nach einer Funktionszeit von 5 und 10 Jahren untersucht. In dieser Analyse ergaben sich für rein implantatgetragene Konstruktionen geschätzte Überlebensraten von 95 % nach 5 Jahren und 86,7 % nach 10 Jahren in Funktion. Bereits nach 5 Jahren waren nur 61,3 % der untersuchten Patienten komplikationsfrei. Die aufgetretenen Probleme unterteilten sich in biologische und technische Komplikationen. Dabei wiesen Weichgewebsentzündungen und Periimplantitis einen Prozentsatz von 8,6 auf. Verblend- oder Gerüstfrakturen der Suprakonstruktion wurden mit einer Häufigkeit von 13,2 % in diesem Zeitraum gefunden. Gelöste oder frakturierte Implantatschrauben traten in 7,3 % und Implantatfrakturen in 0,4 % der Fälle nach 5 Jahren auf. Zusammenfassend wiesen die Verfasser darauf hin, dass die Überlebensrate von rein implantatgetragenen, festsitzendem Zahnersatz zwar hoch sei, biologische und technische Komplikationen dennoch häufig auftreten. Daher sollte sich der Kliniker auf beachtliche Arbeitszeiten für Reparaturarbeiten einstellen. Es bedarf allerdings weiterer Langzeitstudien von 10 und mehr Jahren, da es bisher nur wenige Untersuchungen gibt, die langfristige Komplikationen beschreiben. [192] In einer weiteren Meta-Analyse verglichen *Pjetursson et al.* (2007) zahngetragene, rein implantatgetragene und zahn-implantatgetragene Brücken sowie Einzelimplantatkronen in Bezug auf ihre Überlebenswahrscheinlichkeit. Für rein implantatgetragene Brücken fanden sie Überlebensraten von 95,2 % nach 5 Jahren und von 86,7 % nach 10 Jahren. Das Risiko, an Mukosiden und Periimplantitis zu erkranken, bezifferten sie auf 8,6 %. Als technische Probleme führten sie Verblendfrakturen (11,9 %) und Retentionsverluste (5,7 %) auf. Daneben werden Schrauben- oder Abutmentlockerungen sowie -frakturen und Gerüst- und Implantatfrakturen genannt. [191]

1.3.3. Zahn-implantatgetragener Zahnersatz

Im Rahmen einer Split-Mouth-Studie wurden Patienten, die im Unterkiefer sowohl mit rein implantatgetragenen als auch mit zahn-implantatgetragenen Brücken versorgt waren, von *Olsson et al.* (1995) auf den Erfolg der Implantate und der prothetischen Versorgungen hin verglichen. Dabei wiesen zahn-implantatgetragene Brücken mit 91 % nach 5 Jahren eine höhere Überlebensrate als die rein implantatgetragenen Brücken mit 83 % auf. Bezüglich der Überlebensrate der Implantate konnte mit 88 % ebenso wie im periimplantären Knochenabbau kein Unterschied zwischen beiden Versorgungsformen festgestellt werden. Technische und biologische Probleme wie Schraubenfrakturen und Weichgewebsentzündungen traten kaum auf. Die Autoren leiteten daraus ab, dass kombiniert zahn-implantatgetragene im Vergleich zu rein implantatgetragenen Brücken kein höheres Risiko in Bezug auf den Langzeiterfolg von Implantat oder prothetischen Restaurationen aufwiesen. [183] *Gunne et al.* (1992) verglichen in einer longitudinalen Studie, ebenfalls im Split-Mouth-Verfahren, rein implantatgetragene und zahn-implantatgetragene Brücken im Unterkiefer von Patienten. Nach einer Beobachtungszeit von 3 Jahren ergab sich eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 91,3 % für die Verbundbrücken und 82,6 % für die Implantatbrücken. Zusätzlich wurde ein geringerer Knochenverlust an den Implantaten der kombinierten Versorgung verzeichnet. Daher sahen die Autoren keinen Nachteil in der Kombination von Implantaten mit natürlichen Zähnen. Sie vermuteten, dass durch die Verbindung von einem Implantat mit einem Zahn aufgrund der günstigeren Reaktionen des Knochens ein geringerer Knochenverlust resultierte. [87] In einer weiteren Split-Mouth-Studie, die rein implantatgetragene und zahn-implantatgetragene kunststoffverblendete Rekonstruktionen verglich, werteten *Gunne et al.* (1999) die kombinierte Versorgung als eine zuverlässige und vorhersagbare Behandlungsalternative für die Versorgung der Frendlücke im Unterkiefer. Sie fanden eine 10-Jahres-Überlebensrate der Verbundbrücken von 85,1 % und der Implantatbrücken von 81,1 %. Als Gründe für den Misserfolg gaben sie Zahnfrakturen, Karies, Vitalitätsverlust, Retentionsverlust und Parodontitis sowie Periimplantitis und Schraubenlockerung bzw. -verlust an. [88] In einer anderen Untersuchung sahen *Walther et al.* (1999) die kombiniert zahn-implantatgetragene Rekonstruktion als klinisch zuverlässige Alternative zur rein implantatgetragenen Versorgung der Frendlücke an. Sie verglichen 35 rein implantatgetragene Brücken mit 89 Verbundbrücken, die zur Hälfte mittels Geschiebe geteilt und zur anderen Hälfte starr als einteilige Konstruktion vorlagen, in Bezug auf den prothetischen Erhaltungsaufwand. Bei den geteilten Verbundbrücken wurden keine Anga-

ben über eine zusätzliche Verschraubung des Teilungsgeschiebes gemacht. Neben Schraubenlockerungen, -frakturen und -verlusten wurden Komplikationen wie Verblendfrakturen, Dezementierungen und endodontische Probleme beschrieben. An einer geteilten Verbundbrücke wurde am Pfeilerzahn eine Intrusion festgestellt. Obwohl die kombiniert zahn-implantatgetragene Restauration eine Tendenz zu häufigeren Komplikationen zeigte, ergab der Vergleich mit der rein implantatgetragenen Variante keinen signifikanten Unterschied. Daher hegten die Autoren keine Bedenken gegen den Einsatz einer Verbundbrücke in Fällen einer verkürzten Zahnreihe. [238] *Hosny et al.* (2000) konnten in einer weiteren Split-Mouth-Studie beim Vergleich von rein implantatgetragenen mit kombiniert zahn-implantatgetragenen metallkeramischen und kunststoffverblendeten Brücken hinsichtlich der Langzeitüberlebensrate keinen Unterschied feststellen. Weder Implantatfrakturen bzw. Frakturen von Implantatkomponenten noch Mobilitäten der Implantate konnten nachgewiesen werden. Des Weiteren traten keine prothetischen Komplikationen und Intrusionen von Zähnen auf. Die geschätzte Überlebensrate nach 5 Jahren lag bei 100 %. [101] *Lindh et al.* (2001) verglichen in einer longitudinalen Split-Mouth-Studie Verbund- und Implantatbrücken, mit denen Patienten mit anteriorer Restbezaugung jeweils im Oberkiefer versorgt wurden. Bezüglich des Misserfolges der Implantate in beiden Therapievarianten konnte kein Unterschied festgestellt werden. Als Komplikationen führten sie u. a. Vitalitätsverluste, Zahnfrakturen und Retentionsverluste bei den Pfeilerzähnen sowie Schraubenfrakturen und Retentionsverluste bei den Implantaten an. Des Weiteren betrachteten sie den totalen mittleren marginalen Knochenverlust und kamen zu dem Schluss, dass dieser bei den Implantaten der rein implantatgetragenen Brücken größer war. [152] Die klinische Nachuntersuchung von jeweils 123 Patienten mit Verbundbrücken und mit rein implantatgetragenen Brücken von *Naert et al.* (2001) ergab nach 5 Jahren eine geschätzte Implantatüberlebensrate von 95,4 % für die kombinierte Variante. Neben Problemen am Pfeilerzahn wie Retentionsverlusten, Intrusionen, Frakturen, Sekundärkaries, Vitalitätsverlusten und Parodontitis traten auch Gerüstfrakturen auf. Für die Implantate wurden Lockerungsgrade, Frakturen und Schraubenlockerung bzw. -verlust als Gründe für den Misserfolg angegeben. Die Autoren empfahlen, den rein implantatgetragenen Brücken aufgrund der Tendenz zu höheren Langzeiterfolgen den Vorzug zu geben. Sie wiesen darauf hin, dass im Falle der Versorgung mit einer Verbundbrücke die Verbindung zum Zahn absolut starr konstruiert werden sollte, um einer Intrusion vorzubeugen. [174] Um die Häufigkeit von biologischen und technischen Misserfolgen mit feststehendem Zahnersatz auf Implantaten und Zähnen sowie bei kombiniert zahn-implantatgetragenen Konstruktionen zu ver-

gleichen, analysierten *Brägger et al.* (2001) konventionelle Metallkeramikbrücken auf natürlichen Zähnen, rein implantatgetragene Metallkeramikbrücken und metallkeramische Verbundbrücken nach einer Funktionszeit von 5 Jahren. Während an den Pfeilerzähnen in 11,8 % der Fälle biologische Komplikationen wie Vitalitätsverlust, Parodontitis und Sekundärkaries gefunden wurden, wiesen die Implantatpfeiler zu 9,6 % eine Periimplantitis auf. In Bezug auf die biologischen Probleme beim Vergleich von Pfeilerzahn und Implantat wurde allerdings kein signifikanter Unterschied festgestellt. Technische Komplikationen wie Frakturen der Verblendung und Retentionsverlust waren bei den Zähnen zu 6,3 % und bei den Implantaten, bei denen zusätzlich noch Schraubenlockerungen erwähnt wurden, zu 20,4 % zu finden. Hier wurde ein signifikanter Unterschied zwischen Zähnen und Implantaten festgestellt. Die geschätzte Überlebensrate der 18 Verbundbrücken betrug 94,5 % nach 5 Jahren. Die Autoren sprechen von etwa gleich hohen Verlustraten bei den konventionellen zahngetragenen und den rein implantatgetragenen Brücken nach 4-5 Jahren. Allerdings wiesen die Brücken auf Implantaten signifikant häufiger Verblendfrakturen auf. [35] In einer anderen prospektiven Studie untersuchten *Brägger et al.* (2005) technische und biologische Komplikationen an metallkeramischen Einzelkronen, implantatgetragenen und kombiniert zahn-implantatgetragenen Metallkeramikbrücken nach 10 Jahren. Die drei Gruppen von Rekonstruktionen zeigten dabei deutliche Unterschiede in der Art der Komplikationen und der Misserfolge. So wurde die Verlustrate der Verbundbrücken mit 31,8 % angegeben, während die Implantatbrücken und zahngetragenen Brücken Verlustraten von 6,1 % bzw. 10 % aufwiesen. Im Vergleich zu den rein implantatgetragenen Konstruktionen zeigten die Verbundbrücken häufiger auftretende biologische Komplikationen wie Karies, Parodontitis, Vitalitätsverlust, Pfeilerzahnfraktur, Retentionsverlust an den Zähnen und Periimplantitis an den Implantaten. Außerdem wurden bei Verbundbrücken in Gegenüberstellung zu Einzelimplantatkronen und Implantatbrücken mehr technische Komplikationen wie Schraubenlockerung, -verlust oder Fraktur der Verblendung verzeichnet. [36] In der in einer zahnärztlichen Praxis von *Knöfler et al.* (2004) zur Bestimmung der Überlebenswahrscheinlichkeit von 1209 Implantaten im Verlauf von 10 Jahren durchgeführten Studie konnten für Verbundbrücken 96 % (verschraubt) bzw. 95 % (zementiert) nachgewiesen werden. Somit liegen die Werte etwas unter den für rein implantatgetragene Restaurationen in derselben Studie ermittelten Ergebnissen. Die Autoren sehen in der Verbundbrücke aufgrund der hohen Überlebensraten keinen Unterschied gegenüber früheren Studien zur rein implantatgetragenen Brücke. [127]

In einer systematischen Übersicht zur Überlebenszeit von kombiniert zahn-implantatgetragenen, festsitzendem Zahnersatz wurde von *Lang et al.* (2004) die Erfolgsrate von Verbundbrücken nach einer Funktionszeit von 5 Jahren mit 94,1 % und von 10 Jahren mit 77,8 % angegeben. Die Verlustrate von 3,2 % bei Zahn- und 3,4 % bei Implantatpfeilern unterschied sich nach 5 Jahren nicht signifikant. Nach 10 Jahren betrug die Ausfallquote für die Zähne 10,6 % und für die Implantate 15,6 %. Die Meta-Analyse ergab eine Intrusion bei 5 % der Pfeilerzähne, wobei die meisten bei nicht-starren Verbindungen zu finden waren. Als biologische und technische Probleme wurden Periimplantitis, Verblendfrakturen, Retentionsverlust, Schrauben- oder Abutmentlockerung bzw. -fraktur und Implantatfrakturen genannt. Weiterhin zählten sie Zahnfrakturen, Karies, Retentionsverluste, endodontische Komplikationen und Parodontopathien als Gründe für den Verlust von Pfeilerzähnen auf. [143] *Spiekermann und Nickenig* (2006) wiesen darauf hin, dass die in der Studie von *Lang et al.* (2004) im Vergleich zur rein implantatgetragenen Versorgung geringfügig erhöhte Komplikationsrate bei Verbundkonstruktionen in erster Linie bei nicht starrer Verbindung von Zähnen und Implantaten zu beobachten waren. [221] Eine andere Meta-Analyse von *Pjetursson et al.* (2007) bezifferte die Überlebensrate von zahn-implantatgetragenen Brücken nach einem Beobachtungszeitraum von 5 Jahren auf 95,5 % und nach 10 Jahren auf ebenfalls 77,8 %. Weichgewebsschäden und Pfeilerzahnintrusionen wurden als biologische Komplikationen mit 7 % bzw. mit 5,2 % nach 5 Jahren angegeben. Retentionsverluste, Verblendfrakturen und Schrauben- oder Abutmentlockerung waren mit 7,3 %, 7,2 % und 6,9 % die häufigsten technischen Komplikationen. Daneben wurden noch Frakturen von Brückengerüsten, Implantaten, Schrauben und Abutments beschrieben. [191]

Augthun (2008) wies auf die schwierige direkte Vergleichbarkeit von Verbundbrücken aufgrund ihrer verschiedenen Konstruktionsmöglichkeiten hin. Weiterhin wiesen einige Studien zur Überlebenswahrscheinlichkeit von implantatgetragenen und zahn-implantatgetragenen Brücken sehr unterschiedliche Anzahlen von Suprakonstruktionen der einen oder anderen Variante aus, so dass diese schlecht verglichen werden konnten. Auch patientenbezogene Faktoren wie z. B. die Länge der Brücken, Art der Befestigung (zementiert/verschraubt), Bruxismus, parodontale Vorschädigung etc. wurden in Metaanalysen nicht berücksichtigt. [9]

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass durch die Einbeziehung natürlicher Zähne als Brückenpfeiler die bei konventionellen zahngetragenen Brücken gefundenen technischen und biologischen Schwierigkeiten wie Zahnfrakturen, Karies, Vitalitätsverlust, Parodontopathien und Retentionsverlust beobachtet wurden [35,101,

174,230,238]. Als wichtige Komplikationen bei den Implantatpfeilern wurden u. a. Periimplantitis, Retentionsverlust sowie Abutmentbruch oder -lockerung aufgeführt [143,152,174].

Die klinischen Empfehlungen zum Einsatz von Verbundbrücken sind allerdings in der Literatur nicht einheitlich. Aufgrund teilweise höherer Langzeitüberlebensraten wurden rein implantatgetragene Restaurationen empfohlen [36,143,174]. Zahlreiche Autoren sahen die Verbundbrücke hingegen als gleichwertige Alternative an [9,35,87,88,127,152,183]. Auch die DGI stellte in ihrer Stellungnahme aus dem Jahr 2003 keinen Unterschied in der Erfolgswahrscheinlichkeit der Verbundbrücke gegenüber der rein implantatgetragenen Brücke fest, führte allerdings an, dass zwischen Implantat und Zahn eine starre Verbindungen bestehen sollte [74,174,202]. *Pjetursson et al.* (2007) empfehlen rein zahngetragene Endpfeilerbrücken, rein implantatgetragene Brücken sowie Einzelimplantatkronen als erste Wahl für eine mögliche prothetische Restauration [191].

Anatomische Gesichtspunkte, patientenspezifische Gründe und die Risikoanalysen der Restbezahnung können den Einsatz kombiniert zahn-implantatgetragener Restaurationen rechtfertigen. Allerdings muss der Patient eventuell mit vergleichsweise häufigeren Nachbehandlungen rechnen. [143,191]

1.4. Befestigungszemente

Dentalzemente haben in der Zahnheilkunde ein breit gefächertes Einsatzspektrum. Sie werden einerseits als provisorisches oder definitives Füllungsmaterial und zur Befestigung von indirekten Restaurationen und andererseits auch als Unterfüllungs- und Wurzelfüllmaterial genutzt.

Als dentaler Befestigungszement müssen sie die Restauration möglichst dauerhaft an der Zahnhartsubstanz befestigen und damit die Aufgabe der Restauration, den Schutz des Zahnes vor äußeren Einflüssen, sicherstellen.

1.4.1. Zinkoxidphosphatzement

Sorel (1855) stellte aus Zinkoxid und einer wässrigen Lösung von Zinkchlorid einen Zinkchloridzement her, den man als Ursprung des Zinkoxidphosphatzementes sehen kann [218].

Es bedurfte weiterer Modifikationen, wie die Erhöhung der Druckfestigkeit und die Verringerung der Löslichkeit, bis schließlich 1877 Zinkoxidphosphatzement von Rostaing di Rostagno auf der Grundlage von Zinkoxid und Phosphorsäure entwickelt wurde und Einzug in die Zahnheilkunde fand [4,28]. Seit über 100 Jahren hat er sich klinisch bewährt und ist der mit Abstand meist genutzte Befestigungszement [79].

Zinkoxidphosphatzemente gehören zu den traditionellen Zementen, bestehend aus einem Pulver/Flüssigkeitsgemisch. Die Flüssigkeit besteht aus 50 – 70 % Orthophosphorsäure, versetzt mit Aluminium-, Calcium-, Mangan-, Magnesium- und Zinkoxiden, wodurch die Reaktionsgeschwindigkeit reduziert wird und die Verarbeitungszeit somit steigt. Der Hauptbestandteil des Pulvers ist Zinkoxid. Des Weiteren sind Zusätze wie Magnesium- und Siliciumoxid (Füllstoffe) und Metalloxide von z. B. Calcium, Barium und Bismut hinzugesetzt. Das Magnesiumoxid erhöht die Druckfestigkeit des Zementes und verlangsamt die Reaktionsgeschwindigkeit zwischen dem Zinkoxid und der Phosphorsäure der Flüssigkeit. Die anderen Zusätze optimieren Eigenschaften wie Farbgebung, Anmischbarkeit und Abbindegeschwindigkeit. [39,134,161]

Prozentual setzen sich typische Zinkoxidphosphatzemente wie folgt zusammen (Tab. 1):

Tab. 1: prozentuale Zusammensetzung typischer Zinkoxidphosphatzemente
(nach Burckhardt 1998)

Flüssigkeit	Pulver
52 – 56 m% Phosphorsäure	80 – 90 m% Zinkoxid
32 – 36 m% Wasser	10 m% Magnesiumoxid
7 – 10 m% Zink	<1 m% Siliciumoxid
2 m% Aluminium	<1 m% Calciumoxid

Die mechanischen Eigenschaften von Zinkoxidphosphatzement sind insgesamt als gut zu bewerten und begründen die breite klinische Verwendung. Als vorteilhaft können die leichte Überschussentfernung, moderate Biokompatibilität, die einfache Verarbeitung und der geringe Preis genannt werden. Trotz hoher Löslichkeit im oralen Milieu und fehlender chemischer Adhäsion ist er nach wie vor ein beliebter Zement für die Befestigung gegossener Restaurationen. [204]

Laut *Breustedt und Lenz* (1978) besitzen Zinkoxidphosphatzemente im plastischen Zustand eine gewisse Klebefähigkeit, die aber während des Abbindevorgangs fast vollständig verloren geht [38]. In einer Übersicht gibt *Naumann* (2000) an, dass Zinkoxidphosphatzemente keine Eigenhaftung an der Zahnhartsubstanz besitz-

zen [176]. Aufgrund von Mikrorauigkeiten sowohl an der Kroneninnenseite als auch am präparierten Zahnstumpf kommt es zur Verkeilung der Zementkörner. Diese Verkeilungsfunktion wiederum ist abhängig von der Druckfestigkeit und der zementtypischen Schichtstärke des Zementes. *Marxkors und Meiners* (1993) sprechen von Unterschnitten, die durch die Oberflächenrauigkeiten entstehen und dadurch Abzugskräften entgegenwirken. [161] (Abb. 4)

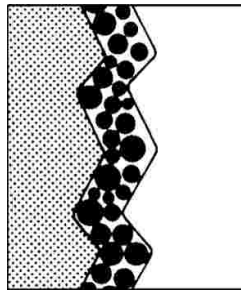


Abb. 4: Retention durch Verkeilen der Zementkörner
(aus Marxkors und Meiners 1993)

Im Vergleich zu Glasionomerezement und Kunststoffzementen lässt sich Zinkoxidphosphatzement leicht vom Zahnstumpf sowie von der Restauration entfernen. Die Verarbeitung ist einfach und wenig techniksensitiv. [60,176] Er ist beim Abbinden nicht annähernd so empfindlich gegenüber Feuchtigkeit wie Glasionomer- und Kunststoffzemente [204].

Aufgrund seiner Opazität einerseits und der fehlenden Adhäsion bzw. Retention andererseits ist das Anwendungsgebiet eingeschränkt. Ästhetisch hochwertige Restaurationen wie z. B. Keramikinlays oder Veneers bilden somit absolute Kontraindikationen. Die Verwendung bleibt auf traditionell gegossene Restaurationen und Vollkeramikrestaurationen aus Zirkondioxid beschränkt. Weiterhin sind Zinkoxidphosphatzemente im Vergleich zu Glasionomer- und besonders zu Kunststoffzementen kostengünstiger. [176,204]

1.4.2. Glasionomerezement

In den zwanziger Jahren des vergangenen Jahrhunderts hatten sich nach zahlreichen Entwicklungen drei wesentliche Zementklassen durchgesetzt: Zinkoxidphosphat-, Zinkoxid-Eugenol- und Silikatzemente.

Der Austausch von Phosphorsäure beim Zinkoxidphosphatzement durch Polyacrylsäure führte in Kombination mit Zinkoxid zur Entwicklung von Carboxylatzementen [217].

Aufbauend auf den Carboxylatzementuntersuchungen von *Smith* (1968) stellten *Wilson und Kent* (1972) die Materialklasse der Glasionomere vor [217,243]. Die Erhöhung des Aluminiumgehalts ließ das Zementpulver reaktionsfreudiger werden. Mit dem Ziel, die Druckfestigkeit und Fluoridfreisetzung von Silikatglaspulver mit der Biokompatibilität und den adhäsiven Eigenschaften von Polyacrylsäure zu vereinen, wurde so durch die Kombination von beidem ein neuer Zement entwickelt. [8]

Die ursprünglich ausschließlich genutzte Polyacrylsäure besaß eine hohe Viskosität und neigte nach längerer Zeit zum Gelieren. Daher werden inzwischen Copolymere mit Acrylsäurederivaten (z. B. Methacrylsäure oder Itaconsäure) verwendet, deren Seitengruppen dem Prinzip nach als Weichmacher fungieren und dem Gelieren vorbeugen. [161]

Die mechanischen Eigenschaften sind mit denen der Zinkoxidphosphatzemente vergleichbar oder ihnen sogar überlegen. Ihre Löslichkeit unter oralen Bedingungen ist geringer als die anderer konventioneller Zemente [161].

Als Alternative zur Handanmischung empfiehlt *Naumann* (2000) Kapselsysteme, da es beim Anmischen aufgrund der hochviskösen Säure leicht zu pulverarmen Mischungen kommt. Die schon erwähnte Freisetzung von Fluorid, welche allerdings nur in den ersten Stunden nach Applikation und in geringerem Maße als beim Zähneputzen nachweisbar ist, bezeichnet er als großen Vorteil. Nachteilig sind u. a. die schwere Überschussentfernung und die Empfindlichkeit beim Abbinden gegenüber Feuchtigkeit und Austrocknung. [176]

Glasionomerezemente besitzen eine gewisse Eigenhaftung an der Zahnhartsubstanz, die sowohl auf ionische als auch auf kovalente Bindungen der Carboxylatgruppen der Polyacrylsäure mit den anorganischen Bestandteilen der Zahnhartsubstanzen, vorwiegend dem Calcium, zurückgehen. Die Haftwerte am Dentin liegen jedoch unter denen am Schmelz. [140,167,244] Der Haftmechanismus von Glasionomerezementen wird daher als physiko-chemische Haftung bezeichnet, die aus der Mikroverzahnung in Kombination mit einer chemischen Haftung gebildet wird [102].

1.4.3. Befestigungskomposit

Adhäsive Kunststoffzemente wurden erstmals 1973 von Rochette als Befestigungszemente vorgestellt [29]. 1976 brachte die Firma Kuraray mit der Erfindung von Phenyl-P das erste Adhäsivmonomer auf den Markt. Nach weiterer Entwicklung wurde 1983 das Monomer 10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat (MDP) eingeführt, das eine größere Haftung an Zahnhartsubstanz und Metallen aufwies. [141]

Nach *Janda* (2008) sollte man bei Befestigungskompositen nicht von Kunststoffzementen sprechen, da die Bezeichnung „Zement“ nur Materialien zusteht, die aufgrund einer Säure/Base-Reaktion abbinden [106]. Während Befestigungskomposite anfänglich kaum benutzt wurden, da man Pulpenschädigungen und ungenügende physikalische Eigenschaften vermutete, stieg die Zahl der Anwender langsam aber kontinuierlich an. Gerade in den letzten Jahren gab es u. a. aufgrund des Patientenwunsches nach metallfreien, zahnfarbenen Restaurationen, die adhäsiv befestigt werden sollten, einen enormen Anstieg in der Benutzung von Befestigungskompositen. [166]

Sie basieren, wie Kunststofffüllungsmaterialien, auf einer Kunststoffmatrix und anorganischen Füllkörpern mit unterschiedlichem Fülleranteil. Die Matrix besteht oft aus dem hochviskösen Bis-Phenol-Glycidyl-A-Methacrylat (Bis-GMA) und Monomeren mit kürzeren Ketten wie Triethylen-glycol-Dimethacrylat (TEGDMA) oder Hydroxyethylen-Methacrylat (HEMA). Durch die Zugabe von anorganischen Füllkörpern wie Siliziumoxid, Quarzen oder Gläsern sollen die Polymerisationsschrumpfung und die Wasseraufnahme verringert und Abrasion und Druckfestigkeit erhöht werden. [15]

Man unterscheidet lichthärtende, chemisch härtende und dualhärtende (licht- und chemisch härtende) Kunststoffzemente. Die Lichthärtung wird in den meisten Fällen durch Ketone oder Campherchinone, die chemische Härtung durch basische Amine gestartet. [15] *Janda* (2008) unterteilt die Befestigungskomposite in [106]:

- lichthärtende
- selbsthärtende
- dualhärtende
- dualhärtende für die Ultraschalleinsetztechnik
- selbstätzende (Haftung zu den Zahnhartsubstanzen)
- selbsthaftende/self-adhesive (Haftung zu den Zahnhartsubstanzen sowie zu allen Restaurationsmaterialien)

Der Haftmechanismus von Befestigungskompositen ist in entscheidendem Maße auf eine mikromechanische Verankerung an der rauhen Oberfläche von Schmelz und Dentin bzw. der Restaurationsmaterialien zurückzuführen [33]. Nach *Janda* (2008) ist der adhäsive Verbund die am häufigsten anzutreffende Bindungsart. Der Begriff beschreibt ein Zusammenwirken von mechanischen und chemischen Bindungsarten wie mikromechanische Verankerungen, Wasserstoffbrückenbindungen und Van-der-Waals-Bindungen. Zusätzlich können noch kovalente und ionische Bindungen auftreten. [106]

Die Ätzung des Zahnschmelzes (z. B. mit 37%iger Phosphorsäure) bewirkt ein retentives Ätzmuster, gleichzeitig eine Erhöhung der Oberflächenenergie und damit eine bessere Benetzbarkeit. Eine niedrigvisköse Monomermischung (Bonding) erzeugt letztendlich den Verbund zwischen Schmelz und Kunststoff. *Hellwig et al.* (1999) sprechen von einer mikromechanischen Haftung aufgrund von rheologischen und geometrischen Effekten. [33,96]

Da die chemische und strukturelle Zusammensetzung des Dentins (Schmierschicht, Dentinkanälchen mit Liquor, organische Bestandteile) die mikromechanische Haftung eines hydrophoben Kompositmaterials nicht zulässt, wurden spezielle Haftvermittlersysteme entwickelt. Bei der Vorbehandlung mit Phosphorsäure werden die Schmierschicht entfernt, das oberflächliche Dentin und die Tubuluseingänge demineralisiert und das Kollagengeflecht freigelegt. Danach trägt man einen hydrophilen Primer auf, der in das Kollagengeflecht und das „feuchte“ Dentin einsickert und die Benetzbarkeit des Dentins erhöhen soll. Anschließend wird ein amphiphiles Adhäsiv (hydrophile und hydrophobe Monomere) appliziert, das als Vermittler zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Komposit dient. Nach der Lichthärtung entsteht eine Hybridschicht aus Kollagen, Primer und Adhäsiv. [33,96]

Bei der Vorbehandlung von Restaurationsmaterialien sind u. a. Ätzen mit Flusssäure, Anrauen, Sandstrahlen, Silanisierung und Silikatisierung sowie flammenpyrolytische Beschichtung zu nennen [106].

Ziel der Forschung ist die Entwicklung von immer einfacher anzuwendenden Haftvermittlersystemen. Inzwischen sind viele Systeme mit nur einer Komponente (selbstätzende, selbsthaftende Adhäsive) auf dem Markt, die die bewährten, aber arbeitsaufwendigeren Mehrflaschensysteme ablösen sollen. [33,96]

Die Vorteile gegenüber den konventionellen Zementen Zinkoxidphosphat- und Glasionomerezement liegen u. a. in der höheren Retention, der geringeren Auflösung in der Mundhöhle und aufgrund der besseren Transluzenz in der Ästhetik [166]. Sie

sind praktisch unlöslich, abrasionsresistent, ausreichend mechanisch belastbar und steigern die Festigkeit der Restauration und der Zahnhartsubstanz [176].

Als Nachteil ist das verarbeitungsabhängige Ergebnis nicht zuletzt wegen des feuchtigkeitsempfindlichen Verbunds zwischen der Zahnhartsubstanz und dem Komposit zu nennen, weswegen eine absolute Trockenlegung empfohlen wird. Hinzu kommen der höhere Preis durch Materialeinsatz und Zeitaufwand und die schwere Wiederabnahme der Restaurationen. Die Entfernung der Überschüsse kann sich schwierig gestalten und sogar parodontale Entzündungen nach sich ziehen. [166,176]

Die Eigenschaften der Befestigungsmaterialien sind in Tabelle 2 zusammenfassend dargestellt [176].

Tab. 2: Eigenschaften der Befestigungszemente (nach Naumann 2000)

Eigenschaften	Ideales Material	Zinkoxid-phosphat	Glasionomer	modif. Komposit
Filmdicke (µm)	gering	< 25	< 25	> 25
Verarbeitungszeit (min)	lang	1,5 – 5	2 – 3,5	0,5 – 5
Abbindezeit (min)	kurz	5 – 14	6 - 9	1 – 15
Druckfestigkeit (MPa)	hoch	62 – 101	122 - 162	179 – 255
Elastizitätsmodul (GPa)	Dentin = 13,7 Schmelz = 130	13,2	11,2	4,5 – 9,8
Pulpairritation	keine	moderat	hoch	hoch
Löslichkeit	sehr gering	hoch	gering	sehr gering
Spaltbildung	sehr gering	groß	gering	sehr gering
Überschussentfernung	leicht	leicht	moderat	schwierig
Retention	hoch	moderat	moderat bis hoch	hoch
Preis	niedrig	niedrig	moderat	hoch

1.5. Der Kronenrandspalt

1.5.1. Definition und Messung

Ein entscheidendes Kriterium für den klinischen Erfolg einer festsitzenden Restauration ist die Größe des Kronenrandspaltes [76,120,168].

Voss (1966) bezeichnete das makroskopisch fugenlose Anliegen am Zahn als exakten Randschluss einer künstlichen Krone [234]. Laut *Rehberg* (1971) spricht man von einem Kronenrandschluss, wenn der Kronenrand ohne sicht- oder tastbare In-

kongruenz in die Präparationsgrenze des Zahnes übergeht. Trifft dies nicht zu, wird von einem Randspalt gesprochen [197]. Da es in der Literatur verschiedene Methoden gab, um die Passform einer Restauration zu bestimmen, führten *Holmes et al.* (1989) eine einheitliche Terminologie bezüglich des Randspaltes ein [100]. Die in diesem Zusammenhang festgelegten Messgrößen sind der Abbildung 5 zu entnehmen.

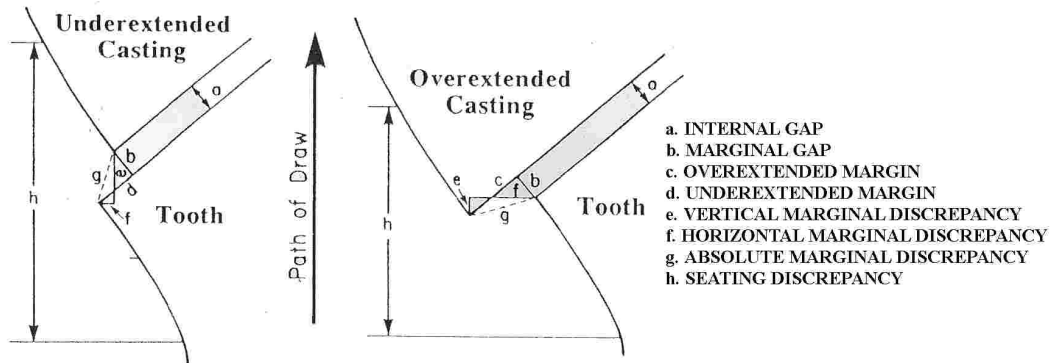


Abb. 5: Randspaltdefinitionen (aus Holmes et al. 1989)

In ihrer Studie stellten *Groten et al.* (1998) fest, dass die senkrechte äußere Randspalthöhe die reproduzierbarste Messgröße ist. Diese wurde als der kürzeste, senkrechte Abstand vom äußeren Kronenrand zum Stumpf an dem Kantenpunkt des Kronenrandes, der die geringste Entfernung zur gegenüberliegenden Oberfläche des Stumpfes besitzt, bezeichnet. [83]

Wichtige Faktoren, die die Größe des Randspaltes beeinflussen, sind u. a. die Güte der Laborarbeit, Art und Qualität der Präparationsrandgestaltung sowie der Abformung, Bearbeitung des Gussobjektes während des Einsetzens und der Typ des Befestigungszementes [24,73,75,76,169,235]. Die indirekte Herstellung einer Krone im Labor ist mit vielfachen Arbeitsschritten verbunden und daher trotz größter Sorgfalt ohne marginalen Randspalt in der Praxis technisch und materialbedingt nicht möglich [52,69,71,76].

Hegdahl und Silness (1968) gaben an, dass durch die Zementierung Kronenrand und Präparationsgrenze niemals aufeinander liegen können und sich somit zwangsweise immer ein zervikaler Randspalt ergeben muss [93]. Dieser wird zwar anfänglich durch das Befestigungsmedium ausgefüllt, da aber alle Zemente in der Mundhöhle einer mehr oder weniger starken Löslichkeit unterliegen, ersetzt der Randspalt in der Funktionsphase die Zementfuge. Auch mechanische Irritationen spielen bei der Desintegration des Zementes eine Rolle. [76,109] Dabei ist diese Desintegration signifikant von der Randspaltbreite abhängig [212]. *Knappwost* (1950) belegte, dass die Auflösungsgeschwindigkeit des Zementes mit der dritten Potenz der Spalt-

breite wächst [126]. Je größer also der marginale Randspalt ist, umso stärker ist die Auflösung des Zementes [76,109]. Bei Randspaltwerten über 150 µm wird die Auflösung des Zementes durch den Speichel verstärkt beeinflusst [104]. Um den Randspalt daher so klein wie möglich zu halten, werden in der DIN EN ISO 9917-1 für wasserhärtende Zemente maximale Schichtstärken von 25 µm gefordert [180]. Die DIN EN ISO 4049 legt für Befestigungskomposite maximale Schichtstärken von 50 µm bzw. maximal 10 µm über Herstellerangaben fest [179].

Neben der Retention von Plaque, dem Auftreten von marginalen Entzündungen und parodontalen Dysfunktionen sowie Hypersensibilitäten kann es über einen insuffizienten Kronenrand zur Auflösung des Zementes und zur Entstehung von Sekundärkaries kommen [34,69,76,82,119,142,220]. Sekundärkaries gilt als der Hauptgrund für den Funktionsverlust von Kronen [47,120,139,211,213,225].

Selbst eine geringe Randspaltbreite kann schon Irritationen des marginalen Parodonts hervorrufen, allerdings steigt mit zunehmender Randspaltbreite der Entzündungsgrad der Gingiva erheblich [48,71]. Die Größe des Randspaltes steht demnach in direktem Zusammenhang mit der biologischen Akzeptanz und der langfristigen Funktionstüchtigkeit einer Krone oder Brücke und ist daher ein anerkanntes Kriterium für die klinische Entscheidung über die Einsetzbarkeit der Krone [27]. Aus diesem Grund sollte ein möglichst guter Randschluss bzw. ein kleiner Randspalt bei Restaurationen erreicht werden.

1.5.2. Der Randspalt an Kronen auf natürlichen Zähnen

In der Literatur gibt es kontroverse Auffassungen über die Größe des optimalen Randspaltes. So forderte *Dreyer-Jørgensen* (1958) 50 µm als akzeptable Grenze der Randspaltgröße [56]. Auch *Eichner* (1971) und *Böttger et al.* (1988) verlangten klinische Randspaltbreiten bis 50 µm [34,66]. *McLean und Fraunhofer* (1971) befürworteten nach einer Untersuchung von 1000 Restaurationen über einen Zeitraum von 5 Jahren einen Randspalt von weniger als 120 µm, um klinisch erfolgreich zu sein [163]. *Rehberg* (1971) reduzierte diese Grenze auf 20 µm als reproduzierbare Größe [197]. Dem widersprechend gaben *Lehmann und Krauth* (1984) sowie *Meiners* (1985) zu bedenken, dass wegen unvermeidbarer material- und verfahrensbedingter Fehler eine Randschlussgenauigkeit von 20 µm in Serie kaum zu erreichen wäre [147,164].

Im Gegensatz dazu sah *Marxkors* (1988) einen Randspalt unter 200 µm als klinisch akzeptabel an [159]. Die Mehrzahl der Autoren sahen Randspaltwerte in Abhängigkeit vom verwendeten Zement zwischen 25 µm und 100 µm als erstrebenswert an [20,34,41,44,56,65,66,76,109,117,119,208,214,220,223,233].

In der klinischen Praxis wurden allerdings auch größere Randspalte bis hin zu 600 µm gefunden [54,55,59,65,70,117,119,158,160,173,220].

Tabelle 3 zeigt eine Übersicht verschiedener klinischer Studien über gefundene durchschnittliche Randspaltgrößen [117].

Tab. 3: Übersicht klinischer Studien (nach Kerschbaum 2001)

Autor	Jahr	Randspalt (µm)
Düsterhus	1980	90 – 230
Marxkors	1980	130
Diedrich	1985	142,4
Spiekermann	1986	382
Donath	1987	632
Müller	1994	446
Kerschbaum	1998	110-248
Kerschbaum	2001	60-180

1.5.3. Randspaltuntersuchungen an Kronen auf Implantaten

Bei Kronen auf osseointegrierten Implantaten ist der marginale Randschluss ein wichtiger Faktor für den klinischen Langzeiterfolg [85,112,121,144,145,224].

Für Implantate gibt es ebenfalls Vermutungen, ein großer Randspalt würde periimplantäre Entzündungen begünstigen, da Weichgewebe von Zähnen und Implantaten in gleicher Weise reagieren [22,68,112,224]. *Strub et al.* (1984) berichteten von einer großen Ähnlichkeit zwischen dem natürlichen Parodont und dem periimplantären Gewebe, welches anfälliger gegenüber Traumen reagierte [224]. Verschiedene Studien belegten das Vorkommen von pathogenen Mikroorganismen im marginalen Spalt zwischen Implantat und Abutment und folgerten daraus eine mögliche Verantwortung für Weichgewebsentzündungen [86,107,195,237]. In anderen Untersuchungen soll durch Mikrobewegungen zwischen den Implantatkomponenten ein Pumpeffekt entstanden sein, der die bakterielle Besiedlung während der funktionellen Belastung beschleunigte [194,196]. Dahingegen vermuteten *Persson et al.* (1996), dass es zwischen der internen Mikroflora und dem Implantatträger zur Ausbildung eines mikrobiologischen Gleichgewichts kommt, welches Entzündungen bzw. Gewebsdestruktionen unterbindet [188]. *Keith et al.* (1999) gaben zu bedenken, dass Faktoren, die

die Überlebensrate von zahnggetragenem Zahnersatz beeinflussen, auch Auswirkungen auf implantatgetragene Restaurationen haben können. Folgen wie Sekundärkaries oder Hypersensibilitäten würden zwar an Implantatkronen nicht auftreten, dennoch können schlecht passende Restaurationen Langzeitauswirkungen auf die Integration des implantatgetragenen Zahnersatzes im Hart- und Weichgewebe haben. [112] Wie zuvor bereits erwähnt, ist die Desintegration des Befestigungszementes signifikant von der Randspaltbreite abhängig [212]. Daher ist man auch bei Kronen auf Implantaten bestrebt, den Randspalt so klein wie möglich zu halten, um die Wahrscheinlichkeit der Plaqueanlagerung zwischen Kronenrand und Abutment zu verringern [153].

Bei Implantaten besteht die Möglichkeit, Kronen reversibel zu verschrauben oder wie auf natürlichen Zähnen zu zementieren. So wurden bei zementierten Einzelimplantatkronen durchschnittliche Randspalte zwischen 16 μm und 170 μm ermittelt [2,45,85,112,224,226,227,228]. Bei verschraubten Kronen wurden Randspalte von 3-16,5 μm bestimmt [26,85,112,121]. Damit wird deutlich, dass bei der Verschraubung von Kronen auf Implantaten geringere Randspalte als bei zementierten Kronen auf Implantaten zu erwarten sind.

1.5.4. Randspaltverhalten nach Belastung

Unklarheit besteht über die Auswirkungen der kauphysiologischen Belastungen auf den Kronenrandspalt der Pfeilerzähne. Es ist bekannt, dass die konventionellen Zemente wie Zinkoxidphosphat- und Glasionomermertement geringere Druckfestigkeiten und höhere E-Module als adhäsive Zemente besitzen [204]. Bei mechanischer Belastung, wie sie unter Kaubelastung auftritt, kann es zu einer elastischen und plastischen Verformung der Befestigungszemente kommen [17,18,19,25,62,63,103,131,136,137,150,154,205,223]. Dies kann zu Mikrofrakturen und Deformationen des Zementes führen [150].

Wie schon besprochen besitzen Zähne und Implantate unterschiedliche Mobilitäten. Während der Zahn über sein Parodontium beweglich im Knochen verankert ist, weist ein osseointegriertes Implantat praktisch keine Beweglichkeit auf und ist starr mit dem Knochen verwachsen. Im Falle einer mechanischen Belastung, wie sie z. B. beim Kauen auftritt, reagieren Zahn und Implantat unterschiedlich. Der Zahn kann aufgrund seiner beweglichen Verankerung nachgeben, das Implantat hingegen nicht. Werden im Falle einer Verbundbrücke Pfeiler unterschiedlicher Mobilität miteinander verbunden, könnten durch kauphysiologische Belastungen Veränderungen der Ze-

mentfugen und damit der Randspaltqualitäten auftreten. Da die einzelnen Komponenten der Verbundbrücke verschiedene Wärmeausdehnungskoeffizienten besitzen, ist anzunehmen, dass auch die thermische Belastung während der Nahrungsaufnahme die Randspaltqualität zusätzlich beeinflusst. Als Folge würde die Entstehung von marginalen Entzündungen und parodontalen Dysfunktionen sowie Hypersensibilitäten und Sekundärkaries begünstigt.

2. Ziel der Untersuchung

Die Verbundbrücke stellt eine gute Therapievariante zur festsitzenden Versorgung der Frendlücke dar. Als kombiniert zahn-implantatgetragene Restauration verbindet sie den endständigen Pfeilerzahn mit einem Implantat, um die Zahnreihe wieder nach distal zu verlängern. Da diese Pfeiler verschiedene Mobilitäten besitzen, reagieren sie im Falle einer Versorgung mit Einzelkronen auf kauphysiologische Belastungen unterschiedlich. Es stellte sich die Frage, inwieweit sich diese unterschiedlichen Verhaltensweisen im Verbund auf das Befestigungsmedium auswirken.

In der Praxis werden festsitzende Restaurationen mit Befestigungszementen unterschiedlicher Eigenschaften zementiert. Die konventionellen Zemente wie Zinkoxidphosphat- und Glasionomerezement besitzen geringere Druckfestigkeiten und höhere E-Module als adhäsive Zemente. Bei mechanischer Belastung kann es zu einer elastischen und plastischen Verformung bis hin zu Mikrofrakturen und Deformationen der Befestigungszemente kommen. Ebenso wäre es möglich, dass sich durch Kaubelastungen die Randspaltqualitäten der Verbundbrücke aufgrund der unterschiedlichen Pfeilerbeweglichkeiten verschlechtern. Der zusätzliche Temperaturwechsel während der Nahrungsaufnahme wäre als weiterer Einflussfaktor hinsichtlich des Randspaltes denkbar. Eine schlechtere Randspaltqualität würde Folgeerkrankungen begünstigen.

Ziel dieser Untersuchung war es, herauszufinden, ob die Verbundbrücke ein erhöhtes Risiko für Randspaltveränderungen unter Funktion birgt.

3. Material und Methode

3.1. Modellherstellung

Im Rahmen dieser In-vitro-Studie wurden 12 zahn- und implantatgetragene Verbundbrücken untersucht. Dabei kamen drei Zemente zur Anwendung. Auf einem speziell hergestellten Modell wurden jeweils 4 Brücken mit einem Zement befestigt. Die Vergleichsgruppe bestand aus vier konventionellen, rein zahngetragenen Brücken.

16 humane Oberkieferprämolaren und 4 humane Oberkiefermolaren wurden zunächst mit 3%igem Wasserstoffperoxid gesäubert und in physiologischer Kochsalzlösung bei Zimmertemperatur gelagert.

Um dem Zahn im Modell eine physiologische Beweglichkeit zu verleihen, musste dieser mit einem künstlichen Parodont ausgestattet werden. Als Platzhalter für das künstliche Parodont diente eine laut Herstellerangaben ca. 250 µm dünne Wachsplatte (Blauwachs, Germed, Leinefelde), mit der der Zahn von der Schmelz-Zement-Grenze bis zur Wurzelspitze überzogen wurde. Anschließend wurden der Zahn und das Implantat (Länge 10 mm, Durchmesser 4,1 mm, Straumann Implant System, Institut Straumann AG, Waldenburg, Schweiz) parallel zueinander an dem Werkzeughalter eines Fräsgerätes (F1, Degussa, Hanau) befestigt.

Danach wurde ein Epoxidharz (Technovit 5000, Heraeus Kulzer, Wehrheim) mit einem ähnlichen E-Modul wie spongöser Knochen nach Herstellerangaben manuell angemischt und in einen Probenhalter des anzuwendenden Kausimulators gefüllt. Der Zahn und das Implantat wurden bis ca. 1 mm vor der Schmelz-Zement-Grenze in das Epoxidharz eingebettet. Nach Aushärtung des Kunststoffes wurde das Platzhalterwachs mittels Dampfstrahlgerät von Zahn und Kunststoff entfernt. Die Befestigung am Fräsgerät erlaubte eine exakte Repositionierung des Zahnes im Epoxidharz. Das künstliche Parodont wurde mit einem C-Silikon (Flexistone, Detax, Ettlingen), das in die leere Alveole des Kunststoffes eingebracht wurde, simuliert. Der am Fräsgerät befestigte Zahn wurde im Silikon repositioniert. Das überschüssige Silikon wurde nach der Aushärtung mit einem Skalpell auf Höhe des Kunststoffes entfernt.

Zur Herstellung der rein zahngetragenen Vergleichsgruppe wurde analog vorgefahren. Anstelle des Implantates wurden Oberkiefermolaren verwendet, die ebenso wie die Prämolaren ein künstliches Parodont erhielten.

Das Modell repräsentierte damit die klinische Situation eines Prämolaren in regio 25 und eines Implantates bzw. eines Molaren in regio 27. Die Distanz (D) Zahnmitte zu Implantatmitte von 17,9 mm entsprach dem Abstand Mitte Zahn 25 zur Mitte Zahn 27 [210]. (Abb. 6)

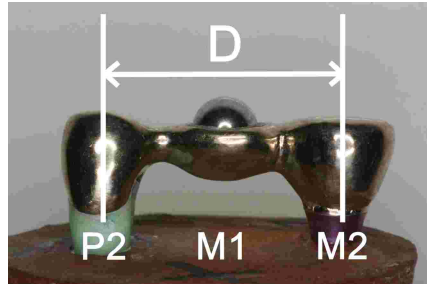


Abb. 6: Verbundbrücke vor Belastungsversuchen

(Abstand Zahn-Implantat: D=Distanz, P2=2.Prämolar, M1=1.Molar, M2=2.Molar/Implantat)

3.2. Biomechanische Evaluation

Um die Realitätsnähe des Modells zu überprüfen, wurde mit dem Periotestgerät (Medizintechnik Gulden, Bensheim) nach der Fertigstellung des Modells das Dämpfungsverhalten des künstlichen Parodonts von vestibulär und okklusal jeweils fünfmal bestimmt. Die durchschnittlichen Werte von 11,78 (vestibulär) bzw. 1,02 (okklusal) entsprachen den klinischen Lockerungsgraden I (fühlbar beweglich) bzw. 0 (klinisch fest) und waren somit im Bereich der an natürlichen Zähnen gefundenen Werte [209].

3.3. Präparation und Abformung

Die Präparation einer zirkulären Hohlkehle mit einer Tiefe von ca. 1,2 mm und einem Konvergenzwinkel von ca. 6 Grad erfolgte mit einem FG-Handstück (1.003.7705, INTRAccompact 25 LHC, KaVo, Biberach/Riß) und einem diamantierten Schleifkörper grober Körnung (6878.314.012, Komet, Gebr. Brasseler) unter Wasserkühlung. Zur Glättung der Präparationsgrenze wurde ein formkongruenter, diamantierter Schleifkörper feiner Körnung (8878.314.012, Komet, Gebr. Brasseler) unter Wasserkühlung verwendet. Danach wurde ein zweiteiliger Abformpfosten (048.017 / 048.070, Straumann Implant System) auf dem Implantat platziert. (Abb. 7) Der indivi-

duell gefertigte Abformlöffel aus lichthärtendem Kunststoff wurde nach Herstellerangaben mit dem Haftmittel Polyether Adhesive (3M Espe, Seefeld) bestrichen. Danach erfolgte die geschlossene Abformung in der Monophasentechnik mit Impregum (3M Espe, Seefeld). Die Abformung wurde nach 7 min entfernt und mit Impresept (3M Espe, Seefeld) für 10 min desinfiziert.



Abb. 7: Modell vor Abformung mit aufgesetztem Abformpfosten

3.4. Herstellung des Meistermodells

Nachdem das Laborimplantat (048.124, Straumann Implant System) unter hörbarem Einrasten im Abdruck reponiert wurde, wurde die Abformung nach zweistündiger Lagerung mit Fuji-Rock (GC dental industrial corp., Tokio, Japan) ausgegossen. Anschließend wurde der Stumpf gehärtet (Light-spacer transparent, Yeti Dental-Produkte GmbH, Eugen, Deutschland) und mit zwei Schichten Distanzlack (Stumpflack, Orbis-Dental GmbH, Münster, Deutschland) bis ca. 1 mm vor die Präparationsgrenze lackiert.

3.5. Herstellung der Brücken

Auf dem Laborimplantat wurde ein Abutment für zementierte Kronen (048.605, Straumann Implant System) von Hand verschraubt und dieses dann mit einer ausbrennbaren Kunststoffkappe mit Einrastmechanismus (048.662, Straumann Implant System) versehen. (Abb. 8, Seite 34)

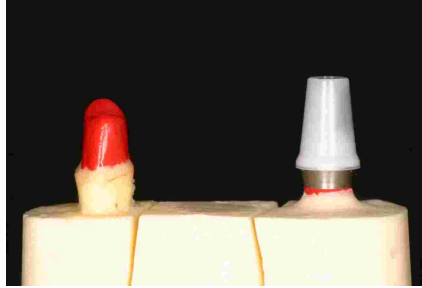


Abb. 8: Meistermodell - Laborimplantat mit Kunststoffkappe

Das Brückengerüst wurde aus Morsa-Wachs (Sallinger, Krumbach) modelliert. Um für die spätere mechanische Belastung einen Kontaktpunkt für den Stößel des Kausimulators zu schaffen, wurde mit Hilfe einer Stahlkugel (\varnothing 5 mm) eine Mulde im Brückenwischenglied für die spätere Aufnahme einer identischen Stahlkugel geschaffen. (Abb. 9)

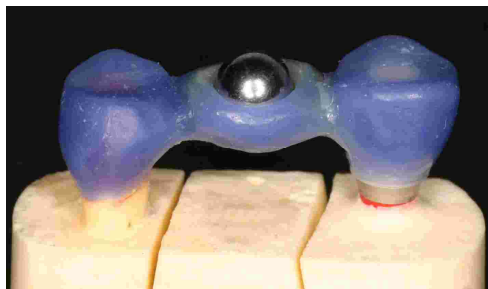


Abb. 9: Verbundbrücke modelliert in Wachs

Nach abschließender Kontrolle unter dem Labormikroskop (20x, Zeiss Stemi 2000 C, Jena) erfolgte nach Herstellerangaben die Einbettung in Heravest Speed (Heraeus Kulzer, Hanau). Mittels Vakuumdruckgusstechnik (Prestomat Compact, Degussa, Frankfurt) wurde das Gerüst aus einer hochgoldhaltigen Legierung für implantatgetragene Suprakonstruktionen (Degunorm Supra, Degudent, Hanau) gegossen.

Nach vorsichtigem Ausbetten wurde zunächst der Einrastmechanismus an der Implantatkronen mit Hilfe eines Finierers mit Führungsstift und Handgriff (046.243, 046.247, 046.240, Straumann Implant System) unter dem Labormikroskop entfernt. Die Aufpassung (Fit-Checker, GC Dental, Tokio, Japan) und Ausarbeitung des Gerüsts erfolgte ebenfalls unter dem Labormikroskop (20x). In die Mulde des Zwischengliedes wurde eine Stahlkugel (\varnothing 5 mm) irreversibel verklebt (UHU Sekunden Alleskleber, UHU GmbH & Co. KG, Bühl). (Abb. 10, Seite 35)

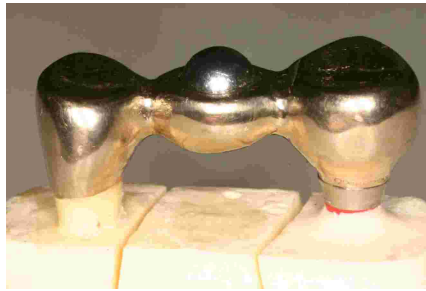


Abb. 10: fertige Verbundbrücke

3.6. Randspaltmessung

Vor der definitiven Zementierung erfolgte die erste Vermessung der Randspalte. Dazu wurde das Abutment nach Herstellerangaben mit einem Drehmoment von 35 Ncm auf dem Implantat des Prüfmodells verschraubt. Im Anschluss daran wurden die Brücken mit einer geringen Menge provisorischen Befestigungsmaterials (\varnothing 1 mm; Temp Bond, Kerr, USA) auf den Stümpfen fixiert [83]. An jeder Krone (Zahn und Implantat) wurde die senkrechte Randspalthöhe gemessen [83,100]. (Abb. 11) Um statistisch aussagekräftige Werte zu erzielen, wurden je Pfeilerzahn- und Implantatkrone 50 Einzelmessungen durchgeführt [84]. Die lichtmikroskopische Vermessung (560x, VMZM40, Tv-tubus 1,6x - Objektiv 2,0x - Screenlevel 4,0 x, Metrona Software, 4H JENA engineering, Jena) fand mittels Videomesstechnik statt. Der mit dem Mikroskop schlecht zu vermessende Anteil des Approximalraumes unterhalb des Zwischengliedes wurde sowohl an der Pfeilerzahn- als auch an der Implantatkrone mit einem Laserpunkt markiert und von der Vermessung ausgeschlossen.

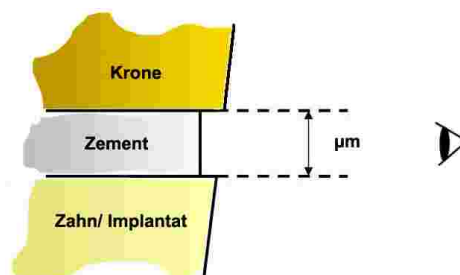


Abb. 11: senkrechte Randspalthöhe (nach Holmes et al. 1989 und Groten et al. 1998)

3.7. Definitive Zementierung

Nach Abnahme und Reinigung mit Sonde, Wattebausch und Alkohol wurden die Brücken definitiv nach Herstellerangaben befestigt. (Tab. 4)

Tab. 4: Übersicht der in dieser Studie verwendeten Zemente

Testgruppe	Zement	Produkt	Hersteller
1	Zinkoxidphosphat	Harvard Cement	Richter & Hoffmann Harvard-Dental Berlin, Deutschland
2	Glasionomer	Ketac Cem	3M Espe, Seefeld, Deutschland
3	selbstadhäsives Komposit	Panavia F2.0	Kuraray Okayama, Japan
Vergleichsgruppe	Zinkoxidphosphat	Harvard Cement	Richter & Hoffmann Harvard-Dental Berlin, Deutschland

Die Restaurationen wurden bis zur vollständigen Aushärtung des Zementes für 10 min mit einem Gewicht von 5 kg von okklusal belastet [163]. Der überschüssige Zement wurde mit Sonde und Scaler entfernt und die Randspalte der Brücken wurden erneut vermessen. (Abb. 12 und Abb. 13)

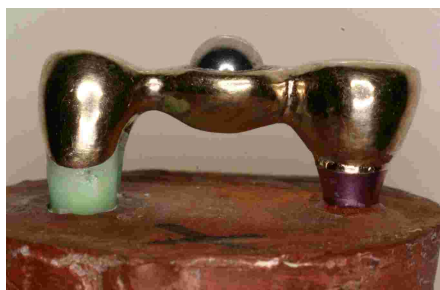


Abb. 12: zementierte Verbundbrücke

Abb. 13: zementierte Vergleichsbrücke

3.7.1. Zinkoxidphosphatzement

An der Universität Harvard entwickelten Richter und Hoffmann 1891 die Idee zu dem auf Zinkoxid und Phosphorsäure basierenden Zement. Bereits im Folgejahr wurde er von ihnen unter dem Namen Harvard Cement vertrieben und entwickelte sich schnell zum Marktführer.

Als traditioneller Befestigungszement liegen die Indikationen in der Zementierung von metallischen Restaurationen, metallischen Stiften und Schrauben, von kon-

ventionell zu befestigenden Keramikrestorationen sowie von kieferorthopädischen Bändern [199].

Tabelle 5 zeigt die quantitative Zusammensetzung von Harvard Cement nach Herstellerangaben [199].

Tab. 5: quantitative Zusammensetzung von Harvard Cement

Pulver/g	Flüssigkeit/g
Zinkoxid 860 mg Magnesiumoxid 86 mg	o-Phosphorsäure 560 mg

3.7.2. Glasionomerzement

Nachdem der Glasionomerzement Ketac Cem 1980 entwickelt worden war, wurde 1988 die vordosierte, automatisch anmischbare Kapselvariante Ketac Cem Aplicap/Maxicap eingeführt.

Tabelle 6 zeigt die qualitative Zusammensetzung von Ketac Cem nach Herstellerangaben [1].

Tab. 6: qualitative Zusammensetzung von Ketac Cem

Pulver	Flüssigkeit
Glaspulver (Ca, Al, F) Pigmente	Polycarbonsäure Weinsäure Wasser Konservierungsmittel

Die Zugabe von Weinsäure erhöht die Festigkeit und vereinfacht die Handhabung des Zementes. Durch die Beigabe von Fluoridionen wird die Abbindereaktion verzögert und somit eine ausreichende Verarbeitungszeit erreicht. Er besitzt eine chemische Haftung an der Zahnhartsubstanz und eine gute Dimensionsstabilität. Die Indikationen als Befestigungszement liegen in der Zementierung von metallischen Restaurationen, metallischen Stiften und Schrauben und von konventionell zu befestigenden Komposit- und Keramikrestorationen sowie von kieferorthopädischen Bändern. [1]

3.7.3. Selbstadhäsives Komposit

Das in dieser Untersuchung verwendete Befestigungskomposit Panavia F2.0 ist 2003 als Nachfolger der Befestigungszemente Panavia Ex (1983), Panavia 21 (1993) und Panavia F (1999) vorgestellt worden.

Nach Herstellerangaben ist es ein dualhärtendes, Fluorid freisetzendes, adhäsives Befestigungskomposit. Das MDP-Monomer ist aufgrund seiner hydrophilen Phosphatgruppe selbsthaftend zu Zahnhartsubstanzen und außerdem zu Metallen. Die Partikelgröße der Füllkörper liegt zwischen 0,04–18 µm.

Als Haftvermittler wird der selbstätzende, wasserhaltige ED Primer II (Kuraray, Okayama, Japan) verwendet. Somit entfällt ein zusätzlicher Ätzzvorgang der Zahnhartsubstanzen. Die Komponenten werden manuell im Verhältnis 1:1 angemischt. [141]

Tabelle 7 zeigt die qualitative Zusammensetzung von Panavia F2.0 nach Herstellerangaben [141].

Tab. 7: qualitative Zusammensetzung von Panavia F2.0

ED Primer II: Flüssigkeit A und B	Panavia™ F 2.0: Pasten A und B
MDP	Bariumglaspulver
HEMA	Natriumfluorid
N-methacryloxy-5-aminosalicylsäure	Dimethacrylate
Amine	MDP
Aqua dest.	Natrium-2,4,6-triisopropylbenzensulfonat
	Polymerisationsinhibitoren
	Farbzusätze
	Amine
	Photo-Initiator

3.8. Mechanische und thermische Wechsellast

Nach erneuter Vermessung der Randspalte wurden die Brücken einer mechanischen Belastung von 50 N bei 1,2 Millionen Zyklen und 1,3 Hz in einem multifunktionalen Kausimulator (Version 3.1.29, Willytec, München, Deutschland), der eine künstliche Alterung der Proben durch eine standardisierte Kaudruckwechselbelastung ermöglicht, in Aqua dest. (B. Braun Melsungen AG, Melsungen, Germany) (22±1°C) ausgesetzt. (Abb. 14, Seite 39)



Abb. 14: multifunktionaler Kausimulator (Version 3.1.29, Willytec, München)

Diese Zyklenzahl entsprach einer geschätzten Kaubelastung von 5 Jahren [116,138]. Der Kausimulator enthielt 8 identische Probenkammern, in denen die Probenhalter mit den Testgruppen und der Vergleichsgruppe befestigt wurden. Der obere Querträger wurde durch einen Schrittmotor bewegt. Somit wurde eine vertikale Kaubewegung sichergestellt. Dabei wurde die Kraft mittels eines planen Stahlstößels als Antagonist von okklusal auf die Stahlkugel im Brückenzwischenstück übertragen. (Abb. 15 und Abb. 16)

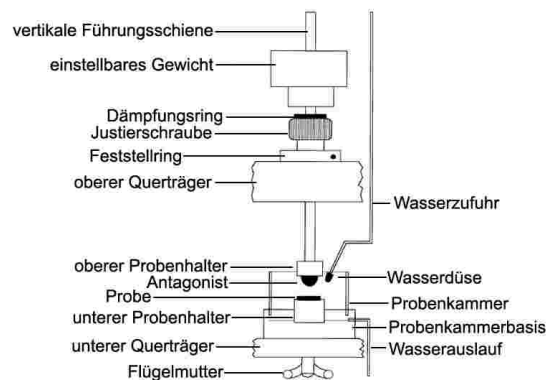


Abb. 15: schematischer Aufbau eines Kausimulators (nach Kern et al. 1999)

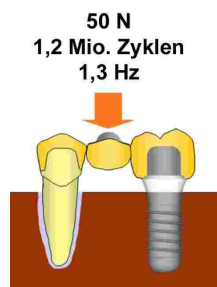


Abb. 16: mechanische Belastung der Verbundbrücke

Nach Vermessung der Randspalte wurden die Brücken zur Simulation von Temperaturschwankungen in der Mundhöhle einer thermischen Wechsellast von 8000 Zyklen bei 5°C/ 55°C in einem Thermozyklriergerät „Thermowechsler mit Warm-

und Kaltbad WEDC1V, Version 2.5“ (Willytec, München) ausgesetzt. (Abb. 17) Dabei wurden die Proben in einem offenen Metallkorb, der an einem Schwenkarm montiert war, abwechselnd in ein warmes und danach in ein kaltes Bad getaucht. Jede Tauchwanne war mit einer programmierbaren Heizeinheit mit Umlaufpumpe (Thermostat DC 10, HAAKE, Karlsruhe) ausgestattet, wobei eine Tauchwanne zusätzlich mit einem Durchflusskühler (DK 15, HAAKE, Karlsruhe) verbunden war. Dadurch war es möglich, die Wassertemperaturen in beiden Bädern konstant zu halten. Die Proben blieben bei einer Abtropfzeit von 12 s für jeweils 30 s im Bad (Aqua dest., B. Braun, Melsungen) ($22\pm 1^\circ\text{C}$). Danach erfolgte die wiederholte Vermessung des Randspaltes.



Abb. 17: Thermozyklengerät WEDC1V, Version 2.5, Willytec, München)

3.9. Statistische Auswertung

Neben der deskriptiven Analyse wurden eventuelle signifikante Unterschiede ($p < 0,05$) mittels T-Test und einfaktorieller Varianzanalyse (Anova) sowie einem Post hoc-Test (Bonferroni-Test) bestimmt (SPSS 12.0, SPSS Inc., USA). Weiterhin sollte die Überlebensrate der Verbundbrücken nach simulierter Langzeitbelastung über 5 Jahre bestimmt werden. Als Misserfolgskriterien wurden dabei die Fraktur der Restauration, des Pfeilerzahnes, des Implantates oder des Abutments, sowie der Retentionsverlust definiert.

4. Ergebnisse

Die ermittelten Werte wurden sowohl numerisch als auch grafisch dargestellt. Dabei erfolgte die grafische Darstellung der senkrechten Randspalthöhe der Kronen der Testgruppen und der Vergleichsgruppe in Form von Box- and Whiskers-Plots. (Abb. 18) Die Box beinhaltet 50 % der Stichprobenwerte und wird oben vom 75%-Wert (= 3. Quartil) und unten vom 25%-Wert (= 1. Quartil) begrenzt. Innerhalb der Box ist der Median (50%-Wert) mittels eines waagerechten Striches markiert. Die von der Box abgehenden Striche (whiskers) bezeichnen die Lage des 90%-Perzentils (oben) bzw. des 10%-Perzentils (unten). Als Ausreißer werden Werte bezeichnet, die zwischen 1,5 und 3 Boxenlängen vom oberen Quartilswert bzw. vom unteren Quartilswert nach oben bzw. nach unten abweichen. Sie werden im Diagramm als Kreise abgebildet. Extremwerte befinden sich mehr als 3 Boxlängen vom oberen Quartilswert bzw. vom unteren Quartilswert entfernt und werden als Sternchen dargestellt. [27,108,242]

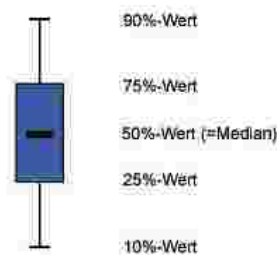


Abb. 18: Boxplot (nach Janssen 2005)

Zur grafischen Darstellung des Zementierungsfehlers wurden Säulendiagramme gewählt. Dabei entsprach die Höhe jeder Säule dem jeweiligen Zementierungsfehler, der zudem als Zahlenwert angezeigt wurde. Zusätzlich wurden die Standardabweichungen als senkrechte Striche angegeben. [108,242]

Von den in dieser Untersuchung hergestellten 16 Brücken konnten 15 in die Auswertung einbezogen werden. Für die statistische Analyse ergaben sich somit jeweils 2200 gemessene Randspaltwerte für die Zahn- und Implantatkronen der Testgruppen und 1600 gemessene Randspaltwerte für die Zahnkronen der Kontrollgruppe.

Eine Verbundbrücke der Testgruppe 2 wies nach der Kausimulation erhöhte Randspaltwerte auf und löste sich nach der Thermozyklierung vom Implantatpfeiler (Retentionsverlust). Die Brücke wurde als Verlust gewertet und von der statistischen Auswertung ausgeschlossen. Die Überlebensrate der getesteten Verbundbrücken

nach simulierter Langzeitbelastung über 5 Jahre betrug daher in der vorliegenden Studie 91,7 %.

4.1. Randspaltwerte

Tabelle 8 zeigt die statistische Auswertung der Randspaltemessungen der Testgruppen und der Vergleichsgruppe zu den verschiedenen Zeitpunkten.

Tab. 8: statistische Auswertung der Randspaltemessungen (SD = Standardabweichung)

TESTGRUPPE	ZAHNKRONEN				IMPLANTATKRONEN			
	Mittelwert [µm]	SD [µm]	Anzahl der Messungen n	p-Wert	Mittelwert [µm]	SD [µm]	Anzahl der Messungen n	p-Wert
1 Zinkoxidphosphat								
vor Zementierung	58,51	31,18	200		14,08	5,16	200	
nach Zementierung	82,75	35,02	200	<0,001	32,77	7,9	200	<0,001
nach Kausimulation	82,3	37,93	200	0,877	33,08	8,67	200	0,612
nach Thermozyklierung	84,99	39,94	200	0,341	33,63	8,15	200	0,297
nach Kausimulation + Thermozyklierung				0,392				0,156
2 Glasionomer								
vor Zementierung	40,63	27,25	150		14,59	6,15	150	
nach Zementierung	54,04	29,41	150	<0,001	26,32	8,06	150	<0,001
nach Kausimulation	55,66	33,46	150	0,495	26,9	8,08	150	0,144
nach Thermozyklierung	57,35	33,22	150	0,472	27,16	6,84	150	0,519
nach Kausimulation + Thermozyklierung				0,264				0,087
3 selbstadhäsives Komposit								
vor Zementierung	37,92	22,95	200		16,85	8,03	200	
nach Zementierung	57,21	26,14	200	<0,001	32,59	10,61	200	<0,001
nach Kausimulation	58,56	28,56	200	0,541	32,66	11,05	200	0,912
nach Thermozyklierung	58,89	30,79	200	0,883	33,48	11,11	200	0,176
nach Kausimulation + Thermozyklierung				0,499				0,086
Vergleichsgruppe Zinkoxidphosphat								
vor Zementierung	48,88	27,59	400					
nach Zementierung	77,39	33,35	400	<0,001				
nach Kausimulation	77,38	34,78	400	0,996				
nach Thermozyklierung	77,51	34,16	400	0,935				
nach Kausimulation + Thermozyklierung				0,938				

Vor der Zementierung lagen innerhalb aller Testgruppen die durchschnittlichen Randspalte der Zahnkronen bei $45,7\ \mu\text{m}$ und der Implantatkronen bei $15,2\ \mu\text{m}$. (Abb. 19 und Abb. 20) Die Zementierung ergab insgesamt sowohl bei den Zähnen ($19\ \mu\text{m}$) als auch bei den Implantaten ($15,4\ \mu\text{m}$) einen signifikanten Anstieg des Randspaltes.

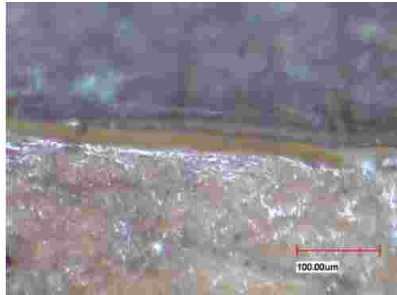


Abb. 19: Zahn: Randspalt vor Zementierung



Abb. 20: Implantat: Randspalt vor Zementierung

4.1.1. Testgruppe 1

Vor der Zementierung lag das arithmetische Mittel der Randspalte der Zahnfeilerkronen bei $58,5\ \mu\text{m}$ (Median $53\ \mu\text{m}$) und der Implantatfeilerkronen bei $14,1\ \mu\text{m}$ ($13,1\ \mu\text{m}$). Die Zementierung brachte sowohl an den Zahn- als auch an den Implantatfeilerkronen eine signifikante Erhöhung des Randspaltes ($p < 0,05$). Die Belastungssimulation in Form der Kausimulation und der Thermozyklierung führte in der Testgruppe 1 zu Veränderungen des Randspaltes. Während an den Implantatfeilerkronen sowohl die mechanische Belastung als auch die thermische Wechsellast Vergrößerungen des Randspaltes ergaben, brachte die Messung an den Zahnfeilerkronen nach der Kausimulation eine Verringerung und nach der Thermozyklierung eine Vergrößerung hervor. Diese Veränderungen waren allerdings nicht signifikant ($p > 0,05$). (Abb. 21, Abb. 22, Abb. 23, Seite 44)

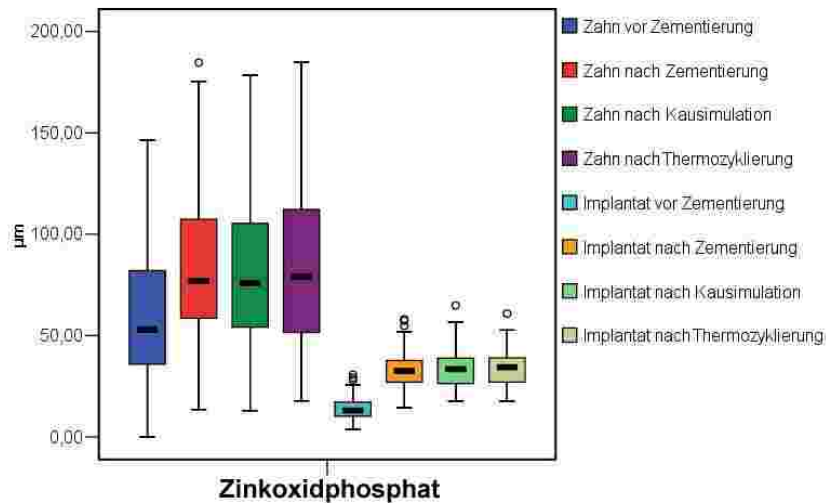


Abb. 21: Randspaltänderung Testgruppe 1

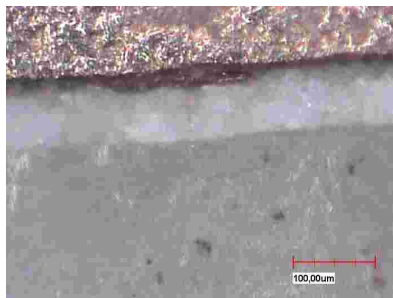


Abb. 22: Zahn: Randspalt nach Zementierung

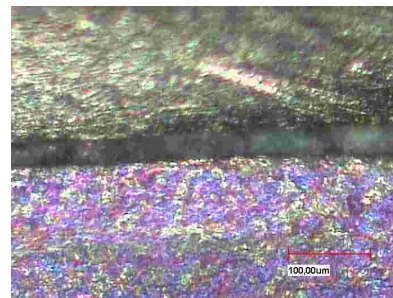


Abb. 23: Implantat: Randspalt nach Kausimulation

4.1.2. Testgruppe 2

In der Testgruppe 2 wies eine Verbundbrücke nach der Kausimulation erhöhte Randspaltwerte auf und löste sich nach der Thermozyklierung vom Implantatpfeiler. Die Brücke wurde als Verlust gewertet und von der statistischen Auswertung ausgeschlossen. Somit ergaben sich je 600 Messwerte für die Zahn- und Implantatpfeilerkronen der Testgruppe 2.

Das arithmetische Mittel der Randspalte der Zahnkronen vor der Zementierung lag bei 40,6 µm (36,8 µm) und der Implantatkronen bei 14,6 µm (13,5 µm). Die Zementierung brachte sowohl an den Zahn- als auch an den Implantatpfeilerkronen eine signifikante Erhöhung des Randspaltes ($p < 0,05$). Die Belastungssimulation in Form der Kausimulation und der Thermozyklierung führte in der Testgruppe 2 sowohl an

den Zahn- als auch an den Implantatpfeilerkronen zu Vergrößerungen des Randspaltes, die allerdings nicht signifikant waren ($p > 0,05$). (Abb. 24, Abb. 25, Abb. 26)

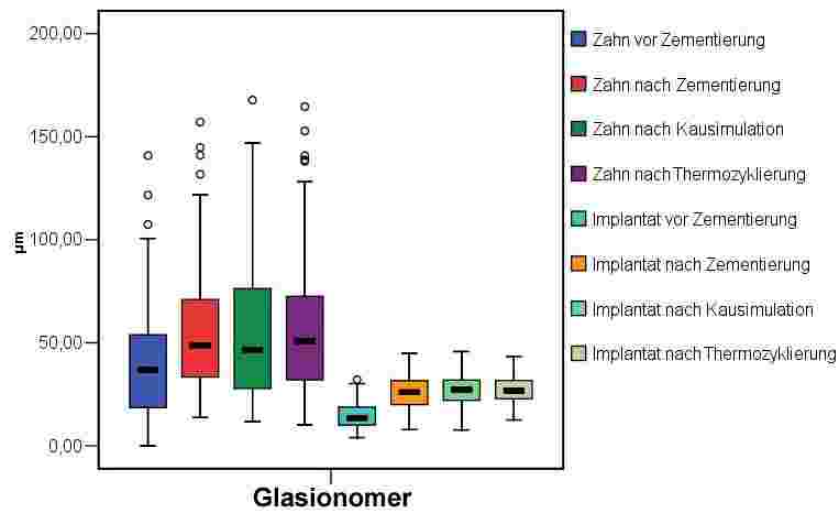


Abb. 24: Randspaltänderung Testgruppe 2

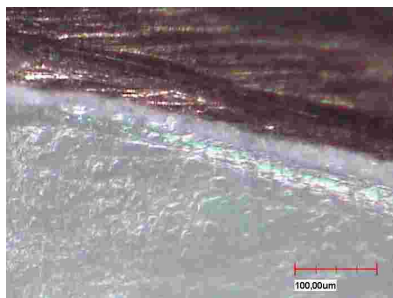


Abb. 25: Zahn: Randspalt nach Thermozyklierung

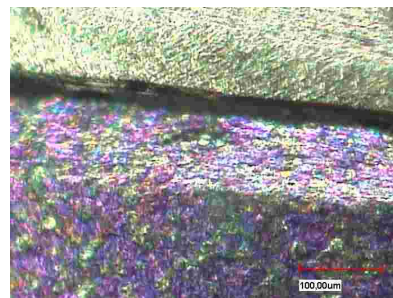


Abb. 26: Implantat: Randspalt nach Zementierung

4.1.3. Testgruppe 3

In der Testgruppe 3 wurden vor der Zementierung an den Zahnpfeilerkronen Randspaltmittelwerte von $37,9 \mu\text{m}$ ($33,7 \mu\text{m}$) und an den Implantatkronen von $16,9 \mu\text{m}$ ($15,2 \mu\text{m}$) gefunden. Die Zementierung ergab ebenfalls eine signifikante Vergrößerung der Randspalte ($p < 0,05$) an den Zahn- und den Implantatpfeilerkronen. Die mechanische und thermische Wechsellast führte sowohl an den Zahn- als auch Implantatpfeilerkronen zu Vergrößerungen des Randspaltes, die nicht signifikant waren ($p > 0,05$). (Abb. 27, Abb. 28, Abb. 29, Seite 46)

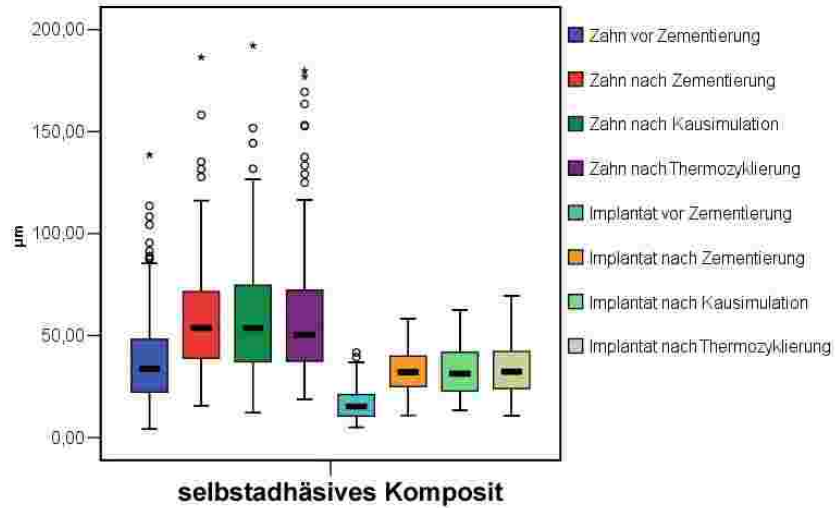


Abb. 27: Randspaltänderung Testgruppe 3

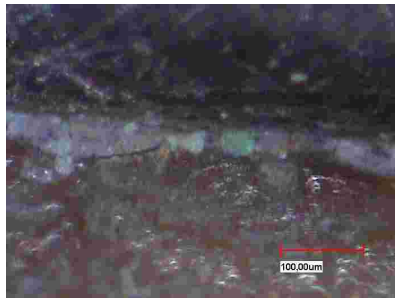


Abb. 28: Zahn: Randspalt nach Kausimulation



Abb. 29: Implantat: Randspalt nach Thermozyklierung

4.1.4. Vergleichsgruppe

Der durchschnittliche Randspalt der Vergleichsgruppe lag vor der Zementierung bei 48,9 µm (44,7 µm). Die Zementierung zeigte eine signifikante Vergrößerung des Randspaltes ($p < 0,05$). Wie in der Testgruppe 1 sank der Randspaltwert nach der Kausimulation geringfügig und stieg nach der Thermozyklierung wieder an. Auch hier waren diese Veränderungen nicht signifikant ($p > 0,05$). (Abb. 30, Abb. 31, Abb. 32, Seite 47)

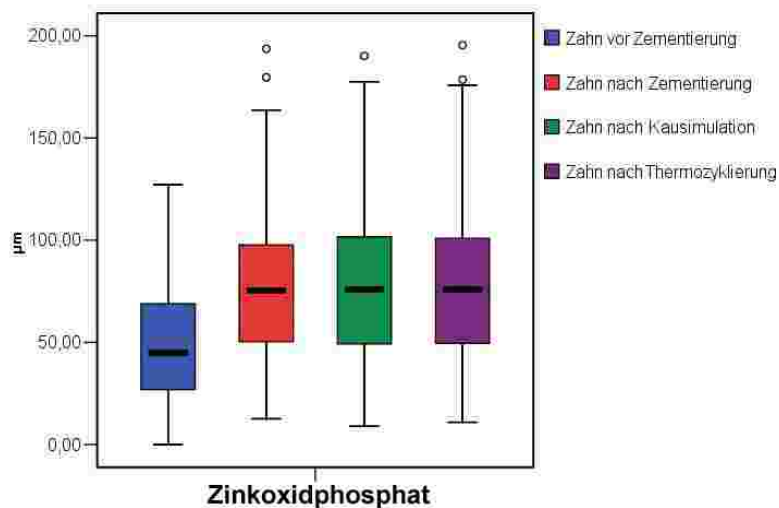


Abb. 30: Randspaltänderung Vergleichsgruppe



Abb. 31: Zahn: Randspalt nach Zementierung

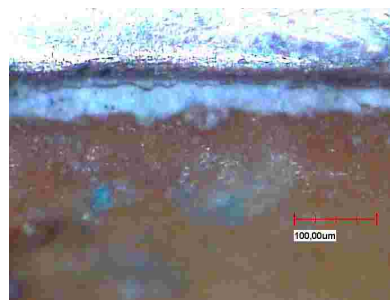


Abb. 32: Zahn: Randspalt nach Thermozyklierung

Abbildung 33 die Randspaltänderungen der Testgruppen und der Vergleichsgruppe zusammengefasst dar.

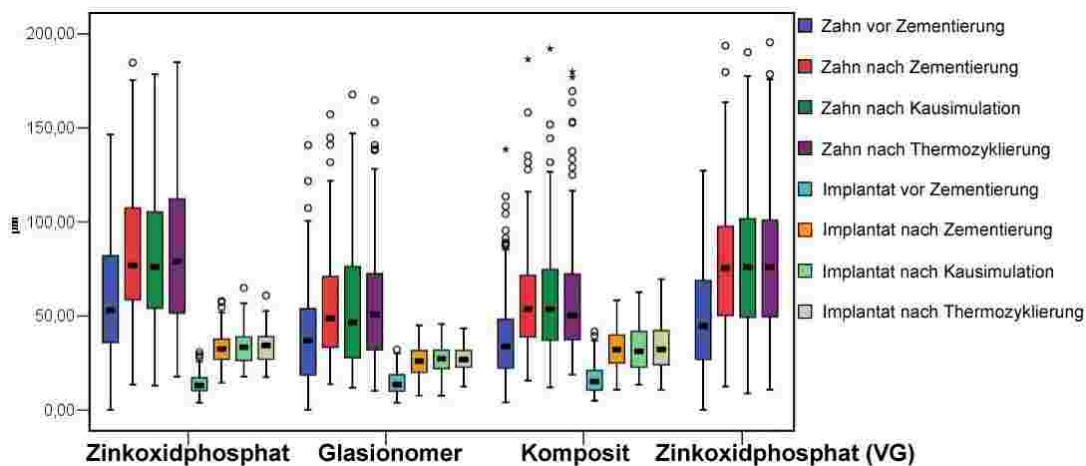


Abb. 33: Zusammenfassung der Randspaltänderungen der Testgruppen und der Vergleichsgruppe (VG)

4.2. Vergleich der Randspaltänderungen von Pfeilerzahn und Implantatabutment

Mittels einfaktorieller Varianzanalyse (Anova) wurden die Randspaltänderungen der Verbundbrücken (ohne Vergleichsgruppe) zu den verschiedenen Zeitpunkten verglichen. Nach der Zementierung ergaben sich signifikante Unterschiede sowohl an den Zahn- als auch an den Implantatpfeilerkronen ($p < 0,05$). Die Änderungen der Randspalte nach der Kausimulation und nach der Thermozyklierung unterschieden sich zwischen den Testgruppen nicht signifikant. Tabelle 9 zeigt die Ergebnisse der einfaktoriellen Varianzanalyse (Anova).

Tab. 9: Randspaltänderung (Anova)

Zeitpunkt	Zementierung		Kausimulation		Thermozyklierung		Kausimulation + Thermozyklierung	
	Zahn	Implantat	Zahn	Implantat	Zahn	Implantat	Zahn	Implantat
p-Wert	0,011	<0,001	0,820	0,824	0,790	0,776	0,915	0,998

Tab. 10: Randspaltänderung durch die Zementierung (Bonferroni-Test)

Zahn/ Implantat	Zementart [A]	Zementart [B]	Signifikanz
Zahn	Zinkoxidphosphat	Glasionomer	0,008
		Komposit	0,408
	Glasionomer	Zinkoxidphosphat	0,008
		Komposit	0,302
	Komposit	Zinkoxidphosphat	0,408
		Glasionomer	0,302
Implantat	Zinkoxidphosphat	Glasionomer	<0,001
		Komposit	0,004
	Glasionomer	Zinkoxidphosphat	<0,001
		Komposit	<0,001
	Komposit	Zinkoxidphosphat	0,004
		Glasionomer	<0,001

Um die Signifikanzen aus der einfaktoriellen Varianzanalyse weiter zu präzisieren, wurde ein Bonferroni-Test (Post hoc-Test) für die Randspaltänderungen nach der Zementierung durchgeführt (Tab. 10). Dieser ergab für die Werte an den Zahnpfeilerkronen einen signifikanten Unterschied von der Glasionomerzementgruppe zu der

Zinkoxidphosphatgruppe ($p=0,008$; Bonferroni-Test). An den Implantatpfilerkronen stellten sich sowohl für die Glasionomerezementgruppe zu der Zinkoxidphosphat- ($p<0,001$; Bonferroni-Test) und Kompositgruppe ($p<0,001$; Bonferroni-Test) als auch für die Kompositgruppe zu der Zinkoxidphosphatgruppe ($p=0,004$; Bonferroni-Test) signifikante Unterschiede heraus.

Innerhalb der Testgruppen bewirkte die Zementierung mit Zinkoxidphosphatzement (Testgruppe 1) sowohl an den Zahnkronen ($24,2 \mu\text{m}$) als auch an den Implantatkronen ($18,7 \mu\text{m}$) die größte Randspalterhöhung. Die kleinste Randspalterhöhung nach der Zementierung wurde mit Glasionomerezement (Testgruppe 2) sowohl an den Zahnkronen ($13,4 \mu\text{m}$) als auch an den Implantatkronen ($11,7 \mu\text{m}$) gefunden. Die Vergleichsgruppe zeigte einen Zementierungsfehler von $28,5 \mu\text{m}$.

Die Änderung des Randspaltes (Zementierungsfehler) nach der Zementierung inklusive der im Bonferroni-Test ermittelten Signifikanzen wird in Abbildung 34 dargestellt.

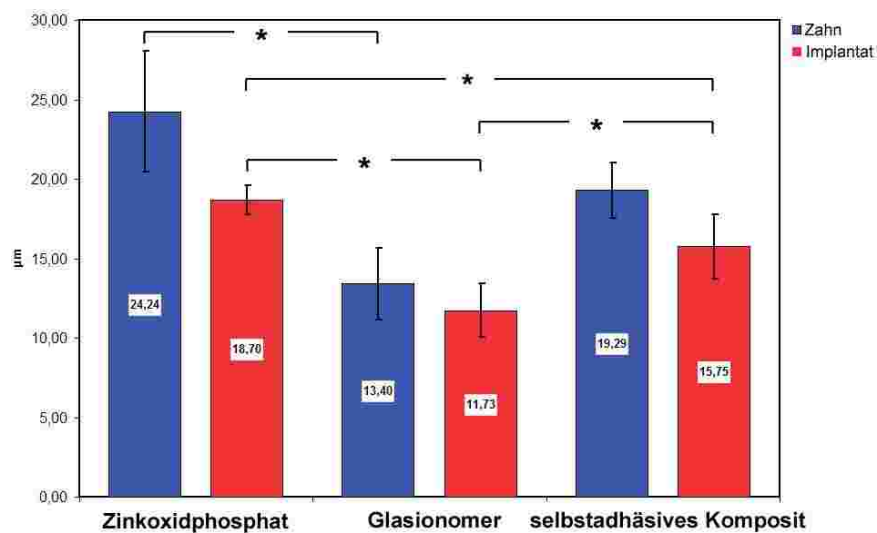


Abb. 34: Änderungen des Randspaltes nach der Zementierung (* $p<0,05$)

5. Diskussion

5.1. Material und Methode

5.1.1. Natürliche Zähne

In der Literatur finden sich In-vitro-Versuche an Metall- oder Kunststoffstümpfen [40,84,109]. Im Vergleich zu natürlichen Zähnen haben synthetische Modellzähne aufgrund ihrer maschinellen Fertigung keine individuellen morphologischen Unterschiede und besitzen identische physikalische Eigenschaften. Allerdings sind standardisierte Präparationen möglich. Dagegen können sie weder das Verhalten der Zahnhartsubstanzen nach der Präparation, noch mikro- und chemomechanische Verankerungen durch die fehlenden Zahnhartsubstanzen realitätsnah wiedergeben [25,205]. Bei Lagerung in einem flüssigen Medium wurde bei Kunststoffzähnen eine Wasseraufnahme, die zu einer Quellung und damit zu möglichen Passungenauigkeiten der Restauration führen könnte, beschrieben [61].

In dieser Studie wurden zur Herstellung eines Modells zur Simulation einer Freundsituation im Oberkiefer humane, kariesfreie Prämolaren und Molaren ausgewählt. In Bezug auf physikalische und chemische Eigenschaften repräsentierten die natürlichen Zähne die klinische Situation eher als synthetische Prüfkörper. Sie unterschieden sich allerdings hinsichtlich ihrer Form, Größe, ihres Alters usw. Da die Zuteilung der einzelnen Zähne zu den verschiedenen Versuchsgruppen aber zufällig geschah, können die genannten Unterschiede vernachlässigt werden. Auch andere Autoren nutzten in ihren Studien extrahierte humane Zähne [19,25,34,42,103,137,182].

5.1.2. Lagerung der Proben

Die Lagerung der extrahierten Zähne erfolgte in physiologischer Kochsalzlösung, da dieses Medium unveränderte Eigenschaften der Zahnhartsubstanzen gewährleistet [90]. Auch in anderen Untersuchungen wurden die Zähne in diesem Medium aufbewahrt [103,245]. Während der mechanischen und thermischen Belastungssimulationen lagerten die Proben in Aqua dest. (B. Braun Melsungen AG), damit im

Kausimulator und im Thermozyklengerät keine Salzablagerungen entstehen konnten [131,135].

5.1.3. Modellmaterial

Die Technovit-Produktreihen besitzen ein Elastizitätsmodul ähnlich dem Wert von humanen spongiösen Knochen, den *Spears et al.* (1993) und *Karl et al.* (2004) mit 3000 MPa angaben [97,110,219]. Um ein realitätsnahes Modell zur Simulation einer Verbundbrücke im menschlichen Oberkiefer zu erhalten, wurden Zahn und Implantat daher in das Epoxidharz Technovit 5000 eingelassen.

5.1.4. Künstliches Parodontium

Um die unterschiedliche Beweglichkeit von Zahn- und Implantatpfeiler auf das Modell zu übertragen, wurde mit einem Silikon ein künstliches Parodontium geschaffen. Diese Silikonschicht stellt eine künstliche Parodontalmembran dar. Die gefundenen Periotestwerte entsprachen durchschnittlich den Lockerungsgraden 0 bis 1 [209].

Ähnliche Versuchsaufbauten mit Silikon, Polyether oder elastischem Kunststoff wurden auch in anderen Untersuchungen zur Simulation des künstlichen Parodonts angewandt [81,89,114,131,154,162,182]. Im Gegensatz zur vorliegenden Studie, in der der Beweglichkeitstest mit einem Periotestgerät durchgeführt wurde, haben bisher in nur wenigen Untersuchungen Überprüfungen bzw. Streckenmessungen des Auslenkens der Zähne durch eine Krafteinwirkung stattgefunden. *Kern et al.* (1993) fanden in ihrer Studie zur Bruchfestigkeit von Vollkeramikbrücken, dass durch eine Krafteinwirkung von 5 N eine nachgeahmte Zahnbeweglichkeit von 100 μm ($\pm 31 \mu\text{m}$) in horizontaler und von 65 μm ($\pm 21 \mu\text{m}$) in vertikaler Richtung zu messen ist, welche den Werten der physiologischen Zahnbeweglichkeit entsprechen [114].

In der vorliegenden Studie wurde das von *Schulte und Lukas* (1992) beschriebene Periotestmessverfahren angewandt, um den klinischen Lockerungsgrad als Referenzwert für die Beweglichkeit der Zähne im künstlichen Parodont zu erhalten [209].

5.1.5. Präparation

Bei der Präparation eines Zahnes spielt der Konvergenzwinkel, der durch zwei gegenüberliegende präparierte Flächen gebildet wird, eine entscheidende Rolle für die Retention und den Randspalt der Restauration. Nomenklatorisch ist noch der Präparationswinkel zu nennen, der halb so groß wie der Konvergenzwinkel ist. [30]

Während *Staegemann* (1981) einen Konvergenzwinkel von 6° anstrebte, bevorzugten *Goodacre et al.* (2001) 10°-20° [78,222]. *Körber* (1995) gab 4° als obere Grenze für den Präparationswinkel an, was einem Konvergenzwinkel von 8° entspricht. Größere Präparationswinkel führen zu stärkerem Substanzverlust und verminderter mechanischer Retention. Oberhalb eines Präparationswinkels von 10° soll sich bei entsprechender Belastung zumindest die mit klassischen Zementen befestigte Krone vom Dentinstumpf ablösen. [133] Auch *Shillingburg et al.* (1981) strebten einen Konvergenzwinkel von 6° an. Steilere Präparationen behindern den Zementabfluss und könnten zu einem größeren Randspalt führen. [215] In der klinischen Praxis werden eher konischere Präparationen mit größerem Konvergenzwinkel gefunden [6,78,181].

In dieser Studie wurde eine zirkuläre Hohlkehle mit einem Konvergenzwinkel von 6° präpariert, wie sie von *Blair et al.* (2002) für Vollguss- und Metallkeramikkrone empfohlen wurde [30]. Eine in das Implantat eingesetzte Schraube diente als Parallelisierungshilfe. Manuelle Präparationen können niemals so reproduzierbar wie computergesteuerte, maschinelle Präparationen sein. Allerdings werden Zähne im Mund des Patienten, die zur Aufnahme einer Krone vorgesehen sind, vom Zahnarzt ebenfalls manuell präpariert. Das Vorgehen entsprach somit den realen klinischen Bedingungen.

5.1.6. Randspaltvermessung

In dieser Untersuchung wurde die senkrechte Randspalthöhe nach *Holmes et al.* (1989) an Verbundbrücken vor und nach der Zementierung sowie nach der mechanischen und nach der thermischen Belastung gemessen. Definiert ist sie dabei als der kürzeste, senkrechte Abstand vom äußeren Kronenrand zum Stumpf an dem Kantenpunkt des Kronenrandes. [100,83]

Der Randspalt gilt als entscheidende Einflussgröße für den langfristigen Erfolg einer Restauration. Neben marginalen Entzündungen und parodontalen Dysfunktio-

nen sowie Hypersensibilitäten kann es über einen insuffizienten Kronenrand zur Auflösung des Zementes und zur Entstehung von Sekundärkaries kommen. [69, 76,82,119,142,220]

Eine in anderen Studien angewandte Methode der Randspaltnessung ist die Messung am Schnittpräparat [40,55]. Auf diese Weise können Messgrößen wie Unter- und Überkonturierungen bzw. positive und negative Stufenbildungen sowie interne Spalten zwischen Innenflächen der Kronen und Mantel- und Okklusalfäche des präparierten Stumpfes untersucht werden. In dieser Versuchsreihe war solch ein Vorgehen nicht möglich, da die Änderung des Randspaltes zu den verschiedenen Zeitpunkten im Vordergrund stand. Hinzu kommt, dass aufgrund der notwendigen mehrzeitigen Vermessung eine Anfertigung von Schnittpräparaten nicht möglich gewesen wäre. So sah *Biffar* (1991) zirkuläre Randspaltnessungen den an Zahnschnitten gewonnenen Randspaltnessungen sogar als überlegen an [27].

Während der Messungen wurde die senkrechte Randspalthöhe zirkulär an 50 beliebig ausgewählten Messpunkten je Zahn bzw. Implantat gemessen. *Groten et al.* (2000) fanden heraus, dass 50 zirkuläre Messpunkte statistisch genügen, um ein repräsentatives Ergebnis über den gesamten Randspalt zu erhalten [84].

5.1.7. Kausimulation und Thermozyklisierung

Während Befestigungszemente Kräfte von der Restauration auf den Zahn übertragen, müssen sie für viele Jahre verschiedensten Belastungen in der Mundhöhle widerstehen [150]. Dabei führen beispielsweise Kaubelastungen, Parafunktionen oder kalte und warme Speisen zu einer Alterung und Ermüdung des Zementfilms. Konventionelle Zemente wie Zinkoxidphosphat- und Glasionomermzement weisen geringere Druckfestigkeiten und höhere E-Module als adhäsive Zemente auf [204]. Bei mechanischer Belastung, wie sie unter Kaubelastung auftritt, verformen sich Befestigungszemente elastisch und plastisch in unterschiedlicher Ausprägung. Dies kann Mikrofrakturen und somit eine Deformation des Zementes bewirken. [150] Weiterhin weisen die einzelnen Komponenten einer Verbundbrücke jeweils einen unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten auf. Unter thermischer Wechsellast kommt es somit zu einer weiteren Belastung des Befestigungszementes, die u. a. den Verbund Krone-Zement bzw. Zement-Dentin schwächen kann. [205]

Um der klinischen Situation so nahe wie möglich zu kommen, wurden in der vorliegenden Untersuchung die Brücken sowohl einer mechanischen als auch einer

thermischen Wechsellast ausgesetzt. Damit die Auswirkungen verschiedener Belastungen differenziert analysiert werden konnten, wurden der Kaubelastungsversuch und die Thermozyklisierung separat durchgeführt.

In klinischen Untersuchungen wurde die Anzahl der Kauzyklen auf ca. 240.000-250.000 pro Jahr beziffert [51,138,207]. Die Zyklenzahl von 1,2 Millionen entspricht somit einer mechanischen Belastung von ca. 5 Jahren. Sie wurde so auch in anderen Studien als Ausgangspunkt der Messungen gewählt [114,116,138]. *De Long et al.* (1985) bemerkten allerdings, dass in einer In-vitro-Untersuchung verschiedene Einflüsse wie die individuelle Kontaktpunktlage und Kräfte, wie sie beim Schluckvorgang oder bei Bruxismuspatienten auftreten, nicht identisch wiedergegeben werden konnten [51].

Die Kraft, die normalerweise beim Kauen auftritt, wird in der Literatur mit unterschiedlichen Werten angegeben. *Eichner* (1963) gab durchschnittliche Kaukräfte im Seitenzahngebiet von 20-35 N an. Die beim eigentlichen Kauvorgang eingesetzte Kraft überschritt selten die 20 N-Grenze. [64,132] *Ammann* (1980) kam zu dem Ergebnis, dass die Kaukraft abhängig von der aufgenommenen Nahrung war. Speisen weicherer Konsistenz wie Pudding oder Brei erforderten Kaukräfte von wenigen Newton, wohingegen bei der Zerkleinerung von zähem Fleisch Kräfte um 150 N auftraten. Selbst bei sehr harter Nahrung erreichte die normale Kaukraft nur selten Werte über 200 N. [5] *Morikawa et al.* (1994) schlussfolgerten dasselbe. Auch sie fanden unterschiedliche, von der Nahrung abhängige Kaukräfte heraus. So ergaben sich Werte von maximal 36 N für das Zerkleinern von weichen Speisen, während das Kauen von harten Speisen maximal 257 N erforderte. [170] *DeBoever et al.* (1978) berichteten von einer durchschnittlichen Kaukraft zwischen 20-40 N beim normalen Kauen. Weiterhin gaben sie an, dass selten Kräfte von 100-150 N überschritten werden. [49] In einer anderen Studie wurden Kaukräfte zwischen 20 N und 200 N angegeben [12]. *Richter* (1992) gab zu bedenken, dass die physiologischen Belastungen ohne Bisserrhöhung kleiner sind als die in vielen Untersuchungen unter Bisserrhöhung ermittelten Werte. Er bezifferte die durchschnittliche Vertikalbelastung eines Seitenzahnes auf 20 N und schlussfolgerte, dass die Kaumuskulatur erheblich größere Kräfte entwickeln könnte, als zum Nahrungsaufschluss notwendig wären. [200]

Lundgren et al. (1985, 1987) untersuchten die Kaukräfte an rein implantatgetragenen Brücken und fanden Maximalwerte von 53 N bzw. 55 N [155,156]. Bei der Zerkleinerung von Nahrung verschiedener Konsistenz fand *Richter* (1995) durchschnittliche maximale Kaukräfte von 35-70 N am Implantat von Verbundbrücken im Seitenzahnbereich und von 80-90 N an einzelnen Molaren und Prämolaren [201].

Körber (1995) gab zu bedenken, dass die größten Kaukraftwerte der normalen, unbewussten Kaukraftfunktion während der Leerkontakte der Schluckabstützung und während der Lagekontrollkontakte und nicht bei der Speiseaufbereitung auftreten. Erst durch bewusst ausgelöstes Pressen erhielt man maximale Kaukraftwerte. Die mittlere maximale Kaukraft wurde mit 250 N angegeben. [132] Dagegen können bei Patienten mit funktionellen Störungen, wie z. B. Bruxismus, Kräfte von 800 N und mehr auftreten [95].

Zu ähnlichen Werten kamen *Gibbs et al.* (1986) in einer In-vivo-Messung der maximalen Kaukräfte. Sie gaben die durchschnittliche maximale Kaukraft mit 726 N an. [77]

In dieser Studie wurde mit einer Belastung von 50 N eine Kaukraft ausgewählt, die im Bereich des normalen Kauvorgangs auftritt. Auch in anderen Untersuchungen wurde eine Kaukraft von 50 N zur Belastung von Proben verwendet [17,19,131].

Die Proben wurden anschließend einer thermischen Wechsellast von 8000 Zyklen bei 5°C/ 55°C und einer Abtropfzeit von 12 s für jeweils 30 s in einem Thermozyklengerät ausgesetzt. Die unterschiedlichen Temperaturbelastungen sollten die Aufnahme von kalter und heißer Nahrung simulieren. Die verschiedenen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Zahn, Implantat, Befestigungszement und der Verbundbrückenlegierung könnten eine zusätzliche Alterung des Befestigungszementes hervorrufen, die sich auch auf den Randspalt auswirkt.

In einer In-vivo-Untersuchung zu Temperaturänderungen an Zähnen während der Aufnahme von kalten und heißen Speisen (-7°C-75°C) wurden minimale Temperaturen von 16°C und maximale Temperaturen von 43°C am Zahnschmelz gemessen. Der Autor führte die relativ geringe Temperaturänderung im Vergleich zur Temperatur der aufgenommenen Nahrung auf die geringe Wärmeleitfähigkeit der Zahnhartsubstanz zurück. Des Weiteren wurde erkannt, dass sich die Temperaturänderung an Front- und Seitenzähnen in Abhängigkeit von der aufgenommenen Nahrung unterschied. [80]

Palmer et al. (1992) berichteten von minimalen Temperaturen um 1°C und maximalen Temperaturen von 58,5°C in der Mundhöhle. Der in dieser Studie verwendete Temperaturbereich lag innerhalb der von ihnen beschriebenen Spanne von 0°C/ 67°C zur thermischen Wechsellastuntersuchung. [184]

In der vorliegenden Studie wurde ein Temperaturwechsel von 5°C/ 55°C gewählt, der auch in etlichen früheren Studien benutzt wurde [17,19,25,114,131,137].

Die Anzahl der thermischen Wechsellastzyklen dieser Studie orientierte sich an den Untersuchungen von *Ehrenberg und Weiner* (2000) und *Ehrenberg et al.* (2006) sowie *Lee et al.* (1999) [62,63,146].

5.2. Ergebnisse

5.2.1. Überlebensrate

Lang et al. (2004) bestimmten in einer Meta-Analyse die In-vivo-Überlebensrate von kombiniert zahn-implantatgetragenen Zahnersatz mit 94 % nach 5 Jahren [143]. *Brägger et al.* (2001) sowie *Olsson et al.* (1995) kamen nach 5 Jahren zu ähnlichen Ergebnissen [35,183]. Die vorliegende In-vitro-Studie wies durch eine dezementierte Brücke der Glasionomergruppe eine Überlebensrate von 92 % aus. Unter Berücksichtigung der begrenzten Anzahl von Probekörpern lag dieses Resultat im Bereich der 5-Jahreswerte der erwähnten Studien.

5.2.2. Randspalte an unzementierten und zementierten Verbundbrücken

Da in der Literatur keine genauen Angaben über Untersuchungen zu Randspalten bei Pfeilern von Verbundbrücken existieren, wurden die ermittelten Messwerte mit denen von Untersuchungen an Einzelzahn- und Einzelimplantatkronen bzw. rein implantatgetragenen und konventionellen Brücken auf natürlichen Zähnen verglichen.

In der vorliegenden Untersuchung lagen die an den unzementierten Pfeilerkronen auf natürlichen Zähnen gefundenen Randspalte mit 41-59 μm im Bereich der von *Stappert et al.* (2004) an unzementierten Metallkeramikbrücken und von *Beschmidt und Strub* (1999) an unzementierten Metallkeramik- und Vollkeramikkrone ermittelten Werte [25,223]. Die von *Kappert und Altvater* (1991) und von *Chai und Stein* (1995) ermittelten Randspaltwerte an unzementierten Metallkeramikbrücken bzw. Vollgussbrücken auf natürlichen Zähnen von durchschnittlich 10 μm bzw. 29,9 μm wurden nicht erreicht [41,109]. In einer anderen Studie, die Metallkeramikkrone verglich, wurden an unzementierten Kronen Werte im Bereich von 18-33 μm festgestellt [20]. Beim Vergleich von unterschiedlichen Gusstechniken fanden *Shilling et al.* (1999) an Vollgusskronen durchschnittliche Randspalte von 13,2 μm und

13,6 µm [214]. *Kern et al.* (1993) ermittelten an unzementierten Zahnkronen Randspaltwerte von 30,2-32,2 µm [115]. Eine ältere Untersuchung zur Passung von 3-, 4- und 5-gliedrigen Vollgussbrücken ergab an den Pfeilerzähnen von 3-gliedrigen Brücken Randspaltwerte von 32 µm [208].

Die Werte für die Implantatkronen vor der Zementierung lagen mit 14,1-16,9 µm im Bereich der von *Sutherland et al.* (1998) beschriebenen Randspaltgrößen und waren damit kleiner als die von *Guichet et al.* (2000) mit 45 µm und *Keith et al.* (1999) mit 54,4 µm gefundenen Werte [85,112,228].

Dreyer-Jørgensen (1960) gab an, dass die Zementierung von Kronen eine schlechtere Passung als vor der Zementierung zur Folge hat, und führte dies u. a. auf Faktoren wie die Viskosität des Zementes, die Anpresskraft beim Zementieren, das Vorhandensein eines Platzhalters für den Zement und die Präparationsform zurück [57]. Demgegenüber fanden *Keith et al.* (1999) und *Guichet et al.* (2000) bei implantatgetragenen Einzelkronen bzw. Brücken keine signifikanten Randspalterhöhungen durch die Zementierung [85,112].

Nach der Zementierung mit verschiedenen Zementen lagen die marginalen Randspalte der Pfeilerzähne sowohl in den Testgruppen als auch in der Vergleichsgruppe mit 54-83 µm innerhalb des von verschiedenen Autoren geforderten Bereiches bis zu 100 µm [65,76,109,117,220]. Damit entsprachen sie den von *Stappert et al.* (2004) mit 63 µm an Metallkeramikbrücken und *Valderrama et al.* (1995), *Chan et al.* (1989) und *Beschmidt und Strub* (1999) an Metallkeramikronen ermittelten Werten im Bereich von 47-87 µm [25,42,223,233]. Die von *Belser et al.* (1985) und *Hung et al.* (1990) an Metallkeramikronen gemessenen Randspalte von 30-46 µm bzw. 45 µm wurden ebenso wie die von *Böttger et al.* (1988) an mit Zinkoxidphosphatzement befestigten Vollguss- und Metallkeramikronen ermittelten Werte von 25,4 µm bzw. 34,5 µm nicht erreicht [20,34,103]. *Kappert und Altvater* (1991) fanden an mit Zinkoxidphosphatzement befestigten Metallkeramikbrücken Randspaltgrößen von 44 µm [109].

Die gefundenen Randspaltwerte der Pfeilerkronen auf den Implantaten lagen für alle untersuchten Zemente mit 26,3-32,8 µm im Bereich der von *Clayton et al.* (1997) und von *Sutherland et al.* (1998) gemessenen Randspalte [45,228]. Die Werte waren damit kleiner als die von *Guichet et al.* (2000) mit 49,1 µm an zementierten, rein implantatgetragenen Vollgussbrücken [85].

Durch die Zementierung kam es sowohl bei den Pfeilerkronen auf den natürlichen Zähnen als auch bei den Implantatpfeilerkronen zu einer signifikanten Randspalterhöhung. An den Zahnpfeilerkronen lag diese im Bereich von 13,4-28,5 µm und

entsprach den von *Belser et al.* (1985) und *Kern et al.* (1993) an Einzelkronen auf natürlichen Zähnen gefundenen Werten [20,115]. *Stappert et al.* (2004) konnten bei der adhäsiven Befestigung von Metall- und Vollkeramikbrücken ebenfalls eine durch die Zementierung hervorgerufene Randspalterhöhung beobachten [223]. Auch *Beschnidt und Strub* (1999) und *Hung et al.* (1990) bestätigten die Randspalterhöhung von Metall- und Vollkeramikronen auf extrahierten humanen Zähnen durch die Zementierung [25,103].

Die Erhöhung des Randspaltes durch die Zementierung betrug an den Implantatpfeilerkronen 11,7-18,7 μm . Dies entsprach der von *Sutherland et al.* (1998) bei implantatgetragenen Metallkeramikronen ermittelten Randspalterhöhung von 20,5 μm [228].

Im Vergleich der einzelnen Zemente untereinander zeigte der Glasionomerzement mit 13 μm an den Zahn- und mit 12 μm an den Pfeilerkronen auf den Implantaten den geringsten Zementierungsfehler. In einer Studie von *Patyk et al.* (1993) wies Ketac Cem (3M Espe) die geringste Korngröße (bis 20 μm) und die günstigste Kornverteilung (98 % der Partikel $\leq 10 \mu\text{m}$) im Vergleich mit anderen Zementen auf, woraus eine minimale Randspalterhöhung resultierte [187]. Der vergleichsweise geringe Zementierungsfehler von Glasionomerzement wurde bereits von anderen Autoren beschrieben [45,112,115].

Das selbstadhäsive Befestigungskomposit Panavia F2.0 (Kuraray) wies mit 19 μm an den Zahnkronen und mit 16 μm an den Pfeilerkronen auf den Implantaten höhere Zementierungsfehler auf und lag damit im Bereich der von *Okutan et al.* (2006) und *Beschnidt und Strub* (1999) beschriebenen Randspalterhöhung durch Adhäsivzemente [25,182]. In einer anderen Untersuchung fanden *Stappert et al.* (2004) mit 10-14 μm etwas geringere Zementierungsfehler [223]. Die von *Ayad* (2002) an mit Panavia 21 (Kuraray, Okayama, Japan) befestigten Vollgusskronen ermittelten Zementierungsfehler im Bereich von 7-12 μm wurden nicht erreicht [11].

Die Zementierung mit Zinkoxidphosphatzement bewirkte die deutlichste Erhöhung des Randspaltes mit 24 μm an den Pfeilerzähnen und 19 μm an den Implantatkronen. In der Vergleichsgruppe lag der Zementierungsfehler bei 29 μm . *Beschnidt und Strub* (1999) fanden ähnliche Randspalterhöhungen bei der Zementierung von Metallkeramikronen mit Zinkoxidphosphatzement [25]. In einer anderen Studie beschrieben *Kern et al.* (1993) ebenfalls einen größeren Zementierungsfehler von Zinkoxidphosphatzement gegenüber Glasionomerzement [115]. Bei der Zementierung von Vollgusskronen mit Zinkoxidphosphatzement war der Randspalt deutlich größer als an mit Befestigungskompositen zementierten Vollgusskronen [231]. *Kappert und Altvater*

(1991) fanden einen Zementierungsfehler von 34 µm für Zinkoxidphosphatzement bei der Zementierung von Metallkeramikbrücken [109]. In der Studie von *Sutherland et al.* (1998) wurde ein ähnlich großer Zementierungsfehler durch Zinkoxidphosphatzement an Metallkeramikronen auf Implantaten beschrieben [228]. Die verschiedenen Zementierungsfehler lagen bei allen Verbundbrücken sowohl am Zahn als auch am Implantat innerhalb der von den DIN-Normen DIN EN ISO 9917-1 und 4049 geforderten maximalen Schichtstärke [179,180]. Die Vergleichsgruppe lag mit 29 µm etwas oberhalb dieser Grenze.

Die Unterschiede in der Randspalterhöhung zwischen den verschiedenen Zementen sind an den Zähnen zwischen Glasionomerezement und Zinkoxidphosphatzement signifikant ($p=0,008$, Bonferroni-Test). Bei den Implantatkronen finden sich zwischen allen drei Zementen signifikant unterschiedliche Zementierungsfehler ($p<0,001$, Anova).

5.2.3. Randspalte nach mechanischer und thermischer Wechsellast

In der Literatur finden sich Untersuchungen zum Randspaltverhalten von Zahnkronen nach mechanischer und/oder thermischer Wechselbelastung mit unterschiedlichen Versuchsanordnungen, verschiedenen Zementen, Zyklenzahlen und unterschiedlichen Belastungskräften und -richtungen [16,17,18,19,25,62,63,103,131,136,137,154,205,223]. *Krejci et al.* (1993) und (1994) fanden bei adhäsiv befestigten Keramikinlays und Kunststoffkronen einen verschlechterten Randschluss nach thermomechanischer Belastung [136,137]. *Ehrenberg und Weiner* (2000,2006) berichteten von einer Vergrößerung des Randspaltes an provisorischen Kunststoffkronen nach Kausimulation und thermischen Wechsellasten bzw. nach alleiniger Thermozyklisierung [62,63]. An mit Zinkoxidphosphatzement befestigten Metallkeramik- und Vollkeramikronen konnten *Hung et al.* (1990) ebenfalls eine Erhöhung des Randspaltes nach Thermozyklisierung beweisen [103]. In einer anderen Untersuchung verglichen *Behr et al.* (2002) glasfaserverstärkte Kunststoffbrücken, die mit zwei verschiedenen kunststoffverstärkten Glasionomerezementen auf humanen Zähnen befestigt wurden. Nach thermomechanischer Belastung stellten sie eine Verschlechterung des Randspaltes fest. [18] In einer weiteren Studie fanden *Behr et al.* (2001) eine erkennbare Tendenz zu einer Randspaltvergrößerung nach mechanischen und thermischen Belastungszyklen an adhäsiv befestigten, glasfaserverstärkten Kunststoffkronen [17].

Die Kausimulation mit 1,2 Millionen Zyklen bewirkte in der vorliegenden Untersuchung sowohl bei den Testgruppen als auch bei der Vergleichsgruppe Veränderungen des Randspaltes. Diese Abweichungen waren statistisch nicht signifikant.

Nach der Thermozyklierung zeigten sich in den Testgruppen und der Vergleichsgruppe Erhöhungen des Randspaltes. Die gefundenen Unterschiede waren statistisch nicht signifikant.

Im Rahmen der vorliegenden Studie hatten weder die mechanische Belastung noch die thermische Wechselbelastung einen signifikanten Einfluss auf die Randspaltgrößen der Kronen sowohl auf den natürlichen Pfeilerzähnen als auch auf den Implantaten innerhalb der untersuchten Verbundbrücken. Vergleichbare Resultate fanden *Stappert et al.* (2004) an adhäsiv befestigten Metall- und Vollkeramikkronen. Nach der thermomechanischen Belastung änderten sich die Randspalte nicht. [223] *Beschnidt und Strub* (1999) bestätigten diese Ergebnisse an mit Zinkoxidphosphatzement befestigten Metallkeramikkronen und an adhäsiv befestigten vollkeramischen Kronen [25]. Auch *Rosentritt et al.* (2000) leiteten aus ihren Untersuchungen an Vollkeramikkronen, die mit einem Befestigungskomposit eingesetzt wurden, keine Randspalterhöhung nach thermischer und mechanischer Wechselbelastung ab [205]. In mehreren Studien verglichen *Loose et al.* (1998), *Kolbeck et al.* (2002) und *Behr et al.* (2001) adhäsiv befestigte, glasfaserverstärkte Kunststoffbrücken auf natürlichen Zähnen bzw. auf Implantaten und fanden ebenfalls keine signifikante Verschlechterung des Randspalts nach thermomechanischer Belastung [16,131,154]. Auch *Behr et al.* (2003) beschrieben beim Vergleich von Vollkeramikkronen und glasfaserverstärkten Kunststoffkronen, die mit kunststoffverstärktem Glasionomerzement und Befestigungskompositen zementiert waren, keine signifikante Änderung des Randspalts nach thermomechanischer Belastung an den adhäsiv zementierten Kronen. Dahingegen waren an den konventionell zementierten Kronen Verschlechterungen nachweisbar. [19]

6. Schlussfolgerungen

Trotz der unterschiedlichen kauphysiologischen Mobilität von Zahn- und Implantatpfeiler konnten nach der artifiziellen Langzeitbelastung sowohl bei den mit verschiedenen Zementen befestigten Verbundbrücken als auch in der Vergleichsgruppe der ausschließlich parodontal verankerten Brücken keine Veränderungen der marginalen Integrität festgestellt werden.

Im Vergleich der Zemente zeigte Zinkoxidphosphatzement sowohl an den natürlichen Zahnpfeilern als auch an den Implantaten den höchsten Zementierungsfehler, Glasionomierzement besaß hingegen den geringsten Zementierungsfehler. Trotz der Dezementierung eines mit Glasionomierzement befestigten Implantatpfeilers erscheinen die getesteten Zemente aufgrund der gefundenen Randspalte für die Befestigung von Verbundbrücken geeignet.

Unter den Einschränkungen dieser In-vitro-Studie stellen Verbundbrücken somit kein erhöhtes Risiko für die marginale Integrität dieser Restaurationsform dar. Die sowohl im Vergleich zu rein parodontal- als auch zu rein implantatgestützten Brücken verringerten durchschnittlichen In-vivo-Überlebensraten von Verbundbrücken scheinen somit andere Ursachen zu besitzen.

7. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie war die Untersuchung möglicher Veränderungen des Randspaltes von natürlichen Zähnen und Implantaten innerhalb von Verbundbrücken nach der Zementierung und nach okklusaler Langzeitbelastung in Abhängigkeit von der Zementart.

Zur Modellherstellung wurden 16 humane, kariesfreie Prämolaren und 4 humane, kariesfreie Molaren sowie 12 Implantate (Länge 10 mm, Durchmesser 4,1 mm) in ein Epoxidharz eingelassen. Zur Nachahmung der natürlichen Beweglichkeit des Pfeilerzahnes wurde dieses mit einem künstlichen Parodontium versehen. Die Zähne wurden für die Aufnahme einer Vollgussbrücke präpariert. Nach Abdrucknahme und Fertigstellung der Meistermodelle erfolgte die Herstellung von 12 Verbundbrücken und 4 rein zahngetragenen konventionellen Brücken unter Verwendung einer hochgoldhaltigen Legierung für implantatgetragene Suprakonstruktionen.

Vor der definitiven Zementierung fand die erste lichtmikroskopische Vermessung der Randspalte zirkulär an 50 Messpunkten statt. Danach wurden die Brücken mit 3 typischen Befestigungszementen nach Herstellerangaben zementiert: Testgruppe 1 mit Zinkoxidphosphatzement, Testgruppe 2 mit Glasionomierzement, Testgruppe 3 mit selbstadhäsivem Befestigungskomposit und die Vergleichsgruppe mit Zinkoxidphosphatzement. Nach der Aushärtung und Überschussentfernung erfolgte die nächste Vermessung der Randspalte.

Anschließend wurden die Brücken einer mechanischen Belastung (50 N; 1,2 Millionen Zyklen; 1,3 Hz) in einem multifunktionalen Kausimulator ausgesetzt.

Nach erneuter Vermessung der Randspalte wurde eine thermische Wechselbelastung (8000 Zyklen; 5°C/ 55°C; 30 s im Bad; 12 s Abtropfzeit) in einem Thermozykliegerät durchgeführt. Danach erfolgte die nochmalige Vermessung der Randspalte.

Die statistische Auswertung der Messergebnisse wurde mittels T-Test und einfaktorieller Varianzanalyse (Anova) sowie eines Post hoc-Tests (Bonferroni-Test) durchgeführt.

Der Randspalt an den unzementierten Zahn- und Implantatpfeilerkronen lag im Mittel zwischen 40,6 µm und 58,5 µm bzw. 14,1 µm und 16,9 µm. Nach der Zementierung wurden an den Zahnpfeilerkronen durchschnittliche Werte von 54 µm bis 82,8 µm gemessen. Die Zementierung führte auch bei den Implantatpfeilerkronen zu

einer Vergrößerung des Randspaltes (26,3-32,8 μm). Die in dieser In-vitro-Studie vor und nach der Zementierung gefundenen Randspalte an Zahn- und Implantatpfeilerkronen sind mit denen aus der Literatur für konventionell hergestellte Vollmetall-, Metallkeramikronen und -brücken auf natürlichen Zähnen und Implantaten vergleichbar und liegen innerhalb des von verschiedenen Autoren geforderten Bereiches von bis zu 100 μm [65,76,109,117,220].

Die Zementierungsfehler waren an den Zahn- und Implantatpfeilerkronen mit 13,4 μm und 11,7 μm für den Glasionomerkement am geringsten. Das selbstadhäsive Befestigungskomposit hatte mit 19,3 μm an den Zahn- und Implantatpfeilerkronen und mit 15,7 μm an den Implantatpfeilerkronen einen geringeren Zementierungsfehler als der Zinkoxidphosphatzement mit 24,2 μm an den Pfeilerzähnen und 18,7 μm an den Implantatpfeilerkronen (Vergleichsgruppe 28,5 μm).

Während die Zementierung zu deutlichen Randspaltveränderungen führte, brachte sowohl die mechanische als auch die thermische Belastung keine signifikanten Änderungen des Randspaltes an den Zahn- und Implantatpfeilerkronen hervor.

Im Rahmen der vorliegenden Studie stellte die Verbundbrücke im Vergleich zur konventionellen, rein zahnetragenen Brücke kein erhöhtes Risiko für Veränderungen der Integrität der marginalen Randspalte unter Funktion dar.

Die vorliegenden Resultate sollten im Rahmen von weiteren Untersuchungen mit höheren Probenzahlen auf möglicherweise signifikante Tendenzen überprüft werden. Weiterhin ist eine Evaluation der gefundenen Ergebnisse im Rahmen von klinischen Studien wünschenswert.

8. Literaturverzeichnis

1. 3M Espe AG: 3M Espe Ketac Cem Glasionomerzement - Produktdossier. 3M Espe AG, Seefeld, 2003
2. Akashia AE, Francischone CE, Tokutsune E, da Silva W Jr.: Effects of different types of temporary cements on the tensile strength and marginal adaptation of crowns on implants. *J Adhes Dent* 4 4 (2002) 309-315
3. Akpinar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S: A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal-extension fixed prostheses. *Quintessence Int* 27 (1996) 11-17
4. Ames WB: A new oxyphosphate for crown setting. *Dent Cosmos* 34 (1892) 392-393
5. Ammann H: Experimentelle Untersuchungen zur Kybernetik der Okklusion. Med. Diss. Basel 1980
6. Annerstedt AI, Engström U, Hansson A, Jansson T, Karlsson S, Liljihagen H: Axial wall convergence of full veneer crown preparations. Documented for dental students and general practitioners. *Acta Odontol Scand* 54 (1996) 109-112
7. Assif D, Marshak B, Schmidt A: Accuracy of implant impression techniques. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11 (1996) 216-222
8. Atkinson AS, Pearson GJ: The evolution of glassionomer cements. *Br Dent J* 159 (1985) 335-337
9. Augthun M: Langzeitbewährung von Verbundbrücken. *Implantologie* 16 3 (2008) 251-260
10. Augthun M, Mundt T: Implantatprothetische Konzepte zur Ergänzung der verkürzten Zahnreihe. Gemeinsame Stellungnahme der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW) und der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) Stand 01/2008 Version 1.0. *Dtsch Zahnärztl Z* 63 1 (2008)
11. Ayad MF: Compositional stability and marginal accuracy of complete cast crowns made with as-received and recast type III gold alloy. *J Prosthet Dent* 87 2 (2002) 162-166
12. Bates JF, Stafford GD, Harrison A: Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil* 3 1 (1976) 57-67
13. Behneke N, Gartner A: Reduzierte Bezahnung. In: Tetsch P (Hrsg): *Enossale Implantation in der Zahnheilkunde: Ein Atlas und Lehrbuch*. 2.Aufl., Carl Hanser, München, Wien, 1991, S. 173-194
14. Behr M, Lang R, Rosentritt M, Handel G: Complication rate with prosthodontic reconstructions on ITI and IMZ dental implants. *Clin Oral Impl Res* 9 (1998) 51-58
15. Behr M, Rosentritt M: Zemente in der Zahnmedizin. *Quintessenz* 54 8 (2003) 829-837

16. Behr M, Rosentritt M, Lang R, Chazot C, Handel G: Glass-fibre-reinforced-composite fixed partial dentures on dental implants. *J Oral Rehabil* 28 (2001) 895-902
17. Behr M, Rosentritt M, Latzel D, Kreisler T: Comparison of three types of fiber-reinforced composite molar crowns on their fracture resistance and marginal adaptation. *J Dent* 29 3 (2001) 187-196
18. Behr M, Rosentritt M, Ledwinsky E, Handel G: Fracture resistance and marginal adaptation of conventionally cemented fiber-reinforced composite three-unit FPDs. *Int J Prosthodont* 15 5 (2002) 467-472
19. Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G: The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. *Int J Prosthodont* 16 5 (2003) 538-42
20. Belser UC, MacEntee MI, Richter WA: Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study. *J Prosthet Dent* 53 1 (1985) 24-29
21. Beniashvili R, Heymann C, Parsanejad H, Nentwig GH: Reaktionen am knöchernen Implantatlager bei zahn-implantat- und rein implantatgetragenen Rekonstruktionen mit dem Ankylos-System. *Z Zahnärztl Implantol* 15 (1999) 87-91
22. Berglundh T, Lindhe J, Jonsson K, Ericsson I: The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. *J Clin Periodontol* 21 (1994) 189-193
23. Bernhardt O, Gesch D, Look JO, Hodges JS, Schwahn C, Mack F, Kocher T: The influence of dynamic occlusal interferences on probing depth and attachment level: results of the study of health in pomerania (SHIP). *J Periodontol* 77 3 (2006) 506-516
24. Berstein A, Stender E, Geurtsen W: Untersuchungen zur Paßgenauigkeit von Teilkronen mit unterschiedlicher Gestaltung des Präparationsrandes. *Zahnärztl Welt* 99 (1990) 12-17
25. Beschmidt SM, Strub JR: Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 26 7 (1999) 582-593
26. Besimo D, Bodenschatz V, Guggenheim R, Hassel T: Marginal fit of prefabricated crowns of the Ha-Ti implant system: an in vitro scanning electron microscopic study. *Int J Prosthodont* 9 (1996) 87-94
27. Biffar R: Zur Auswertung von Randspaltnmessungen an festsitzendem Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z* 46 8 (1991) 523-525
28. Binus W, Buske I: Werkstoffkundliche Untersuchungen an einigen gebräuchlichen Zinkphosphatzementen. *Dtsch Stomat* 17 5 (1967)
29. Black SM, Charlton G: The retention of gold crowns on human dentine preparations - a comparison of eight cements. *Restorative Dent* 5 2 (1989) 39-41
30. Blair FM, Wassell RW, Steele JG: Crowns and other extra-coronal restorations: Preparations for full veneer crowns. *Br Dent J* 192 10 (2002) 561-571

31. Block MS, Lirette D, Gardiner D, Li L, Finger IM, Hochstedler J, Evans G, Kent JN, Misiek DJ, Mendez AJ, Guerra L, Larsen H, Wood W, Worthington P: Prospective evaluation of implants connected to teeth. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17 4 (2002) 473-487
32. Blum W: *Implantologie und Prothetik*. Hüthig, Heidelberg, 1994
33. Blunck U: Adhäsivsysteme: Übersicht und Hinweise zur Anwendung. *DFZ* 9 (2007)
34. Böttger H, Rosenbauer KA, Pospiech P: Vergleichende rasterlektromikroskopische Randspaltmessungen von verblendeten und unverblendeten Metallkronen und Dicor-Glaskeramikkronen. *ZWR* 97 5 (1988) 445-450
35. Brägger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CH, Lang NP: Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Impl Res* 12 1 (2001) 26-34
36. Brägger U, Karoussis I, Person R, Pjetursson BE, Salvi G, Lang NP: Technical and biological complications and failures with single crowns and fixed partial dentures on implant of the ITI dental implant system: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Impl Res* 16 (2005) 326-334
37. Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T: *Tissue-Integrated Prosthesis. Osseointegration in Clinical Dentistry*. Quintessence Publishing Co, Chicago, 1985
38. Breustedt A, Lenz E: *Stomatologische Werkstoffkunde*. Johann Ambrosius Barth, Leipzig, 1978, S. 246-249
39. Burckhardt R: Der Einfluß der Anmischtemperatur auf die Verarbeitungszeit von Befestigungszementen. *ZMK* 10 (1998) 6-13
40. Byrne G: Einfluß der Präpationsform auf die Zementierung von Kronen. *Quintessenz* 44 1 (1993) 31-45
41. Chai TI, Stein RS: Porosity and accuracy of multiple-unit titanium castings. *J Prosthet Dent* 73 6 (1995) 534-541
42. Chan C, Haraszthy G, Geis-Gerstorfer J: REM-Untersuchungen der Passgenauigkeit von 3 ästhetischen Kronentypen. *Quintessenz* 40 11 (1989) 2053-2060
43. Chee W, Jivraj S: Connecting implants to teeth. *Br Dent J* 201 10 (2006) 629-632
44. Christensen G: Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent* 16 (1966) 297-305
45. Clayton GH, Driscoll CF, Hondrum SO: The effect of luting agents on the retention and marginal adaptation of the CeraOne implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12 5 (1997) 660-665
46. Cosme DC, Baldisserotto SM, Canabarro SA, Shinkai RS: Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. *Int J Prosthodont* 18 4 (2005) 328-332
47. Creugers NH, Käyser AF, van't Hof MA: A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dent Oral Epidemiol* 22 6 (1994) 448-452
48. Crispin BJ, Watson JF, Caputo AA: The marginal accuracy of treatment restorations: a comparative analysis. *J Prosthet Dent* 44 (1980) 283-290
49. DeBoever JA, McCall WD, Holden S, Ash MM: Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent* 40 (1978) 326-333

50. Deines DN, Eick JD, Cobb CM, Bowles CQ, Johnson CM: Photoelastische Belastungsanalyse natürlicher Zähne und dreier osseointegrierter Implantatkonstruktionen. *Int J Par Rest Zahnheilk* 13 (1993) 525-533
51. DeLong R, Sakaguchi RL, Douglas WH, Pintado MR: The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 1 (1985) 238-242
52. Demmel HJ: Der Einfluss verschiedener Zementsorten auf den Randschluss passgenauer Kronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 26 (1971) 700-705
53. DGI: Implantologie in der Zahnheilkunde.- Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und DGI V 3.0. *Dtsch Zahnärztl Z* 60 8 (2005) 915-916
54. Diedrich P., Erpenstein H: Rasterelektronenmikroskopische Randspaltenanalyse von in vivo eingegliederten Stufenkronen und Inlays. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 95 (1985) 575-586
55. Donath K., Roth K: Histologisch-morphometrische Studie zur Bestimmung des zervikalen Randschlusses von Einzel- und Pfeilerkronen. *Z Stomatol* 84 (1987) 53-73
56. Dreyer-Jørgensen K: Prüfungsverfahren zahnärztlicher Gussverfahren. *Dtsch Zahnärztl Z* 13 (1958) 461-467
57. Dreyer-Jørgensen K: Factors affecting the film thickness of zinc phosphate cements. *Acta Odontol Scand* 18 (1960) 479-490
58. Dumbrigue HB, Abanomi AA, Cheng LL: Techniques to minimize excess luting agent in cement-retained implant restorations. *J Prosthet Dent* 87 1 (2002) 112-114
59. Düsterhus T: Untersuchungen über den zervikalen Randschluß von Gusskronen an extrahierten überkronten Zähnen. *Med. Diss. Münster* 1980
60. Edelhoff D, Horstkemper T, Richter EJ, Spiekermann H, Yildirim M: Adhäsiv und konventionell befestigte Empress-1 Kronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 55 (2000) 326-330
61. Edelhoff D, Sorensen JA: Tooth structure removal associated with various preparation designs for posterior teeth. *Int J Periodontics Restorative Dent* 22 (2002) 241-249
62. Ehrenberg DS, Weiner GI, Weiner S: Long-term effects of storage and thermal cycling on the marginal adaptation of provisional resin crowns: a pilot study. *J Prosthet Dent* 95 (2006) 230-236
63. Ehrenberg DS, Weiner S: Changes in marginal gap size of provisional resin crowns after occlusal loading and thermal cycling. *J Prosthet Dent* 84 8 (2000) 139-148
64. Eichner K: Messung der Kaukräfte bei Kauvorgängen. *Dtsch Zahnärztl Z* 18 (1963) 915-924
65. Eichner K: Kronenrand und Parodontium. *Dtsch Zahnärztl Z* 44 (1989) 737-742
66. Eichner K, Voss R: Der Kronenrand. Diskussion nach einer Tonbandaufzeichnung überarbeitet und auf die wesentlichen Gedankengänge gekürzt. *Dtsch Zahnärztl Z* 26 (1971) 742-748
67. Ericsson I, Lekholm U, Brånemark PI, Lindhe J, Glantz PO, Nyman S: A clinical evaluation of fixed bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J Clin Periodontol* 13 (1986) 307-312

68. Ericsson I, Persson LG, Berglundh T, Marinello CP, Lindhe J, Klinge B: Different types of inflammatory reactions in peri-implant soft tissues. *J Clin Periodontol* 22 (1995) 255-261
69. Felton D, Kanoy B, Bayne S, Wirthman G: Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 65 (1991) 357-364
70. Fransson B, Øilo G, Gjeitanger R: The fit of metal-ceramic crowns, a clinical study. *Dent Mater* 1 (1985) 197-199
71. Frick KM, Nordmeyer I, Kerschbaum Th: Die exakte Präparationsgrenze bestimmt die Haltbarkeit mit. *Zahnaerztl Mitt* 88 (1998) 44-46
72. Fröhlich M: Sind Suprakonstruktionen, die Implantate mit natürlichen Zähnen verbinden, sicher und kostensparend? *ZBS* 12 12 (2001) 26-28
73. Fuchs WB, Mayer R: Untersuchungen über die Abschlußdichte einzementierter Gußfüllungen mit unterschiedlicher Präparation der Kavitäten-Rand-Zone. *Dtsch Zahnärztl Z* 25 7 (1970) 757-760
74. Garcia LT, Oesterle LJ: Natural tooth intrusion phenomenon with implants: a survey. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13 (1998) 227-231
75. Gavelis JR, Morency JD, Riley ED, Sozio RB: The effect of various finish line preparations on the marginal seal and occlusal seat of full crown preparations. *J Prosthet Dent* 45 (1981) 138-145
76. Geurtsen W: Der Kronen- und Füllungsrand. *Dtsch Zahnärztl Z* 45 (1990) 380-386
77. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK: Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent* 56 2 (1986) 226-229
78. Goodacre CJ, Campagni WV, Aquilino SA: Tooth preparations for complete crowns: an art form based on scientific principles. *J Prosthet Dent* 85 (2001) 365-376
79. Gorodovsky S, Zidan O: Retentive strength, disintegration and marginal quality of luting cements. *J Prosthet Dent* 68 (1992) 269-274
80. Gräf W: Die thermische Belastung der Zähne beim Verzehr extrem heißer und kalter Speisen. *Dtsch Zahnärztl Z* 15 (1960) 30-34
81. Gröfke M: Einfluss von Randfugenbreite und Zementviskosität auf die Qualität dentinbegrenzter, adhäsiv befestigter Zahnhalsinlays. *Med. Diss. Freiburg* 2000
82. Gropp HP, Schwindling R: Statistische Feststellungen über fehlerhafte Kronengestaltung mit Folgen auf Zahn, Parodont und Gingiva. *Dtsch Zahnärztl Z* 26 (1971) 734-742
83. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H: Verlässlichkeit von zirkulären Randspaltmessungen an Einzelzahnkronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 53 4 (1998) 260-265
84. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H: Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. *J Prosthet Dent* 83 (2000) 40-49
85. Guichet DL, Caputo AA, Choi H: Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15 (2000) 239-246

86. Guindy JS, Besimo CE, Besimo R, Schiel H, Meyer J: Bacterial leakage into and from prefabricated screw-retained implant-borne crowns in vitro. *J Oral Rehabil* 25 (1998) 403-408
87. Gunne J, Astrand P, Ahlen K, Borg K, Olsson M: Implants in partially edentulous patients. A longitudinal study of bridges supported by both implants and natural teeth. *Clin Oral Impl Res* 3 (1992) 49-56
88. Gunne J, Astrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M: Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. *Int J Prosthodont* 12 (1999) 216-221
89. Günther F: Verletzung der Nachbarzähne und Qualität der Abschrägung bei unterschiedlicher Präparation der approximalen Kavitätenränder in vitro. *Med. Diss. Freiburg* 1999
90. Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Pfankuch A: Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9 (1993) 191-197
91. Harle TJ, Anderson JD: Patient satisfaction with implant-supported prosthesis. *Int J Prosthodont* 6 (1993) 2-4
92. Hebel KS, Gajjar RC: Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent* 77 (1997) 28-35
93. Hegdahl TU, Silness J: Area of exposed zinc phosphat cement surface in fixed restorations. *Scand Dent Res* 78 (1970) 163-177
94. Heinemann F, Mundt T, Böttger S, Biffar R: Der Einsatz einer neuen CAD/CAM-Frästechnik zur Herstellung der Greifswalder Verbundbrücke. *ZWR* 113 4 (2004) 151-155
95. Helkimo E, Carlsson G, Cornell Y: Biteforce in patients with functional disturbances of the masticatory system. *J Oral Rehabil* 2 (1975) 397-406
96. Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. 2.Aufl. Urban & Fischer Verlag, München, Jena, 1999
97. Heraeus Kulzer: Produktdatenblatt: Technische Daten Metalkunststoffe Technovit. Heraeus Kulzer, Wehrheim, 2004
98. Heymann C, Weigl P, Seiz J, Nentwig GH: Implantatprothetik versus konventionelle Prothetik bei Freundsituationen. Ein Vergleich nach fünfjähriger Funktionsdauer. *Z Zahnärztl Implantol* 16 (2000) 190-195
99. Hoffmann T, John M, Kerschbaum T, Micheelis W, Potthoff P, Reich E, Reis U, Reiter F, Schiffner U, Schroeder E: Zahnverlust und Zahnersatz. In: Institut der deutsche Zahnärzte (IdZ) (Hrsg): Vierte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS IV) Kurzfassung. Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung/ Bundeszahnärztekammer, Köln/ Berlin, 2006, S. 14-15
100. Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD: Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 62 (1989) 405-408

101. Hosny MM, Duyck JA, van Steenberghe D, Naert IE: Within-subject comparison between connected and non-connected tooth-to-implant fixed partial prostheses: up to 14-year follow up study. *Int J Prosthodont* 13 4 (2000) 340-346
102. Hotz P, McLean JW, Sced I, Wilson AD: The bonding of glass ionomer cements to metal and tooth substrates. *Br Dent J* 142 (1977) 41-47
103. Hung SH, Hung KS, Eick JD, Chappell RP: Marginal fit of porcelain-fused-to-metal and two types of ceramic crown. *J Prosthet Dent* 63 1 (1990) 26-31
104. Jacobs M, Windeler A: An investigation of dental luting cement solubility as a function of the marginal gap. *J Prosthet Dent* 65 (1991) 436-442
105. Jacobs R, van Steenberghe D : Comparison between implant-supported prostheses and teeth regarding passive threshold level. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8 (1993) 549-554
106. Janda R: Adhäsiv-Techniken für die zahnärztliche Restauration. *DFZ* 52 3 (2008) 42-52
107. Jansen VK, Conrads G, Richter EJ: Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12 (1997) 527-540
108. Janssen J, Laatz W: Statistische Datenanalyse mit SPSS für Windows. 5.Aufl. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 2005, S. 235-236
109. Kappert HF, Altvater A: Feldstudie über die Passgenauigkeit und das Randschlussverhalten von In-Ceram-Kronen und Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 46 2 (1991) 151-153
110. Karl M, Wichmann MG, Graef F, Heckmann SM: Brückenspannweite und Befestigungsart als Determinanten der Spannungsentwicklung implantatgetragener Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 59 6 (2004) 316-321
111. Kayacan R, Ballarini R, Mullen RL: Theoretical study of the effects of tooth and implant mobility differences on occlusal force transmission in tooth/implant-supported prostheses. *J Prosthet Dent* 78 (1997) 677-681
112. Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL: Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14 (1999) 369-378
113. Keller D, Hämmerle CHF, Lang NP: Thresholds for tactile sensitivity perceived with dental implants remain unchanged during a healing phase of 3 months. *Clin Oral Impl Res* 7 (1996) 48-54
114. Kern M, Douglas WH, Fechtig T, Strub JR, DeLong R: Fracture strength of all-porcelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent* 21 (1993) 117-121
115. Kern M, Schaller H, Strub J: Marginal fit of restorations before and after cementation. *Int J Prosthodont* 6 (1993) 585-591
116. Kern M, Strub JR, Lü XY: Wear of composite resin veneering materials in a dual axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 26 (1999) 372-378
117. Kerschbaum T, Faber F: Randschluss von Kronen aus dem Ausland. *Zahnaerztl Mitt* 91 (2001) 44-46

118. Kerschbaum T, Paszyna C, Klapp S, Meyer G: Verweilzeit- und Risikofaktorenanalyse von festsitzendem Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 46 (1991) 20-24
119. Kerschbaum T, Porschen C: Kronenrandschluss und –konturqualität in fünf Dentallaboratorien. Dtsch Zahnärztl Z 53 (1998) 620-623
120. Kerschbaum T, Thie BM: Funktionsverlust von festsitzendem Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 41 (1986) 2-7
121. Kersten S, Tiedemann Ch: Strength and marginal fit of full and partial porcelain crowns on Brånemark implants. Clin Oral Impl Res 11 (2000) 59-65
122. Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D: In vitro stress analysis of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. Implant Dent 8 2 (1999) 141-151
123. Kindberg H, Gunne J, Kronström M: Tooth- and implant-supported prosthesis: a retrospective clinical follow-up up to 8 years. Int J Prosthodont 14 (2001) 575-581
124. Kirsch A, Ackermann KL: Das IMZ-Implantationssystem. Indikation - Methode - Langzeitergebnisse. Dtsch Zahnärztl Z 38 (1983) 106
125. Kirsch A, Ackermann KL: Das IMZ-Implantat-System. ZWR 11 (1986) 1134-1144
126. Knappwost A: Über die Zersetzung und Zersetzungshemmung der Phosphatzemente im Bereich der Mundhöhle. Dtsch Zahnärztl Z 5 (1950) 1022-1030
127. Knöfler W, Knöfler A, Graf HL: Die Überlebenswahrscheinlichkeit von Implantaten in einer zahnärztlichen Praxis im Zeitraum von zehn Jahren. Z Zahnärztl Implantol 20 4 (2004) 230-246
128. Koeck B, Wagner W: Einleitung. In: Koeck B, Wagner W (Hrsg): Praxis der Zahnheilkunde (PdZ): Implantologie. 2.Aufl., Urban & Fischer, München, Jena, 2004, S. 1-7
129. Koeck B, Wagner W: Vorwort. In: Koeck B, Wagner W (Hrsg): Praxis der Zahnheilkunde (PdZ): Implantologie. 2.Aufl., Urban & Fischer, München, Jena, 2004, S. VII
130. Koeck B, Wahl G: Indikationen, Kontraindikationen und Differentialindikationen. Prothetische Aspekte. In: Koeck B, Wagner W (Hrsg): Praxis der Zahnheilkunde (PdZ): Implantologie. 2.Aufl., Urban & Fischer, München, Jena, 2004, S. 16-18
131. Kolbeck C, Rosentritt M, Behr M, Lang R, Handel G: In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of polyethylene-fibre-reinforced-composite versus glass-fibre-reinforced-composite fixed partial dentures. J Oral Rehabil 29 (2002) 668-674
132. Körber K: Funktionslehre. In: Körber K (Hrsg): Zahnärztliche Prothetik. 4.Aufl., Georg Thieme Verlag, Stuttgart; New York, 1995, S. 61-62
133. Körber K: Kronen- und Brückenzahnersatz. In: Körber K (Hrsg): Zahnärztliche Prothetik. 4.Aufl., Georg Thieme Verlag, Stuttgart; New York, 1995, S. 234-342
134. Körber K, Ludwig K: Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. 2.Aufl. Georg Thieme, Stuttgart; New York, 1993, S. 194-218
135. Krejci I, Lutz F: Marginal adaptation of class V restorations using different restorative techniques. J Dent 19 (1991) 24-32
136. Krejci I, Lutz F, Reimer M: Marginal adaptation and fit of adhesive ceramic inlays. J Dent 21 1 (1993) 39-46

137. Krejci I, Mueller E, Lutz F: Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns. *J Dent Res* 73 6 (1994) 1228-1232
138. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100 (1990) 953-559
139. Kröncke A: Sekundärkaries. *Dtsch Zahnärztl Z* 36 (1981) 69
140. Kullmann W: Werkstoffkundliche Eigenschaften von Glasionomermaterialien im Vergleich zu konventionellen Materialien. II. Untersuchungen zur Haftfestigkeit am Rinderzahn. *Dtsch Zahnärztl Z* 41 (1986) 660-666
141. Kuraray Europe GmbH: Kuraray - Produktkatalog 2007. Kuraray Europe GmbH, Frankfurt/Main, 2007
142. Lang N, Kiel R, Anderhalden K: Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol* 10 (1983) 563-570
143. Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Brägger U, Egger M, Zwahlen M: A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth-implant-supported FPDs. *Clin Oral Impl Res* 15 (2004) 643-653
144. Ledermann PD, Schroeder A: Klinische Erfahrung mit dem ITI-Hohlzylinderimplantat. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* 91 (1981) 349-367
145. Ledermann PD, Schroeder A, Stich H: ITI-Internationales Team für orale Implantologie. Die ITI-Hohlzylinderimplantate. *Quintessenz* 32 (1981) 1377-1385
146. Lee HH, Kon M, Asaoka K: Fracture toughness and durability of chemically or thermally tempered metal-ceramic porcelain. *Biomed Mater Eng* 9 3 (1999) 135-143
147. Lehmann KM, Krauth G: Der Randschluß von Gußkronen-hergestellt im propädeutischen Unterricht. *Dtsch Zahnärztl Z* 39 (1984) 750-752
148. Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergström C, van Steenberghe D: Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10- year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4 (1999) 639-645
149. Lekholm U, van Steenberghe D, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Laney WR, Linden U: Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous jaws: a prospective 10-year multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9 (1994) 627-635
150. Li ZC, White SN: Mechanical properties of dental luting cements. *J Prosthet Dent* 81 (1999) 597-609
151. Lindh T, Dahlgren S, Gunnarsson K, Josefsson T, Nilson H, Wilhelmsson P, Gunne J: Tooth-implant supported fixed prostheses: A retrospective multicenter study. *Int J Prosthodont* 14 (2001) 321-328
152. Lindh T, Gunne J, Nystrom E, Back T: Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: a 2-year report. *Clin Oral Impl Res* 12 (2001) 441-449
153. Listgarten MA, Lai CH: Comparative microbiological characteristics of failing implants and periodontally involved teeth. *J Periodontol* 70 (1999) 431-437

154. Loose M, Rosentritt M, Leibrock A, Behr M, Handel G: In vitro study of fracture strength and marginal adaptation of fibre-reinforced-composite versus all ceramic fixed partial dentures. *Eur J Prosthodont Rest Dent* 6 2 (1998) 55-62
155. Lundgren D, Laurell L, Falk H, Bergendal T: Occlusal force pattern during mastication in dentitions with mandibular fixed partial dentures supported on osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 58 2 (1987) 197-203
156. Lundgren D, Laurell L, Falk J, Ericsson I: Distribution of Occlusal Forces in a Dentition unilaterally restored with a Bridge Construction supported on Osseointegrated Titanium Implants. In: van Steenberghe D (Hrsg): *Tissue Integration in Oral and Maxillo-Facial Reconstruction*. Excerpta Medica, Brüssel, 1985, S. 333-339
157. Luthardt R, Spiekermann J, Böning K, Walter M: Therapie der verkürzten Zahnreihe. Eine systematische Literaturübersicht. *Dtsch Zahnärztl Z* 55 (2000) 592-608
158. Marxkors R: Der Randschluss der Gusskronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 35 (1980) 913-915
159. Marxkors R: Kriterien für die zahnärztliche Prothetik. in: Studienbuch des Projektes "Qualitätssicherung in der Zahnmedizin - Definitionsphase". Marxkors, Würzburg, 1988
160. Marxkors R, Figgenger L: Festsitzender Zahnersatz. In: Hupfauf L (Hrsg): *Festsitzender Zahnersatz*. 3.Aufl., Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore, 1993, S. 197-230
161. Marxkors R, Meiners H: Befestigungszemente. In: Marxkors R, Meiners H (Hrsg): *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. 4.Aufl., Carl Hanser, München, Wien, 1993, S. 77-80
162. Mathews MF, Breeding LC, Dixon DL, Aquilino SA: The effect of connector design on cement retention in an implant and natural tooth-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 65 6 (1991) 822-827
163. McLean JW, von Fraunhofer JA: The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 131 (1971) 107-111
164. Meiners H: Prophylaxe und Werkstoffkunde. *Zahnärztl Welt* 94 (1985) 792-798
165. Misch C: Screw-retained versus cement-retained implant-supported prosthesis. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 9 (1995) 15-18
166. Mitchell CA, Pintado MR, Geary L, Douglas WH: Retention of adhesive cement on the tooth surface after crown cementation. *J Prosthet Dent* 81 (1999) 662-677
167. Mitra SB: Adhesion to dentin and physical properties of a lightcured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res* 70 (1991) 72-74
168. Mjör IA: Placement and replacement of restorations. *Oper Dent* 6 (1981) 49-54
169. Molvar MP, Gores M: Seating of cast gold inlays and onlays with and without gingival margin bevels. *Oper Dent* 13 3 (1988) 138-143
170. Morikawa A: Investigation of occlusal force on lower first molar in function. *Kokubyo Gakkai Zasshi* 61 2 (1994) 250-274
171. Mühlemann HR: Die physiologische und pathologische Zahnbeweglichkeit. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* 61 (1951) 1-67

172. Mühlemann HR: 10 years of tooth-mobility measurements. *J Periodontol* 31 (1960) 110-122
173. Müller N, Pröschel P: Kronenrand und parodontale Regeneration. Ergebnisse einer histopathologischen Studie an 368 Sektionspräparaten. *Dtsch Zahnärztl Z* 49 (1994) 30-36
174. Naert IE, Duyck JA, Hosny MM, van Steenberghe D: Free-standing and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: an up to 15-years clinical evaluation. *Clin Oral Impl Res* 12 3 (2001) 237-244
175. Näpänkangas R, Salonen-Kemppi MAM, Raustia AM: Longevity of fixed metal ceramic bridge prostheses: a clinical follow-up study. *J Oral Rehabil* 29 (2002) 140-145
176. Naumann M: Kleben oder Zementieren? *Zahn Prax* 4 (2000) 298-308
177. Ney T, Mühlbradt L: Das Intrusionsverhalten implantat- und zahngestützter Brückenkonstruktionen. *Dtsch Zahnärztl Z* 42 (1987) 944-948
178. Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA, Jeong CM: Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent* 81 (1999) 696-703
179. Normenausschuss Dental (NADENT) im DIN Deutsches Institut für Normung e.V.: DIN EN ISO 4049 Zahnheilkunde - Füllungs-, restaurative und Befestigungskunststoffe. Beuth Verlag, Berlin, 2001
180. Normenausschuss Dental (NADENT) im DIN Deutsches Institut für Normung e.V.: DIN EN ISO 9917-1 Zahnheilkunde - Wasserhärtende Zemente - Teil 1: Zemente, die beim Vermischen von Pulver und Flüssigkeit über eine Säure-Base-Reaktion abbinden. Beuth Verlag, Berlin, 2007
181. Ohm E, Silness J: The convergence angle in teeth prepared for artificial crowns. *J Oral Rehabil* 5 (1978) 371-375
182. Okutan M, Heydecke G, Butz F, Strub JR: Fracture load and marginal fit of shrinkage-free ZrSiO₄ all-ceramic crowns after chewing simulation. *J Oral Rehabil* 33 11 (2006) 827-832
183. Olsson M, Gunne J, Astrand P, Borg K: Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. A five-year prospective study. *Clin Oral Impl Res* 6 2 (1995) 114-121
184. Palmer DS, Barco MT, Billy EJ: Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *J Prosthet Dent* 67 (1992) 325-327
185. Palmer RM, Howe LC, Palmer PJ: A retrospective 3-year study of fixed bridges linking Astra Tech ST implants to natural teeth. *Clin Oral Impl Res* 16 (2005) 302-307
186. Parel SM, Rieder CE: Intrusion of natural tooth implant bridge abutments: its cause and effect on treatment planning for the partially edentulous patient. *Aust Prosthodont J* 7 (1993) 33-38
187. Patyk A, Hülsmann M, Rinke S: Untersuchung zur Partikelgröße zahnärztlicher Befestigungszemente. *Dtsch Zahnärztl Z* 48 (1993) 372-375

188. Persson LG, Lekholm U, Leonhardt A, Dahle'n G, Lindhe J: Bacterial colonization on internal surfaces of Brånemark system implant components. *Clin Oral Impl Res* 7 (1996) 90-97
189. Pesun IJ: Intrusion of teeth in the combination implant-to natural tooth fixed partial denture: a review of the theories. *J Prosthodont* 6 4 (1997) 268-277
190. Pesun IJ, Steflik DE, Parr GR, Hanes PJ: Histologic evaluation of the periodontium of abutment teeth in combination implant/tooth fixed partial denture. *Int J Oral Maxillofac Implants* 14 3 (1999) 342-350
191. Pjetursson BE, Brägger U, Lang NP, Zwahlen M: Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FPDs) and implant-supported FDPs and single crowns SCs. *Clin Oral Impl Res* 18 3 (2007) 97-113
192. Pjetursson BE, Tan K, Lang NP, Brägger U, Egger M, Zwahlen M: A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. I. Implant-supported FPDs. *Clin Oral Impl Res* 15 (2004) 625-642
193. Preiskel HW, Tsolka P: Cement- and Screw-Retained Implant-Supported Prostheses: up to 10 Years of Follow-up of a New Design. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19 1 (2004) 87-91
194. Quirynen M, Bollen CML, Eysen H, van Steenberghe D: Microbial penetration along the implant components of the Brånemark system. *Clin Oral Impl Res* 5 4 (1994) 239-244
195. Quirynen M, van Steenberghe D: Bacterial colonisation of the internal part of two-stage implants. An in-vitro study. *Clin Oral Impl Res* 4 (1993) 158-164
196. Rangert B, Gunne J, Sullivan DY: Mechanical aspects of a Brånemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6 2 (1991) 177-186
197. Rehberg HJ: Exakter Randschluss-Was ist das? *Dtsch Zahnärztl Z* 26 (1971) 696-699
198. Reich E, Schmalz G, Federlin M: Marginal fit of ceramic and composite inlays in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 45 10 (1990) 656-660
199. Richter & Hoffmann HARVARD Dental-GmbH: Harvard Cement - Gebrauchsinformation für den Zahnarzt. Richter & Hoffmann HARVARD Dental-GmbH, Berlin, 1999
200. Richter EJ: Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen. *Med. Diss. Med. Habil. Aachen* 1992
201. Richter EJ: In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10 1 (1995) 99-108
202. Richter EJ, Weigl P, Gomez-Roman G: Empfehlungen der DGI - Verbundbrücken. DGI, Würzburg, 2003
203. Rieder CE, Parel SM: A survey of natural tooth abutment intrusion with implant-connected fixed partial dentures. *Int J Periodontics Restorative Dent* 13 (1993) 335-347
204. Rosenstiel SF, Land MF, Crispin BJ: Dental luting agents: a review of the current literature. *J Prosthet Dent* 80 3 (1998) 280-301

205. Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G: In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont* 13 5 (2000) 387-391
206. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CHF: A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 18 3 (2007) 86-96
207. Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR: The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 2 (1986) 235-240
208. Schiffleger BE, Ziebert GJ, Dhuru VB, Brantley WA, Sigaroudi K: Comparison of accuracy of multiunit one-piece castings. *J Prosthet Dent* 54 6 (1985) 770-776
209. Schulte W, Lukas D: The Periotest method. *Int Dent J* 42 (1992) 433-440
210. Schumacher GH: *Odontographie*. 5. Aufl. Hüthig Verlag, Heidelberg, 1995, S. 60-100
211. Schwartz NL, Whitsett LD, Berry TG, Stewart JL: Unserviceable crowns and fixed partial dentures: life-span and causes for loss of serviceability. *JADA* 81 12 (1970) 1395-1401
212. Schwickerath H: Randspalt und Löslichkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 34 (1979) 664-669
213. Scurria MS, Bader JD, Shugars DA: Meta-analysis of fixed partial denture survival prostheses and abutments. *J Prosthet Dent* 79 4 (1998) 459-464
214. Shilling ER, Miller BH, Woody RD, Miller AW, Nunn ME: Marginal gap of crowns made with a phosphate-bonded investment and accelerated casting method. *J Prosthet Dent* 81 2 (1999) 129-134
215. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD: *Fundamentals of fixed Prosthodontics*. Quintessence Publishing Co, Chicago, 1981, S. 79
216. Singer A, Serfaty V: Cement-retained implant-supported fixed partial dentures: a 6-month to 3-year follow up. *Int J Oral Maxillofac Implants* 11 (1996) 645-649
217. Smith DC: A new dental cement. *Br Dent J* 124 9 (1968) 381-384
218. Sorel S: Procédé pour la formation d'un ciment très-solide par l'action d'un chlorure sur l'oxyde de zinc. *C R Hebd Seances Acad Sci* 41 (1855) 784-785
219. Spears IR, Van Noort R, Crompton RH, Cardew GE, Howard IC: The effects of enamel anisotropy on the distribution of stress in a tooth. *J Dent Res* 72 (1993) 1526-1531
220. Spiekermann H: Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 41 (1986) 1015-1019
221. Spiekermann H, Nickenig HJ: Kontroverse Fragen zur Implantatprothetik (Teil I)* Verbindung von Zähnen und Implantaten – die primäre und sekundäre Verblockung. *Z Zahnärztl Implantol* 22 (2006) 22-28
222. Staegemann G: Therapie mit festsitzenden Teilprothesen. In: Breustedt A, Lenz E, Musil R, Staegemann G, Taege F, Weiskopf J (Hrsg): *Prothetische Stomatologie*. Johann Ambrosius Barth, Leipzig, 1981, S. 135-138

223. Stappert CFJ, Dai M, Chitmongkolsuk S, Gerd T, Strub JR: Marginal adaptation of three-unit fixed partial dentures constructed from pressed ceramic systems. *Br Dent J* 196 12 (2004) 766-770
224. Strub JR, Besimo C, Wohlwend A: Lichtmikroskopische Randspaltenanalyse zwischen konventionellen und modifizierten Implantatpfeilern und deren Suprastruktur. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 94 2 (1984) 143-148
225. Sundh B, Ödman P: A study of fixed prosthodontics performed at a university clinic 18 years after insertion. *Int J Prosthodont* 10 (1997) 513-519
226. Sutherland JK, Loney RW, Jarotskic T: Marginal discrepancy of ceramic crowns with redesigned implant components. *J Prosthet Dent* 75 (1996) 540-544
227. Sutherland JK, Loney RW, Syed S: Marginal discrepancy of all-ceramic crowns cemented on implant abutments. *J Prosthodont* 4 (1995) 173-177
228. Sutherland JK, Ritsco RG, Budd SR: Marginal adaptation of implant-supported metal-ceramic crowns fabricated with gold cylinders. *J Prosthodont* 7 2 (1998) 100-105
229. Takeshita F, Matsushita Y, Ayukawa Y, Suetsugu T: Fractures of hydroxyapatite-coated blade implants connected with natural teeth. A histological study using SEM, light microscopy and an image processing system. *J Periodontol* 67 (1996) 86-92
230. Tan K, Pjetursson BE, Lang NP, Chan ESY: A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. III. Conventional FPDs. *Clin Oral Impl Res* 15 (2004) 654-666
231. Tjan AHL, Tao Li: Seating and retention of complete crowns with a new adhesive resin cement. *J Prosthet Dent* 67 (1992) 478-484
232. Valderhaug J: A 15-year clinical evaluation of fixed prosthodontics. *Acta Odontol Scand* 49 (1991) 35-40
233. Valderrama S, van Roekel N, Andersson M, Goodacre C, Munoz C: A comparison of the marginal and internal adaptation of titanium and gold-platinum-palladium metal ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 8 (1995) 29-37
234. Voss R: Rationalisierung der Überkronung von Zähnen. *Dtsch Zahnärztl Z* 21 (1966) 454-462
235. Waerhaug J: Tissue reactions around artificial crowns. *J Periodontol* 24 (1953) 172-185
236. Wagner W, Al-Nawas B: Implantatmaterialien und Konstruktionsprinzipien der Implantate aus chirurgischer Sicht. In: Koeck B, Wagner W (Hrsg): *Praxis der Zahnheilkunde (PdZ): Implantologie*. 2.Aufl., Urban & Fischer, München, Jena, 2004, S. 81-93
237. Wahl G, Schaal KP: Mikroben in subgingivalen Implantatpalträumen. *Z Zahnärztl Implantol* 5 (1989) 287-291
238. Walther W, Bühler C, Heners M: Prothetischer Erhaltungsaufwand bei implantatgestütztem und kombiniert zahn-implantatgetragendem Zahnersatz. *Z Zahnärztl Implantol* 15 2 (1999) 92-96
239. Watzek G, Mailath-Pokorny G: Zahnärztliche Implantate. In: Schwenzer N, Ehrenfeld M (Hrsg): *Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde*. Lehrbuch zur Aus- und Weiterbildung. 3.Aufl., Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2000, S. 127-167

240. Weinberg LA, Krüger B: Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prosthesis. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* 78 1 (1994) 22-27
241. Weiskopf J: Grundlagen und Voraussetzungen prothetischer Prävention und Therapie. In: Breustedt A, Lenz E, Musil R, Staegemann G, Taege F, Weiskopf J (Hrsg): *Prothetische Stomatologie*. Johann Ambrosius Barth, Leipzig, 1981, S. 17-18
242. Weiß C: *Basiswissen medizinische Statistik*. 3. Aufl. Springer, Berlin, Heidelberg, 2005, S. 73-76
243. Wilson AD, Kent BE: A new translucent cement for dentistry - the glass ionomer cement. *Br Dent J* 132 (1972) 133-135
244. Wilson AD, Prosser HJ: Biocompatibility of the glass ionomer cement. *J Dent Ass South Africa* 37 (1982) 872
245. Wolfart M, Wolfart S, Kern M: Retention forces and seating discrepancies of implant-retained castings after cementation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 21 4 (2006) 519-525

9. Thesen

- 1 Der prothetische Ersatz von fehlenden Zähnen mittels festsitzenden Restaurationen stellt unter funktionellen Aspekten eine vorteilhafte Therapieoption dar. Gleichzeitig erfüllt er den Wunsch vieler Patienten nach kaustabilem Zahnersatz. Bei teilbezahnten Gebissen können derartige festsitzende Restaurationen häufig nur durch Pfeilervermehrung mittels dentaler Implantate realisiert werden.
- 2 Die zahn-implantatgetragene Brücke (Verbundbrücke) stellt unter funktionellen und wirtschaftlichen Gesichtspunkten eine Alternative zu einer rein implantatgetragenen Brücke dar.
- 3 Die Verbundbrücke verbindet Pfeiler unterschiedlicher kauphysiologischer Mobilität. Ein durch den parodontalen Faserapparat verankerter natürlicher Zahn wird mit einem osseointegrierten bzw. ankylotisch eingewachsenen Implantat verbunden. Verschiedene chirurgische und prothetische Komplikationen an Verbundbrücken wie z. B. marginaler Knochenverlust am Implantat, Schrauben- und Abutmentfrakturen, Dezementierungen oder die Intrusion von Pfeilerzähnen wurden auf diesen Umstand zurückgeführt.
- 4 Ein wichtiges Kriterium für den klinischen Langzeiterfolg und die Qualität einer prothetischen Restauration ist die Größe des Randspalts. Dabei begünstigt ein großer Randspalt die Entstehung von Sekundärkaries, marginalen Entzündungen oder parodontalen Erkrankungen.
- 5 In der klinischen Anwendung werden Verbundbrücken mit Zementen unterschiedlicher chemischer und physikalischer Werkstoffeigenschaften befestigt.
- 6 Bislang ungeklärt war die Frage, ob die unterschiedliche Pfeilerresilienz innerhalb einer Verbundbrücke einen Einfluss auf die marginale Integrität der Restauration ausübt. Dies sollte durch die vorliegende In-vitro-Untersuchung im experimentellen Langzeitversuch in Abhängigkeit von verschiedenen Zementen beantwortet werden.

- 7 Auf Modellen bestehend aus einem natürlichen Zahn und einem Implantat, welche die unterschiedlichen Pfeilerresilienzen simulierten, wurden unverblendete Verbundbrücken hergestellt und je 4 Brücken mit 3 verschiedenen Zementen befestigt. Als Vergleichsgruppe dienten 4 rein parodontal abgestützte Brücken. Nach Herstellung, nach Zementierung und nach artifizierter Alterung mittels Langzeitkausimulation und Thermozyklisierung wurde die senkrechte Randspalthöhe aller Pfeiler lichtmikroskopisch vermessen.
- 8 Die standardisierte Zementierung führte bei allen Pfeilern zu einer signifikanten Erhöhung des Randspaltes. Die resultierenden Randspalte waren für die Kronen auf natürlichen Pfeilern (54-82,8 μm) und auf Implantaten (26,3-32,8 μm) unterschiedlich. Die mechanische und die thermische Belastung bewirkten sowohl bei den Testgruppen als auch bei der Vergleichsgruppe keine signifikanten Änderungen des Randspaltes.
- 9 Im Vergleich der Zemente zeigte Zinkoxidphosphatzement sowohl an den natürlichen Zahn Pfeilern als auch an den Implantaten den höchsten Zementierungsfehler, Glasionomerezement hingegen den geringsten Zementierungsfehler. Die Dezementierung am Implantatpfeiler einer mit Glasionomerezement befestigten Verbundbrücke stellte die einzige Komplikation dar.
- 10 Im Rahmen der vorliegenden Studie konnte nach simulierter Langzeitbelastung kein Unterschied im Randspaltverhalten bei den getesteten Verbundbrücken im Vergleich zu rein zahngetragenen Brücken nachgewiesen werden. Unter den Einschränkungen dieser In-vitro-Untersuchung stellen Verbundbrücken somit kein erhöhtes Risiko für die marginale Integrität dieser Restaurationsform dar.

Lebenslauf

Name: Stephan Krämer
Geburtsdatum: 17.07.1979
Geburtsort: Stendal
Eltern: Dipl.-Ing. Siegfried Krämer
Dipl.-Stom. Birgit Krämer, geb. Beckendorff
Familienstand: ledig
Bildungsweg:
1986 – 1991 Polytechnische Oberschule „Egon Schultz“ Dobberkau
1991 – 1998 Rudolf-Hildebrand-Gymnasium in Stendal
1998 Abitur
1998 – 1999 Grundwehrdienst 4./sPiBtl 803 in Havelberg
1999 – 2004 Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität
Halle-Wittenberg
2000 Naturwissenschaftliche Vorprüfung
2002 Zahnärztliche Vorprüfung
2004 Staatsexamen im Fach Zahnmedizin und Approbation als
Zahnarzt
2004 – 2006 Ausbildungsassistent in Praxis Dipl.-Stom. B. Krämer, Bismark
seit 2007 Praxisgemeinschaft mit Dipl.-Stom. B. Krämer, Bismark

Bismark, den

Stephan Krämer

Selbstständigkeitserklärung

Ich erkläre eidesstattlich, dass mir über die Betreuung der Dissertation mit dem Titel:

**Randspaltverhalten von zahn- und implantatgetragenen
Verbundbrücken nach Langzeitbelastung**

Eine In-vitro-Studie

hinaus keine weitere Hilfe zuteilgeworden ist und ich bei der Abfassung der Arbeit keine anderen, als die in der Dissertation angeführten, Hilfsmittel benutzt habe. Ich versichere, die Dissertation nicht vorher oder zeitgleich bei einer anderen Fakultät eingereicht zu haben. Ich habe bisher an keiner anderen medizinischen Fakultät ein Gesuch um Zulassung zur Promotion eingereicht.

Bismark, den

Stephan Krämer

Hinweise auf Publikationen von Ergebnissen dieser Arbeit

Eine Veröffentlichung der vorläufigen Studienergebnisse erfolgte auf dem 16th Annual Scientific Meeting of the European Association for Osseointegration (EAO) 2007 in Barcelona im Rahmen eines Vortrages:

Boeckler AF, Krämer S, Morton D, Geis-Gerstorfer J, Setz JM: Marginal accuracy of tooth-implant-supported fixed dental prostheses: An in-vitro stress simulation.

Eine Präsentation der Studienergebnisse fand auf dem 4th Arab-German Implantology Meeting 2008 in Dubai im Rahmen eines weiteren Vortrages statt:

Boeckler AF, Krämer S, Morton D, Geis-Gerstorfer J, Setz JM: The combined tooth-implant-supported fixed partial denture – a treatment option in the partially edentulous jaw?

Die Ergebnisse der Studie wurden in einem Peer-Reviewed Journal veröffentlicht:

Boeckler AF, Morton D, Krämer S, Geis-Gerstorfer J, Setz JM: Marginal accuracy of combined tooth-implant-supported fixed dental prostheses after in vitro stress simulation. Clin Oral Impl Res 19 12 (2008) 1261-1269

Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. dent. J. M. Setz (Direktor des Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde sowie Leiter der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) möchte ich für die Bereitstellung des interessanten und praxisrelevanten Themas danken.

Ganz besonderer Dank gilt Herrn OA Dr. med. dent. A. F. Boeckler (Oberarzt der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) für das große Interesse und die jederzeit hilfreiche Unterstützung bei der Anfertigung dieser Arbeit.

Ich danke Herrn Prof. Dr. rer. nat. J. Geis-Gerstorfer (Leiter der Sektion Medizinische Werkstoffkunde und Technologie der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik mit Propädeutik an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen), dass er mir die Nutzung des Kausimulators und somit die Realisierung der mechanischen Belastungsversuche ermöglicht hat.

Mein Dank gilt außerdem Herrn Prof. Dr. med. dent. K.-E. Dette (Leiter der Sektion Zahnärztliche Propädeutik der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) für die Bereitstellung des Thermozyklengerätes, wodurch die thermischen Belastungsversuche realisiert werden konnten.

Für die freundliche Beratung bei der statistischen Auswertung der Untersuchungsdaten danke ich Herrn PD Dr. rer. nat. A. Wienke (Institut für Medizinische Epidemiologie, Biometrie und Medizinische Informatik an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Direktor: Prof. Dr. rer. nat. J. Härting).

Großer Dank gebührt Zahntechnikerin Frau E. Selka, die mir bei der Herstellung der Brücken allzeit mit Rat und Tat zur Seite stand.

Außerdem möchte ich mich noch bei Frau Ch. Kleinert bedanken, die mich nicht nur bei Übersetzungen und sprachlichen Formulierungen stets geduldig unterstützte.

Abschließend möchte ich meinen Eltern für ihre verständnisvolle Unterstützung und Geduld bei der Erstellung der hier vorliegenden Arbeit danken.