

Aus der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
des Universitätsklinikums Halle (Saale)  
Direktor: Prof. Dr. Jürgen M. Setz

**Bewährung von vollkeramischen dreigliedrigen Brücken- eine  
vergleichende Studie unterschiedlicher Materialien.**

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

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

von Judith Bliedtner  
geb. am 23.10.1981 in Merseburg

Betreuer: PD Dr. Arne F. Boeckler

Gutachter: PD Dr. Boeckler  
PD Dr. Beuer  
Prof. Dr. Naumann

Eröffnungsdatum: 29.01.2013  
Verteidigungsdatum: 31.07.2013

**Meinen Eltern gewidmet**

## Referat

Moderne hochfeste Zirkoniumdioxidkeramiken ( $ZrO_2$ ) haben sich als Gerüstmaterialien für Brückenrestorationen im Seitenzahnggebiet bewährt. Jedoch kommt es im klinischen Gebrauch bisher regelmäßig zu Verblendabplatzungen (Chipping). Monolithische Restorationen aus Lithiumdisilikatkeramik ( $LS_2$ ) sind frei von Verblendkeramiken. Die Anwendung dieser Keramik für die CAD/CAM Fertigung von Brücken im Seitenzahnbereich ist derzeit vom Hersteller nicht freigegeben. Ziel dieser in-vitro-Studie war der Vergleich wichtiger klinischer Parametern wie Bruchfestigkeit, Randqualität und Farbtreue bei 3-gliedrigen Seitenzahnbrücken aus unterschiedlichen Keramiken vor und nach künstlicher Alterung.

Jeweils 16 vollanatomische Brücken aus  $LS_2$  (e.max CAD, Ivoclar Vivadent) und 32 Brückengerüste aus  $ZrO_2$  wurden im CAD/CAM Verfahren hergestellt. Bei 16  $ZrO_2$ gerüsten wurde die Verblendkeramik geschichtet (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent) und bei 16  $ZrO_2$ gerüsten überpresst (IPS e.max ZirPress, Ivoclar Vivadent). Die Randspaltmessung an allen Brücken erfolgte mittels Lichtmikroskop, die Farbmessung mittels Spectrophotometer (VITA Easyshade, Vita). Als Farbreferenz diente ein konfektionierter Probenzahn der Farbe A3 (Vita). Jeweils 8 Brücken aus jeder Gruppe wurden einer künstlichen Alterung unterzogen (Kausimulation: 1,2 Millionen Zyklen x 50 N, Thermozyklierung: 10000 x 5°C/55°C). Anschließend wurden Randspalt und Farbe erneut überprüft. Abschließend folgte an allen 48 Brücken die Bruchfestigkeitsmessung (Universalprüfmaschine Zwick 010, Zwick GmbH & Co. KG). Die überpresst verblendeten  $ZrO_2$ Brücken wiesen die geringsten Randspalten auf (39µm/ 43µm). Es folgten die überschichteten  $ZrO_2$ Brücken (41µm/ 53µm). Die größten Randspalten wurden bei den  $LS_2$ Brücken (121µm/ 131µm) gemessen. Die Farbtreue zum Referenzzahn war bei den  $LS_2$ Brücken am größten. Die signifikant größte Farbabweichung wiesen die überpressten  $ZrO_2$ Brücken auf. Die Bruchfestigkeit der überpresst verblendeten  $ZrO_2$ Brücken war im Mittel am höchsten (1609N/ 1685N), gefolgt von den überschichteten  $ZrO_2$ Brücken (1541N/ 1557N), sowie den  $LS_2$ brücken (1293N/ 1131N). Bei den Brücken aus  $LS_2$  frakturierte eine Pfeilerwand und 2 Höcker. In den Verblendungen der anderen Gruppen traten lediglich Risse auf. Die Brücken aus  $LS_2$  zeigten besonders hinsichtlich Farbtreue und Bruchfestigkeit gute Ergebnisse, jedoch bezüglich der Randschlüssigkeit zeigten diese schlechtere Ergebnisse als die  $ZrO_2$ Brücken. Die Ursachen dafür sind möglicherweise in der verwendeten CAD/CAM-Technik zu finden, was in weiteren Versuchen überprüft werden sollte.

**Bliedtner, Judith: Bewährung von vollkeramischen dreigliedrigen Brücken- eine vergleichende Studie unterschiedlicher Materialien. Halle (Saale),Univ., Med. Fak., Diss., 79 Seiten, 2012**

## **Inhaltsverzeichnis**

<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Keramik in der Zahnheilkunde	2
1.1.2	Definition, Zusammensetzung und mechanische Eigenschaften	2
1.1.3	Historische Entwicklung von keramischem Zahnersatz	8
1.1.4	Einteilung der Keramiken	10
1.1.5	Silikatkeramiken	12
1.1.6	Oxidkeramiken	15
1.1.7	Verarbeitung von Keramiken	19
1.2	Klinische Probleme keramischer Restaurationen	23
1.2	Randspalt und Passgenauigkeit	26
<b>2</b>	<b>Zielstellung</b>	<b>28</b>
<b>3</b>	<b>Material und Methoden</b>	<b>29</b>
3.1	Herstellung des Urmodells	29
3.2	Herstellung der vollanatomische Brücken und der Brückengerüste	30
3.3	Herstellung der Verblendung in Schichttechnik	33
3.4	Herstellung der Verblendung in der Überpresstechnik	34
3.5	Zementierung	36
3.6	Messungen	37
3.6.1	Randspaltnessung	37
3.6.2	Farbmessung	38
3.6.3	Alterung und Messung	39
3.6.4	Bruchfestigkeitsmessung	40
3.7	Statistische Auswertung	41
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>42</b>
4.1	Randspalten	42
4.1.1	Randspalten der e.max CAD Brücken	42
4.1.2	Randspalten der überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken	43
4.1.3	Randspalten der geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken	44
4.1.4	Randspalten der verschiedenen Materialien im Vergleich	45

4.2	Bruchfestigkeit	47
4.2.1	Bruchfestigkeit der e.max CAD Brücken	47
4.2.2	Bruchfestigkeit der überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken	48
4.2.3	Bruchfestigkeit der geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken	49
4.2.4	Bruchfestigkeit der verschiedenen Materialien im Vergleich	50
4.3	Farbe	52
4.3.1	Farbtreue der e.max CAD Brücken	52
4.3.2	Farbtreue der überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken	52
4.3.3	Farbtreue der geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken	52
4.3.4	Farbtreue der verschiedenen Materialien im Vergleich	52
4.4	Chipping und Rissbildung	54
<b>5</b>	<b>Diskussion</b>	<b>55</b>
5.1	Diskussion der Versuchsmethode	55
5.1.1	Modell- und Brückenherstellung	55
5.1.2	Zementierung	57
5.1.3	Randspaltmessung	58
5.1.4	Farbmessung	59
5.1.5	Alterung	60
5.1.6	Bruchfestigkeitsmessung	61
5.2	Diskussion der Ergebnisse	63
5.2.1	Randspalten	63
5.2.2	Farbtreue	64
5.2.3	Bruchfestigkeit und Chipping	65
5.3	Schlussfolgerung	67
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>68</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>70</b>
<b>8</b>	<b>Thesen</b>	<b>78</b>

**Lebenslauf**

**Selbstständigkeitserklärung**

**Erklärung über frühere Promotionsversuche**

**Danksagung**

## Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
et al.	et alii (Maskulinum), et aliae (Femininum), et alia (Neutrum)
$\alpha$	Alpha
ANOVA	Analysis of variance
BL	Bruchlast
$\beta$	Beta
bzw.	Beziehungsweise
ca.	circa
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
CNC	Computerized Numerical Control
Co.	Compagnie
etc.	et cetera
Gew.%	Gewichtsprozent
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
ISO	Internationale Organisation für Normung
KG	Kommanditgesellschaft
LS <sub>2</sub>	Lithiumdisilikat
MPa	Megapascal
SEM	scanning electron microscope (Rasterelektronenmikroskop)
sog.	sogenannt
SPSS	Statistical Package for the Social Sciences
STAW	Standardabweichung
Tab.	Tabelle
v. Chr.	vor Christi
VMK	Vita- Metall- Keramik
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient
$\gamma$	Gamma
z.B.	zum Beispiel
ZrO <sub>2</sub>	Zirkoniumdioxid

## 1 Einleitung

Vollkeramische Restaurationen sind aus der modernen Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken. Dies ist zum einen auf die gesteigerten ästhetischen Ansprüche der Patienten zurückzuführen, zum anderen darauf, dass keramische Materialien eine stete Weiterentwicklung erfahren haben. Dadurch konnte das Indikationsspektrum stark erweitert werden.

Als Modifikation des Porzellans unterliegt die Glaskeramik einer andauernden Weiterentwicklung. Sie ist charakterisiert durch eine exzellente Ästhetik, verfügt jedoch über eine relativ geringe Bruchfestigkeit, so dass sie sich nur für die Herstellung von Veneers, Inlays, Onlays und Einzelkronen im Frontzahnbereich eignet (Kern et al. 2010). Eine Verbesserung der Glaskeramik hinsichtlich der Festigkeit stellt die Lithiumdisilikat- Glaskeramik dar. Durch Zugabe von Lithium konnten die Festigkeitswerte deutlich gesteigert werden. Restaurationen aus Lithiumdisilikatkeramik konnten daher zum Teil bereits für Brücken bis zum zweiten Prämolaren eingesetzt werden.

Durch den Einsatz von Gerüsten aus modernen Hochleistungskeramiken, wie Aluminiumoxid oder Zirkoniumdioxid ( $ZrO_2$ ) erfolgt eine Erweiterung des Indikationsspektrums in Bereichen starker Kaukraftbelastung, ermöglicht durch ihre hohe Festigkeit (Filser et al. 2001, Fischer und Stawarczyk 2007, Yilmaz et al. 2007). Weiterhin zeichnen sie sich außerdem durch hervorragende Biokompatibilität und Risszähigkeit aus (Piconi und Maccauro 1999). Von Vorteil ist des Weiteren, dass Zirkoniumdioxid, wie alle Keramiken, im Gegensatz zu metallischen Gerüstwerkstoffen eine zahnähnliche Eigenfarbe besitzt, die jedoch aufgrund fehlender Transluzenz opak und schneeweiß erscheint. Dies kann durch Einfärben der Gerüste abgemildert werden, bzw. kann durch Verblendung der Gerüste der Zahnersatz den natürlichen Zähnen exakt nachempfunden und angepasst werden.

Im klinischen Alltag kommt es jedoch regelmäßig zum Abplatzen der Verblendkeramik von der Gerüstkeramik. Das sog. „Chipping“ ist darauf zurückzuführen, dass die zur Verblendung verwendeten Glaskeramiken nicht die gleichen physikalischen Werte aufweisen wie die Gerüstkeramiken. Sie besitzen deutlich niedrigere Festigkeitswerte. Um Abplatzungen des Verblendmaterials vom Keramikgerüst zu vermeiden, müssen Parameter wie Festigkeit und Wärmeausdehnungskoeffizient der beteiligten Komponenten aufeinander abgestimmt sein (Vult von Steyern et al. 2005, Sailer et al. 2006, Sailer et al. 2007). Weitere Gründe für Chipping sind zum einen vermutlich die fertigungsbedingten Wärmespannung während des Brenn- und Abkühlvorganges beim Aufbringen der Verblendkeramik. Zum anderen wird vermutet, dass ein mangelhafter

Verbund von Gerüst und Verblendung oder die ungenügende Unterstützung der Gerüstkeramik die Ursache dafür ist. Demnach ist es wichtig, das Gerüst in anatomisch reduzierter Form zu gestalten (Vult von Steyern et al. 2005). Dies war in den frühen Fertigungsprozessen aufgrund der anfänglichen CAD- Softwareversionen nicht möglich. Inzwischen bieten die modernen CAD/CAM Systeme (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing) eine einfache und präzise Bearbeitung bei der Anfertigung anatomisch reduzierter Gerüste. Zur Anwendung kommen industriell vorgefertigte Zirkoniumdioxidrohlinge, die den Vorteil bieten, dass der Herstellungsprozess besser definiert und durch Qualitätssicherungsmaßnahmen überwacht ist (Tinschert et al. 2004).

All diese Entwicklungen und Erkenntnisse ermöglichen die erfolgreiche Anwendung vollkeramischer Materialien in der Zahnheilkunde.

### **1.1 Keramik in der Zahnheilkunde**

#### **1.1.2 Definition, Zusammensetzung und mechanische Eigenschaften**

Der Name Keramik ist von der griechischen Bezeichnung „keramos“ abgeleitet und steht für den Töpfer, den daraus entstandenen Erzeugnissen bzw. der Technik ihrer Herstellung. Ton besteht aus quellfähigen Aluminiumsilikaten mit Schichtstruktur, die beim Erhitzen (Brennen) durch Wasserabspaltung aus den Schichten zu einem Festkörper sintern. Nach dem Sinterungsgrad wird zwischen Tongut und Tonzeug unterschieden, wobei Porzellan als das edelste Tonzeug gilt. Die heutigen Dentalkeramiken entwickelten sich aus dem Porzellan und den dazugehörigen Glasurmaterialien (Gehre et al. 2000).

Keramische Werkstoffe werden in der Medizin und Zahnmedizin vor allem wegen ihrer guten Biokompatibilität und hervorragenden physikalischen Eigenschaften bezüglich der Härte und der Formbeständigkeit eingesetzt. Zudem weisen Dentalkeramiken ausgezeichnete optische Merkmale in Bezug auf Farbtreue und Transparenz auf. Ihr Einsatz bestimmt wesentlich das hohe ästhetische Niveau in der restaurativen Zahnheilkunde. Sehr allgemein gefasst lassen sich zahnärztlich genutzte keramische Werkstoffe als nichtmetallische anorganische Verbindungen definieren.

Im Hinblick auf die im technischen Bereich übliche Unterteilung der Silikatwerkstoffe in Keramik, Glas und Bindebaustoffe nehmen die Dentalkeramiken eine Zwischenstellung zwischen Glas und Keramik bezüglich ihrer Zusammensetzung, Struktur und Verarbeitung ein (Gehre et al. 2000). Dabei sind Silikate Verbindungen der Kieselsäure, bei welchen diverse Modifikationen und Zusammensetzungen unterschieden werden können. Sie können als Feldspatgläser, Oxidkeramiken,

entglaste Gläser und Spezialemailen eingeteilt werden, wobei diese auf supramolekularer Ebene kristallin (Keramik-Merkmal), amorph (Glas-Merkmal) oder in Mischform auftreten können.

Als kristallin bezeichnet man regelmäßig angeordnete Atome, die über beispielsweise Ionenbindungen oder kovalente Bindungen verbunden sind. Sind diese nicht regelmäßig angeordnet, spricht man von einer nichtkristallinen, das heißt amorphen Struktur (Gehre et al. 2000).

## Zusammensetzung

Die in der Zahnmedizin verwendeten keramischen Massen leiten sich vom Porzellan ab, unterscheiden sich allerdings deutlich in ihrer Zusammensetzung. Die Hauptbestandteile sind Feldspat und Quarz. Kaolin (Tonerde) kommt anders als bei den Porzellanen nur in sehr geringer Konzentration oder gar nicht mehr vor. Es bewirkt eine erhöhte Festigkeit. Die Dentalkeramik ist feldspatreich, was der Schmelze Viskosität und Standfestigkeit verleiht. Dies ist eine wesentliche Voraussetzung, damit während des Brennvorganges die modellierte Form nicht zerfließt. Kaolin und Feldspat bilden zusammen die porzellantypischen Mullitkristalle, die durch Lichtstreuung die Opazität bewirken. Der zweite Hauptbestandteil der dentalkeramischen Massen, Quarz, chemisch Siliziumdioxid, verringert beim Brennen die Volumenschwindung (Gehre et al. 2000). Dies wird dadurch hervorgerufen, dass die Kristallstruktur sieben Modifikationen besitzt: Quarz ( $\alpha$  und  $\beta$ ), Tridymit ( $\alpha$ ,  $\beta$  und  $\gamma$ ) sowie Cristobalit ( $\alpha$  und  $\beta$ ). Durch Modifikationsumwandlung während des Temperaturanstieges, z.B. beim Brennen, kommt es zum Volumenzuwachs (Gehre et al. 2000). Neben diesen drei Grundstoffen werden der Dentalkeramik diverse Zusätze beigemischt. Dies sind zum Beispiel Flussmittel, wie Kaliumkarbonat und Natriumkarbonat, die die Schmelz- und Erweichungstemperatur herabsetzen, Farbzusätze, wie beispielsweise Titanoxid, Eisen und Caesium, sowie gefügeverstärkende Kristallite, z.B. Aluminiumdioxid und Zirkoniumdioxid, die die optischen Eigenschaften verändern (siehe Tabelle 1) (Gehre et al. 2000).

**Tabelle 1: Zusammensetzung von Dental-Keramiken und Porzellan**

	<b>Dental-Keramik</b>	<b>Porzellan</b>
Feldspat	60-80 Gew. %	12-30 Gew. %
Quarz	15-25 Gew. %	20-30 Gew. %
Kaolin	0-5 Gew. %	40-70 Gew. %
Zusätze	2-4 Gew. %	-

## **Mechanische Eigenschaften**

Keramiken gehören zu den spröden Materialien, da sie nicht, wie die Metalle, plastisch verformbar sind. Ist die Grenze ihrer elastischen Verformbarkeit erreicht, zerbrechen sie (Kappert 2003). Die Ursache hierfür besteht darin, dass bei den Keramiken die Atome über Ionenbindungen, d.h. über die unterschiedlichen Ladungen der Teilchen verbunden sind. Kommt es nun durch eine Krafteinwirkung zu einer Gefügeverschiebung, können sich plötzlich Atome gleicher Ladung gegenüberstehen und die Bindung zerreißt. Daraus resultiert, dass Keramiken sehr anfällig auf Fehler im Gefüge sind, welche die Grundlage für Mikrorisse darstellen. Sie reagieren auf Zugbelastungen sehr empfindlich, denn die Mikrorisse werden geweitet. Druckbelastungen hingegen können sie gut widerstehen, weil die Risse zusammengedrückt werden (Pospiech et al. 2004, Fischer et al. 2008, Hämmerle et al. 2008, Fischer 2009). Die Stabilität keramischer Materialien wird in zwei Messgrößen ausgedrückt, zum einen in der Biegefestigkeit und zum anderen in der Riss- bzw. Bruchzähigkeit (Hämmerle et al. 2008).

### **Biegefestigkeit /Risszähigkeit**

Die Biegefestigkeit ist definiert als ein Maß für die mechanische Spannung in MPa oder  $\text{N/mm}^2$ , die zum Bruch eines auf Biegung belasteten Prüfkörpers führt. Ermittelt wird diese durch verschiedene Biegeversuche, wie beispielsweise den Dreipunktbiegeversuch, Vierpunktbiegeversuch oder den biaxialen Biegeversuch (Fischer et al. 2008, Hämmerle et al. 2008, Fischer 2009). Allen Prüfverfahren ist gemein, dass es während der Krafteinleitung über einen genormten Druckstempel in einem normierten Keramikprüfkörper zu umfassenden Spannungsverteilungen im Keramikgefüge kommt. Auf der dem Stempel zugewandten Seite entsteht eine Druckspannung, auf der gegenüberliegenden Seite eine Zugspannung (Fischer et al. 2008). Wird diese eingeleitete Last und die damit verbundene Biegespannung zu groß, kommt es, wie oben beschrieben, zur Rissbildung, bzw. zum Bruch des Testkörpers. Die Oberflächenqualität des Keramikprüfkörpers ist neben der angewandten Prüfmethode ausschlaggebend für das Messergebnis.

Die Risszähigkeit ist ein Maß für den maximal möglichen Widerstand in  $\text{MPa/m}^2$ , den die Keramik der Ausbreitung eines Risses entgegenstellt. Diese wird im Vierpunkt-Biegeversuch ermittelt. Je höher die Bruchzähigkeit ist, desto länger kann das Bruchversagen hinausgezögert werden (Hämmerle et al. 2008, Kappert 2003).

## **Bruchfestigkeit**

Zur Überprüfung eines Materials, ob es den klinischen Anforderungen gewachsen ist, werden Bruchfestigkeits- oder Bruchlastprüfungen durchgeführt. Diese sind so aufgebaut, dass die Prüfkörper den klinischen Vorgaben entsprechen und somit konstruktionsspezifische Merkmale berücksichtigen, z.B. Kronen- und Brückendesigns. Bruchfestigkeitsprüfungen von Kronen und Brücken müssen demnach sowohl geometrische Parameter wie z.B. Konnektorenstärke und Gerüstdesign einbeziehen, "als auch bruchdynamische Wechselwirkungen unterschiedlicher Materialklassen im Verbundsystem", wie z.B. den Einfluss der Verblendkeramik auf die Festigkeit des Gerüsts (Sinseder 2009). Diese Tests werden in einer Universalprüfmaschine durchgeführt. Dazu wirkt auf die Restauration eine zunehmende Kraft über einen Stempel in Form einer Stahlkugel ein. Die Kraft in N, die zum Bruch der Restauration führt, wird gemessen. Für Brücken im Seitenzahnggebiet liegt die Minimalforderung bei 1000N (Pospiech et al. 2004).

## **Wärmeausdehnungskoeffizient**

Ein weiterer Parameter, der wichtig für den Langzeiterfolg keramischer Restaurationen ist, ist der Wärmeausdehnungskoeffizient. Er gibt an, um welchen Betrag sich ein Material bei einer Temperaturerhöhung um ein Kelvin ausdehnt. Während des Brennens des Keramikgerüsts und der Verblendkeramik dehnen sich die verschiedenen Materialien unterschiedlich aus und ziehen sich beim Abkühlen wieder zusammen. Um übermäßige Spannungsbildungen und damit verbundene Abplatzungen (sog. Chipping) zu vermeiden, muss das unterschiedliche Wärmedehnungsverhalten der beteiligten Materialien aufeinander abgestimmt sein (Fischer 2009). Bei Dentalrestaurationen hat sich erwiesen, dass ein stabiler Werkstoffverbund zwischen Verblendung und Gerüst resultiert, wenn der WAK des Verblendmaterials kleiner ist als derjenige des Gerüsts. Die mechanisch schwächere Verblendungsoberfläche wird dabei unter Druckspannung gesetzt, gegen die sie, wie oben bereits beschrieben, wesentlich besser bestehen kann als gegen Zugspannungen. Das mechanisch stabilere Gerüst wird unter oberflächliche Zugspannung gesetzt. Die dabei auftretenden Werte liegen deutlich unter den Eigenfestigkeiten der Gerüstwerkstoffe und stellen deshalb kein Problem dar (Bürke et al. 2006).

## Optische Eigenschaften

Die lichteoptischen Eigenschaften z.B. Transluzenz und Lichtreflektion einiger Dentalkeramiken ähneln denen der Zahnhartsubstanz. Aus diesem Grund werden diese Materialien besonders bei ästhetisch anspruchsvollen Restaurationen verwendet. Das auftreffende Licht wird teilweise reflektiert, zum größten Teil jedoch absorbiert bzw. gestreut. Auch die optischen Eigenschaften innerhalb des Schichtaufbaus des Zahnes (Dentin und Schmelz) unterscheiden sich und werden von der Oberflächenstruktur (Schmelzsprünge, Mineralisationsstörungen, etc.) beeinflusst. Dies bedeutet für eine weitgehend perfekte Imitation eines natürlichen Zahnes, dass die keramischen Massen vom Zahntechniker mit abgestufter und abgestimmter Transluzenz, Transparenz, Opazität, Farbe und Fluoreszenz, sowie künstlerischem Empfinden eingesetzt werden müssen.

Reine Gläser zeichnen sich durch vollkommene Lichtdurchlässigkeit aus. Sie sind demnach transparent. Von Transluzenz und Opazität spricht man, bei verminderter Lichtdurchlässigkeit. Beeinträchtigt wird die Lichtdurchlässigkeit keramischer Massen durch diffuse Reflektion und Lichtbrechung an Strukturgrenzen, wie beispielsweise kristalline Einschlüsse und Poren. Je kleiner und zahlreicher diese optischen Strukturunregelmäßigkeiten sind, desto größer ist der Streuverlust.

Die Lichtstreuung durch Einschlüsse in einer transparenten Masse hängt von der Differenz der Brechungsindices der einzelnen Phasen ab. Bei Silikatkeramiken ist dieser Unterschied im Brechungsindex für Leuzitkristalle und die Glasphase sehr gering und somit für die Massentransluzenz optisch bedeutungslos. Im Gegensatz dazu bewirken die Kristallphasen von z.B. Zirkoniumdioxid ( $ZrO_2$ ) oder Aluminiumdioxid ( $Al_2O_3$ ) hohe Opazität. Bei der Verarbeitung der Keramiken haben vor allem die Kondensation und der Vakuumbrand Einfluss auf das Porenvolumen und infolgedessen auf den Transparenzgrad (Gehre et al. 2000).

Die Zahnfarbe kann physikalisch in einem dreidimensionalen Koordinatensystem nach Farbton, Farbintensität (Farbsättigung) und Helligkeit eingeteilt werden. Bei dieser Einteilung nach Munsell charakterisiert der Farbton (Hue) die Basisfarbe eines Objektes und ist zudem diejenige Farbdimension, nach welcher die Farbfamilien voneinander unterschieden werden. Die Farbsättigung (Chroma) kennzeichnet die Farbintensität. Die Helligkeit (Value) ist unabhängig vom Farbton und die Differenz dieser kann vom menschlichen Auge leicht erkannt werden. Kleine Unterschiede des Farbtones, bzw. der Farbsättigung hingegen kann es nicht wahrnehmen (Cherkas 2001, Kourtis et al. 2009).

Zur klinischen Bestimmung der Zahnfarbe existieren grundsätzlich zwei Möglichkeiten. Zum einen die visuelle Festlegung anhand des Vergleiches zwischen natürlichem Zahn und Farbskala, zum anderen die instrumentelle Messung mit Hilfe von z.B. Spectrophotometern (Spektralfotometer). In der Praxis am häufigsten angewendet wird dabei die erstgenannte Methode. Diese ist allerdings schwer reproduzierbar und von verschiedenen Parametern abhängig, so zum Beispiel der individuellen Fähigkeit zur Farbwahrnehmung, den gegebenen Lichtbedingungen (Art der Beleuchtung), der Metamerie (unterschiedliche Lichtspektren) und der Abweichung innerhalb der diversen Farbskalen, die keiner definierten Determinierung der einzelnen Zahnfarben folgen (Karamouzou et al. 2007, Hassel et al. 2007, Kourtis et al. 2009).

Die Art und Herstellung einer keramischen Restauration beeinflusst ebenfalls die resultierende Farbwirkung und ist abhängig von folgenden Faktoren: dem Keramiktyp, der Dichte der Keramikschichtung, der Oberflächentextur, der Anzahl der Keramikbrände, der Brenntemperatur und der Brandführung (Kourtis et al. 2004, Kourtis et al. 2009).

Durch Zugabe von Farbpigmenten in die Keramikmassen werden die Farbabstufungen erzielt. Ausschlaggebend für die Farbangleichung an die natürlichen Zähne ist, dass die keramischen Restaurationen bei unterschiedlicher spektraler Zusammensetzung des Lichtes (Metamerie), z.B. Kunst- oder Tageslicht, die gleichen Farbeindrücke hinterlassen, wie der natürliche Nachbarzahn, der bei Tageslicht hell-gelblich und bei Kunstlicht rötlicher erscheint (Gehre et al. 2000).

Die elektronische Farbmessung mittels z.B. Spektralfotometer ist eine reproduzierbare Methode zur Farbbestimmung. Das Gerät misst die Menge des sichtbaren Lichtes, das von einem Objekt in Form einer bestimmten Wellenlänge für jede Helligkeit, Sättigung und jeden Farbton reflektiert wird. Diese Messdaten werden zum Beispiel in eine Spektralkurve umgerechnet. Bei den in der Forschung angewendeten Spectrophotometern wird das Untersuchungsobjekt innerhalb des Apparates positioniert und mit Licht aus unterschiedlichen Richtungen bestrahlt. Diese Methode ergibt eine genaue Analyse der optischen Eigenschaften des Objektes. Im zahnmedizinischen Gebrauch ist dies nicht möglich, da der Zahn nicht in das Gerät gestellt werden kann. Das Licht wird stattdessen auf die Zahnoberfläche ausgerichtet. Das Spektralfotometer misst die Zahnfarbe nach dem 1976 eingeführten L\*a\*b\* System. Dabei bedeutet L\* die Helligkeit, wobei 0 absolut schwarz und 100 absolut weiß angibt. Die Variable a\* gibt den rot-grün Kontrast an. Dabei bezieht sich a+ auf rot und a- auf grün. Der gelb- blau Kontrast wird durch b\* angegeben, wobei b+ für gelb steht und b- für blau. Anhand dieser Daten lässt sich der Farbunterschied  $\Delta E$  mit Hilfe der folgenden Formel berechnen:  $\Delta E = \sqrt{[(L_1 - L_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2]}$ .

Es wurde festgestellt, dass ungeübte Betrachter einen Farbunterschied  $\Delta E$  zwischen 5 und 6 wahrnehmen, Geübte jedoch schon Werte zwischen 3 bis 4 (Kourtis et al. 2009). Besonders sensibel reagiert das menschliche Auge auf Unterschiede der  $a^*$  und  $b^*$  Werte, die den Nullwert erreichen. Einen Farbunterschied  $\Delta E$  unter 2,75 kann das menschliche Auge nicht erkennen (Kourtis et al. 2009).

Eine Klassifizierung zur Farbwahrnehmung haben King und de Rijk eingeführt (King und de Rijk 2007):

$\Delta E = 0$  bis 2 ist nicht wahrnehmbar

$\Delta E = 2$  bis 3 ist kaum wahrnehmbar

$\Delta E = 3$  bis 8 ist zum Teil wahrnehmbar

$\Delta E > 8$  ist wahrnehmbar.

Im Praxisalltag ist die Anwendung von elektronischen Farbmessgeräte aufgrund der Komplexität und der hohen Kosten bisher eher wenig verbreitet (Kourtis et al. 2009).

### 1.1.3 Historische Entwicklung von keramischem Zahnersatz

Die ersten künstlichen Zähne entstammten höchstwahrscheinlich weniger dem Verlangen, besser zu kauen, als vielmehr der Eitelkeit. Die Geschicklichkeit der Etrusker in der Anfertigung von Zahnersatz blieb in jener Zeit unerreicht. Grabfunde von 700 v. Chr. zeigen, dass brückenartige Teilprothesen, die zudem kautüchtig waren, getragen wurden. Dabei wurden breite Goldbänder aneinandergelötet und auf die natürlichen Zähne aufgesetzt, ohne, dass das Zahnfleisch verletzt wurde. Die zu ersetzenden Zähne wurden in Schlaufen gesteckt und mit einer Klammer befestigt. Die Römer übernahmen das Wissen um die Anfertigung von Zahnersatz von den Etruskern. Nach dem Untergang des Römischen Reiches gerieten alle Kenntnisse bezüglich der zahnheilkundlichen Fertigkeiten für Jahrhunderte in Vergessenheit (Woodforde 1968).

Der erste Zahnersatz mit ästhetischer, mastikatorischer und phonetischer Funktion im Sinne der heutigen Zahnheilkunde entwickelte sich erst im 20. Jahrhundert.

Zuvor waren die Menschen in ihren Lebens- und Essgewohnheiten darauf bedacht, bei gesellschaftlichen Ereignissen ihre Zahnlücken und faulenden Zähne zu kaschieren. Beispielsweise aßen die Damen so gut wie nie in Gesellschaft, sondern nahmen ihre Speisen allein im Schlafzimmer ein. Man vermied in Gesellschaft offen zu lachen, um das offensichtliche Fehlen von Zähnen zu verbergen. Für die wohlstuierten Kreise bestand eine Prothese zur ästhetisch-phonetischen Restauration aus einer, wie auch immer, angepassten Metallplatte, die als Basis diente. Darauf befestigte man aus Knochen oder Elfenbein geschnitzte, zahnähnliche Gebilde oder auch extrahierte natürliche Zähne (Woodforde 1968, Gehre et al. 2000).

Der Einsatz von Zähnen aus Keramik entwickelte sich langsam. Etwa um 700 nach Chr. wurde in China das erste Porzellan hergestellt. Vermutlich erst im 15. Jahrhundert brachten es die Portugiesen nach Europa. Dort gelang das Erzeugen von echtem Porzellan 1709 erstmals dem Alchimisten J.F. Böttcher am sächsischen Königshof. Dieses Meißner Porzellan war zunächst sehr kaolinreich und hart, im Gegensatz zum weicheren französischen Porzellan, welches sich um 1770 entwickelte. Obwohl die Produktion von Porzellan in Frankreich erst relativ spät begann, wurden dort die ersten Versuche unternommen, Zahnersatz aus Porzellan herzustellen. Im Jahr 1774 stellte der französische Apotheker A. Duchâteau gemeinsam mit dem Zahnarzt D. de Chemant eine Porzellanprothese her.

Der italienische Zahnarzt G. Fonzi, der in Paris praktizierte, stellte 1808 die ersten einzelnen Porzellanzähne her. Diese wurden aufgrund ihrer Form als Bohnenzähne bezeichnet und über Haken und Ösen befestigt. Trotz aller Bemühungen, waren diese Porzellanzähne unvollkommen und setzten sich nicht durch (Woodforde 1968).

In den USA begannen 1844 S.W. Stokton, sein Neffe S.S. White und Claudius Ash mit der industriellen Fertigung künstlicher Zähne. Hinzu kam, dass mit der Verwendung von Hartkautschuk als Prothesenbasismaterial einer breiten Bevölkerungsschicht der Gebrauch von Zahnersatz ermöglicht wurde.

Im Jahr 1887 schaffte C.H. Land die Voraussetzung für die Herstellung von Mantelkronen aus keramischen Massen, den sog. Jacketkronen, mit Hilfe von Platinfolie als Brenntträger. Dieses Verfahren wird bis heute in modifizierter Form angewendet. Aufgrund der sehr hohen Porositäten in der Keramik und Passungengenauigkeiten kam es bereits nach kurzer Tragezeit zur Fraktur der Kronen.

In Deutschland wurden erst mit größerem zeitlichen Abstand Zahnfabriken gegründet (1893 Zahnfabrik Wienand (De Trey), 1910 Hoddes (Bad Nauheim), 1921 Hutschenreuther, 1922 Dr. Hildebrandt Zahnfabrik (Vita, Bad Säckingen). Es folgte eine stete, bis heute anhaltende Weiterentwicklung der Herstellungsverfahren und Zusammensetzung künstlicher keramischer Zähne. In den dreißiger Jahren des vergangenen Jahrhunderts setzten sich nach Verbesserungen von Brill und Lewin die Jacketkronen auch in Deutschland durch. Ein großer Fortschritt war das 1949 von Gatzka (Zahnfabrik Wienand) entwickelte Vakuum-Brennverfahren. Dadurch wurde es möglich, die eingeschlossene Luft in der zu brennenden keramischen Masse vor dem Dichtbrennen fast vollständig zu entfernen, so dass eine entscheidende Verbesserung von Farbe und Transparenz der Dentalkeramiken erreicht wurde (Gehre et al. 2000).

Trotz der immer noch hohen Frakturanfälligkeit waren die Keramikmantelkronen bis in die fünfziger Jahre des zwanzigsten Jahrhunderts die einzige ästhetische festsitzende Versorgungsmöglichkeit im Frontzahnbereich (Gehre et al. 2000, Kappert und Krahl

2001). 1962 meldeten M. Weinstein, S. Katz und A.B. Weinstein in den USA ihr Patent für metallkeramische Kronen an. In Europa wurden diese durch die Vita Zahnfabrik und Degussa Dental als „VMK“ (Vita- Metall- Keramik) vertrieben. Der Verbund von Metall und Keramik ermöglichte es, ästhetisch ansprechende und belastbare Kronen- und Brückenrestaurationen auch für den Seitenzahnbereich anzufertigen. Der klinische Erfolg der Metallkeramik führte vorübergehend zu einem Verdrängen der Vollkeramik. Verbesserungen hinsichtlich der Stabilität und der Biegefestigkeit sowie das gesteigerte Bedürfnis der Patienten nach Biokompatibilität und idealer Imitation des natürlichen Zahnes führten zu einer Wiederbelebung vollkeramischer Systeme. Einen großen Beitrag hieran hatten 1965 McLean und Hughes. Sie entwickelten einen Gerüstwerkstoff aus Aluminiumoxid- verstärkter Glaskeramik, der eine erhöhte Festigkeit aufwies. Dieses Gerüst wurde mit einer Keramik mit geringerer Festigkeit, aber besseren ästhetischen Eigenschaften verblendet (Gehre et al. 2000, Pospiech et al. 2004). Neben der Aluminiumoxid- verstärkten Keramik wurden andere Zusätze, wie zum Beispiel. Leuzit, Glimmer, Zirkoniumdioxid, Doppeloxyd Kristalle, oder keramische Kurzfasern (Whisker) zur Gefügeverstärkung eingesetzt. Diese werden zum Teil bis heute verwendet. Nicht nur die Dentalkeramik an sich wurde weiterentwickelt, auch die Verarbeitungstechnologien wurden verbessert. Seit 1985 entwickelten sich neben der bewährten Sintertechnik Guss-, Press-, Fräsverfahren (Gehre et al. 2000). Industriell gefertigte Keramikblöcke, die im CAD/CAM- Verfahren verwendet werden, bieten die besten Voraussetzungen die Zuverlässigkeit und Dauerfestigkeit vollkeramischer Restaurationen zu erhöhen, so dass der Indikationsbereich verschiedener vollkeramischer Systeme auch auf den kaubelasteten Seitenzahnbereich erweitert werden konnte (Pospiech et al. 2004).

### **1.1.4 Einteilung der Keramiken**

Dentalkeramiken lassen sich unter verschiedenen Aspekten klassifizieren. Häufig werden die klinische Anwendung und die werkstoffkundliche Zusammensetzung bzw. der chemische Aufbau zur Klassifizierung genutzt. Bei letzterer kann man die Silikatkeramiken von den Oxid- und den Nichtoxidkeramiken unterscheiden. Dabei haben Nichtoxidkeramiken, z.B. Nitride und Carbide, auf Grund ihrer dunklen Farbe für die Zahnheilkunde keine Relevanz. Die Tabellen 2 und 3 (Seite 11) folgen dem Vorschlag der DGZMK (Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde) und veranschaulichen die genannten Klassifikationen (Pröbster 2002). Dabei bleiben jedoch die Nichtoxidkeramiken aus genanntem Grund unberücksichtigt. Die Einteilung nach werkstoffkundlicher Zusammensetzung ist besonders sinnvoll, weil sich danach

die Festigkeitseigenschaften der Dentalkeramiken abschätzen lassen (Pospiech et al. 2004).

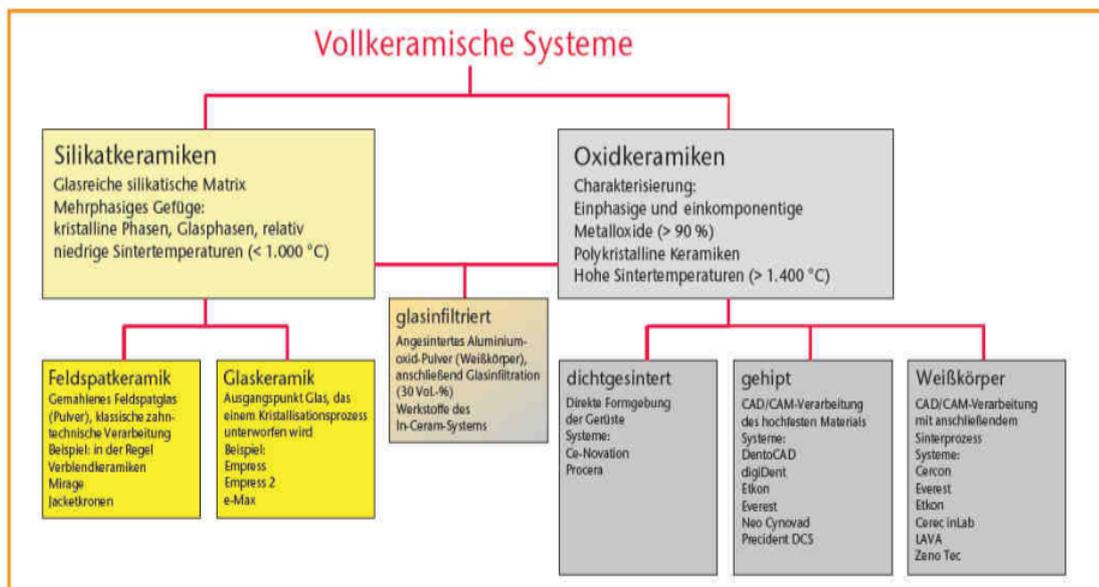
**Tabelle 2: Einteilung nach werkstoffkundlicher Zusammensetzung**

Oxidkeramische Werkstoffe	Silikatkeramische Werkstoffe
glasinfiltriertes Aluminiumoxid	Feldspatkeramik
glasinfiltriertes Mg- Al- Spinell	Leuzitkeramik
glasinfiltriertes Zirkonoxid	Lithiumdisilikatkeramik
dichtgesintertes Aluminiumoxid	Fluorapatitkeramik
dichtgesintertes Zirkonoxid	

**Tabelle 3: Einteilung nach klinischer Anwendung**

Konventionell zementierbare Restaurationen	Adhäsiv zu befestigende Restaurationen
Stiftaufbauten	
Einlagefüllungen	Einlagefüllungen
Kronen	Teilkronen
Brücken	Veneers

Eine weitere grafische Darstellung zur Übersicht vollkeramischen Systeme zeigt Abb. 1 (Kern 2006).



**Abb. 1: Einteilung vollkeramischer Systeme (Kern 2006)**

Das Herstellungsverfahren und das Anwendungsgebiet sind ebenfalls zweckmäßige Einteilungskriterien der Dentalkeramiken (Höland et al. 1998, Bürke et al. 2006). Danach unterscheidet man zwischen Press- und Sinterkeramik. Die Presskeramik wird dabei zumeist als Gerüstmaterial verwendet. Sie wird in Form von Rohlingen verschiedener Zahnfarben hergestellt und mittels eines Pressofens zu Kronen oder Brücken weiterverarbeitet.

Demgegenüber wird die Sinterkeramik vor allem als Verblendmaterial verwendet. Diese wird vom Zahntechniker in Pulverform verarbeitet und gebrannt. Inzwischen gibt es auch Verblendkeramiken, die als Rohlinge verarbeitet werden und im sogenannten Überpressverfahren auf die Kronen- oder Brückengerüste gepresst werden. Durch den industriellen Sinterprozess dieser Rohlinge haben diese Überpresskeramiken einen homogenen und dichten Gefügebau. Somit lässt sich die latente Gefahr, dass beim konventionellen Schicht- und Sinteraufbau Fehlstellen eingebaut werden, vermeiden. Zudem verbessern sich durch die industrielle Herstellung der Keramikrohlinge die mechanischen Eigenschaften, wie beispielsweise die Festigkeit (Höland et al. 1998). Insgesamt unterscheiden sich Gerüst- und Verblendkeramiken deutlich in ihren mechanischen und optisch-ästhetischen Eigenschaften, woraus sich die verschiedenen Indikationsspektren der Werkstoffe ergeben.

### **1.1.5 Silikatkeramiken**

Zu den Silikatkeramiken, die im Dentalbereich angewendet werden, zählen Feldspatkeramiken und Glaskeramiken. Diese wurden stetig weiterentwickelt und verbessert. Durch Zusätze wie z.B. Lithium werden die mechanischen Eigenschaften optimiert, Fluorapatitkristalle verbessern als Trübungskomponente die optischen Eigenschaften. Es entstanden neue Keramikarten, wie z.B. Lithiumdisilikatkeramik und Fluorapatitkeramik, die entsprechend ihrer Merkmale in verschiedenen Anwendungsbereichen eingesetzt werden.

Alle Silikatkeramiken zeichnen sich dadurch aus, dass sie über lichtleitende und transluzente Eigenschaften, sowie den sogenannte Chamäleoneneffekt verfügen. Dieser bewirkt auf Grund der schmelzähnlichen Lichtbrechung eine bessere Anpassung der keramischen Restauration an die umgebende Zahnfarbe (Kern et al. 2010).

### **Feldspatkeramik**

Die Feldspatkeramik enthält einen hohen Anteil des Minerals Feldspat, insbesondere Kalifeldspat und Natronfeldspat. Für die Anwendung im Dentalbereich wird im

Allgemeinen ein hoher Anteil Kalifeldspat gewählt. Beim Schmelzvorgang bildet dieser Leuzitkristalle, die der Feldspatkeramik ihre hohe Viskosität und Standfestigkeit verleihen und zudem den Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) beeinflussen. Feldspatkeramiken ohne erhöhten Kalifeldspatanteil haben einen WAK von  $7,43 \times 10^{-6}/K$ . Keramiken mit erhöhtem Kalifeldspatanteil haben hingegen einen WAK von  $25 - 27 \times 10^{-6}/K$ , da in der Kristallphase Leuzit entsteht (Tiefleuzit). Leuzit ermöglicht bei gesteuerter Kristallisation einem dem Gerüst exakt angepassten WAK einzustellen. Der Grund hierfür besteht darin, dass Kalifeldspat, anders als Natronfeldspat, beim Schmelzpunkt nicht direkt in Schmelze übergeht, sondern, dass sich über ein größeres Temperaturintervall hin eine Phase aus Schmelze und Leuzitkristallen bildet. Diese Übergangsphase hat eine sehr hohe Viskosität, d.h. die Schmelze hat eine sehr zähe Konsistenz, zudem gibt dieses breite Brennintervall den Brennobjekten die gute Standfestigkeit (Bühler-Zemp 2003). In Abb. 2 wird dies veranschaulicht.

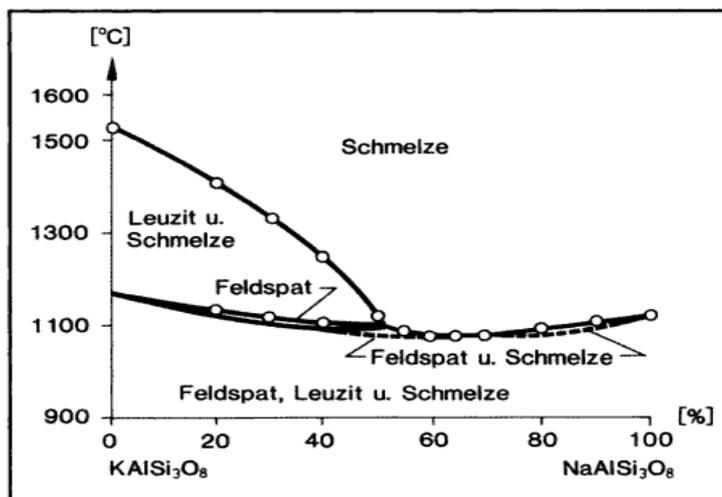


Abb.2: Zustandsdiagramm der Feldspatmischungen (Ernst und Caesar 2007)

Die Biegefestigkeit der Feldspatkeramiken endet jedoch bei ca. 100MPa. Dieser verhältnismäßig geringe Wert beschränkt den Einsatz als klassische Verblendkeramik. Auch die oben erwähnten Jacketkronen werden aus Feldspatkeramiken gefertigt.

## Glaskeramik

Die Glaskeramiken sind Silikatkeramiken der neueren Generation. Sie weisen eine ähnliche Zusammensetzung wie die Feldspatkeramiken auf, besitzen aber zunächst nur eine amorphe Glasstruktur. Diese wird in einem sekundären, gesteuerten Kristallisationsprozess zum Teil auskristallisiert, d.h. mit Füllkristallen durchsetzt. Dabei wird der kristalline Anteil erhöht, der Anteil der Glasmatrix wird im gleichen Maß reduziert, was somit zu einer Stabilisierung der Keramik führt. Es entsteht ein

polykristalliner Festwerkstoff (Bürke et al. 2006). Die Biegefestigkeitswerte liegen in Abhängigkeit von der Testmethode zwischen 100 und 220MPa (Hahn und Löst 1992, Wey und Marxer 1997, Gehre 2000, Pospiech und Kern 2002, Pospiech et al. 2004, Hämmerle et al. 2008). Daher sind die Anwendungsbereiche von Glaskeramiken auf Inlays, Onlays, Veneers und Einzelkronen im Frontzahnbereich beschränkt.

### **Lithiumdisilikatkeramik**

Durch den Zusatz von Lithium werden die physikalischen Eigenschaften der Glaskeramiken verbessert. Bei der sog. Lithiumdisilikatkeramik (LS<sub>2</sub>) werden die Festigkeitswerte auf 300 bis 480MPa gesteigert, die Bruchzähigkeitswerte liegen im Bereich zwischen 2,0 – 3,2MPa/m<sup>2</sup> (Höland et al. 1998, Bürke et al. 2006). In industriellen Verarbeitungsprozessen werden die Keramiken zu Rohlingen geformt und im Dentallabor durch Heißpressen weiterverarbeitet. Der Vorteil der industriell vorgefertigten Keramikrohlinge besteht in der Dimensionstreu, weil bei der Weiterverarbeitung dieser Keramikkörper keine Schrumpfungsvorgänge mehr ablaufen. Da die Lithiumdisilikatkeramiken in unterschiedliche Opazitäten und Transparenzen verfügbar sind, können diese als Gerüste mit aufgeschichteten Verblendkeramiken oder als vollanatomische Restaurationen verwendet werden (Kern et al. 2010). Der WAK liegt zwischen 10,20 und 10,90 x10<sup>-6</sup>/K (Bürke et al. 2006). Das Indikationsspektrum dieser hochfesten Glaskeramikart konnte neben Veneers, Inlays, Frontzahn- und Teilkronen auch auf Seitenzahnkronen ausgedehnt werden. Einige bestimmte Lithiumdisilikatkeramikprodukte eignen sich zudem als dreigliedrige Brücken im Front- und Seitenzahnbereich bis zum zweiten Prämolaren (Hämmerle et al. 2008, Kern et al. 2010, Kern et al. 2012)

### **Fluorapatitkeramik**

Bei der Entwicklung der Fluorapatitkeramik stand eine Verbesserung der Ästhetik und Natürlichkeit von Verblendkeramiken im Vordergrund. Die Fluorapatitkeramik gehört zu den Glaskeramiken und enthält in den Ausgangsgläsern zusätzlich CaO, P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> und F. Diese drei Komponenten sind Voraussetzung für die Bildung von Fluorapatitkristallen (Ca<sub>5</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>3</sub>F). Die Fluorapatitglaskeramik wird als Verblendwerkstoff eingesetzt und zeichnet sich durch ihr natürliches Aussehen aus. Die Struktur der Fluorapatitkristalle ist der von natürlichem Zahnschmelz sehr ähnlich. Daher werden diese Kristalle zur Einstellung der optischen Eigenschaften der diversen Massen eingesetzt. Fluorapatitkristalle beeinflussen in Abhängigkeit von ihrer Größe sowohl die

Opaleszenz, als auch die Opazität (Trübung). Ihr Größenwert liegt zwischen 300nm und 3µm (Höland et al. 1998). An den Kristallen (Partikel) wird das einfallende Licht hauptsächlich gestreut. Aufgrund der geringen Brechungsindexdifferenz zwischen Partikel und Matrix können optimale Streuverhältnisse geschaffen werden, um auch Transluzenz und Helligkeit in optimaler Kombination einstellen zu können.

Die Biaxialfestigkeit liegt zwischen 80-110MPa (Bürke et al. 2006, Beuer et al. 2009c). Der WAK bei 9,5- 9,75 x10<sup>-6</sup>/K (Bürke et al. 2006).

In einer klinischen Studie über drei Jahre testeten Beuer et al. (Beuer et al. 2010) 18 Brücken und 50 Einzelkronen aus Zirkoniumdioxidkeramik verblendet mit Fluorapatitkeramik. Diese prospektive Studie ergab, dass alle Einzelkronen die Dreijahresuntersuchungen fehlerfrei überlebten. Lediglich in der Gruppe der Brücken traten Ausfälle auf. Drei waren dabei biologisch bedingt und fünf technisch bedingt. Insgesamt war das Ergebnis für diese Materialienkombination erfolgversprechend. Eine andere Studie von Beuer et al. (Beuer et al. 2009c) bestätigte gute Bruchlastwerte der mit Fluorapatitkeramik verblendeten Zirkoniumdioxidkeramikrestaurationen.

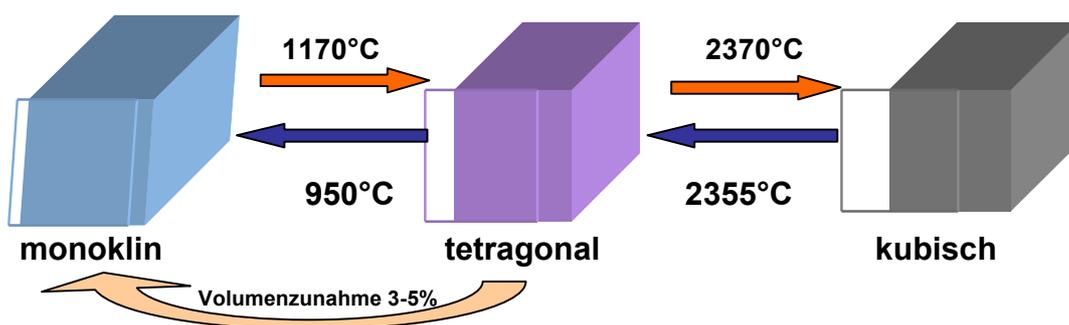
### 1.1.6 Oxidkeramiken

Oxidkeramiken bestehen aus einfachen Oxiden, wie beispielsweise Aluminiumoxid (Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>), Magnesiumoxid (MgO), Zirkoniumoxid (ZrO<sub>2</sub>) und Titanoxid (TiO). Allen gemein ist, dass die Metalle, mit denen diese Oxide gebildet werden, zu den am wenigsten edlen Metallen zählen. Dadurch sind deren Oxidationspotentiale sehr hoch und ihre Oxide sehr stabil. Man unterscheidet jedoch die glasinfiltrierten von den polykristallinen Oxidkeramiken. Glasinfiltrierte Oxidkeramiken sind dabei zumeist auf Basis von Aluminiumoxid und werden zur Festigkeitssteigerung mit Glas (flüssigem Lanthanglas) infiltriert. Die Mikrostruktur ist mehrphasig. Sie eignen sich als Kronen- und Brückengerüste (Hämmerle et al. 2008, Kern et al. 2010). Die Fehlerrate von glasinfiltrierten Aluminiumoxidbrücken beträgt 10%- 12% nach fünf Jahren Tragezeit (Vult von Steyern et al. 2001, Olsson et al. 2003, Beuer et al. 2010)

Im Gegensatz dazu liegt bei den Oxidkeramiken eine Dominanz der kristallinen Phase und nur ein sehr kleiner, mitunter gar kein Anteil einer Glasphase vor (Pospiech et al. 2004). Es sind polykristalline Werkstoffe mit einer einphasigen Mikrostruktur. Um bestimmte Eigenschaften für extreme mechanische, thermische und korrosive Beanspruchungen zu erzielen, werden diese Oxidkeramiken mit Stoffen, wie beispielsweise Borid, Carbid, Silicid, Titanat und Yttriumoxid veredelt (Kern et al. 2010).

Zu diesen sog. Hochleistungskeramiken gehören z.B. Aluminiumoxidkeramiken und Zirkoniumdioxidkeramiken ( $ZrO_2$ ). Deren Biegefestigkeitswerte liegen bei 500MPa für Aluminiumoxid und über 1000MPa für Zirkoniumdioxid (Fischer 2009). Die Bruchlastwerte liegen bei über 2000N (Mörmann et al. 2007). Aufgrund dieser ausgezeichneten Festigkeitswerte eignen sich Oxidkeramiken, insbesondere Zirkoniumdioxidkeramiken als Gerüstmaterialien für mehrgliedrige Brücken im Seitenzahnbereich (Pospiech et al. 2004, Bürke et al. 2006, Hämmerle et al. 2008, Kern et al. 2010). Dies konnte auch im klinischen Einsatz gezeigt werden. Drei- bis fünfgliedrige Zirkoniumdioxidbrücken im Seitenzahnbereich erzielten in einer klinischen Fünfjahresstudie eine Erfolgsrate von 97,8% (Sailer et al. 2007). Bei einer Dreijahresstudie von Edelhoff et. al. (Edelhoff et al. 2008), bei welcher drei- bis sechsgliedrige Zirkoniumdioxidbrücken klinisch getestet wurden, gab es keine Gerüstfrakturen. Lediglich in zwei Fällen kam es zu Abplatzungen in der Verblendkeramik. In einer weiteren klinischen Dreijahresstudie lag die Überlebensrate für die verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken bei 90,5% und bezogen auf das Zirkoniumdioxidgerüst bei 95,2% (Beuer et al. 2009a).

Das natürlich vorkommende Mineral  $ZrO_2$  (Baddeleyit) hat für die dentale Nutzung keine Bedeutung, da es nach dem Sintern während der Abkühlung zu einer Umformung der Kristallstruktur von tetragonal zu monoklin kommt. Dies geht mit einer 3–5%igen Volumenexpansion einher und führt zu Rissbildungen im Werkstoff. Je nach Temperatur kommt reines  $ZrO_2$  in drei verschiedenen Modifikationen vor (monoklin, tetragonal, kubisch) Diese Modifikation des  $ZrO_2$  bei unterschiedlichen Temperaturen ist in Abb. 3 dargestellt.



**Abb. 3: Phasentransformation von Zirkoniumdioxidkeramik (Garvie et al. 1975)**

Bei Temperaturen bis 1170°C ist der monokline Zustand stabil, dann wandelt er sich in einen tetragonalen Zustand um und bleibt bis zu einer Temperatur von 2370°C bestehen. Oberhalb dieser Temperatur besteht die kubische Kristallstruktur bis zu einem Schmelzpunkt von 2680°C. Die Phasenumwandlung von tetragonal zu monoklin ist dabei am bedeutensten. Sie wird auch als sog. t/m-Umwandlung bezeichnet und

geht, wie oben bereits erwähnt, bei einer Abkühlung auf Raumtemperatur mit einer Volumenvergrößerung und damit verbundenen Rissbildungen einher. Dieser negative Effekt kann durchaus auch positiv zur Verbesserung der Festigkeitseigenschaften von keramischen Werkstoffen genutzt werden. Das so genannte Konzept der Phasentransformationsfestigung, welches zu einer bedeutenden Änderung in der Industriekeramik führte, wurde zuerst von Garvie et al. (1975) für eine Zirkonoxidverbindung empfohlen. Es lässt sich jedoch auch auf andere Keramik-Matrix-Systeme übertragen. Der Ansatzpunkt dieses Konzeptes ist die Löslichkeit anderer oxidischer Verbindungen im Zirkoniumdioxid, die zu einer Stabilisierung der tetragonalen Kristallphase führt und dadurch die kritische t/m-Umwandlung unterdrückt. Diese zugesetzten Oxide liegen nicht als isolierte Oxidkristalle neben den Zirkoniumdioxidkristallen vor, sondern werden im Kristallgitter des Zirkoniumdioxids eingebaut (Pospiech et al 2004).

Die bedeutsamsten Oxide, die zur Stabilisierung von Zirkoniumdioxid eingesetzt werden, sind Kalziumoxid (CaO), Magnesiumoxid (MgO) und Yttriumoxid ( $Y_2O_3$ ). Besonders der Zusatz von  $Y_2O_3$  hat sich dabei als günstig erwiesen, da dies zur Bildung von mechanisch hochbelastbaren Zirkoniumdioxidkeramiken führt. Gemäß der Art und des Gehaltes an Oxidzusätzen lassen sich Zirkoniumdioxidkeramiken in verschiedene Werkstoffe unterteilen. Beim vollstabilisierten Zirkoniumdioxid (FSZ: Fully Stabilized Zirconia) wird durch den Einbau der Fremdoxide die kubische Phase des Zirkoniumdioxids bis auf Raumtemperatur stabilisiert, und somit die t/m-Umwandlung umgangen. Demgegenüber versteht man unter dem teilstabilisierten Zirkoniumdioxid (PSZ: Partially Stabilized Zirconia) eine Keramik, bei welcher neben der kubischen Struktur auch ein Teil von umwandlungsfähigem tetragonalem Zirkoniumdioxid vorliegt, das sich beim Abkühlen weiter in die monokline Phase umwandeln kann. Dazu wird die Menge an Fremdoxidzusätzen verringert. Die teilstabilisierte Zirkoniumdioxide bestehen demnach aus einer Mischung von kubischen, tetragonalen und/oder monoklinen Kristallstrukturen. Untersuchungen an  $Y_2O_3$ -dotiertem Zirkoniumdioxid zeigten, dass die mechanischen Eigenschaften von Zirkoniumdioxidkeramiken linear mit dem Gehalt an verbleibender tetragonaler Phase gesteigert werden können (Pospiech et al. 2004). Bei einem Zusatz von 2-3mol% Yttriumoxid befinden sich die Zirkoniumdioxidkristalle bei Raumtemperatur vollständig im tetragonalen Zustand. Bei reinem Zirkoniumdioxid liegt dieser Zustand erst oberhalb von 1170°C vor (Wehnert et al. 2010). Diese Werkstoffklasse wird als Zirkonia-TZP (TZP: Tetragonal Zirconia Polycrystals) bzw. bei der Dotierung des Zirkoniumdioxids mit Yttriumoxid kurz als Y-TZP bezeichnet. Für den Einsatz in der zahnmedizinischen Prothetik wird Zirkonia-TZP nahezu ausschließlich in Form von Y-TZP mit sehr kleinen Kristallen eingesetzt, deren

Korngrößen ca. 0,4- 0,5 $\mu$ m betragen und die zusätzlich die t/m-Umwandlung hemmen (Pospiech et al. 2004, Hämmerle et al. 2008, Wehnert et al. 2010). Von großer Bedeutung für den klinischen Gebrauch von Oxidkeramiken ist die beschriebene Phasentransformation des yttriumstabilisierten Zirkoniumdioxids. Sie ermöglicht, die Ausbreitung von kleinen herstellungs- oder verarbeitungsbedingten Rissen (unterkritischer Riss) zu verhindern. Dies geschieht, indem sich durch äußere Einwirkungen, z.B. durch Kaubelastungen, überhöhte Spannungen an der Spitze eines unterkritischen Risses entstehen. Diese Spannungen führen zur Umwandlung der Teilchen des ZrO<sub>2</sub> von der tetragonalen Phase in die monokline Phase. Dabei nimmt das Volumen der ZrO<sub>2</sub>-Teilchen um ca. vier Prozent zu, was zu einer erhöhten lokalen Druckspannung im Material führt und den Riss zusammendrückt. Diese, auch martensitische Umwandlung genannte Phasentransformation, verhindert so die weitere Rissausbreitung (Pospiech et al. 2004, Hämmerle et al. 2008, Wehnert et al. 2010).

Weitere Zusätze wie beispielsweise Aluminiumoxid, welches den Zirkoniumdioxid-TZP in einer nur sehr geringen Konzentration beigegeben wird (Zirkonoxid-TZP-A), erhöhen zudem die Korrosionsbeständigkeit des Werkstoffs in einer feuchten Umgebung. Des Weiteren können neben einfachen Oxiden auch komplexe Oxide (Mischoxide) auftreten. Dies ist der Fall, wenn im keramischen Werkstoff mehrere Komponenten vorliegen, die zu einer oxidischen Verbindung mit einer eigenen Struktur reagieren. Dazu zählen beispielsweise Spinell (MgO • Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>) oder Mullit (3Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> • 2SiO<sub>2</sub>) (Pospiech et al. 2004).

Aufgrund der geringen Glasphase und der dichten Sinterung besitzen Oxidkeramiken eine hohe Opazität. Die gelblich- weiße Farbe von Restaurationen aus Aluminiumoxid- oder Zirkoniumdioxidkeramik ist einerseits eine optische Verbesserung, da sie im Gegensatz zu Metallrestaurationen der Farbe des natürlichen Zahnes ähnelt, andererseits ist in ästhetischen Bereichen das Einfärben, Glasieren oder Verblenden der Oxidkeramikgerüste zwingend erforderlich, um einen natürlichen Eindruck zu vermitteln.

Um Frakturen der Verblendkeramik zu verhindern ist es unter anderem, wie bereits erwähnt von Nöten, den WAK des Oxidkeramikgerüsts auf den, der Verblendkeramik abzustimmen. Der Wärmeausdehnungskoeffizient von Zirkoniumdioxidkeramik liegt bei 10,5- 11 x10<sup>-6</sup>/K (Werkstoffdatenblatt Organic Zirkon, Bürke et al. 2006, Stawarczyk et al. 2008).

### 1.1.7 Verarbeitung von Keramik

Das Ausgangsprodukt jeder Dentalkeramik ist ein Pulver, welches durch verschiedene Verfahren in eine gewünschte Form überführt werden kann. In Abhängigkeit davon, um welche Art Keramik es sich handelt, kann zwischen unterschiedlichen Methoden (manuellen oder maschinellen) gewählt werden. Bei den manuellen Verarbeitungsmethoden werden die Restaurationen in additiven Verfahren von Zahntechnikern hergestellt. Bei den maschinellen Verarbeitungsmethoden kann die Herstellung zum einen mechanisch, z.B. beim Kopierschleifen, zum anderen weitestgehend automatisiert, z.B. bei CAD/CAM- Verfahren erfolgen. Dazu werden industriell produzierte Keramikrohlinge verwendet, welche sich durch verbesserte mechanische Eigenschaften und reproduzierbare Qualität auszeichnen (Hämmerle et al. 2008). Tabelle 4 zeigt die Einteilung der beiden Methoden und die zugehörigen Verfahren.

**Tabelle 4: Einteilung der Bearbeitungsverfahren**

<b>Manuelle Bearbeitungsverfahren</b>	<b>Maschinelle Bearbeitungsverfahren</b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Schichten</li> <li>- Pressen</li> <li>- Schlickern</li> <li>- Glasinfiltrieren</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Kopierfräsen</li> <li>- CAD/CAM</li> </ul>

#### **Schichten**

Das Schichtverfahren wird zur Verarbeitung von Glaskeramik für die Herstellung von Verblendungen und geschichteten Veneers angewandt. Ausgangsprodukte sind keramische Pulver unterschiedlicher Farbe und Transluzenz, die mit Modellierflüssigkeit oder destilliertem Wasser angemischt werden. Die so entstandene Masse wird mittels eines Pinsels schichtweise auf das Gerüst, bzw. den feuerfesten Stumpf aufgebracht. Während des Schichtens wird die aufgetragene Masse wiederholt durch leichtes Rütteln und einem Fließpapier kondensiert, um eine möglichst porenfreie und dichte Modellation herzustellen. Anschließend wird die modellierte Form im keramischen Brennofen unter Vakuum bei entsprechender Temperatur gesintert. Beim Sinterprozess kommt es zur Verschmelzung und Verdichtung der Partikel des Glaspulvers. Während des Brandes entweicht die eingeschlossene Luft, bzw. erfolgt eine Trocknung, was zu einer Volumenabnahme führt. Diese Sinterschrumpfung ist materialabhängig und muss vorab mit einer überdimensional modellierten Form kompensiert werden (Hämmerle et al. 2008, Rudolph und Quaas 2009)

## **Pressen**

Das Pressverfahren wurde zur Herstellung von Inlays, Onlays, Veneers und Kronen entwickelt. Inzwischen können auch Kronen- und Brückengerüste im Überpressverfahren verblendet werden (Stawarczyk et al. 2009). Ausgangsprodukte sind entsprechend des Verwendungszweckes vorgefertigte, gesinterte Rohlinge aus leuzitverstärkter Glaskeramik, Lithiumdisilikatkeramik oder Fluorapatitkeramik.

Ähnlich der Metallgusstechnik werden die Restaurationen aus Wachs modelliert und in speziellen Muffeln eingebettet. Im Lost-Wax-Verfahren wird das Wachs ausgetrieben. In einem Spezialpressofen wird anschließend der erweichte Keramikrohling in den entstandenen Hohlraum gepresst. Vorteilhaft bei dieser Methode ist, dass die industriell vorgefertigten Rohlingen porenfrei sind und somit eine optimale, reproduzierbare Qualität haben. Während des Pressvorganges kommt es zu keinen Schrumpfungsvorgängen, was die vorteilhafte Modellation in Originalgröße ermöglicht (Bürke et al. 2006). Zudem wird vermutet, dass sich die Überpressverblendtechnik bezüglich des Designs und der Randschlussqualität als vorteilhaft erweist. In der aktuellen Literatur liegen darüber allerdings keine Daten in Form von klinischen Studien vor.

## **Schlickern und Glasinfiltrieren**

Beim Schlickern wird ähnlich wie beim Schichten vorgegangen. Feingemahlene  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Pulver wird mit Modellierflüssigkeit vermischt und in Schichten auf ein Spezialgipsmodell modelliert. Dieses Gerüst wird einem Sinterbrand unterzogen, wobei es nicht zum Verschmelzen der  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Körner kommt, sondern nur zum Zusammenbacken. In einem zweiten Schritt wird das poröse Gerüst glasinfiltriert, indem Lanthanglaspulver mit einer Spezialflüssigkeit angemischt und im Überschuss auf die Außenflächen des Gerüsts gepinselt wird. Das noch uninfiltrierte Gerüst besitzt eine weiße Farbe, die sich mit zunehmender Infiltration von Lanthanglas von hellbraun, fleckig in ein Dunkelbraun umwandelt. Dieser Farbumschlag ist ein Maß für die Qualität der Infiltration. Ungenügend infiltrierte Gerüste weisen eine mangelhafte Stabilität auf.

Das nun infiltrierte Gerüst wird anschließend erneut gebrannt (Infiltrationsbrand). Dabei wird das geschmolzene Glas über Kapillarkräfte in das feinporige Gerüst eingesogen. Es entsteht das hochfeste  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Gerüst. Während der Infiltration passieren keine

Schrumpfungsvorgänge, so, dass das Fräsen der zu infiltrierende Restauration in Originalgröße möglich ist (Hämmerle et al. 2008).

### **Kopierfräsen**

Das Indikationsspektrum von kopiergefrästen Restaurationen war ursprünglich auf Inlays, Onlays und Veneers beschränkt. Inzwischen konnte es, aufgrund des Einsatzes von glasinfiltrierter Aluminiumoxidkeramik, bzw. Zirkoniumdioxidkeramik, auf die Herstellung von Front- und Seitenzahnrestaurationen erweitert werden.

Bei der Kopierfräsung wird eine gewünschte Form über eine Kunststoffmodellation indirekt auf einem Modell oder direkt im Mund des Patienten hergestellt. Anhand dieser Vorlage erfolgt das mechanische Abtasten durch die Kopierfräse. Zeitgleich wird diese Form exakt aus einem Keramikrohling gefräst. Dieses Verfahren hat sich nicht durchgesetzt und wird aufgrund des relativ großen Zeitaufwandes durch CAD/CAM-Techniken verdrängt (Eidenbenz et al. 1994, Hämmerle et al. 2008).

### **CAD/CAM (Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing)**

Im zahnmedizinisch/ zahntechnischen Anwendungsbereich versteht man unter CAD (computer aided design) die Konstruktion einer Restauration am Computer und unter CAM (computer aided manufacturing) die Herstellung dieser Restauration durch voll automatisierte Fräs-/Schleifeinheiten oder Sinterung. Das Ziel ist dabei, die Automatisierung des aufwendigen zahntechnischen Produktionsprozesses der Schicht- und Gusstechnik.

Eine CAD/CAM-Produktionskette beginnt zunächst mit der Digitalisierung des präparierten Zahnstumpfes. Dabei kann zum einen der Stumpf intraoral erfasst werden, wodurch die Abrucknahme und Modellherstellung entfällt. Zum anderen ist bei der extraoralen Erfassung die Abformung und Modellherstellung notwendig. Die Abmaße des Modellstumpfes werden hierbei gleichermaßen digitalisiert.

Bei einigen CAD/CAM-Systemen, z.B. dem oben beschriebenen Kopierschleifen, wird erst die Modellation aus Wachs oder Kunststoff erfasst. Anders als beim Kopierschleifen erfolgt die Gewinnung der Daten nicht mittels mechanischen Ab tastens, sondern optisch mit Hilfe von Licht oder Laserstrahlen. Über eine CAD-Software werden die digitalen Daten zur Konstruktion eines virtuellen Gerüsts an einem PC genutzt. Der so gewonnene Datensatz aus dem CAD-Prozess wird in eine Fertigungsanlage übertragen. Diese kann sich in der zahnärztlichen Praxis, im zahntechnischen Labor oder einem zentralen Fräszentrum befinden. Diese entstehen

zunehmend aufgrund der hohen Anschaffungskosten der Fräsmaschinen für einzelne Nutzer. Der dreidimensionale digitale Datensatz der Rekonstruktion wird zumeist in CNC –Fräs – oder Schleifbahnen umgerechnet. Anschließend werden die Gerüste aus Rohlingen herausgefräst und/oder geschliffen. Die Materialien der Rohlinge sind dabei sehr vielfältig und reichen von Kunststoff über Titan bis Zirkoniumdioxid (Rudolph et al. 2007, Beuer et al. 2008, Hämmerle et al. 2008, Rudolph und Quaas 2009).

Der Einsatz von vorgefertigten Rohlingen, insbesondere bei yttriumstabilisierten Zirkoniumdioxid hat neben den bereits genannten Vorteilen der Porenfreiheit und der reproduzierbaren Qualität auch Nachteile. Diese ergeben sich aus der Härte der durchgesinterten Hochleistungskeramik und dem damit verbundenen schnellen Verschleiß der Schleif/Fräsinstrumente. Dies führte zu verschiedenen Lösungsansätzen, welche sich auf die Fertigungsverfahren dieser Keramik in verschiedenen Dichtegraden beziehen. Unterschieden wird der Zustand im ungesinterten, vorgesinterten und dichtgesinterten/ „gehipten“ Stadium.

Yttriumstabilisiertes Zirkoniumdioxid bezeichnet man im ungesinterten Zustand als „Grünling“. Es ist weich wie Kreide, sehr porös und von geringer Eigenfestigkeit, wodurch es schwierig zu verarbeiten und transportieren ist. Die Schrumpfung beträgt ca. 25%. Es existieren derzeit keine CAD/CAM-Systeme, die Zirkoniumdioxid als „Grünling“ verarbeiten.

Zirkoniumdioxid, welches vorgesintert ist, hat einen Verdichtungsgrad von 55-70% und wird als „Weiβling“ oder „Weiβkörper“ bezeichnet. Es besitzt eine gute Eigenfestigkeit, jedoch ist die angestrebte Endfestigkeit noch nicht erreicht. Somit besteht eine gewisse Restporosität. Diese ermöglicht ein einfaches und verschleißarmes Fräsen mit Hartmetallwerkzeugen. Eine zusätzliche Wasserkühlung ist nicht nötig. Bei der anschließenden Sinterung müssen werkstofftechnologisch höchste Anforderungen erfüllt werden, da eine gleichmäßige Schrumpfung in allen Raumrichtungen unbedingte Voraussetzung für eine gute Passgenauigkeit ist. Die Schwindung beträgt linear bis zu 20%. Um diese Sinterschrumpfung exakt auszugleichen, muss ein Rechenschritt zwischen der Datenerfassung im Rechner, der Konstruktion und dem Fräsprozess eingebaut werden. Dieser richtet sich nach den jeweils spezifischen Materialparametern, die auf jedem Rohlingsblock in einem Bar-Code dokumentiert sind. Dieser Herstellungsprozess ist für kleine Restaurationen bis hin zu 3-4-gliedrigen Brücken zur Zufriedenheit gelöst (Pospiech et al. 2004, Kern et al. 2010).

Die geringste Restporosität und damit die größtmögliche Festigkeit und Gefügequalität wird bei durchgesintertem HIP-Zirkoniumdioxid (Hot Isostatically Pressed) erzielt. Es wird in einem aufwändigen Verfahren hergestellt, bei welchem das Material zunächst bei 1400°C– 1500°C zu 95% vorgesintert wird. Anschließend werden die verbliebenen

Restporositäten im Hochtemperaturverfahren und unter hohem Druck von über 1000bar (isostatischer Druck) eliminiert (Pospiech et al. 2004, Kern et al. 2010).

Als nachteilig erweist sich die auf das Sintern folgende Bearbeitung der „gehipten“ Keramikrohlinge. Der Schleif- bzw. Fräsprozess kann nur mittels speziell gehärteter Diamantwerkzeuge und unter Wasserkühlung erfolgen. Sowohl die Fräszeiten mit bis zu sechs Stunden für eine dreigliedrige Brücke, als auch der Verschleiß der Fräswerkzeuge sind beträchtlich, was die Wirtschaftlichkeit derzeit fraglich erscheinen lässt.

## **1.2 Klinische Probleme keramischer Restaurationen**

Neben der bereits beschriebenen Problematik bei der Verarbeitung von HIP-Zirkoniumdioxid und der damit verbundenen fraglichen Wirtschaftlichkeit durch den hohen Verschleiß von Bearbeitungsinstrumenten auf der einen und dem großen zeitlichen Aufwand auf der anderen Seite, gibt es weitere Probleme bezüglich der Anwendung von Vollkeramikrestaurationen.

Die Fraktur bzw. die Absplitterung von Verblendkeramik, das sog. „Chipping“, ist dabei das am häufigsten beschriebene Problem (Vult von Steyern et al. 2005, Sailer et al. 2007, Stawarczyk et al. 2008, Beuer et al. 2009c, Beuer et al. 2010). Auch bei metallkeramischen Restaurationen wurden Abplatzungen und Brüche der Verblendung beschrieben, jedoch treten diese seltener und in nicht so typischer Weise auf. Beim Chipping vollkeramischer Versorgungen verläuft der Bruch bzw. der Riss zumeist ausschließlich innerhalb der Verblendkeramikschiicht oder im Kontaktbereich zwischen Gerüst- und Verblendkeramik. Bei Absplitterungen in der letztgenannten Zone verbleibt jedoch immer eine dünne Schicht Verblendmaterial auf dem Gerüst. Die Ursache für diese spezielle Art der Rissausbreitung ist noch nicht geklärt.

Die Vermutungen, dass dieses Versagen auf eine unzureichende Verbundfestigkeit zwischen Gerüst und Verblendkeramik zurückzuführen ist, kann weitgehend ausgeschlossen werden, da auf der Gerüstoberfläche nach dem Chipping eine Schicht Verblendmaterial verbleibt.

Sicher ist jedoch, dass bestimmte Eigenschaften wie Bruchzähigkeit, Festigkeit und Oberflächenrauigkeit der Verblendkeramik das klinische Überleben von Restaurationen beeinflussen (Beuer et al. 2009c, Tholey et al. 2010, Rosentritt et al. 2010). Die Mindestanforderung für die Biegefestigkeit von Verblendkeramiken beträgt nach ISO 6872 und ISO 9693 50MPa (Beuer et al. 2009c). Die Verblendkeramik ist somit das schwächste Glied in der Kette. Es wird angenommen, dass eine höhere

Biegefestigkeit der Verblendkeramik eine niedrigere Chippinganfälligkeit zur Folge haben könnte (Beuer et al. 2009c).

Weitere Vermutungen zu Ursachen, die zum Chipping führen, beziehen sich auf die ungenügende anatomische Unterstützung der Verblendung durch das Keramikgerüst. Bei früheren CAD/CAM Herstellungsverfahren war es nicht möglich, die Kronen- oder Brückengerüste in anatomisch reduzierter Form herzustellen. Diesbezügliche Untersuchungen zeigten aber, dass zur Vermeidung von Brüchen und Abplatzungen in der Verblendung eine Höckerunterstützung erforderlich ist (Vult von Steyern et al. 2005, Beuer et al. 2009c, Lorenzoni et al. 2010, Larsson et al. 2011). Ein weiterer Grund, der derzeit als wahrscheinlichste Ursache für Chipping gilt, ist die fertigungsbedingte Wärmespannung innerhalb der Verblendkeramik. Die dabei ausschlaggebende transiente Wärmespannung tritt während des Brennvorgangs und in der anschließenden Abkühlphase auf. Verantwortlich für das Auftreten dieser Spannungen ist die ähnliche Wärmeleitfähigkeit von Gerüst- und Verblendmaterial, was zu einer stark inhomogenen Temperaturverteilung auf der Gerüstoberfläche führt. Denn durch die unterschiedlichen Wandstärken liegt ein starker Temperaturanstieg vom Kronenrand bis zu den Höckerpartien vor. Der sich ergebende höchste Wärmegradient und damit auch die höchste Wärmespannung tritt in der substanzstarken okklusalen Partie auf. Dies ist die Region, in welcher das Chipping am häufigsten beobachtet wird (Tholey et al. 2010). Eine Maßnahme zur Reduzierung der transienten Wärmespannungen und der evtl. damit verbundenen Risse und Abplatzungen von Verblendkeramik ist die verlangsamte Abkühlung. Dadurch konnten die Temperaturgradienten in der Verblendung der untersuchten Kronen um 30% verringert werden.

Auch die Technik des Verblendens scheint Auswirkungen auf die Chippingrate zu haben. Demnach werden bei überpresst verblendeten Restaurationen weniger Abplatzungen beschrieben als bei geschichtet verblendeten Restaurationen (Aboushelib et al. 2009, Beuer et al. 2009a, Beuer et al. 2010). Dies liegt wahrscheinlich daran, dass bei der Überpresstechnik weniger Luftblasen eingeschlossen werden, die Risse bilden können. Zudem stimmt der Wärmeausdehnungskoeffizient der Überpresskeramik exakt mit dem, des Zirkoniumdioxidgerüsts überein, während dieser bei der Schichtkeramik geringfügig niedriger ist (Aboushelib et al. 2009).

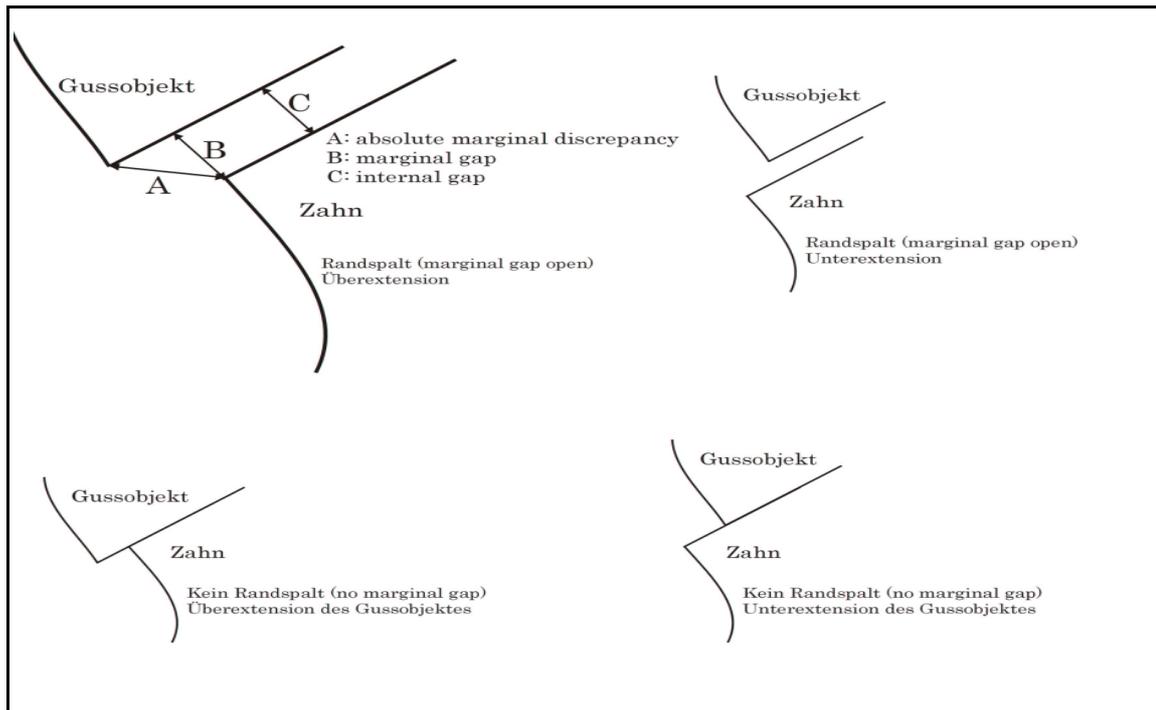
Eine andere Möglichkeit das „Chipping“- Problem zu lösen, ist die Verwendung von unverblendeten Keramikrestaurationen mit biofunktionell anatomisch gestalteten Kauflächen, sog. „monolithische“ Restaurationen. Eine ästhetische Individualisierung der zahnfarbenen Kronen oder Brücken aus hochfesten Oxidkeramiken könnte durch

nachträgliches Bemalen erreicht werden. Allerdings gilt es zu berücksichtigen, dass monolithische Zirkoniumdioxidrestaurationen klinisch weitgehend unerprobt sind. Mues et al. (Mues et al. 2007) und Schneider et al. (Schneider et al. 2010) beschrieben ein solches therapeutisches Vorgehen, Zirkoniumdioxidkronen ohne Verblendung bei Patienten einzusetzen. Weitere Berichte über klinische Erkenntnisse, welche den Einsatz monolithischer Restaurationen betreffen, sind der Autorin derzeit nicht bekannt. Der bisher nur zögerliche klinische Einsatz unverblendeter Zirkoniumdioxidrestaurationen liegt vermutlich u.a. daran, dass die früheren CAD/CAM Systeme nicht in der Lage waren, Zirkoniumdioxidrestaurationen mit biofunktionell-anatomischer Kauflächengestaltung herzustellen. Inzwischen ist ein merklicher Fortschritt in der Designsoftware erfolgt. Die digitale Erfassung von Bissregstraten ermöglicht nun auch die Verknüpfung von okklusall-antagonistischen Beziehungen im virtuellen Entwurf der Restaurationen. Zudem gab es auf dem Gebiet der Fräsmaschinen entsprechende Weiterentwicklungen. 5-achsige Fräsgeräte sind in der Lage, biofunktionell-anatomische Kauflächen aus hochfesten Oxidkeramiken herzustellen. Obwohl nun die technischen Voraussetzungen für monokeramische Zirkoniumdioxidrestaurationen geschaffen sind, bestehen weiterhin Bedenken hinsichtlich des Umfangs des Abrasionsverhaltens dieser unverblendeten oxidkeramischen Kronen und Brücken, und deren Wirkung auf den natürlichen antagonistischen Zahn. In-vitro-Studien, die sich mit dem Abrasionsverhalten von Keramiken beschäftigen, untersuchten bisher hauptsächlich Press- und Verblendkeramiken (Ramp et al. 1999, Olivera et al. 2006, Heintze et al. 2008, Ghazal und Kern 2010). Dabei zeigten die Presskeramiken höhere Abrasionen am Schmelz, jedoch waren diese wiederum im polierten Zustand geringer als die glasierten Proben. Eine Untersuchung von Beuer et al. (Beuer et al. 2009b), bei der u.a. das Abriebverhalten von Zirkoniumdioxidkeramik mit und ohne Verblendung getestet wurde, ergab, dass die polierte Zirkoniumdioxidkeramikoberfläche weniger Substanz vom Antagonisten abträgt als die verblendeten Prüfkörper. Neben der Verwendung von unverblendetem Zirkoniumdioxid, ist monolithische Lithiumdisilikatkeramik eine mögliche Alternative Chipping zu vermeiden. In einer vergleichenden Studie von Güß et al. (Guess et al. 2010) wurde geschichtet verblendetes Zirkoniumdioxid und unverblendete Lithiumdisilikatkeramik auf Alterungsbeständigkeit bzw. Abnutzung untersucht. Die getesteten Lithiumdisilikatkeramikronen erzielten hierbei bessere Ergebnisse als die verblendeten Zirkoniumdioxidkronen.

### 1.3 Randspalt und Passgenauigkeit

Großen Einfluss auf den langfristigen klinischen Erfolg einer festsitzenden Restauration hat die Passung des Kronenrandes zum Zahnstumpf. Passungenauigkeiten des Kronenrandes führen neben vermehrter Anlagerung von Plaque und dem damit verbundenen Auftreten marginaler Entzündungen bzw. parodontaler Schädigungen zur Sekundärkaries (Lang et al. 1983, Geurtsen 1990, Sorensen 1990, Felton et al. 1991, Marxkors und Figgner 1993, Kohorst et al. 2009).

Der Randbereich stellt demnach eine Schwachstelle von Kronen- und Brücken dar. Diese Erkenntnis führt zu der Forderung eines idealen Randschlusses, also einem spaltfreien, nicht zu tastenden Kronenrand, der weder über- noch unterkonturiert ist (Rehberg 1971). Dieser Forderung ist aber sowohl technisch als auch materialbedingt nicht nachzukommen (Felton et al. 1991). Bei der Herstellung einer Restauration jedweden Materials kommt es zur Bildung eines Randspaltes. In der Literatur sind verschiedene Definitionen dieses Randspaltes beschrieben. Häufig wurde dabei nur der Abstand des Kronenrandes zur Präparationsgrenze betrachtet. Holmes et al. (Holmes et al. 1989) schlossen zudem die Über- und Unterkonturierung von Kronenrändern in die Betrachtung mit ein. Sie erstellten eine Klassifikation, die sich über die Lokalisation der Messpunkte definiert (Abb. 4, Seite 27). Danach wird der (marginale) Randspalt als Abstand zwischen der Restauration senkrecht zum äußeren Punkt der Präparationsgrenze festgelegt. Die beste Aussagekraft besitzt nach Holmes et al. (Holmes et al. 1989) allerdings die absolute marginale Diskrepanz. Diese Strecke verläuft vom äußeren Punkt der Präparationsgrenze zum Außenrand der Restauration und schließt dabei eine eventuelle Über- oder Unterkonturierung mit ein. Für wiederholte Vermessungen des Randspaltes soll nach Groten et al. (Groten et al. 1998) allerdings nicht die marginale Diskrepanz, sondern der marginale Randspalt geeignet sein. Dieser ist, wenn kein Schliffpräparat verwendet wird, einfacher erkennbar und hat damit die größere Verlässlichkeit.



**Abb. 4: Definition des Randspaltes nach Holmes (Holmes et al. 1989)**

Als Passgenauigkeit wird der mittlere Abstand, bzw. die mittlere Zementschichtstärke zwischen Krone und Stumpf bezeichnet. Sie ist nicht mit dem Begriff Randschluss zu verwechseln (Rehberg 1971). Ein genauer klinischer Wert, der angibt, ob die Krone „passt“, gibt es nicht (Groten et al. 1998). Der theoretisch geforderte Grenzwert liegt zwischen 20- 50µm (Dreyer Jorgensen 1958, Rehberg 1971). Als klinisch akzeptabel gelten Werte zwischen 20- 120µm +/- 10µm (Groten et al. 1998). Auch Christensen (1966) kam zu einem ähnlichen Resultat. Allerdings stellte er zudem fest, dass supragingivale Kronenränder präziser als „passgenau“ (2–51µm) beurteilt werden. Subgingivale Kronenränder werden hingegen großzügiger als „passend“ bewertet. Die akzeptierten Randspaltenwerte betragen in dieser Testgruppe zwischen 34-119µm. Zurückzuführen ist dieser Unterschied, auf die fehlende Möglichkeit der Behandler den Kronenrandbereich visuell zu inspizieren.

Andere Autoren halten ebenfalls einen Randspalt von ca. 100µm als vertretbar (Christensen 1966, Eichner 1989, Geurtsen 1990, Kerschbaum und Porschen 1998). Einige Studien ergaben jedoch, dass bei Kronen in praxi, Randspalten von 200-500µm akzeptiert werden (Marxkors und Figgner 1993, Kerschbaum und Porschen 1998, Boeckler et al. 2005, Rudolph und Quaas 2009). Zahlreiche Untersuchungen belegen aber, dass Randspalten dieser Größe eher die Ausnahme bilden sollten und es technisch möglich ist, die Werte im geforderten Bereich zu erreichen (Kern et al. 1993, Goldin et al. 2005, Yuksel und Zaimoglu 2011)

## **2 Zielstellung**

Mit dieser In-vitro-Studie sollten dreigliedrige vollkeramische Brücken aus unterschiedlichen Materialien hinsichtlich Randschlussgenauigkeit, Farbtreue und Biegefestigkeit vor und nach künstlicher Alterung untersucht und verglichen werden.

Die dabei entstandenen Ergebnisse sollten zum einen Aufschluss darüber geben, ob sich CAD/CAM- verarbeitetes Lithiumdisilikat als keramischer Werkstoff für Seitenzahnbrücken eignet.

Zum anderen sollte überprüft werden, ob sich zwischen geschichtet und überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidkeramikbrücken hinsichtlich der oben genannten Parameter Unterschiede finden.

### 3. Material und Methode

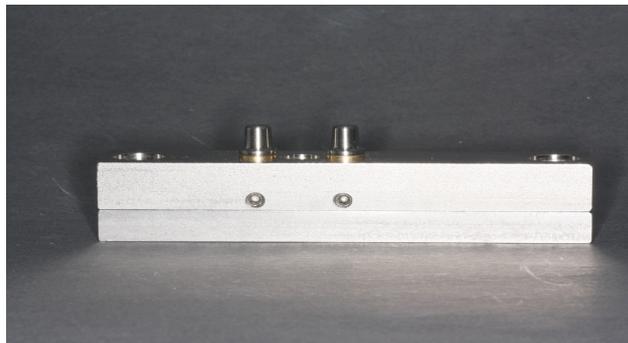
#### 3.1 Herstellung des Urmodells

Für die Herstellung des jeweiligen Stumpfmodells wurden konfektionierte, dreiteilgefertigte Edelstahlstümpfe verwendet. Diese waren einem oberen Eckzahn und einem zweiten oberen Prämolaren nachempfunden. Die Abmessungen dieser edelmetallfreien Stümpfe betragen 6mm in der Höhe, die Konizität betrug  $3^\circ$  und sie wurden mit einer zirkulären Hohlkehlpräparation von 1mm versehen (Abb. 5). Zur Simulation des klinischen Verhaltens des natürlichen Parodontiums wurden die Stümpfe mit Gummimanschetten versehen und konnten reversibel in einer Halterung fixiert werden. Diese Stumpfhalterung wurde so konzipiert, dass sie für den Einsatz in einer Universalprüfmaschine (Z010, Zwick, Ulm) geeignet war.



**Abb. 5: Edelmetallfreier Stumpf**

Für den Scan der Stümpfe wurde zur Rotationssicherung eine Nut in die Enden der Stümpfe gefräst. In diese Nut konnte zur Fixierung durch die Brückenhalterung eine Schraube eingedreht werden. So wurde garantiert, dass die Stümpfe nach dem Auswechseln immer wieder in der Ausgangsposition repositioniert werden konnten. Anstelle der Gummimanschette wurde beim Scan eine passgenaue Messingmanschette eingesetzt, um Ungenauigkeiten während des Scanvorganges zu verhindern (Abb. 6). Insgesamt wurden 48 Brückengerüste und somit 96 identische Stümpfe benötigt.



**Abb.6: Urmodell mit fixierten Stümpfen und Messingmanschette**

### 3.2 Herstellung der vollanatomischen Brücken und der Brückengerüste

Für die Anfertigung der Brücken, bzw. Brückengerüste wurde auf die dreiteilgefertigten Edelstahlstümpfe, die in der Stumpfhalterung fixiert wurden, eine Meisterbrücke aus Pattern Resin (GC Europe N.V., Leuven) und Wachs (S- U- Ästhetikwachs- 0, beige, Schuler Dental, Ulm) modelliert (Abb. 7). Diese diente dazu, allen Brücken eine einheitliche Dimension vorzugeben.



Abb. 7: Meisterbrücke in Wachs

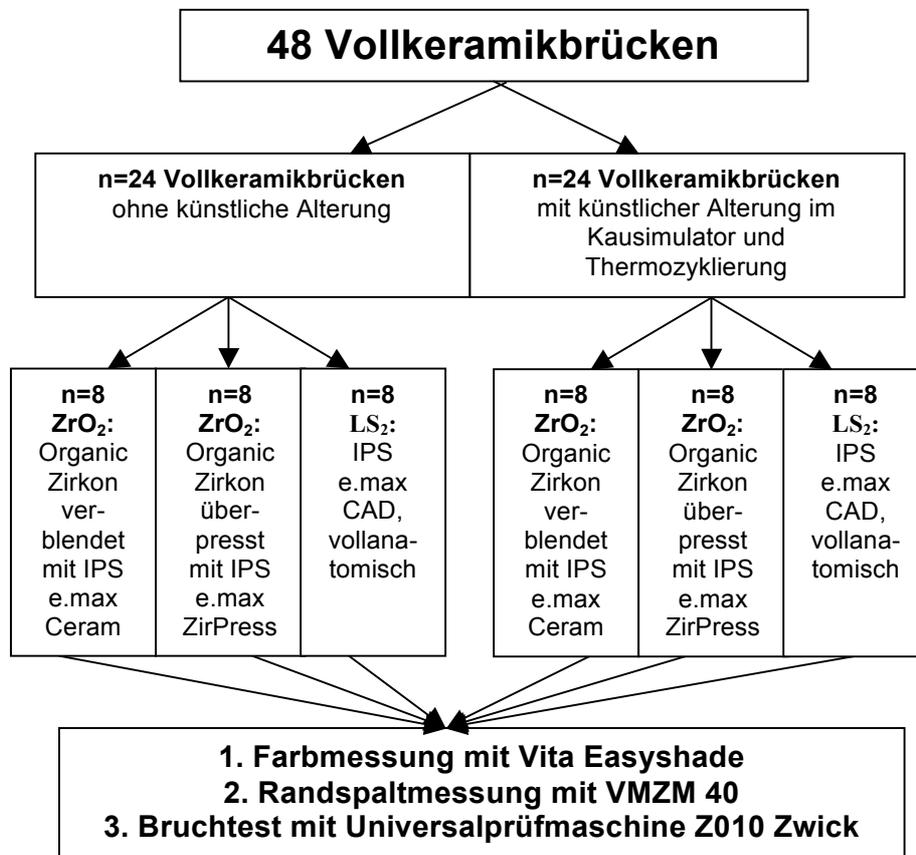


Abb. 8: Übersicht über Material und Anzahl der Prüfkörper mit den durchzuführenden Untersuchungen

## Herstellung der vollanatomischen Brücken

Die Anwendung von Lithiumdisilikatkeramik (e.max CAD) für die CAD/CAM- Fertigung von Brücken im Seitenzahnbereich ist derzeit vom Hersteller nicht freigegeben. Die Herstellung der 16 Brücken aus LS<sub>2</sub> erfolgte daher durch den Hersteller Ivoclar Vivadent bzw. dessen firmeninterne Zahntechnik F&E/ ETT in Schaan (Liechtenstein) mittels der jeweiligen CAD/CAM-Technologie. Alle jeweils paarig in der Stumpfhalterung fixierten drehteilgefertigten Stümpfe und die in Wachs modellierte Masterbrücke wurden durch den Hersteller Ivoclar Vivadent mittels Korrelationsverfahren mit einem inEos Blue Scanner (Sirona, Bensheim) gescannt. Die Konstruktion der Gerüste bzw. der Brücken erfolgte dabei anhand vorab festgelegter Abmessungen, welche durch die idealisierte Masterbrücke (s.o.) auf dem Urmodell vorgegeben waren. Für die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse sollte durch einen initialen Scan der vollanatomischen Masterbrücke diese in der Konstruktionssoftware katalogisiert werden. Die Abmaße der Brücke betragen bei der Eckzahnkrone inzisal: 4,681mm, lingual 1,108mm und bukkal 1,737mm. Bei der Prämolarenkrone betragen die Abmessungen der Fissur: 2,193mm, des bukkalen Höckers 4,056mm, des lingualen Höckers 3,750mm, sowie der lingualen Wand 1,158mm und der bukkalen Wand 1,825mm. Der Konnektor zwischen 13 und 14 war 5,81mm hoch und 4,35 mm breit. Dies ergab eine Konnektorfläche von 19,75mm<sup>2</sup>. Zwischen 14 und 15 betrug die Höhe des Konnektors 6,38mm, die Breite 4,37mm. Dies ergab eine Fläche von 21,81mm<sup>2</sup>. Der hinterlegte Zementspalt betrug 140 µm. Nach der virtuellen Modellation wurden aus den speziellen Rohlingen (Blanks, Blanknr.: JM 0736, Abb.9, Seite 32) die Restaurationen gefräst. Dies erfolgte durch den Hersteller in der Sirona in Lab MCXL Schleifeinheit. Anschließend wurden die Brücken im unkristallisierten Zustand auf dem Modell mit Okklusionsspray hinsichtlich der Passung auf Störstellen überprüft und evtl. aufgepasst. Dazu wurden vorhandene Störstellen mittels eines feinen Diamanten unter Wasserkühlung entfernt. Es folgte die gründliche Reinigung im Ultraschallbad und mit dem Dampfstrahler. Die Brücken wurden nun mit IPS Object Fix Flow (Ivoclar Vivadent) ohne Pins auf den IPS e.max Crystallization Tray (Ivoclar Vivadent) positioniert. Im Programat P200 wurden die Brücken ohne Glasur im Kristallisationsprogramm entsprechend der vom Hersteller vorgegebenen Daten aus Tabelle 5 (Seite 32) kristallisiert. Dadurch erhielten sie ihre endgültige Festigkeit und ihr zahnfarbenes Aussehen.



Abb.9: Brückenrohling (Blank) e.max CAD

Tabelle 5: Kristallisation IPS e.max CAD

Ofen	S min	B °C	t <sub>1</sub> °C/min	T <sub>1</sub> °C	H <sub>1</sub> min	t <sub>2</sub> °C/min	T <sub>2</sub> °C	H <sub>2</sub> min	V1 <sub>1</sub> /V1 <sub>2</sub> °C	V2 <sub>1</sub> /V2 <sub>2</sub> °C	L °C
P200	6	403	60	770	0,1	30	850	10	550/ 770	770/ 850	700

(S: Schließzeit des Ofens, B: Bereitschaftstemperatur, t: Temperaturanstieg pro Minute, T: Endtemperatur, H: Haltezeit auf Endtemperatur, V1: Vakuumstart bei z.B. 550°C, V2: Vakuumende z.B. 770°C, L: Langzeitabkühlung)

Diesem Sintervorgang folgte ein abschließender Glasurbrand mit IPS e.max CAD Crystall./Glaze (Ivoclar Vivadent). Hierfür wurden die Restaurationen auf Pins mit wenig IPS Object Fix Flow (Ivoclar Vivadent) fixiert und im Programat P200 im Korrekturbrandprogramm entsprechend der vom Hersteller vorgegebenen Daten aus Tabelle 6 gebrannt.

Tabelle 6: Korrekturbrand mit IPS e.max CAD Crystall./Glaze

Ofen	S min	B °C	t <sub>1</sub> °C/min	T <sub>1</sub> °C	H <sub>1</sub> min	t <sub>2</sub> °C/min	T <sub>2</sub> °C	H <sub>2</sub> min	V1 <sub>1</sub> /V1 <sub>2</sub> °C	V2 <sub>1</sub> /V2 <sub>2</sub> °C	L °C
P200	6	403	90	820	0,1	30	840	3	550/ 770	820/ 840	700

(S: Schließzeit des Ofens, B: Bereitschaftstemperatur, t: Temperaturanstieg pro Minute, T: Endtemperatur, H: Haltezeit auf Endtemperatur, V1: Vakuumstart bei z.B. 550°C, V2: Vakuumende z.B. 770°C, L: Langzeitabkühlung)



Abb.10: Kristallisationsphasen (unkristallisiert- Weißzustand, teilkristallisiert- Blauzustand, auskristallisiert- Endzustand)

## Herstellung der Brückengerüste

Die Anwendung von Brücken im Seitenzahnbereich aus verblendeter Zirkoniumdioxidkeramik ist klinisch bereits seit Jahren etabliert. Die 32 Brückengerüste aus Organic Zirkon (R+K CAD/CAM Technologie) wurden im Dentallabor Rübeling und Klar (Berlin) hergestellt. Die Konstruktion der Zirkoniumdioxidbrückengerüste erfolgte analog des oben beschriebenen Verfahrens für die vollanatomischen Brücken mit Hilfe des CAD System 3Shape Scanner D700. Mittels der zur Verfügung stehenden Software (Dental Designer, 3Shapes) wurden die Datensätze gematcht und virtuell nachbearbeitet. Anschließend wurden die Brückengerüste aus Organic Zirkon opak/light (R+K CAD/CAM Technologie) in einer 4-achsigen CNC-Fräsmaschine gefräst. Die zunächst noch vergrößerten Gerüste wurden im weiteren Arbeitsschritt bei 1450°C 2 Stunden gesintert und erhielten ihre endgültige Dimension (Tab. 7). Das Überprüfen und Aufpassen der Brückengerüste auf die Stümpfe erfolgte unter Verwendung von Okklusionsspray (Contactspray grün, Shera GmbH, Lemförde) und wassergekühlten Diamanten.

**Tabelle 7: Sinterbrand**

Ofen	B °C	T <sub>1</sub> °C/h	T <sub>1</sub> °C	H <sub>1</sub> min	t <sub>2</sub> °C/h	T <sub>2</sub> °C	H <sub>2</sub> min	L °C
Organic Heat	21	600	900	30	200	1450	120	600

(**B**: Bereitschaftstemperatur, **t**: Temperaturanstieg pro Minute, **T**: Endtemperatur, **H**: Haltezeit auf Endtemperatur, **L**: Langzeitabkühlung)

Im Anschluss an die Gerütherstellung, also vor der Verblendung der Brückengerüste, erfolgte die erste Randspaltmessung wie weiter unten im Punkt 3.4.1 beschrieben.

### 3.3 Herstellung der Verblendung in Schichttechnik

Im Vorfeld der Verblendung wurde von der idealisierten Masterbrücke ein Silikonschlüssel (Sheradueett Soft, Shera GmbH, Lemförde) aus Vor- und Rückwall angefertigt. Dieser sollte hierbei die Gleichheit der äußeren Form aller verblendeten Brücken gewährleisten.

Zur Verblendung im Schichtverfahren wurden die 16 Brückengerüste zunächst mit Aluminiumoxidpulver (120µm, 2bar) sandgestrahlt. Es erfolgte anschließend ein Heilungsbrand (siehe Tab. 8, Seite 34). Danach wurden die Gerüste mittels Dampfstrahlen gereinigt und mit einem speziellen Liner versehen (IPS e.max Ceram

ZirLiner, Ivoclar Vivadent) und bei 960°C gebrannt (Programat P500, Ivoclar Vivadent) (Tab. 8).

Gemäß den Herstellerangaben erfolgte nun das Auftragen der Keramikmassen (IPS e.max Ceram, Ivoclar Vivadent). in mehreren Schritten und Bränden (Programat 500, Ivoclar Vivadent), wobei die Brücken zur Gewährleistung und Überprüfung der Dimension immer wieder in die Silikonform zurückgesetzt wurden. Vor dem Glanzbrand wurden die Brücken erneut auf den Brückenstümpfen auf ihre Passung hin überprüft und gegebenenfalls aufgepasst. Abschließend wurde eine Glasurmasse (IPS e.max CAD Crystall./Glaze, Ivoclar Vivadent) auf die Brücken aufgebracht und diese im Programat 500 gebrannt (Tab. 8).

**Tabelle 8: Brandführung für IPS e.max Ceram (Schichttechnik)**

Brand	S min	B °C	t °C/min	T °C	H min	V <sub>1</sub> °C	V <sub>2</sub> °C	L °C
R+K Heilungsbrand	18s	600	55	1000	10	/	/	/
Zirliner- Brand	4	403	40	960	1	450	959	/
1. Margin- Brand	4	403	40	800	1	450	799	/
2. Margin- Brand	4	403	40	800	1	450	799	/
Wash- Brand	4	403	40	750	1	450	749	/
1. Dentin-/Incisal- Brand	4	403	40	750	1	450	749	/
2. Dentin-/Incisal- Brand	4	403	40	750	1	450	749	/
Glanzbrand	6	403	60	725	1	450	724	450

(S: Schließzeit des Ofens, B: Bereitschaftstemperatur, t: Temperaturanstieg pro Minute, T: Endtemperatur, H: Haltezeit auf Endtemperatur, V<sub>1</sub>: Vakuumstart bei z.B. 450°C, V<sub>2</sub>: Vakuumende z.B. 959°C nach Haltezeit, L: Langzeitabkühlung)

### 3.4 Herstellung der Verblendung in der Überpresstechnik

Entsprechend der im Schichtverfahren verblendeten Brücken wurden die 16 zu überpressenden Brückengerüste hergestellt. Anschließend erfolgte die Reinigung der Zirkoniumdioxidgerüste mittels Dampfstrahlens, sowie das Auftragen des Liners (IPS e.max Ceram ZirLiner, Ivoclar Vivadent). Bei 960°C wurden diese analog dem Schichtverfahren im Programat 500 (Ivoclar Vivadent) gebrannt.

Nach dem Linerbrand des Gerüsts wurde die Außenform der Brücke digital mit Hilfe des CAD- Systems 3Shape Scanner D700 gescannt. Mittels der zur Verfügung stehenden Software (Dental Designer, 3Shape) wurden die Datensätze gematcht, virtuell nachbearbeitet und in Wachs (Organic Wax, R+K CAD/CAM Technologie) gefräst (CNC-Fräsmaschine Organical 4XT). Diese 16 Wachskappen wurden anschließend auf die 16 Zirkoniumdioxidgerüste gesetzt und mit Hilfe des Vor- und Rückwalls die Passung überprüft. Zur Fixierung der gefrästen Wachskappen auf den

Brückengerüsten und zum Auffüllen von etwaigen Fehlstellen wurde Wachs angeschwemmt (S-U-Ästhetikwachs- O, beige, Schuler Dental, Ulm) Danach erfolgte das Anstiften und Einbetten der Brücken. Hierfür wurde das Gerüst mit der Wachsmodellation in spezieller Einbettmasse (IPS PressVEST, Ivoclar Vivadent) eingebettet und das Wachs anschließend thermisch ausgetrieben. In diese entstandene Hohlform wurde zuvor erhitzte, verflüssigte Fluorapatitkeramik (IPS e.max ZirPress Ivoclar Vivadent, Farbe: LT A3) eingepresst (Keramikofen: Programat EP 500, Ivoclar Vivadent). Nach dem Abkühlen wurden die Brücken ausgebettet und mittels Sandstrahlen und Ultraschall gesäubert. Es folgte das Überprüfen und Aufpassen der überpressten Brücken auf den Stümpfen. Abschließend erfolgte ein Glanzbrand (IPS e.max Ceram Glasur Spray Ivoclar Vivadent, Programat EP 500, Ivoclar Vivadent).

**Tabelle 9: Brandführung für IPS e.max ZirPress (Überpresstechnik)**

Brand	S min	B °C	t °C/ min	T °C	H min	V <sub>1</sub> °C	V <sub>2</sub> °C	L °C
R+K Heilungsbrand	18s	600	55	1000	10	/	/	/
Zirliner- Brand	4	403	40	960	1	450	959	/
Malfarben -& Charakterisierungsbrand	6	403	60	770	1-2	450	769	450
Glanzbrand	6	403	60	770	1-2	450	699	450

(**S**: Schließzeit des Ofens, **B**: Bereitschaftstemperatur, **t**: Temperaturanstieg pro Minute, **T**: Endtemperatur, **H**: Haltezeit auf Endtemperatur, **V1**: Vakuumstart bei z.B. 450°C, **V2**: Vakuumende z.B. 959°C nach Haltezeit, **L**: Langzeitabkühlung)

Alle Brücken wurden einheitlich, dem Verfahren entsprechend, in der Farbe Vita A3 (Vita Farbring, Vita, Bad Säckingen) gefräst, überpresst bzw. geschichtet. Dabei handelte es sich um eine vom Hersteller Vita definierte Zahnfarbe. Diese lag den Keramikrohlingen zugrunde, bzw. wurde vom Zahntechniker gemäß eines standardisierten Musters und entsprechender Verblendmassen hergestellt.

**Tabelle 10: Übersicht über Testreihen und Materialien**

Testreihe	Materialien		Firma
	Brückengerüste (Blanks)	Verblendung	
<b>1. Schichttechnik</b>	16 x Organic Zirkon: vorgesintertes yttrium- stabilisiertes ZrO <sub>2</sub>	IPS e.max Ceram: Nano-Fluor- Apatit Glaskeramik	Fa.R+K CAD/CAM Technologie GmbH & Co.KG und R+K Keramik- abteilung Berlin Ivoclar Vivadent, Lichtenstein
<b>2. Presstechnik</b>	16 x Organic Zirkon: vorgesintertes yttrium- stabilisiertes ZrO <sub>2</sub>	IPS e.max Zirpress: Fluor- Apatit Glaskeramik	
<b>3. CAD/CAM</b>	16 Brücken IPS e.max CAD: Lithium-Disilikat Glaskeramik	Keine	



**Abb. 11: Brücke aus  $LS_2$  (links), überpresstem  $ZrO_2$  (Mitte) und überschichtetem  $ZrO_2$  (rechts) in Kunststoffhalterung nach Kausimulation**

### **3.5. Zementierung**

Zur Zementierung der Brückengerüste bzw. der Brücken wurden die dreiteilgefertigten Edelmetallstümpfe in die dafür vorgesehene Stumpfhalterung gesetzt und rotationssicher festgeschraubt. Eine passgenau angefertigte Messinghülse diente hierbei in der Stumpfhalterung als Platzhalter für die später einzusetzende Gummimanschette, welche die klinische Beweglichkeit im natürlichen Parodontium gewährleisten sollte.

Nach der Herstellung der 2x 16 Zirkoniumdioxidgerüste erfolgte eine provisorische Zementierung mit Temp- Bond NE (Fa. Kerr, USA). Dazu wurden jeweils gleichgroße Mengen der beiden Komponenten auf einer Glasplatte miteinander vermischt. Mit Hilfe eines Pinsels wurde die Innenwand der Gerüstkronen punktförmig mit dem provisorischen Zement beschickt. Die Brückengerüste wurden anschließend auf die Stümpfe gesetzt. Bis zum Aushärten des Zementes wurde ein Druck von fünf Newton, der axial über einen Stempel auf die Brücke einwirkte, ausgeübt (Z010, Zwick, Ulm).

Die Überschüsse wurden mit einem Scaler entfernt.

Nun folgte die erste Randspaltmessung der 32 unverblendeten Zirkoniumdioxidgerüste, die unter 3.6.1 näher beschrieben ist. Nach der ersten Randspaltmessung der 32 Zirkoniumdioxidgerüste wurden die provisorisch zementierten Brückengerüste von den Stümpfen abgezogen und mit Solvitan (Fa. VOCO, USA) und Dampfstrahlen gereinigt. Die 16 vollanatomischen IPS e.max CAD Brücken, sowie die 32 vollständig verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken wurden mittels Glasionomerezement (Ketac Cem Aplicap, 3M ESPE) auf die jeweiligen Metallstümpfe definitiv zementiert. Dazu wurde jeweils entsprechend der Herstellerangaben jeweils eine Zementkapsel aktiviert, zehn Sekunden in einem Kapselmischgerät vermischt und in die Brückenanker eingebracht. Der Zement wurde mit einem Pinsel verteilt, bis die gesamte Kroneninnenfläche bedeckt war. Nun wurde die Brücke auf die Stümpfe gesetzt. Ein Druck von fünf Newton, der über einen Stempel axial auf die Brücke einwirkte, wurde bis zum Aushärten des Zements ausgeübt (Z010, Zwick, Ulm). Die

Überschüsse wurden mit einem Scaler entfernt. Nach der definitiven Zementierung folgte eine Randspaltnmessung analog 3.6.1.

### 3.6 Messungen

#### 3.6.1 Randspaltenmessung

An jedem provisorisch oder definitiv zementierten Brückenanker wurde der marginale Randspalt (Abstand des Kronenrandes zum Präparationsrand) zirkulär vermessen. Der angestrebte Winkel zwischen Betrachtungsvektor und der Messebene betrug 90°. Dafür wurden pro Stumpf 50 Messpunkte mit dem Lichtmikroskop (Video- Mess- und Inspektionsgerät VMZM-40, 4H-JENA engineering, Jena) bei einer 560- fachen Vergrößerung bewertet (Tv- tubus 1,6x Objektive 2,0x- Screenlevel 4,0x). Eventuelle Über- und Unterkonturierungen wurden möglichst nicht mit in die Untersuchung einbezogen. Jede Krone wurde dabei jeweils in zehn Segmente aufgeteilt (Abb. 12). Jedes Segment wurde an fünf beliebigen Stellen vermessen (Abb. 13).

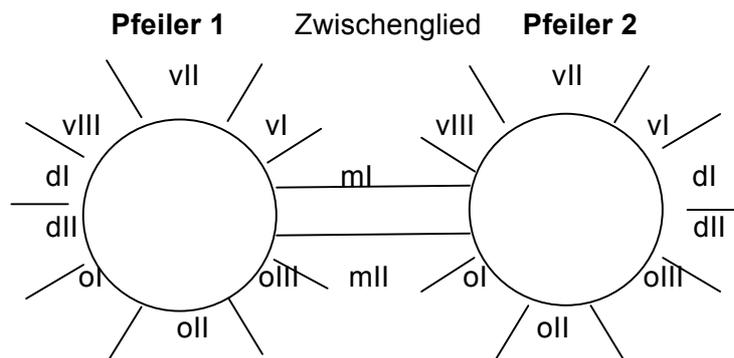


Abb. 12: Segmenteinteilung der Brücken

Zur Auswertung wurde ein computerunterstütztes Bildanalyzesystem (Metrona Software, 4H-JENA engineering, Jena) verwendet.



Abb. 13: Randspalt bei 560-facher Vergrößerung

### 3.6.2 Farbmessungen

Zur Überprüfung der Farbtreue der durch unterschiedliche Verfahren hergestellten Brücken wurden Farbmessungen mit dem VITA Easyshade (Vita, Bad Säckingen) durchgeführt. Es besteht aus drei Hauptkomponenten: einer Lichtquelle, einer Vorrichtung, die das vom Messobjekt reflektierte Licht empfängt und einem Spektrometer. Dieses bestimmt die Intensität des empfangenen Lichtes in Form einer Wellenlänge im Bereich zwischen 400nm und 700nm. Unter Verwendung einer D 65-Lichtart (6500K) und einem Betrachtungswinkel von 2° werden die L\*a\*b\*/C\*h\*-Farbraumkoordinaten der entsprechenden Farbe errechnet. Die Farbmessungen erfolgten jeweils an den fertigen, definitiv zementierten Brücken. Um bei allen Brücken an definierten bzw. übereinstimmenden Stellen die Farbe messen zu können, wurde eine individuelle Farbmessschablone im Tiefziehverfahren hergestellt. Dafür wurden zunächst auf einer Brücke vor dem Tiefziehen konfektionierte Fertigteile an den gewünschten Messpunkten angebracht (drei Messpunkte pro Brücke im mittleren Drittel der jeweiligen Krone). Anschließend wurde eine 2mm dicke und harte Folie (Erkodur, Erkodent Erich Kopp, Pfalzgrafenweiler) über die jeweilige Brücke tiefgezogen. Nach Ausarbeitung der Schablone und Entfernung der konfektionierten Fertigteile, wurde durch die identische Größe (Durchmesser) des Fertigteils mit dem Farbmesskopf (Easyshade) eine reversible, kongruente bzw. vergleichbare Farbbestimmungsposition bei allen Brücken gewährleistet (Abb. 14, Seite 39).

Der Messvorgang erfolgte nach Kalibrierung des Messgerätes. Dabei vergleicht das Gerät die vom Hersteller gespeicherten Daten des Kalibrierungsblocks mit den neu gemessenen Daten. Dadurch sollen Farbmessungenauigkeiten ausgeschlossen werden. Pro Messpunkt wurde der Messvorgang 5 mal wiederholt. Es wurden neben der jeweiligen Vita-Farbangabe auch die Farbwerte L\* a\* b\* C\* und h\* notiert, um eventuelle Abweichungen der Farben in Abhängigkeit von den angewendeten Verfahren untereinander quantifizieren zu können. Um einen genauen Vergleich zu erhalten, wurden von einem konfektionierten Vita-Referenzzahn der Farbe A3 die  $\Delta$ -Farbwerte gemessen. Die Messungen erfolgten bei Tageslicht ohne direkte Sonneneinstrahlung und vor grauem Hintergrund.

Jeweils 8 Probekörper jeder Testreihe (Abb. 8, Seite 30) wurden anschließend einem künstlichen Alterungsprozess unterzogen (siehe 3.6.3, Seite 39). Nach der künstlichen Alterung wurde die Farbmessung in gleicher Weise wiederholt.

Anhand der gemessenen Daten wurde der Farbunterschied  $\Delta E$  zwischen der jeweiligen Brücke und dem Referenzzahn mit Hilfe der folgenden Formel berechnet:

$$\Delta E = \sqrt{[(L_1 - L_2)^2 + (a_1 - a_2)^2 + (b_1 - b_2)^2]}.$$

Anschließend erfolgte eine Klassifizierung der Ergebnisse hinsichtlich der Farbwahrnehmung (King und deRijk 2007), wonach :

$\Delta E = 0$  bis 2 nicht wahrnehmbar ist,

$\Delta E = 2$  bis 3 kaum wahrnehmbar ist,

$\Delta E = 3$  bis 8 zum Teil wahrnehmbar ist,

$\Delta E > 8$  wahrnehmbar ist.



**Abb. 14: Spektrophotometer Vita Easyshade (links) und Farbmessung an Brücke mit aufgesetzter Schablone (rechts)**

### 3.6.3 Alterung und Messung

Zur Simulation der Alterungsvorgänge, welche die Restaurationen unter natürlichen Bedingungen während einer langjährigen Tragedauer in der Mundhöhle durchlaufen, wurden jeweils acht Brücken jeder Testreihe im Kausimulator künstlich gealtert (Fa. Willytec, München, Deutschland) (Abb.15, Seite 40). Dazu wurde für jede definitiv zementierte Brücke eine der Vorgabe des Kausimulators entsprechende Halterung hergestellt. Diese bestand aus Kunststoff (PalaXpress, Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland). Die Brücken waren darin mittels einer Latexummantelung elastisch gelagert (Erkoskin, ERKODENT, Pfalzgrafenweiler, Deutschland) der Stümpfe.

Jede Probe wurde 1,2 Millionen biaxialen Kauzyklen im Speichelbad (Glandosane neutral Spray, Cell Pharm GmbH, Deutschland, im Verhältnis 1:2) bei  $37^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  mit einer mittleren Kraft von 50N und einer Frequenz von 1,6 Hz ausgesetzt. Bei einer durchschnittlichen Kauzyklenzahl von 240000/Jahr entsprach dies somit einer Tragedauer von ca. fünf Jahren (Krejci und Lutz 1990). Die einwirkende Kraft wurde über eine Steatitkugel (Durchmesser 5mm) im  $30^{\circ}$  spitzen Winkel mittig auf das Brückenzwischenstück übertragen. Dabei betrug die vertikale Geschwindigkeit 50 mm/s, die laterale Geschwindigkeit 60mm/s, der vertikale Hubweg 3mm und der laterale Hubweg 0,7mm.

Nach der künstlichen Alterung im Kausimulator folgte die Thermozyklierung im „Thermowechsler mit Warm- und Kaltbad WEDC1V, Version2.5“ (Willytec, München). Dazu wurden die Brücken abwechselnd je 30s in ein 5°C und 55°C temperiertes Wasserbad getaucht (Palmer et al. 1992). Insgesamt wurden 10000 Zyklen durchlaufen, was ebenfalls einer Belastung von fünf Jahren entsprach. Dieser künstliche Alterungsprozess erfolgte nach der jeweiligen Verblendung bzw. dem Fräsen der vollanatomischen Brücken und den vorausgegangen Messungen des Randspaltes, sowie der Farbe.

Nach der künstlichen Alterung wurden die Proben auf eventuelle Absplitterungen oder Risse inspiziert. Diese wurden dokumentiert.

Anschließend wurde erneut der Randspalt und die Farbe der Brücken (analog 3.6.1, Seite 36 und 3.6.2, Seite 37) vermessen, sowie die Bruchfestigkeit (analog 3.6.4) bestimmt.



**Abb.15: Kausimulator (links), überpresst verblendete  $ZrO_2$ -Brücke im Kausimulator mit Speichelbad (rechts)**

### 3.6.4 Bruchfestigkeitsmessung

Die auf den Prüfstümpfen definitiv zementierten (analog 3.5, Seite 35) und im Stumpfhalter elastisch gelagerten Brücken wurden zur Bestimmung der Biegefestigkeit in der Universalprüfmaschine Zwick 010 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) mit kontinuierlich zunehmendem Druck senkrecht auf der Brückengliedaufgabe bis zur Totalfraktur belastet (Abb. 16, Seite 41). Zwischen dem Prüfkörper und dem Stempel (Halbkugel  $D= 4\text{mm}$ ) wurde eine 1mm dicke Zinnfolie platziert, um lokale Spannungsspitzen zu vermeiden. Zur computergesteuerten Durchführung der Bruchfestigkeitsmessung wurde die Belastung der Brücke durch Vorschub des Stempels um 1mm pro Minute gleichmäßig erhöht. Die Vorlast war auf 10N eingestellt. Die Bestimmung der Frakturwerte erfolgte anhand eines gleichzeitig aufgezeichneten Belastungsdiagramms (Zwick testXpert, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland)

welches sich aus den zwei Messgrößen, der aufgewendeten Kraft und der Vorschubgeschwindigkeit, ergab.

Die Bruchlast wurde definiert als die aufgewendete Kraft zum Zeitpunkt des visuellen Erkennens eines Bruchspaltes. Auch Verblendabplatzungen und akustische Zeichen, wie z.B. Knackgeräusche, wurden ebenfalls berücksichtigt und die entsprechenden Werte notiert.



**Abb. 16: Bruchlasttest einer dreigliedrigen Brücke in der Universalprüfmaschine (links) und zerstörte überschichtete ZrO<sub>2</sub>-Brücke nach Bruchlasttest (rechts)**

### **3.7 Statistische Auswertung**

Die statistische Auswertung aller Ergebnisse erfolgte mit Hilfe des Programmes SPSS 15 (SPSS Inc., USA). Die Darstellung der Messergebnisse erfolgte deskriptiv und grafisch. Es wurden Maxima, Minima und Standardabweichung angegeben. Die gewonnenen Messwerte wurden untereinander mittels Kolmogorow- Smirnow- Test auf eine theoretische Normalverteilung überprüft. Signifikanzen wurden mittels T-Test, bzw. bei Mehrfachvergleichen mittels Bonferroni- Test überprüft ( $p < 0,05$ ).

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Randspalten

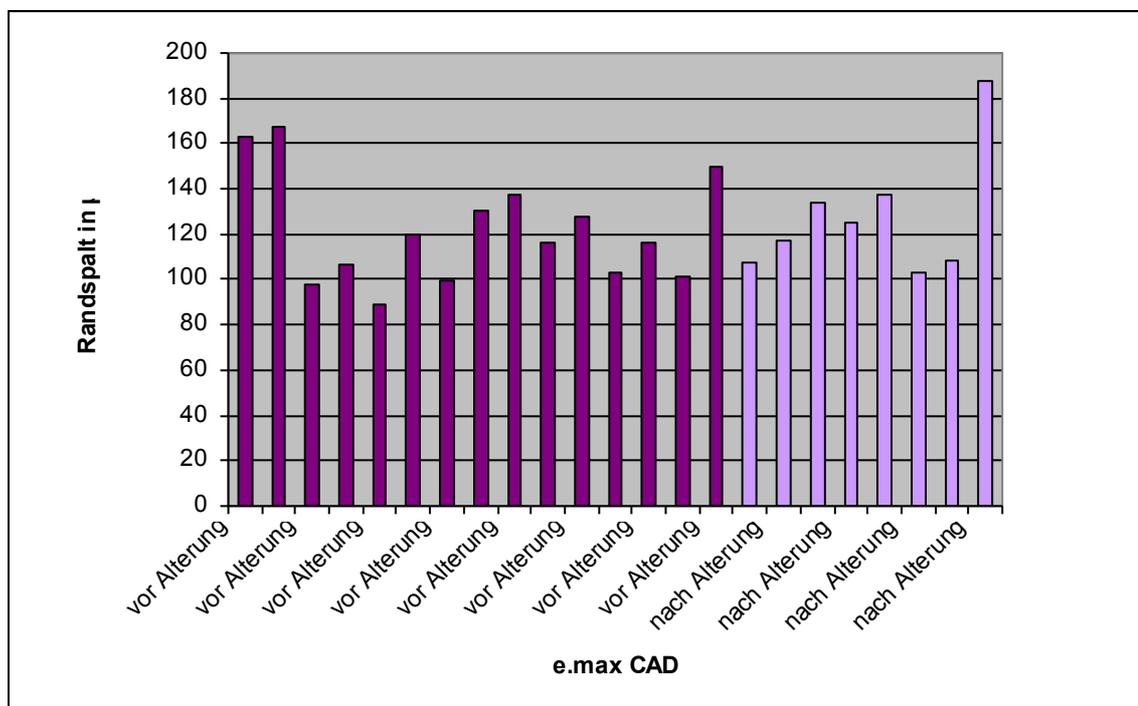
#### 4.1.1 Randspalten der e.max CAD Brücken

Die vollanatomischen e.max CAD Brücken wiesen vor der Alterung Randspaltwerte im Mittel von 121µm auf. Nach Alterung betrugen die Werte im Mittel 131µm (Tab. 11, Abb. 17). Dies entspricht einer Vergrößerung des Randspaltes nach künstlicher Alterung im Mittel von 10µm. Dieser Anstieg war nicht signifikant ( $p=0,396$ ). In Tabelle 11 sind diese Werte aufgeführt.

**Tabelle 11: Randspaltenwerte für e.max CAD Brücken ( $p=0,396$ )**

Material	Alterung	n	Minimum in µm	Maximum in µm	Mittelwert in µm	STAW in µm
e.max CAD	vor	16	89	168	121	26
e.max CAD	nach	7	104	187	131	33

In Abb. 17 sind alle gemessenen Randspaltwerte der e.max CAD Brücken vor und nach künstlicher Alterung graphisch dargestellt.



**Abb. 17: Randspalten der e.max CAD Brücken vor und nach künstlicher Alterung**

#### 4.1.2 Randspalten der überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken

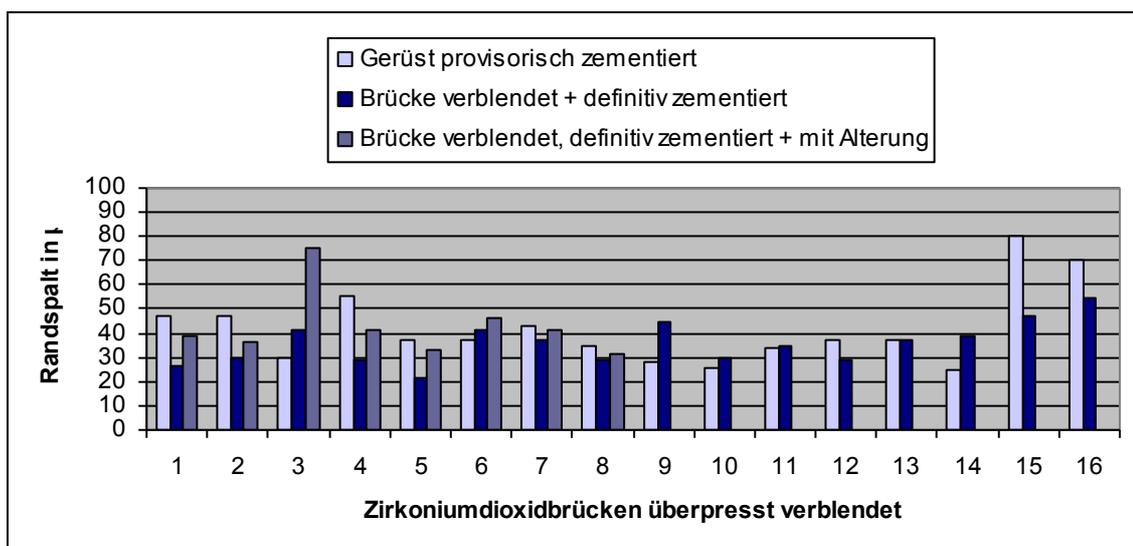
Bei den noch unverblendeten Zirkoniumdioxidgerüsten, welche provisorisch auf den Stümpfen zementiert waren, wurden Randspalten zwischen 17µm und 82µm gemessen. Der Mittelwert der Gerüste betrug 42µm. Nach der Verblendung der Gerüste im Überpressverfahren (mit IPS e.max Zirpress) ergaben sich im definitiv zementierten Zustand Randspaltenwerte von 14µm bis 78µm vor der künstlichen Alterung. Der Mittelwert ergab 39µm. Die Randspalten der Zirkoniumdioxidgerüste waren somit vor der Verblendung mittels Überpresstechnik um 3µm größer ( $42\mu\text{m} > 39\mu\text{m}$ ). Der Unterschied war nicht signifikant ( $p = 0,379$ ).

Die Messwerte der Randspalten nach Alterung betrugen zwischen 26µm und 81µm. Der Mittelwert betrug 43µm. Der Randspalt erhöhte sich nach künstlicher Alterung im Mittel um 4µm. Dies war kein signifikanter Unterschied ( $p = 0,417$ ).

Die Tabelle 12 und Abb. 18 fassen diese Daten zusammen.

**Tabelle 12: Randspaltenwerte für überpresst verblendete Zirkoniumdioxidbrücken**

Material	Alterung	n	Minimum in µm	Maximum in µm	Mittelwert in µm	STAW in µm	p-Wert
ZrO <sub>2</sub> gerüst	vor	16	17	82	42	16	
ZrO <sub>2</sub> mit IPS e.max Zirpress	nach	16	14	78	39	15	0,379
ZrO <sub>2</sub> mit IPS e.max Zirpress	nach	8	26	81	43	15	0,417



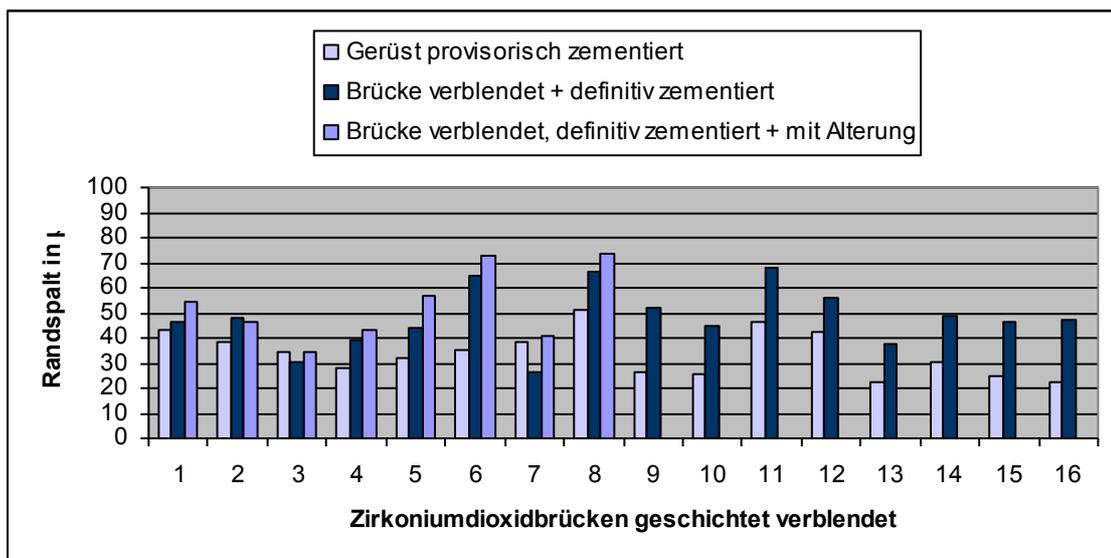
**Abb. 18: Randspalten der überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken**

### 4.1.3 Randspalten der geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken

Bei den noch unverblendeten Zirkoniumdioxidgerüsten, die provisorisch auf den Stümpfen zementiert waren, wurden Randspalten zwischen 18µm und 64µm gemessen. Der Mittelwert betrug 34µm. Nach der Verblendung der Gerüste im Schichtverfahren (mit IPS e.max Ceram) ergaben sich im definitiv zementierten Zustand Randspaltenwerte von 22µm bis 81µm vor der künstlichen Alterung. Der Mittelwert betrug 41µm. Die Randspalten der Zirkoniumdioxidgerüste waren somit vor der Verblendung mittels Schichttechnik um 7µm kleiner ( $34\mu\text{m} > 41\mu\text{m}$ ). Der Unterschied war nicht signifikant ( $p= 0,306$ ). Die Messwerte der Randspalten nach Alterung betragen zwischen 29µm und 97µm. Der Mittelwert betrug 53µm. Dies ergab eine signifikante Vergrößerung nach artifizierter Alterung im Mittel um 12µm ( $p=0,025$ ). Diese Daten werden in Tabelle 13 und Abb. 19 dargestellt.

**Tabelle 13: Randspaltwerte für geschichtet verblendete Zirkoniumdioxidbrücken**

Material	Alterung	n	Minimum in µm	Maximum in µm	Mittelwert in µm	STAW in µm	p-Wert
ZrO <sub>2</sub> gerüst	vor	32	18	64	34	9	
ZrO <sub>2</sub> mit IPS e.max Ceram	vor	32	22	81	41	15	0,306
ZrO <sub>2</sub> mit IPS e.max Ceram	nach	16	29	97	53	19	0,025



**Abb. 19: Randspalten der geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken**

#### 4.1.4 Randspalten der verschiedenen Materialien im Vergleich

Es zeigten sich zwischen den Randspaltwerten der Lithiumdisilikatkeramik und der Zirkoniumdioxidkeramik sowohl ohne als auch nach künstlicher Alterung hoch signifikante Unterschiede ( $p < 0,000$ ). Dabei lagen die Werte von überpressten und geschichteten Zirkoniumdioxidkeramikbrücken ohne artifizielle Alterung im Mittel unter  $50\mu\text{m}$ , die der e.max CAD Brücken um  $120\mu\text{m}$ . Nach der Kausimulation waren die Werte aller Gruppen (siehe Tab. 14 und Abb. 20, Seite 46) vergrößert, aber lediglich die in der Schichttechnik verblendeten Brücken hatten signifikant erhöhte Randspaltwerte ( $p = 0,025$ ). Im direkten Vergleich der beiden Verblendtechniken ergaben sich hinsichtlich der Randspaltwerte keine signifikanten Unterschiede (ohne artifizielle Alterung  $p = 1,000$  und nach artifizIELler Alterung  $p = 0,964$ ).

**Tabelle 14: Darstellung der Randspaltbreiten der verschiedenen Keramikbrücken im Vergleich**

Material	Alterung	n	Minimum in $\mu\text{m}$	Maximum in $\mu\text{m}$	Mittelwert in $\mu\text{m}$	STAW in $\mu\text{m}$	p- Wert <sup>*1/*2</sup>
e.max CAD	vor	16	89	168	121	24	0,396
e.max CAD	nach	7	104	187	131	28	
ZrO <sub>2</sub> mit IPS e.max Zirpress	vor	32	21	80	39	13	0,417
ZrO <sub>2</sub> mit IPS e.max Zirpress	nach	8	33	75	43	14	
ZrO <sub>2</sub> mit IPS e.max Ceram	vor	32	22	67	41	12	0,025
ZrO <sub>2</sub> mit IPS e.max Ceram	nach	8	34	74	53	15	

\*<sup>1</sup> e.max CAD/ ZrO<sub>2</sub> mit IPS e.max Zirpress+ ZrO<sub>2</sub> mit IPS e.max Ceram (vor und nach Alterung)  $p = 0,000$

\*<sup>2</sup> ZrO<sub>2</sub> mit IPS e.max Zirpress/ ZrO<sub>2</sub> mit IPS e.max Ceram  $p = 1,000$  (vor Alterung),  $p = 0,964$  (nach Alterung)

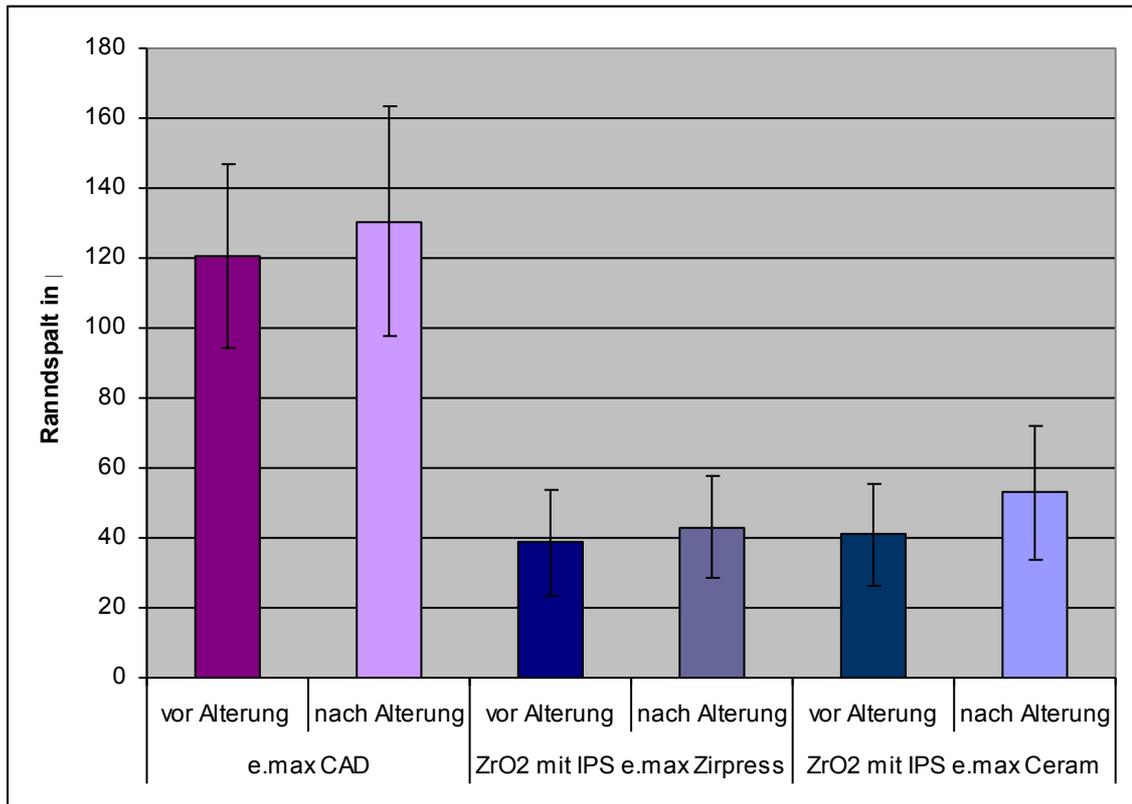


Abb. 20: Ergebnisse der Randspaltuntersuchung im Vergleich

## 4.2 Bruchfestigkeit

### 4.2.1 Bruchfestigkeit der e.max CAD Brücken

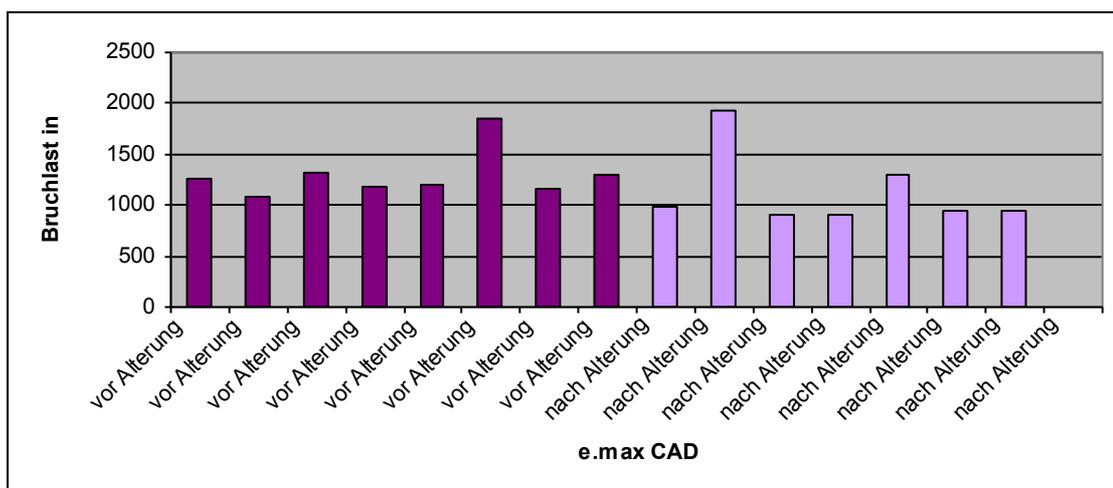
Die Bruchfestigkeitswerte der e.max CAD Brücken vor Alterung lagen zwischen 1090N und 1850N. Der Mittelwert betrug 1293N. Die Standardabweichung ergab 237N.

Nach Alterung lagen die Bruchfestigkeitswerte zwischen 909N und 1920N. Der Mittelwert betrug 1131N und die Standardabweichung 374,07N. Das entspricht 87,5% des Bruchfestigkeitswertes vor Alterung. Die Bruchfestigkeit nach Alterung war um 12,5% vermindert. Der Unterschied der gemessenen Werte vor und nach künstlicher Alterung war nicht signifikant ( $p= 0,328$ ).

An einer Brücke dieser Gruppe konnte nach der Alterung keine Bruchlastuntersuchung durchgeführt werden, da während der künstlichen Alterung eine Fraktur der distalen Pfeilerwand des Prämolaren auftrat. In Tabelle 15 und Abb. 21 sind die einzelnen Ergebnisse der Bruchlastuntersuchung dargestellt.

**Tabelle 15: Bruchlastwerte der e.max CAD Brücken (  $p= 0,328$  )**

Brücke	Bruchlastwerte ohne Alterung in N	Brücke	Bruchlastwerte nach Alterung in N	Änderung der Bruchlast in %
1	1260	9	986	- 12,5
2	1090	10	1920	
3	1310	11	914	
4	1180	12	909	
5	1200	13	1300	
6	1850	14	946	
7	1160	15	939	
8	1290	16	-	



**Abb. 21: Ergebnisse des Bruchfestigkeitstests der e.max CAD Brücken**

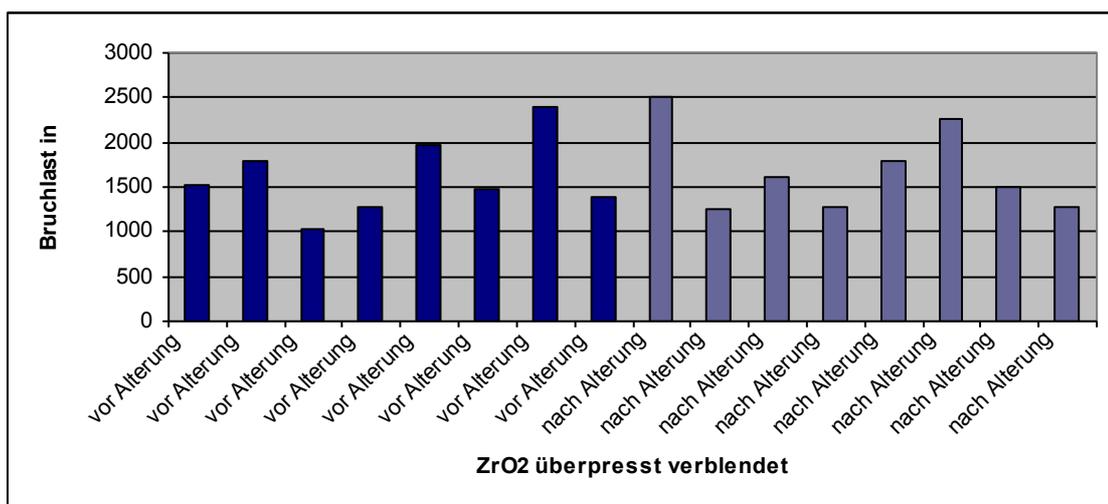
### 4.2.2 Bruchfestigkeit der überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken

Die Bruchfestigkeitswerte der überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken lagen vor Alterung zwischen 1040N und 2390N. Die mittlere Bruchfestigkeit ergab 1609N. Die Standardabweichung betrug 427N. Bei zwei Brücken war im Bereich von ca.1000N ein Knacken zu hören. Zur sichtbaren Totalfraktur kam es jedoch erst bei einer Belastung von 1280N bzw.1530N.

Nach Alterung lagen die Bruchlastwerte zwischen 1250N und 2510N. Der Mittelwert betrug 1685N und die Standardabweichung 479,88N. Die Bruchlastwerte nach künstlicher Alterung waren 4,7% höher. Es gab keine signifikanten Unterschiede der Werte vor und nach artifizierter Alterung ( $p= 0,742$ ). Tabelle 16 und Abb. 22 fassen diese Ergebnisse zusammen.

**Tabelle 16: Darstellung der Bruchlastwerte der überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken ( $p= 0,742$ )**

Brücke	Bruchlastwerte ohne Alterung in N	Brücke	Bruchlastwerte nach Alterung in N	Änderung der Bruchlast in %
1	1530	9	2510	+ 4,7
2	1790	10	1250	
3	1040	11	1620	
4	1280	12	1270	
5	1970	13	1800	
6	1480	14	2270	
7	2390	15	1490	
8	1390	16	1270	



**Abb. 22: Ergebnisse des Bruchlasttests der überpresst verblendeten ZrO<sub>2</sub> Brücken**

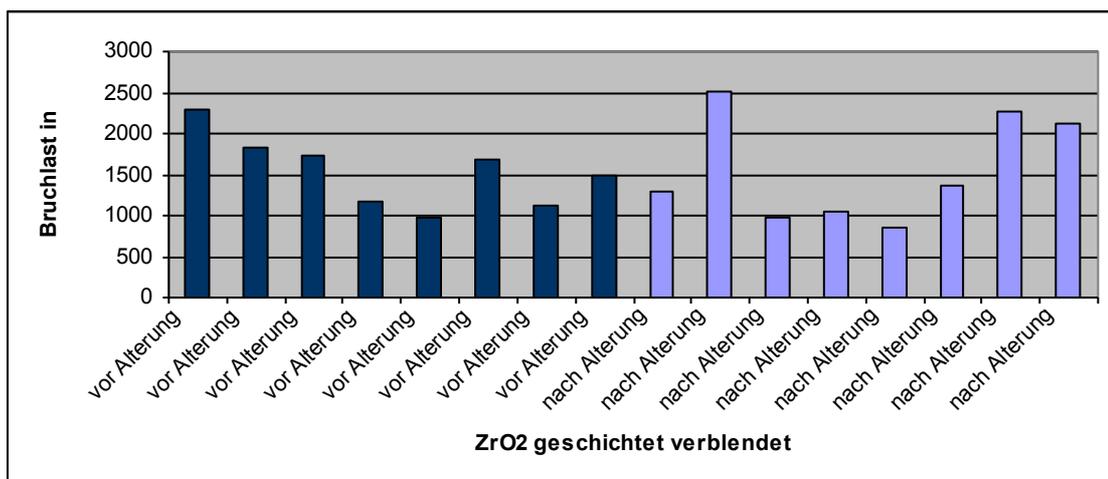
### 4.2.3 Bruchfestigkeit der geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken

Die Bruchfestigkeitswerte der geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken lagen ohne Alterung zwischen 978N und 2290N. Die mittlere Bruchfestigkeit betrug 1541N. Nach Alterung ergaben sich für die Brücken Bruchfestigkeitswerte zwischen 859N und 2510N. Der Mittelwert lag bei 1557N und die Standardabweichung bei 642,52N. Die Bruchlastwerte mit künstlicher Alterung waren 1,0% höher (Tab.17, Abb. 23).

An einer Brücke trat bei ca. 800N. eine Verblendfraktur ohne Gerüstbeteiligung (Chipping) auf. Zur Totalfraktur kam es bei dieser Brücke bei 1690N. Bei einer anderen Brücke war im Bereich von ca. 500N ein Knacken wahrzunehmen. Der Bruch dieser Brücke trat bei 1160N ein. Es konnte kein signifikanter Unterschied der Bruchfestigkeitswerte vor und nach artifizierter Alterung festgestellt werden ( $p= 0,955$ ).

**Tabelle 17: Darstellung der Bruchlastwerte der geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken ( $p= 0,955$ )**

Brücke	Bruchlastwerte ohne Alterung in N	Brücke	Bruchlastwerte nach Alterung in N	Änderung der Bruchlast in %
1	2290	9	1300	+ 1
2	1840	10	2510	
3	1740	11	984	
4	1160	12	1060	
5	978	13	859	
6	1690	14	1360	
7	1130	15	2270	
8	1500	16	2110	



**Abb. 23: Ergebnisse des Bruchlasttests der geschichtet verblendeten ZrO<sub>2</sub> Brücken**

### 4.2.3 Bruchfestigkeit der verschiedenen Materialien im Vergleich

Die gemessenen mittleren Bruchlastwerte der e.max CAD (Tabelle 18 und Abb. 24, Seite 51) Brücken waren sowohl vor artifizierter Alterung (1293N), als auch danach (1131N) die niedrigsten der drei Versuchsreihen. Alle Werte dieser Gruppe lagen vor Alterung über 1000 N und nach Alterung über 900N.

Unter allen drei Testgruppen der Testreihe vor Alterung wurde der niedrigste Wert (1060N) in der Gruppe der geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken und der höchste Messwert (2390N) in der in der Gruppe der überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken gemessen. Die Mittelwerte der überpresst (1609N) und geschichtet (1541N) verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken ohne künstliche Alterung waren annähernd gleich. Der niedrigste Wert der Testreihe nach künstlicher Alterung lag bei 859N und wurde in der Gruppe der geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken erzielt. Der höchste Messwert wurde mit 2510N jeweils in den Gruppen der überpresst und geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken gemessen. Die Mittelwerte der Bruchlastversuche nach künstlicher Alterung der überpresst (1685N) und geschichtet (1557N) verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken waren ebenfalls annähernd gleich. Insgesamt wurden zwischen den drei Versuchsgruppen keine signifikanten Unterschiede der Bruchlasten gemessen.

**Tabelle 18: Vergleich der durchschnittlichen Bruchfestigkeit der Materialengruppen**

Material	n	Bruchlast in N (ohne Alterung)**	STAW in N	n	Bruchlast in N (mit Alterung)***	STAW in N
e.max CAD* <sup>1</sup>	8	1293	236,63	7	1131	374,07
ZrO <sub>2</sub> mit IPS e.max Zirpress* <sup>2</sup>	8	1609	426,93	8	1685	479,88
ZrO <sub>2</sub> mit IPS e.max Ceram* <sup>3</sup>	8	1541	438,33	8	1557	642,52

\*<sup>1</sup> p=0,328 (vor/nach Alterung);

\*<sup>2</sup> p=0,742 (vor/nach Alterung);

\*<sup>3</sup> p=0,955 (vor/nach Alterung)

\*\* p=0,329 (e.max CAD/ZrO<sub>2</sub> überpresst);  
p=0,611 (e.max CAD/ZrO<sub>2</sub> geschichtet);  
p=1,000 (ZrO<sub>2</sub> überpresst/ ZrO<sub>2</sub> geschichtet)

\*\*\* p=0,154 (e.max CAD/ZrO<sub>2</sub> überpresst);  
p=0,381 (e.max CAD/ZrO<sub>2</sub> geschichtet);  
p=1,000 (ZrO<sub>2</sub> überpresst/ ZrO<sub>2</sub> geschichtet)

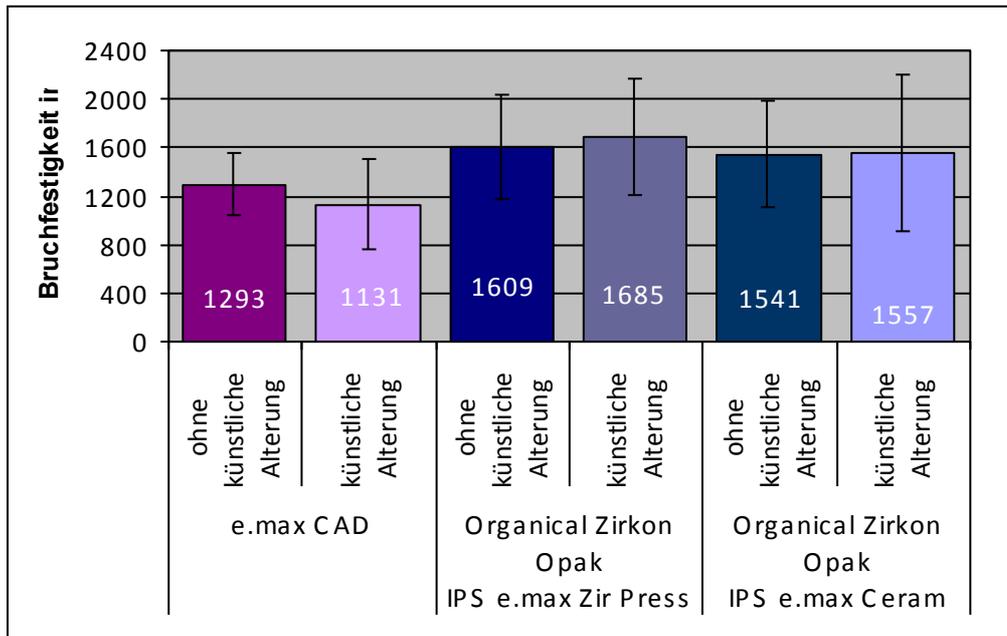


Abb. 24: Vergleich der Bruchlastwerte der Materialengruppen

## **4.3 Farbe**

### **4.3.1 Farbtreue der e.max CAD Brücken**

Von den 16 vollanatomischen e.max CAD Brücken (vor Alterung) war der Farbunterschied zum Referenzzahn bei vier Brücken kaum wahrnehmbar (25%) und bei 12 Brücken zum Teil wahrnehmbar (75%). Die  $\Delta E$ -Werte lagen zwischen 2,68 und 6,2. Der Mittelwert lag bei 3,84.

Nach der künstlichen Alterung konnte bei allen acht gealterten Brücken ein zum Teil wahrnehmbarer Unterschied zur Farbe des Referenzzahnes (100%) gemessen werden (Abb. 25, Seite 53). Die  $\Delta E$ -Werte nun lagen zwischen 3,15 und 6,22. Der Mittelwert lag bei 4,33.

### **4.3.2 Farbtreue der überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken**

Bei allen 16 überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken, bei welchen vor künstlicher Alterung die Farbe bestimmt wurde, ergab sich ein wahrnehmbarer Farbunterschied zum Referenzzahn (100%). Die  $\Delta E$ -Werte lagen zwischen 10,39 und 14,68. Der Mittelwert lag bei 12,69. Dieser wahrnehmbare Unterschied blieb auch nach der künstlichen Alterung bei allen acht (100%) untersuchten überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken bestehen (Abb. 25, Seite 53). Die  $\Delta E$ -Werte lagen nun zwischen 9,81 und 14,67 und der Mittelwert lag bei 11,98.

### **4.3.3 Farbtreue der geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken**

Bei den 16 geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken, bei denen vor künstlicher Alterung die Farbe bestimmt und diese Werte mit denen des Referenzzahnes verglichen wurden, fand sich bei sechs Brücken ein zum Teil wahrnehmbarer Farbunterschied (37,5%) und bei zehn Brücken ein wahrnehmbarer Farbunterschied (62,5%). Die  $\Delta E$ -Werte lagen zwischen 3,65 und 13,69. Der Mittelwert lag bei 9,49. Nach der künstlichen Alterung von insgesamt acht Brücken konnten bei zwei Brücken ein zum Teil wahrnehmbarer Farbunterschied (25%) und bei sechs Brücken ein wahrnehmbarer Farbunterschied zum Referenzzahn (75%) gemessen werden (Abb. 25, Seite 53). Die  $\Delta E$ -Werte lagen zwischen 3,78 und 14,01. Der Mittelwert lag bei 9,93.

### 4.3.4 Farbtreue der verschiedenen Materialien im Vergleich

Insgesamt war die Farbtreue der vollanatomischen e.max CAD Brücken gegenüber dem Referenzzahn sowohl vor, als auch nach artifizieller Alterung am größten. Es konnte kein wahrnehmbarer Farbunterschied zum Referenzzahn gemessen werden. Die meisten wahrnehmbaren Farbunterschiede (100%) und somit die geringste Farbtreue gegenüber dem Referenzzahn hatte die Gruppe der überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken. Dies gilt für die Untersuchungen vor und nach künstlicher Alterung. Die Gruppe der geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken liegt mit seinen Werten zwischen den beiden Materialgruppen. Die Unterschiede der ermittelten Werte zwischen der Gruppe der Lithiumdisilikatkeramik und den beiden Gruppen der Zirkoniumdioxidkeramik waren hoch signifikant (IPS e.max/ ZirPress:  $p < 0,000$ ) bzw. signifikant (IPS e.max/ Ceram:  $p = 0,007$ ). Kein signifikanter Unterschied war zwischen Überpress- und Schichtverblendung festzustellen ( $p = 0,467$ ) (Abb. 25).

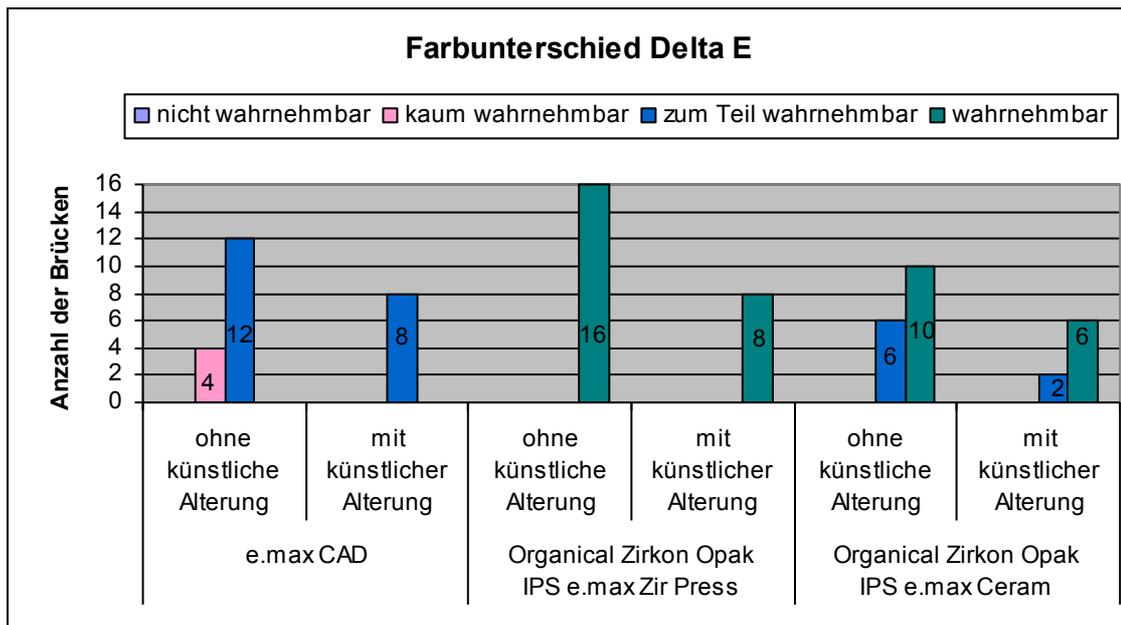


Abb. 25: Farbunterschied  $\Delta E$  der Materialengruppen

#### 4.4 Chipping und Rissbildungen

Die Untersuchung der jeweils acht Brücken, die eine künstlich Alterung durchlaufen hatten, ergab folgende Ergebnisse. Bei den vollanatomischen e.max CAD Brücken traten zwei Höckerfrakturen, sowie eine Fraktur der distalen Pfeilerwand am Prämolaren auf. An dieser Brücke konnte aufgrund der großen Schädigung keine weitere Untersuchung durchgeführt werden. Die Höckerfrakturen betrafen in beiden Fällen den palatinalen Höcker des Brückenzwischenglieds (Abb. 26a). Die Erfolgsrate lag somit bei 62,5% und die Überlebensrate bei 87,5%.

An zwei Brücken aus Zirkoniumdioxid mit überpresster Verblendung waren Sprünge zu erkennen (Abb. 26b). Im ersten Fall war sowohl die vestibuläre als auch die palatinale Höckerverblendung des Brückenzwischenglieds von einem Riss durchzogen. Im zweiten Fall verlief der Riss durch die palatinale Höckerverblendung des Brückenzwischengliedes. Die Erfolgsrate lag bei 75% und die Überlebensrate bei 100%. In der Gruppe aus geschichtet verblendetem Zirkoniumdioxid konnten drei Brücken mit Sprüngen festgestellt werden (Abb. 26c). An der ersten dieser Brücken durchzog ein Riss den vestibulären Höcker des Brückenzwischengliedes, sowie den Konnektor zum Prämolaren auf der palatinalen Seite. An der zweiten und dritten Brücke verlief der Riss jeweils durch den vestibulären Höcker des Brückenzwischengliedes. Die Erfolgsrate lag bei 62,5% und die Überlebensrate bei 100%. Ein Chipping, in dem Sinne, dass eine Verblendabplatzung ohne Gerüstfreilegung auftrat, lag nach dem Alterungsprozess nicht vor.

**Tabelle 19: Übersicht von Verblendfrakturen und Rissbildung**

Material n=8	Sprung	Chipping nach 1,2 Mill Kauzyklen		Erfolgs- rate in %	Über- lebens- rate in %
		mit Gerüst- beteiligung	ohne Gerüst- beteiligung		
e.max CAD	-	3	-	62,5	87,5
ZrO <sub>2</sub> mit e.max Ceram	3	-	-	62,5	100
ZrO <sub>2</sub> mit e.max Zirpress	2	-	-	75	100



**Abb. 26: a Höckerfraktur e.max CAD (links); b Riss in überpresster Verblendung (Mitte); c Riss in geschichteter Verblendung (rechts) (durch Pfeile gekennzeichnet)**

## **5 Diskussion**

Bei dieser Untersuchung handelte es sich um eine In-vitro-Studie, d.h. die rein technische Prüfung der Materialien. Die In-vitro-Untersuchung von zahnmedizinischen Produkten vor der klinischen Testphase ist sinnvoll, um im Voraus möglichst viele Fehlerquellen auszuschließen, sowie Ursachen für Misserfolge zu identifizieren. Um praxisrelevante Ergebnisse zu erzielen, wurden die Versuchsaufbauten den klinischen Bedingungen möglichst genau nachempfunden. Die Standardisierung der Herstellungsverfahren und das damit verbundene Entwickeln einer reproduzierbaren Methodik im Versuchsaufbau dienen dabei der besseren Vergleichbarkeit der Ergebnisse untereinander. Die Einflussfaktoren, die die vorliegenden Ergebnisse beeinflussen können, sollen u.a. im Folgenden diskutiert werden.

### **5.1. Diskussion der Versuchsmethode**

#### **5.1.1 Modell- und Brückenherstellung**

Die edelmetallfreien Stümpfe wurden maschinell, unter standardisierten Bedingungen hergestellt. Die Abmessungen betragen daher einheitlich sechs Millimeter in der Höhe, eine Konizität von drei Grad, sowie eine zirkuläre, abgerundete Stufe von einem Millimeter Breite. Zur Anwendung als Stumpfmateriale kam ein Edelstahl (X5CrNi1810). Durch die maschinelle Herstellung ist die Einheitlichkeit der Stümpfe gewährleistet. Metall als Stumpfmateriale wurde bereits in verschiedenen Studien angewandt (Stawarczyk et al. 2008, Stawarczyk et al. 2009, Beuer et al. 2009c).

Studien von Scherrer und De Rijk (1993), sowie von Lee und Wilson (2000) ergaben, dass das Material des Stumpfes Einfluss auf die Bruchlastwerte ausüben kann. Demnach beeinflusst insbesondere der Elastizitätsmodul des Stumpfwerkstoffes die Bruchfestigkeitswerte. Ein höherer E-Modul des Stumpfmateriale hat höhere Bruchlastwerte zur Folge (Scherrer und de Rijk 1993, Lee und Wilson 2000).

Der E-Modul gibt an, wie steif bzw. nachgiebig ein Material ist, d.h. je mehr Widerstand ein Werkstoff seiner Verformung entgegensetzt, desto größer ist sein Elastizitätsmodul. Der E-Modul, des in dieser Studie verwendeten Edelstahls wird mit 200GPa angegeben, der von Dentin zwischen 5,2 bis 23GPa (Scherrer und de Rijk 1993, Lee und Wilson 2000). Dieser Unterschied zugunsten des Metalle lässt darauf schließen, dass die erzielten Bruchfestigkeitswerte dieser In-vitro-Studie auf einem natürlichen Dentinstumpf möglicherweise niedriger ausgefallen wären. Auch die Größe des Dentinstumpfes hat Auswirkung auf die Größe des Elastizitätsmoduls. Ein langer

Zahnstumpf erreicht einen größeren E-Modulwert (Scherrer und de Rijk 1993, Lee und Wilson 2000). Für die Praxis bedeutet dies, dass der Zahn beim Präparieren für Vollkeramikrestorationen so lang wie möglich belassen werden sollte.

Für die Herstellung der Brücken wurde eine Urbrücke aus Wachs auf das Mastermodell modelliert und eingescannt. Der Verzicht auf die Abformung und die anschließende Modellherstellung ist klinisch noch nicht weit verbreitet, wird aber bereits mit Hilfe von Intraoralkameras, bzw. Intraoralscannern praktiziert. Durch dieses direkte Verfahren ergibt sich der große Vorteil, dass abformungsbedingte Fehler oder Fehler bei der Modellherstellung entfallen. Denn ein fehlerfreies Modell aus Gips, welches durch die klassischen Abformung mittels Elastomeren hergestellt wird, gibt es nicht (Kern 2011). Durch den Wegfall von Arbeitsschritten, wie beispielsweise die Löffelauswahl, das Anmischen von Abformmaterial oder die Modellherstellung werden Fehlerquellen vermieden.

Des Weiteren ergeben sich zusätzliche Vorteile zum einen darin, dass die gescannten Daten unverzüglich auf einem Bildschirm sichtbar werden und eventuelle Präparationsfehler korrigiert werden können. Zum anderen steigert das Scanverfahren den Behandlungskomfort vor allem bei Patienten mit Würgereiz .

Auch bezüglich der Präzision ergeben bisherige Studien, dass die digitale Abformung der konventionellen ebenbürtig oder sogar überlegen sein kann (Arnetzl 2010, Ender und Mehl 2011, Scotti et al. 2011).

Arnetzl (2010) kam bei dem Vergleich der Präzision von analogen und digitalen Abformungen zu dem Ergebnis, dass die klassische Abformmethode eine Abweichung bezogen auf einen Quadranten von  $72\mu\text{m}$  ( $\pm 33\mu\text{m}$ ) hat. Die optische Methode zeigt dagegen lediglich  $35,4\mu\text{m}$  Abweichung.

Die Fehlerquellen der digitalen Abformverfahren unterscheiden sich dabei von denen der Analogen. So haben z.B. Justierungsfehler der Scanner, elektromagnetische Störfelder oder die Software Einfluss auf die Genauigkeit der erfassten Daten.

Zur Herstellung der e.max CAD Brücken wurde das Urmodell und die Masterbrücke mittels eines inEos Blue Scanners vom Hersteller Ivoclar Vivadent gescannt. Alle weiteren Fertigungsschritte der e.max CAD Brücken erfolgten ebenfalls im herstellereigenen zahntechnischen Labor in Schaan (Liechtenstein). Zum Fräsen der e.max CAD Brücken wurde eine Sirona inLab MCXL Schleifeinheit (3-achsig) benutzt. Dies war notwendig, weil die benötigten Brückenrohlinge (Blanks) noch nicht die für andere Fräsmaschinen notwendigen Rohlingshalter besaßen. Die Zirkoniumdioxidbrücken wurden hingegen vom zahntechnischen Labor Rübeling & Klar (Berlin) mittels eines 3Shape Scanners gescannt und von einer 4-achsigen CNC-Fräsmaschine Organical 4X-T gefertigt. Auch die Verblendungen, sowohl geschichtet

als auch überpresst, wurden in dieser Zahntechnik aufgebracht. Diese unterschiedlichen Scanner mit ihrer entsprechenden Software und die Schleifeinheiten können Abweichungen bei den Produktionsschritten der jeweiligen Brückengruppe und deren Ergebnissen, besonders hinsichtlich des Randspaltes, verursachen. Dies belegt eine Studie von Bindl und Mörmann (2005), bei der die Randspalten von Molarenkronen hergestellt mittels Cerec inLab mit  $43\pm 23\mu\text{m}$  größer waren, als die in s. g. „Schleifzentren“ hergestellten Molarenkronen ( $17\pm 16\mu\text{m}$ , bzw.  $23\pm 17\mu\text{m}$ ). Dass der Digitalisierungs- und Fräsprozess den größten Einfluss auf die Passgenauigkeit hat, bestätigten ebenfalls Rudolph et al. (2004).

### **5.1.2 Zementierung**

Zemente werden in der Zahnheilkunde u.a. zur Befestigung von Kronen und Brücken eingesetzt. Diese können unterschieden werden in provisorische und definitive Befestigungszemente. Die Funktion besteht darin, die Restauration an der Stumpfoberfläche zu verkeilen und vor allem bei Metallkronen die Pulpa vor thermischen Reizen zu schützen. Voraussetzung für ein störungsfreies Zementieren ist zum einen ein gewisser Mindestfreiraum zwischen Zahn und Kroneninnenwand von  $20\mu\text{m}$  (Porsche 1961) und die richtige Anwendung des Materials. Dabei ist darauf zu achten, dass die Konsistenz ausreichend fließfähig ist, was bei modernen Kapselmischzementen gewährleistet ist. Außerdem sollte der Zement nicht in das Kronenlumen eingefüllt werden, sondern nur dünn, mittels eines Pinsels, ausgestrichen werden. Danach ist die Krone unter langsam steigendem Druck auf den Zahnsumpf zu setzen und anzupressen.

Auch der Konuswinkel des Stumpfes selbst ist ein weiterer Faktor für das Gelingen des Zementierens, da dieser den Abfluss des überschüssigen Zementes beeinflusst. Ein Präparationswinkel von  $0^\circ$ -  $2^\circ$  hätte zur Folge, dass der Zement nicht abfließen kann und somit zum einen eine Erhöhung der Restauration und zum anderen eine Vergrößerung des Randspaltes nach sich zieht. Ein Konuswinkel zwischen  $10^\circ$ -  $20^\circ$  ermöglicht zwar einen ausreichenden Zementabfluss, verfügt dann jedoch über eine unzureichende Retention, was eine Lockerung der Krone vom Stumpf zur Folge hätte. Aus diesem Wissen ergibt sich die Forderung nach einem Präparationswinkel zwischen  $3^\circ$ -  $6^\circ$ , was sowohl den Zementabfluss als auch die Friktion gewährleistet (Körber 1995). Alle beschriebenen Einflussfaktoren hinsichtlich des Zementierens wurden beim Versuchsaufbau berücksichtigt. Die drehteilgefertigten Edelstahlstümpfe wurden einheitlich mit einer Konizität von  $3^\circ$  versehen und zum Zementieren rotationssicher in der Stumpfhalterung befestigt. Diese wurde in die

Universalprüfmaschine (Z010, Zwick, Ulm) eingespannt. Der jeweilige Zement wurde nun mit Hilfe eines Pinsels dünn auf die Kroneninnenwand gestrichen und die Brücke mit einem Druck von fünf Newton bis zum Aushärten belastet.

Zur Anwendung als definitiver Zement kam ein Glasionerzement (Ketac Cem Aplicap, 3M ESPE) in Kapselform. Bei entsprechender Verarbeitung im Kapselmischgerät nach Herstellerangaben erhält man die optimale Konsistenz zum weiteren Gebrauch. Glasionerzemente haben gegenüber den langjährig gebräuchlichen Zinkoxidphosphatzementen zudem den Vorteil, dass ihre Löslichkeit geringer ist und Fluoridionen freigesetzt werden (Sidler und Strub 1983). Dadurch wird zum einen ein schnelles Ausspülen der Zementfuge und somit die Anlagerung von Bakterien im Zementspalt verhindert und zum anderen das Wachstum von Mikroorganismen gehemmt.

### **5.1.3 Randspaltnmessungen**

In dieser Studie wurde als Randspalt der senkrecht verlaufende Spalt zwischen äußerem Restaurationsrand und Präparationsrand gemessen. Zwar besitzt nach Holmes et al. (1989) die marginale Diskrepanz (vom äußeren Punkt der Präparationsgrenze zum Außenrand der Restauration) die beste Aussagekraft, weil diese auch Über- und Unterkonturierungen einschließt, allerdings eignet sich diese laut Groten et al. (1998) bei wiederholten Messungen eher weniger. Der marginale Randspalt ist einfacher erkennbar und hat somit die größere Verlässlichkeit.

Als schwierig gestaltet sich die Randspaltuntersuchung von Brücken im approximalen Bereich unter den Brückenzwischengliedern. Eine direkte Aufsicht ist dort mit dem Mikroskop nicht möglich. Eine Messung kann nur in den nahen umliegenden Approximalbereichen erfolgen. Nur ein Abtrennen des Zwischengliedes und damit die Zerstörung der Brücke könnte die Untersuchung ermöglichen. Dies hätte jedoch auch zur Folge, dass es durch die Erschütterungen beim Abtrennen zur Lockerung vom Stumpf und damit zu Ungenauigkeiten kommen könnte.

Zur Messung wurde ein Lichtmikroskop (Video- Mess- und Inspektionsgerät VMZM-40, 4H-JENA engineering, Jena) bei einer 560- fachen Vergrößerung (Tv- tubus 1,6x Objektiv 2,0x- Screenlevel 4,0x). verwendet. Zur Auswertung wurde ein computerunterstütztes Bildanalysesystem (Metrona Software, 4H-JENA engineering, Jena) angewendet.

Eine Studie von Groten et al. (1997), der die Randspaltnmessung von Keramikrestorationen mittels Lichtmikroskop und SEM verglich, konnte belegen, dass die gemessenen Werte des Lichtmikroskops vom SEM bestätigt wurden. Des weiteren

ermittelte er in einer anderen Studie, dass eine Anzahl von 50 Messpunkten entlang einer Restauration eine klinisch relevante Aussage zur Randspaltnessung erlauben. Dabei spielt die Verteilung dieser Messpunkte keine Rolle (Groten et al. 2000). In der vorliegenden Studie wurden pro Stumpf 50 Messpunkte mit dem Lichtmikroskop bewertet. Jede Krone wurde dabei jeweils in zehn Segmente aufgeteilt (Abb. 9). Jedes Segment wurde an fünf Stellen vermessen. Die Messung der Randspalten wurde vom Verfasser selbst durchgeführt, so dass eventuell auftretende subjektive Fehler in allen Versuchsreihen gleich sind und sich somit aufheben sollten.

#### **5.1.4 Farbmessungen**

Die Bestimmung der Zahnfarbe ist anspruchsvoll, da sie neben objektiven Kriterien wie z.B. der Beleuchtung und den optischen Eigenschaften der Zahnhartsubstanz in hohem Maße subjektive Merkmale beinhaltet. Dazu zählen die sinnesphysiologischen Vorgänge des Farbsehens und die anschließende Interpretation des Gehirns des sehenden Individuums (Stoll et al. 2008). Farbmessgeräte, wie das in der vorliegenden Studie verwendete (VITA Easyshade, Vita, Bad Säckingen), sollen die Bestimmung der Zahnfarbe standardisieren und die Ergebnisse vergleichbar machen.

Zur Überprüfung der Farbtreue der durch unterschiedliche Verfahren hergestellten Brücken wurden Farbmessungen mit dem VITA Easyshade (Vita, Bad Säckingen) durchgeführt. Eine Studie von Olms et al. (2010) wies nach, dass das Umgebungslicht dabei keinen wesentlichen Einfluss auf die mittels dieses Spektrophotometers gemessenen Werte hatte. Es konnte lediglich eine kleine Abweichung der  $\Delta L^*$ -Werte unter künstlichem Licht gemessen werden. Um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten, wurde in dieser Studie dennoch empfohlen, die Farbnahme unter möglichst identischen Umgebungsbeleuchtungen vorzunehmen. Des Weiteren wurde festgestellt, dass die Farbe des Hintergrunds die Messergebnisse beeinflusst. Die Farbmessungen der vorliegenden Arbeit erfolgten daher jeweils an den definitiv zementierten Brücken bei Tageslicht ohne direkte Sonneneinstrahlung und vor grauem Hintergrund. Um bei allen Brücken an definierten bzw. übereinstimmenden Stellen die Farbe messen zu können, wurde eine individuelle Farbmessschablonen aus Polyethylen (Erkodur, Erkodent Erich Kopp, Pfalzgrafenweiler) hergestellt. Diese Justierungshilfe gewährleistet laut Leibrock et al. (1995) und Shimada et al. (2004) eine bessere Reproduzierbarkeit der Messdaten.

Das Spektrophotometer VITA Easyshade ist zur Farbmessung von natürlichen Zähnen und keramischen Restaurationen entwickelt worden. Daher entspricht der Messkopf nicht den Normen industrieller Farbmessgeräte, welche größere Oberflächen der

Messobjekte benötigen. Die L\*a\*b\*C\*h\*- Messdaten des VITA Easyshades sind somit nur bedingt mit den gemessenen Daten industrieller Spektrophotometer identisch. Der Vergleich von Werten, gemessen mit dem VITA Easyshade, ist unterdessen möglich und wird in verschiedenen Studien angewandt (Shimada et al. 2004, Hassel et al. 2007, Stoll et al. 2008, Hassel et al. 2009).

Um einen genauen Vergleich zu erhalten, wurden von einem konfektionierten Vita-Referenzzahn der Farbe A3 die Farbwerte gemessen. Alle Messobjekte, einschließlich Referenzzahn, lagen in mehr oder weniger geschichteter Form vor. Dies kann zur erschwerten Messung mittels Spektrophotometer führen, weil sich die Farben im mittleren Kronenbereich vom Oberen unterscheiden. Die Ursache hierfür liegt darin, dass in der Mitte der Zahnkrone die Farbe des Dentinkörpers dominiert und im oberen Kronenbereich eine Mischung aus Dentinfarbe und Schmelzmassen vorliegt (Stoll et al. 2008). Um möglichst vergleichbare Messergebnisse zu erzielen, wurden in der vorliegenden Studie die Messungen jeweils in der Mitte der Restauration, also dem Dentinbereich, vorgenommen. Als Justierungshilfe diente die oben beschriebene Farbmessschablone.

### **5.1.5 Alterung**

Neben der Ästhetik und der Funktionstüchtigkeit zum Zeitpunkt des Einsetzens ist das Langzeitverhalten ein wichtiges Kriterium für vollkeramische Restaurationen.

Zur Simulation der Alterungsvorgänge, welche die Restaurationen unter natürlichen Bedingungen während einer langjährigen Tragedauer in der Mundhöhle durchlaufen, wurden in der vorliegenden Studie jeweils acht Brücken jeder Testreihe im Kausimulator künstlich gealtert. Dazu wurde jede definitiv zementierte Brücke in einer der Vorgabe des Kausimulators entsprechende Halterung aus Kunststoff (Palaxpress) fixiert. Durch eine Latexummantelung der Stümpfe waren die Brücken elastisch gelagert, was die Aufhängung im Faserapparat mit einer Resilienz von 30-95 µm simulieren sollte (Stiesch-Scholz et al. 2006).

Die Angaben über die Anzahl der jährlichen Kauzyklen variieren erheblich und werden mit 240000 und 800000 angegeben (Sakaguchi et al. 1986, Krejci und Lutz 1990, Rosentritt et al. 2006a). Die vorliegende Studie wurde mit 240000 Kauzyklen pro Jahr veranschlagt. Um eine Tragedauer von fünf Jahren zu simulieren, durchlief jede Probe 1,2 Millionen Zyklen mit einer Frequenz von 1,6Hz, was die elastische Rückstellung der Stümpfe gewährleistet (Kern et al. 1999).

Die einwirkende Kraft von 50N wurde über eine Steatitkugel (Durchmesser 5mm) im 30° spitzen Winkel mittig auf das Brückenzwischenmitglied übertragen. Diese Kraft wurde

als maximale Kaukraft ermittelt, die bei der Zerkleinerung der Nahrung auf einen einzelnen Zahn einwirkt (Eichner 1963). Unberücksichtigt bleiben dabei Kräfte, die in vivo bei Parafunktionen auftreten können. Um jedoch den Verschleiß durch natürlichen Schmelz zu simulieren, wurde als Antagonist das Material Steatit gewählt. Untersuchungen zum Verschleißverhaltens von Wassel et al. (1994a,b) ergaben, dass kein signifikanter Unterschied zwischen Zahnschmelz- und Steatitantagonisten nachgewiesen werden konnte.

Ein weiterer Einflussfaktor für den Langzeiterfolg von Keramikrestorationen ist die Lagerung im wässrigen Milieu. Durch Eindringen von Flüssigkeit in Mikrorisse kann es zur Vergrößerung dieser Risse kommen. Die mechanische Festigkeit wird somit verringert. Dieser Effekt wird „Rebindereffekt“ genannt .

Während der gesamten Kausimulation waren die Brücken im Speichelbad (Glandosane neutral Spray, Cell Pharm GmbH, Deutschland, im Verhältnis 1:2) bei einer Temperatur von 37°C +/- 2°C gelagert.

Nach der künstlichen Alterung im Kausimulator folgte die Thermozyklisierung im „Thermowechsler mit Warm- und Kaltbad WEDC1V, Version 2.5“ (Willytec, München). In vivo sind Restaurationen während der Nahrungsaufnahme einem Temperaturunterschied zwischen 5°C und 55°C ausgesetzt (Palmer et al. 1992). Dieser Temperaturwechsel, der zum Teil innerhalb kurzer Zeit auftritt, hat Auswirkungen auf die Bruchfestigkeit (Kern et al. 1994, Rosentritt et al. 2006a). Demnach sind die Werte der Bruchlasten für Keramiken mit thermozyklischer künstlicher Alterung niedriger, als die der Vergleichsgruppe ohne diesen Prozess.

Insgesamt wurden die Proben der vorliegenden Studie 10.000 Zyklen durchlaufen, was ebenfalls einer Belastung von fünf Jahren entsprach. Dazu wurden die Brücken abwechselnd je 30s in ein 5°C und 55°C temperiertes Wasserbad getaucht (Palmer et al. 1992).

### **5.1.6 Bruchfestigkeitsmessung**

In der vorliegenden Untersuchung wurde die Bruchlast der vollkeramischen Brücken durch überkritische Belastung in der Universalprüfmaschine Zwick 010 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) ermittelt. Die auf den Prüfstümpfen definitiv zementierten und im Stumpfhalter elastisch gelagerten Brücken wurden mit kontinuierlich zunehmendem Druck senkrecht auf der Brückengliedaufgabe bis zur Totalfraktur belastet. Die angewandte axiale Belastungsrichtung wurde bereits von anderen Autoren beschrieben (Sundh et al. 2005, Stawarczyk et al. 2009, Kohorst et al. 2009,

Rosentritt et al. 2010). Beuer et al. (2009c) hingegen wählten eine exzentrische Belastungsachse von  $15^\circ$  bei Molarenkronen, was die Verhältnisse bei Kaubewegungen in der Mundhöhle besser imitieren soll. Die Durchmesser der Stempel variieren in der Literatur ebenfalls. Es wurden zumeist Stahlkugeln von 2,4mm bis 12mm Durchmesser verwendet (Bremer und Geurtsen 2001, Sundh et al. 2005, Rosentritt et al. 2006b, Kohorst et al. 2008, Stawarczyk et al. 2009, Kohorst et al. 2009, Beuer et al. 2009c, Guess et al. 2010, Heintze et al. 2011). Wie auch in dieser Studie, bei welcher eine Halbkugel von 4mm Durchmesser verwendet wurde, wurde in anderen Studien zur Vermeidung von lokalen Spannungsspitzen eine Zinnfolie zwischen Prüfkörper und dem Stempel platziert (Rosentritt et al. 2006b). Die Bestimmung der Frakturwerte erfolgte anhand eines gleichzeitig aufgezeichneten Belastungsdiagramms (Zwick testXpert, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland), welches sich aus den zwei Messgrößen der aufgewendete Kraft und der Vorschubgeschwindigkeit ergab.

Die Bruchlast wurde definiert als die aufgewendete Kraft zum Zeitpunkt des visuellen Erkennens eines Bruchspaltes. Auch Verblendabplatzungen und akustische Zeichen, wie z.B. Knackgeräusche, wurden ebenfalls berücksichtigt und die entsprechenden Werte notiert. Einige Autoren hingegen werteten einen Kraftabfall von mehr als 10% der maximal auftretenden Kraft oder den Abfall um mehr als 15N als Frakturwert (Rosentritt et al. 2006b, Kohorst et al. 2008, Kohorst et al. 2009). In der vorliegenden Arbeit kam es mitunter zu frühen Kraftabfällen, z.B. fiel bei einer e.max CAD Brücke (Probe 3, ohne Alterung) die Kraft bei 400N um ca. 100N ab, um dann wieder bis 1310N anzusteigen. Erst bei diesem Wert war eine Fraktur sichtbar und wurde von einem deutlichen Knackgeräusch begleitet. Der erste Kraftabfall wurde auf die elastische Lagerung der Stümpfe zurückgeführt.

Die in dieser Studie gemessenen Bruchfestigkeitswerte von bis zu 2510N sind im Vergleich zu klinischen Belastungen sehr hoch und kommen in vivo, wenn überhaupt, nur bei Traumata oder ausgeprägten Parafunktionen vor.

Kelly (1995) und Kunzelmann et al. (1999) bemängeln, dass klinische Aspekte des Versagens bei in vitro Bruchlasttest nicht genügend simuliert werden können. Dennoch ist dieses Testverfahren anderen werkstoffkundlichen Versuchsmethoden, wie beispielsweise den Drei- bzw. Vierpunktbiegeverfahren überlegen, da bei Bruchlasttests sowohl die anatomische Form als auch die Schichtung von Stumpf, Zement und Keramiksichten berücksichtigt wird. Somit bietet der Bruchfestigkeitstest wichtige Erkenntnisse, die in späteren klinischen Studien bestätigt werden müssen.

## 5.2 Diskussion der Ergebnisse

### 5.2.1 Randspalten

Insgesamt zeigten die Randspalten der untersuchten Zirkoniumdioxidkeramikbrücken im Mittel klinisch akzeptable Werte. Dabei waren die Randspaltwerte der Zirkoniumdioxidgerüste vor der Verblendung mittels Überpresstechnik um  $3\mu\text{m}$  größer ( $42\mu\text{m} > 39\mu\text{m}$ ) und mittels Schichttechnik um  $7\mu\text{m}$  kleiner ( $34\mu\text{m} > 41\mu\text{m}$ ).

Untersuchungen von Kohorst et al. (2009, 2010) an viergliedrigen Zirkoniumdioxidkeramikbrücken zweier unterschiedlicher Hersteller verblendet mit entsprechenden Keramiken in der Schichttechnik ergaben, dass es bei einer Studie zur Vergrößerung des Randspaltes nach Verblendung kam ( $130,7\mu\text{m} > 142,7\mu\text{m}$ ) und bei der anderen Versuchsreihe zur Verkleinerung um  $23,8\mu\text{m}$ . Demgegenüber konnte in einer weiteren Studie an viergliedrigen Zirkoniumdioxidkeramikbrücken kein Unterschied der Randspaltgröße vor (zwischen  $46,3\mu\text{m}$  und  $63,37\mu\text{m}$ ) und nach Verblendung (zw.  $47,28\mu\text{m}$  und  $65,49\mu\text{m}$ ) festgestellt werden (Vigolo und Fonzi 2008). Randspaltuntersuchungen, die Schicht- und Überpresstechnik vergleichen, konnten nach Durchsicht der Literatur nicht gefunden werden.

Die artifizielle Alterung führte in allen drei Gruppen zu einer Vergrößerung der Randspaltbreiten (e.max CAD:  $121\mu\text{m} > 130\mu\text{m}$ , überpresste  $\text{ZrO}_2$ :  $39\mu\text{m} > 43\mu\text{m}$ , geschichtete  $\text{ZrO}_2$ :  $41\mu\text{m} > 53\mu\text{m}$ ). Lediglich die Werte der geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken waren dabei signifikant vergrößert ( $p = 0,025$ ). Das nach einer Kausimulation vergrößerte marginale Spaltbreiten auftreten, bestätigten Untersuchungen von Rosentritt et al. (2006b) an dreigliedrigen Seitenzahnbrücken. Nach Kausimulation verschlechterten sich die Werte um 0,1% bis 14,2%. Diese Veränderungen waren allerdings nicht signifikant. Bei Krejci et al. (1994) nahm hingegen die Ungenauigkeit der Randspaltpassung an Kunststoffkronen nach artifizieller Alterung signifikant zu. Keine signifikante Veränderung hinsichtlich des Randspaltverhaltens von 3-gliedrigen Brücken (u. a. Empress II) vor und nach künstlicher Alterung konnten Stappert et al. (2001) feststellen ( $73,3\mu\text{m} > 72,2\mu\text{m}$ ).

Mögliche Ursachen für die in dieser Untersuchung gemessenen erhöhten marginalen Spaltwerte nach künstlicher Alterung sind zum einen das Quellen des Zementes im wässrigen Milieu, bzw. das Ausbrechen von Zementfragmenten durch die Kausimulation (Rosentritt et al. 2006b).

Die Gründe für die im Vergleich zu den Zirkoniumdioxidkeramikbrücken großen Randspalten der e.max CAD Brücken waren in der unterschiedlichen Herstellungsart zu suchen. Demnach wurden die vollanatomischen Brücken in einem inEos Blue

Scanner (Sirona, Bensheim) gescannt und in der Sirona in Lab MCXL Schleifeinheit gefräst. Der Grund hierfür bestand darin, dass die verwendeten Rohlinge (Blanks) noch nicht die für andere Fräsmaschinen kompatiblen Rohlingshalter besaßen. Die Zirkoniumdioxidbrücken hingegen wurden mittels eines 3Shape Scanners gescannt und von einer 4-achsigen CNC-Fräsmaschine Organical 4X-T gefertigt. Diese unterschiedlichen Scanner mit ihrer entsprechenden Software und vor allem die unterschiedliche Konstruktionsweise und Präzision der Schleifeinheiten können Abweichungen bei den Produktionsschritten der jeweiligen Brückengruppe, besonders hinsichtlich des Randspaltes, verursachen. Dies belegt eine Studie von Bindl und Mörmann (2005), bei der die Randspalten von Molarenkronen, hergestellt mittels Cerec inLab, mit  $43\pm 23\mu\text{m}$  größer waren, als die in sog. „Schleifzentren“ hergestellten Molarenkronen ( $17\pm 16\mu\text{m}$ , bzw.  $23\pm 17\mu\text{m}$ ).

Weitere Untersuchungen der e.max CAD Brücken mit veränderten Einstellungen der hinterlegten Schleifparameter, wie z.B. der vorgegebene Randspalt müssen zeigen, ob sich die Randqualität dieser Lithiumdisilikatkeramikbrücken an die der Zirkoniumdioxidkeramikbrücken annähert.

Betrachtet man die durchschnittlichen Randspaltwerte der e.max CAD Brücken mit  $120,7\mu\text{m}$  und  $130,43\mu\text{m}$  nach artifizieller Alterung, so sind diese allerdings klinisch vertretbar (Christensen 1966, Groten et al. 1998, Boening et al. 2000, Boeckler et al. 2005).

### **5.2.2 Farbtreue**

Die höchste Farbtreue zum Referenzzahn wies die Lithiumdisilikatkeramik auf. Bei vier von 16 vollanatomischen e.max CAD Brücken (25%) war der Farbunterschied ohne Alterung kaum wahrnehmbar und bei 12 Brücken (75%) nur zum Teil wahrnehmbar.

Nach der künstlichen Alterung konnte bei allen acht gealterten LS<sub>2</sub>-Brücken (100%) ein zum Teil wahrnehmbarer Unterschied zur Farbe des Referenzzahnes gemessen werden. Bei allen 16 überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken (100%) konnte sowohl vor und nach künstlicher Alterung ein wahrnehmbarer Farbunterschied zum Referenzzahn gemessen werden. Die überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken wiesen somit die geringste Farbtreue zum Referenzzahn auf. An den 16 geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken konnte vor künstlicher Alterung bei sechs Brücken (37,5%) ein zum Teil wahrnehmbarer Farbunterschied und bei zehn Brücken (62,5%) ein wahrnehmbarer Farbunterschied festgestellt werden. Nach der künstlichen Alterung wurde bei zwei (25%) von acht Brücken ein zum Teil wahrnehmbarer

Farbunterschied und bei sechs Brücken (75%) ein wahrnehmbarer Farbunterschied gemessen.

Eine vergleichbare Untersuchung zur Farbtreue verschiedener Dentalkeramiken konnte in der Literatur nicht gefunden werden. Lediglich Lee et al. (2004) untersuchten diesbezüglich u. a. eine Lithiumdisilikatkeramik vor und nach Thermozyklisierung. Es zeigte sich keine signifikante Farbänderung der Keramik.

### **5.2.3 Bruchfestigkeit und Chipping**

Die Bruchfestigkeitswerte der vollanatomischen Lithiumdisilikatkeramikbrücken betragen im Mittel vor artifizierter Alterung 1293N und nach dieser 1131N. Diese Werte bestätigen die Ergebnisse von Güß et al. (2010), bei welcher e.max CAD Einzelkronen auf ihre Bruchfestigkeit unter zyklischen Ermüdungstests überprüft wurden. Keine dieser getesteten Kronen versagte unter 900N. Die Forderung, dass vollkeramische Brücken im Seitenzahnggebiet eine anfängliche Festigkeit von mindestens 1000N aufweisen sollten (Pospiech et al. 2004), wurde bei allen getesteten Proben erfüllt.

Die überpressten Zirkoniumdioxidkeramikbrücken erreichten ohne Alterung im Mittel Werte von 1609N und nach Alterung 1685N. Die geschichteten Zirkoniumdioxidkeramikbrücken erzielten mit 1541N ohne und 1557N nach künstlicher Alterung ähnliche Werte. Damit lagen diese erzielten Bruchlastwerte im Bereich anderer Studien an geschichtet verblendeten Brücken (zwischen 1263N und 1558N) (Sundh et al. 2005, Rosentritt et al. 2006b, Kohorst et al. 2008, Stawarczyk et al. 2009, Kohorst et al. 2009).

Die Kausimulation hatte keine signifikante Auswirkung auf die Ergebnisse aller drei Testgruppen. Auch Sundh et al. (2005) kommen in ihrer Studie, bei der dreigliedrige Zirkoniumdioxidkeramikbrücken getestet wurden, zu diesem Resultat. Hingegen zeigten die gemessenen Werte von Rosentritt et al. (2006a) eine signifikante Abnahme der Bruchlast bei Lithiumdisilikatkeramikbrücken (Empress 2) von 1832N auf 410N infolge einer thermozyklischen Kaubelastung. Auch Kohorst et al. (2009) stellten bei der Untersuchung viergliedriger Zirkoniumdioxidkeramikbrücken fest, dass die artifizierende Alterung die Bruchfestigkeit signifikant, um bis zu 40%, minderte. Als mögliche Ursache dafür wird die Zunahme des unterkritischen Risswachstums im wässrigen Umgebungsmilieu angegeben. Zu bedenken bleibt dabei jedoch, inwieweit die Verblendschicht einen Wasserzutritt in das Zirkoniumdioxidgerüst überhaupt zulässt. Thermische Wechsel könnten laut Kohorst et al. (2009) Spannungen erzeugen, die ebenfalls das Absinken der Bruchfestigkeit bewirken.

Bezüglich der Bruchlastwerte der beiden Verblindtechniken konnten in der vorliegenden Untersuchung keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden. Dies bestätigen andere Studien zur Bruchfestigkeit, bei denen Vollkeramikronen bzw. Zirkoniumdioxidkeramikplättchen mittels Überpress- und Schichtmethode verblindet und verglichen wurden (Tsalouchou et al. 2008, Guess 2009, Beuer et al. 2009c, Eisenburger et al. 2011). Die Bruchfestigkeitswerte der überpressten Zirkoniumdioxidkronen betragen bei Tsalouchou et al. (2008) im Mittel 2135,6N und bei geschichtet verblindeten Kronen 2189,9N. Bei Beuer et al. (2009c) wurden mittlere Bruchlastwerte an überschichteten  $ZrO_2$ -Kronen von 1238,7N und an überpressten  $ZrO_2$ -Kronen von 1181,1N ermittelt. Eisenburger et al. (2011) variierten zudem das Design des Zirkoniumdioxidgerüsts und stellten auch danach keinen signifikanten Unterschied fest.

Im Hinblick auf Integritätsverletzungen der Verblindungen (z.B. Risse, Chipping) schneiden die überpresst verblindeten Zirkoniumdioxidbrücken in der vorliegenden Studie geringfügig besser ab. Nach Durchlaufen der 1,2 Millionen Kauzyklen und der thermischen Wechselbelastung konnte an zwei dieser Brücken ein Riss festgestellt werden. Bei den geschichtet verblindeten Zirkoniumdioxidbrücken trat dies an drei Brücken auf. Ein Chipping im klassischen Sinne als Verblindfraktur ohne Gerüstfreilegung, wurde nicht festgestellt. In einer klinischen 3-Jahres Studie von Beuer et al. (2009a) an 21 dreigliedrigen  $ZrO_2$ Brücken verblindet mittels Überpresstechnik traten ebenfalls keine Verblindfrakturen auf. Auch Kohorst et al. (2009) konnten nach Alterssimulation an viergliedrigen Zirkoniumdioxidbrücken keine Schäden erkennen. Andere klinische Studien an verblindeten  $ZrO_2$ Brücken berichteten jedoch häufig von Verblindabplatzungen (Vult von Steyern et al. 2005, Sailer et al. 2007, Beuer et al. 2010). Demnach traten bei Vult von Steyern et al. (2005) während einer klinischen 2- Jahres Studie in 15% kleinere Chippings an  $ZrO_2$ Brücken auf. Chippingraten von 9,5% nach drei und 15,2% nach fünf Jahren Tragezeit wurden von Sailer et al. (2007) beschrieben. Deren Erfolgsrate betrug 97,8% und die Überlebensrate betrug 73,9% nach 5 Jahren. Beuer et al. (2010) untersuchte 50 vollkeramische Einzelkronen und 18 Brücken. Nach 3 Jahren waren an 5 Brücken (7,4%) technische Fehler im Sinne von Chipping aufgetreten. Die Kronen blieben frei von Verblindfrakturen. Die Ursache hierfür erklärten Beuer et al. (2010) mit der Korrelation von Größe der Restauration und entsprechend höherer Anzahl an (unterkritischen) Rissen innerhalb dieser Restaurationen. Die Überlebensrate betrug insgesamt 88,2%. In der vorliegenden In-vitro Untersuchung lag die Überlebensrate sowohl der geschichtet als auch der überpresst verblindeten  $ZrO_2$ Brücken bei 100%. Die Erfolgsrate betrug bei den überschichteten  $ZrO_2$ Brücken 62,5% und bei den

überpressten ZrO<sub>2</sub>-Brücken 75%. An zwei der vollanatomischen Brücken aus Lithiumdisilikatkeramik frakturierte der palatinale Höcker des Brückenzwischengliedes. An einer Weiteren führte die Kausimulation zur Fraktur der gesamten e.max CAD Brücke. Der Bruch zog vom Konnektor bis zur distalen Pfeilerwand am Prämolare. Untersuchungen von Güß et al. (2010) zum Alterungsverhalten von u. a. monolithischen Lithiumdisilikatkronen konnten keine Höckerfrakturen feststellen. Der vorzeitige Totalausfall der e.max CAD Brücke könnte auf eine Vorschädigung während der Bearbeitung oder des Transportes zurückzuführen sein. Ein Review aus dem IPS e.max Scientific Report der Firma Ivoclar Vivadent (2012) über klinische Studien mit insgesamt 237 e.max CAD Kronen zeigte, dass nach einer mittleren 2,5 jährigen Tragedauer 97,9% der Restaurationen in situ waren. Es gab bei lediglich einer Krone ein irreparables Chipping. Kern et al. (2012) fanden in einer klinischen Studie mit 36 dreigliedrigen LS<sub>2</sub>-Brücken (e.max Press) eine Überlebensrate von 100% nach 5 Jahren und von 87,9% nach 10 Jahren. Die Überlebensrate der in der vorliegenden In-vitro Untersuchung getesteten e.max CAD Brücken betrug 87,5% nach simulierten 5 Jahren. Dies zeigt, dass Lithiumdisilikatkeramik für Brücken durchaus geeignet ist. Jedoch bleibt abzuwarten, ob sich die CAD/CAM Verarbeitungstechnik klinisch ebenso erfolgreich, wie die Presstechnik darstellen wird.

### **5.3 Schlussfolgerungen**

Die in der vorliegenden Studie ermittelten Ergebnisse bezüglich der Lithiumdisilikatkeramik zeigten durchaus das Potential für die in praxi Anwendung als Seitenzahnbrücken. Zwar wiesen die getesteten, im CAD/CAM-Verfahren hergestellten, Zirkoniumdioxid-, und Lithiumdisilikatkeramikbrücken signifikante Unterschiede auf, aber die noch bestehenden material- oder herstellungsbedingten Beeinträchtigungen der LS<sub>2</sub>-Brücken waren mit einer ästhetischen Überlegenheit vergesellschaftet. Weiterführende klinische Untersuchungen müssen folgen.

Bezüglich der Verblendmethoden zeigten sich kaum Unterschiede. Lediglich in der Farbgenauigkeit schnitten die überpresst verblendeten Brücken geringfügig schlechter ab. Hinsichtlich der Passgenauigkeit und Bruchfestigkeit waren die Ergebnisse der überpressten Zirkoniumdioxidkeramikbrücken etwas besser gegenüber den überschichteten. Einer klinischen Anwendung im Seitenzahnbereich spricht somit anhand der Ergebnisse der Passung und Festigkeit dieser Laboruntersuchung nichts entgegen. Dies sollte zuvor jedoch in weiterführenden klinischen Studien überprüft werden.

## 6 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden in-vitro-Studie war es, dreigliedrige Brücken aus unterschiedlichen Keramiken hinsichtlich Randschlussgenauigkeit, Farbtreue und Biegefestigkeit vor und nach artifizierlicher Alterung zu untersuchen und zu vergleichen. Die dabei ermittelten Ergebnisse sollten zum einen Aufschluss darüber geben, ob sich die Lithiumdisilikatkeramik e.max CAD als CAD/CAM- Werkstoff für Seitenzahnbrücken klinisch eignet. Zum anderen sollte überprüft werden, ob Unterschiede bei geschichtet und überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidkeramikbrücken hinsichtlich der oben genannten Parameter bestehen.

Es wurden jeweils 16 dreigliedrige Brücken für den Ersatz des ersten Prämolaren aus Lithiumdisilikatkeramik (e.max CAD, Ivoclar Vivadent), aus überpresster (e.max Zirpress) und aus überschichteter (e.max Ceram) Zirkoniumdioxidkeramik hinsichtlich des Randschlusses, der Farbtreue und der Bruchfestigkeit untersucht. Jeweils acht dieser 16 Brücken wurden dabei einer künstlichen Alterung mittels Kausimulation und Thermozyklisierung unterzogen.

Die Untersuchung der verschiedenen Keramikmaterialien zeigte zum Teil signifikante Unterschiede. Die Randspalten der getesteten dreigliedrigen Brücken waren in ihren Mittelwerten zwar klinisch akzeptabel, jedoch waren die Werte der Lithiumdisilikatkeramikbrücken ( $121\mu\text{m}/131\mu\text{m}$ ) im Vergleich zu den Zirkoniumdioxidkeramikbrücken signifikant schlechter (überpresst:  $39\mu\text{m}/43\mu\text{m}$  und geschichtet:  $41\mu\text{m}/53\mu\text{m}$ ). Nach der Kausimulation waren die marginalen Spalten aller Gruppen vergrößert, aber lediglich die in der Schichttechnik verblendeten Brücken zeigten im Vergleich signifikant erhöhte Randspaltwerte ( $p=0,025$ ).

Hinsichtlich der Farbtreue ergaben sich bei den e.max CAD Brücken die besten Werte. Bei 25% dieser Brücken war der Farbunterschied zum Referenzzahn kaum wahrnehmbar und bei 75% zum Teil wahrnehmbar. Die überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken hatten die geringste Farbübereinstimmung. So wiesen 100% einen wahrnehmbaren Unterschied zum Referenzzahn auf. Bei den geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken konnte bei 37,5% ein zum Teil wahrnehmbarer Farbunterschied und bei 62,5% der Brücken ein wahrnehmbarer Farbunterschied gemessen werden. Nach der künstlichen Alterung war an allen e.max CAD Brücken ein zum Teil wahrnehmbarer Farbunterschied festzustellen und auch bei den geschichteten Zirkoniumdioxidbrücken konnte nur noch bei 25% ein zum Teil wahrnehmbarer und bei 75% der untersuchten Proben ein wahrnehmbarer Unterschied zur Farbe des Referenzzahns ermittelt werden.

Die Bruchfestigkeitsuntersuchung ergab insgesamt positive Ergebnisse. Die gemessenen mittleren Bruchlastwerte aller drei Gruppen lagen vor artifizierter Alterung über dem Grenzwert 1000N. Nach Durchlaufen der Kausimulation wurden Mittelwerte von über 900N in allen Versuchsreihen ermittelt. Signifikante Unterschiede konnten nicht festgestellt werden. Die Überlebensrate nach Kausimulation betrug bei den LS<sub>2</sub>Brücken 87,5%. Bei den überschichtet und überpressten ZrO<sub>2</sub>Brücken lag die Überlebensrate bei 100%. Die Erfolgsrate war mit 62,5% bei den e.max CAD Brücken und den geschichtet verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken deutlich niedriger. Bei den überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken lag die Erfolgsrate bei 75%.

Ausgehend von diesen in-vitro ermittelten Ergebnissen der Lithiumdisilikatkeramikbrücken müssen nun klinische Untersuchungen zeigen, ob eine Freigabe dieses Materials auch für Brücken im Seitenzahnbereich erfolgen kann. Hinsichtlich der unterschiedlichen Verblendmethoden zeigten sich kaum Differenzen. Die Überpresstechnik war der konventionellen Schichttechnik in Passgenauigkeit und Bruchfestigkeit ebenbürtig, bzw. sogar überlegen. Bezüglich der Ästhetik (Farbtreue) waren die Ergebnisse der überpressten Brücken gegenüber den Überschichteten etwas schlechter.

Weiterführende klinische Studien müssen die Resultate der vorliegenden Laboruntersuchung belegen.

## 7 Literaturverzeichnis

Aboushelib MN, de Kler M, van der Zel JM, Feilzer AJ: Microtensile bond strength and impact energy of fracture of CAD-veneered zirconia restorations. *J Prosthodont* 18 3 (2009) 211-216

Arnetzl G: Optische versus konventionelle Abformung. Wie präzise sind die Methoden? *ZMK* 2010 5 (2010) 19-24

Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA: Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clin Oral Investig* 13 4 (2009a) 445-451

Beuer F, Klein A, Gernet W: Performance of full- contour zirconia crowns. IADR/AADR/CADR General Session and Exhibition (Paper and Abstracts) 87 (2009b)

Beuer F, Schweiger J, Edelhoff D: Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *Br Dent J* 204 9 (2008) 505-511

Beuer F, Schweiger J, Eichberger M, Kappert HF, Gernet W, Edelhoff D: High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings-a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dent Mater* 25 1 (2009c) 121-128

Beuer F, Stimmelmayer M, Gernet W, Edelhoff D, Guh JF, Naumann M: Prospective study of zirconia-based restorations: 3-year clinical results. *Quintessence Int* 41 8 (2010) 631-637

Bindl A, Mörmann WH: Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 32 6 (2005) 441-447

Boeckler AF, Stadler A, Setz JM: The significance of marginal gap and overextension measurement in the evaluation of the fit of complete crowns. *J Contemp Dent Pract* 6 4 (2005) 26-37

Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH: Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 84 4 (2000) 419-424

Bremer BD, Geurtsen W: Molar fracture resistance after adhesive restoration with ceramic inlays or resin-based composites. *Am J Dent* 14 4 (2001) 216-220

Bühler-Zemp P: IPS Classic Wissenschaftliche Dokumentation. Ivoclar Vivadent (2003) 1-19

Bürke H, Rothbrust F, Schweiger M, Kerschbaumer H, Stiefenhofer A, Völkel T: IPS e.max Press und IPS e.max CAD. Report (Aus Forschung und Entwicklung der Ivoclar Vivadent AG) 17 (2006) 6-47

Cherkas LA: Communicating precise color matching and cosmetic excellence. *Dent Today* 20 4 (2001) 52-57

Christensen GJ: Marginal fit of gold inlay castings. *J Prosthet Dent* 16 2 (1966) 297-305

- Dreyer Jorgensen K: Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gußverfahren. Dtsch Zahnaerztl Z 7 (1958) 461-469
- Edelhoff D, Florian B, Florian W, Johnen C: HIP zirconia fixed partial dentures--clinical results after 3 years of clinical service. Quintessence Int 39 6 (2008) 459-471
- Eichner K: Kronenrand und Parodontium. Dtsch Zahnaerztl Z 44 (1989) 737-742
- Eichner K: Messung der Kaukräfte bei Kauvorgängen. Dtsch Zahnaerztl Z 18 (1963) 915-924.
- Eidenbenz S, Lehner CR, Scharer P: Copy milling ceramic inlays from resin analogs: a practicable approach with the CELAY system. Int J Prosthodont 7 2 (1994) 134-142
- Eisenburger M, Mache T, Borchers L, Stiesch M: Fracture stability of anterior zirconia crowns with different core designs and veneered using the layering or the press-over technique. Eur J Oral Sci 119 3 (2011) 253-257
- Ender A, Mehl A: Full arch scans: conventional versus digital impressions--an in-vitro study. Int J Comput Dent 14 1 (2011) 11-21
- Ernst S, Caesar H: Grundwissen für Zahntechniker Die Nichtmetalle. 5.Aufl. Neuer Merkur Verlag, München, 2007, S. 201-202
- Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP: Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. J Prosthet Dent 65 3 (1991) 357-364
- Filser F, Kocher P, Weibel F, Luthy H, Scharer P, Gauckler LJ: Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). Int J Comput Dent 4 2 (2001) 89-106
- Fischer J: Mechanische Eigenschaften metallischer und keramischer Werkstoffe. Quintessenz Zahntechnik 35 12 (2009) 1540-1549
- Fischer J, Stawarczyk B: Compatibility of machined Ce-TZP/Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> nanocomposite and a veneering ceramic. Dent Mater 23 12 (2007) 1500-1505
- Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle CH: Biegefestigkeit von Verblendkeramiken für Zirkoniumdioxid. Hat die Prüfmethode Einfluss auf die Werte? Schweiz Monatsschr Zahnmed 34 9 (2008) 1138-1145
- Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT: Ceramic steel? Nature 258 (1975) 703-704
- Gehre G, Eichner K, Kappert H: Keramische Werkstoffe. In: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 2000, S. 326-356
- Geurtsen W: Der Kronen- und Füllungsrand. Dtsch Zahnaerztl Z 45 (1990) 380
- Ghazal M, Kern M: Wear of denture teeth and their human enamel antagonists. Quintessence Int 41 2 (2010) 157-163
- Goldin EB, Boyd NW, III, Goldstein GR, Hittelman EL, Thompson VP: Marginal fit of leucite-glass pressable ceramic restorations and ceramic-pressed-to-metal restorations. J Prosthet Dent 93 2 (2005) 143-147

- Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H: Verlässlichkeit von zirkulären Randspaltmessungen an Einzelkronen. Dtsch Zahnärztl Z 53 (1998) 260-265
- Groten M, Axmann D, Probster L, Weber H: Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in-vitro testing. J Prosthet Dent 83 1 (2000) 40-49
- Groten M, Girthofer S, Probster L: Marginal fit consistency of copy-milled all-ceramic crowns during fabrication by light and scanning electron microscopic analysis in vitro. J Oral Rehabil 24 12 (1997) 871-881
- Guess PC: Effect of veneering techniques on damage and reliability of Y-TZP trilayers. Eur J Esthet Dent 4 3 (2009) 262-276
- Guess PC, Zavanelli RA, Silva NR, Bonfante EA, Coelho PG, Thompson VP: Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. Int J Prosthodont 23 5 (2010) 434-442
- Hämmerle CH, Sailer I, Thoma A, Hälg G, Suter A, Ramel C: Dentale Keramiken. Quintessenz Verlag, Berlin, 2008, S. 2-21
- Hassel AJ, Cevirgen E, Balke Z, Rammelsberg P: Intraexaminer reliability of measurement of tooth color by spectrophotometry. Quintessence Int 40 5 (2009) 421-426
- Hassel AJ, Grossmann AC, Schmitter M, Balke Z, Buzello AM: Interexaminer reliability in clinical measurement of L\*a\*b\* values of anterior teeth using a spectrophotometer. Int J Prosthodont 20 1 (2007) 79-84
- Heintze SD, Albrecht T, Cavalleri A, Steiner M: A new method to test the fracture probability of all-ceramic crowns with a dual-axis chewing simulator. Dent Mater 27 2 (2011) e10-e19
- Heintze SD, Cavalleri A, Forjanic M, Zellweger G, Rousson V: Wear of ceramic and antagonist--a systematic evaluation of influencing factors in vitro. Dent Mater 24 4 (2008) 433-449
- Höland W, Schweiger F, Drescher H, Rheinsberger V, Oehri P: Werkstoffwissenschaftliche Aspekte der IPS Empress 2 Glaskeramik. Report (Aus Forschung und Entwicklung der Ivoclar Vivadent AG) 12 (1998) 1-31
- Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD: Considerations in measurement of marginal fit. J Prosthet Dent 62 4 (1989) 405-408
- Kappert HF: Zur Festigkeit von Dentalkeramiken. Zahnärztl Mitt 7 (2003) 42-47
- Kappert HF, Krahl M: Keramiken - Eine Übersicht. Quintessenz Zahntechnik 27 6 (2001) 668-704
- Karamouzos A, Papadopoulos MA, Kolokithas G, Athanasiou AE: Precision of in vivo spectrophotometric colour evaluation of natural teeth. J Oral Rehabil 34 8 (2007) 613-621
- Kelly JR: Perspectives on strength. Dent Mater 11 2 (1995) 103-110
- Kern M: Digital bald Standard? Dental Magazin 29 (2011) 124-128

Kern M: Vollkeramik auf einen Blick. Quintessenz Zahntechnik 32 5 (2006) 514-520

Kern M, Fechtig T, Strub JR: Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelain, resin-bonded fixed partial dentures. J Prosthet Dent 71 3 (1994) 251-256

Kern M, Kohal RJ, Mehl A, Pospiech P, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K, Kunzelmann KH: Vollkeramik auf einen Blick. 4. Aufl. Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V., Ettlingen, 2010, S. 8, 114-120

Kern M, Sasse M, Wolfart S: Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. J Am Dent Assoc 143 3 (2012) 234-40

Kern M, Schaller HG, Strub JR: Marginal fit of restorations before and after cementation in vivo. Int J Prosthodont 6 6 (1993) 585-591

Kern M, Strub JR, Lu XY: Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. J Oral Rehabil 26 5 (1999) 372-378

Kerschbaum T, Porschen C: Kronenrandschluß und -konturqualität in fünf Dentallaboratorien. Dtsch Zahnärztl Z 53 (1998) 620-623

King KA, deRijk WG: Variations of L\*a\*b\* values among Vitapan Classical Shade Guides. J Prosthodont 16 5 (2007) 352-356

Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M: Belastbarkeit nach Alterssimulation sowie Randschlußqualität viergliedriger Zirkoniumdioxidbrücken. Dtsch Zahnärztl Z 64 8 (2009) 476-488

Kohorst P, Brinkmann H, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M.: Influence of the veneering process on the marginal fit of zirconia fixed dental prostheses. J Oral Rehabil 37 4 (2010) 283-291

Kohorst P, Dittmer MP, Herzog TJ, Borchers L, Striesch-Scholz M: Belastbarkeit viergliedriger ZrO<sub>2</sub>-Brücken - Einfluß von Gerüstwerkstoff und Vorschädigung. Dtsch Zahnärztl Z 63 (2008) 265-273

Körber K: Zahnärztliche Prothetik. 4. Aufl. Thieme Verlag, Stuttgart- New York, 1995, S. 270-271

Kourtis SG, Tripodakis AP, Doukoudakis AA: Spectrophotometric evaluation of the optical influence of different metal alloys and porcelains in the metal-ceramic complex. J Prosthet Dent 92 5 (2004) 477-485

Kourtis S, Chronopoulos V, Papadimitriou P: Die Verwendung von Easy shade und Spectroshade Bewertung elektronischer Geräte zur Bestimmung der Zahnfarbe. Teamwork J Cont Dent Educ 12 2 (2009) 232-240

Krejci I, Lutz F: In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100 12 (1990) 1445-1449

Krejci I, Mueller E, Lutz F: Effects of thermocycling and occlusal force on adhesive composite crowns. J Dent Res 73 6 (1994) 1228-1232

- Kunzelmann KH, Chen D, Manhart J, Hickel R: Bruchfestigkeit und Ermüdungsverhalten von Cerec- Keramikronen. Dtsch Zahnärztl Z 54 11 (1999) 681-687
- Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K: Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. J Clin Periodontol 10 6 (1983) 563-578
- Larsson C, Madhoun SE, Wennerberg A, Vult von SP: Fracture strength of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals crowns with different design: an in vitro study. Clin Oral Implants Res (2011)
- Lee SH, Lee YK, Lim BS: Influence of thermocycling on the optical properties of laboratory resin composites and an all-ceramic material. J Mater Sci Mater Med 15 11 (2004) 1221-1226
- Lee SK, Wilson PR: Fracture strength of all-ceramic crowns with varying core elastic moduli. Aust Dent J 45 2 (2000) 103-107
- Leibroch A, Rosentritt M, Guray N, Handel G: Einflüsse unterschiedlicher Messparameter auf die metrische Farbbestimmung mit dem Spektralfarbmessgerät Castor. Dtsch Zahnärztl Z 50 (1995) 664-667
- Lorenzoni FC, Martins LM, Silva NR, Coelho PG, Guess PC, Bonfante EA, Thompson VP, Bonfante G: Fatigue life and failure modes of crowns systems with a modified framework design. J Dent 38 8 (2010) 626-634
- Marxkors R, Figgenger L: Kronenersatz. In: Praxis der Zahnheilkunde -Festsitzender Zahnersatz. Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore, 1993, S. 197-230
- Mörmann W, Ender A, Durm E, Michel J, Wolf D, Bindl A: Zirkonoxidgerüste bei Kronen und Brücken: aktueller Stand. Dtsch Zahnärztl Z 62 (2007) 141-147
- Mues S, Bayer S, Helfgen E-H: Unverblendete Zirkonoxidkeramik- eine Alternative zu NEM in der Regelversorgung? Falldokumentation. Quintessenz 58 (2007) 835-838
- Olivera AB, Matson E, Marques MM: The effect of glazed and polished ceramics on human enamel wear. Int J Prosthodont 19 6 (2006) 547-548
- Olms C, Arnold Ch, Setz JM: Einflüsse von Umgebungsparametern auf die Reproduzierbarkeit intraoraler Farbmessungen mit dem Spektrophotometer Vita Easyshade. Dtsch Zahnärztl Z 65 (2010) 616-623
- Olsson KG, Furst B, Andersson B, Carlsson GE: A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. Int J Prosthodont 16 2 (2003) 150-156
- Palmer DS, Barco MT, Billy EJ: Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. J Prosthet Dent 67 3 (1992) 325-327
- Piconi C, Maccauro G: Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 20 1 (1999) 1-25
- Porsche A: Die Eignung der Zinkoxyd-Phosphatzemente als Befestigungsmittel. Dtsch Zahnärztl Z 16 (1961) 87-91
- Pospiech P, Kern M: Klinische und technische Erfahrung mit Vollkeramiken. Dental Praxis 9 10 (2002) 252

Pospiech P, Tinschert J, Raigrodski AJ: Keramik-Vollkeramik. Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin. 3M ESPE, Seefeld, 2004, S. 8-24,51-64

Pröbster L: Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? Wissenschaftliche Stellungnahme der DGZMK und DGZPW. Zahnärztl Mitt 1 (2002) 28-29

Ramp MH, Ramp LC, Suzuki S: Vertical height loss: an investigation of four restorative materials opposing enamel. J Prosthodont 8 4 (1999) 252-257

Rehberg HJ: Exakter Randschluss - was ist das? Dtsch Zahnärztl Z 26 (1971) 696-699

Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G: Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. Dent Mater 22 2 (2006a) 176-182

Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G: Vergleich der Randqualität und Bruchfestigkeit dreigliedriger Brücken aus Vollkeramik. Dtsch Zahnärztl Z 61 (2006b) 353-357

Rosentritt M, Behr M, Thaller C, Rudolph H, Feilzer A: Bruchfestigkeit von CAD/CAM-gefertigten Kronen mit Zirkoniumdioxid- oder Metallgerüst. Quintessenz Zahntechnik 36 2 (2010) 176-185

Rudolph H, Schöne C, Luthardt RG: Einfluss der Digitalisierung auf die erreichbare Präzision CAD/CAM-gefertigter zahnmedizinischer Restaurationen. Dtsch Zahnärztl Z 59 (2004) 73-77

Rudolph H, Quaas S: CAD/CAM gefertigte Restaurationen: Grundlagen und Technologien für die zahnärztliche Praxis. Spitta Verlag, Balingen, 2009, S. 72,130-137, 141,145-146

Rudolph M, Boeckler AF, Setz JM: Metallkeramikronen mit lasergeschmolzenem Gerüst: Randspaltmessung und Festigkeitsprüfung - erste Ergebnisse. Dtsch Zahnärztl Z 62 7 (2007) 465-469

Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH: Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. Int J Prosthodont 20 4 (2007) 383-388

Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, Franz Hammerle CH: Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. Quintessence Int 37 9 (2006) 685-693

Sakaguchi RL, Douglas WH, DeLong R, Pintado MR: The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. Dent Mater 2 6 (1986) 235-240

Scherrer SS, de Rijk WG: The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. Int J Prosthodont 6 5 (1993) 462-467

Schneider F, Siebert F, Setz JM, Boeckler AF: Verblendfreie CAD/CAM-gefertigte Zirkoniumdioxidrestaurationen- Ein Fallbericht. Quintessenz 61 1 (2010) 47-59

- Scotti R, Cardelli P, Baldissara P, Monaco C: Clinical fitting of CAD/CAM zirconia single crowns generated from digital intraoral impressions based on active wavefront sampling. *J Dent* (2011)
- Shimada K, Kakehashi Y, Matsumura H, Tanoue N: In vivo quantitative evaluation of tooth color with hand-held colorimeter and custom template. *J Prosthet Dent* 91 4 (2004) 389-391
- Sidler P, Strub JR: In-vivo-Untersuchung der Löslichkeit und des Abdichtungsvermögens von drei Befestigungszementen. *Dtsch Zahnärztl Z* 38 (1983) 557-564
- Sinseder F: In-vitro-Untersuchung zur Korrelation von Präparationsdesign und klinischer Haltbarkeit CAD/CAM-gefertigter Zirkondioxidkronen nach künstlicher Alterung im Kausimulator. *Med. Diss.* 2009
- Sorensen JA: A standardized method for determination of crown margin fidelity. *J Prosthet Dent* 64 1 (1990) 18-24
- Stappert CFJ, Dai M, Heydecke JR, Strub JR: Randspaltanalyse dreigliedriger Voll- und Metallkeramikseitenzahnbrücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 56 (2001) 626-628
- Stawarczyk B, Jahn D, Becker I, Fischer J, Hämmerle CH: Einfluss des Gerüstdesigns auf die Bruchlast von ZrO<sub>2</sub>-Kronen. *Quintessenz Zahntechnik* 34 10 (2008) 1246-1254
- Stawarczyk B, Jahn D, Fischer J, Hämmerle CH: Vergleichende Bruchlastuntersuchungen dreigliedriger Brücken. Welche Kräfte halten unsere Werkstoffe aus? *Quintessenz Zahntechnik* 35 1 (2009) 78-86
- Stiesch-Scholz M, Schulz K, Borchers L: In vitro fracture resistance of four-unit fiber-reinforced composite fixed partial dentures. *Dent Mater* 22 4 (2006) 374-381
- Stoll R, Jablonski-Momeni A, Stachniss V: Die Verwendung der Farbskalen Vitapan Classical und Vita Bleachedguide 3D- Master zur Farbkontrolle beim Bleichen vitaler Zähne. *Dtsch Zahnärztl Z* 63 (2008) 53-59
- Sundh A, Molin M, Sjogren G: Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 21 5 (2005) 476-482
- Tholey M, Thiel N, Schindler S, Rues S, Lenz J: Temperaturgradienten in Kronen mit Gerüsten aus Zirkoniumdioxid (Y-TZP). *Quintessenz Zahntechnik* 36 9 (2010) 1184-1198
- Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H: Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 7 1 (2004) 25-45
- Tsalouchou E, Cattell MJ, Knowles JC, Pittayachawan P, McDonald A: Fatigue and fracture properties of yttria partially stabilized zirconia crown systems. *Dent Mater* 24 3 (2008) 308-318
- Vigolo P, Fonzi F: An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before

and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. J Prosthodont 17 8 (2008) 621-626

Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K: All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. J Oral Rehabil 32 3 (2005) 180-187

Vult von Steyern P, Jonsson O, Nilner K: Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. Int J Prosthodont 14 4 (2001) 379-384

Wassell RW, McCabe JF, Walls AW: A two-body frictional wear test. J Dent Res 73 9 (1994a) 1546-1553

Wassell RW, McCabe JF, Walls AW: Wear characteristics in a two-body wear test. Dent Mater 10 4 (1994b) 269-274

Wehnert L, Radlanski R, Freesmeyer W: Untersuchungen zum Verbund von Zirkonia-TZP zu ausgewählten Verblendkeramiken. Quintessenz Zahntechnik 36 1 (2010) 36-47

Wey M, Marxer M: Wissenschaftliche Dokumentation von IPS Empress. Ivoclar Vivadent 10 (1997) 1-43

Woodforde J: Die merkwürdige Geschichte der falschen Zähne. Moos Verlag, München, 1968, S. 19,49,53,56,61,63

Yilmaz H, Aydin C, Gul BE: Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. J Prosthet Dent 98 2 (2007) 120-128

Yuksel E, Zaimoglu A: Influence of marginal fit and cement types on microleakage of all-ceramic crown systems. Braz Oral Res 25 3 (2011) 261-266

## 9 Thesen

1. Brückengerüste aus Zirkoniumdioxidkeramik haben sich auch im stark kaubelasteten Seitenzahnbereich bewährt. Im klinischen Alltag kommt es jedoch häufig zu Frakturen in der Verblendkeramik (Chipping) solcher Restaurationen. Das Verblenden im Überpressverfahren ist eine Alternative zum konventionellen Schichtverfahren und ermöglicht die Automatisierung des Verblendprozesses und verringert die Gefahr von Restporositäten im Keramikgefüge.
2. Lithiumdisilikatkeramik als monolithische Restauration ist frei von Verblendkeramik, eine herstellerseitige Freigabe als CAD/CAM gefertigte Seitenzahnbrücke fehlt derzeit.
3. In der vorliegenden in-vitro- Studie wurde die Randqualität, Farbtreue und Bruchfestigkeit dreigliedriger Seitenzahnbrücken unterschiedlicher Keramiken vor und nach Alterssimulation überprüft und verglichen.
4. Je 16 dreigliedrige Brücken aus Lithiumdisilikat (vollanatomisch, e.max CAD) und 32 Gerüste aus Zirkoniumdioxid wurden im CAD/CAM Verfahren hergestellt. Je 16 Zirkoniumdioxidgerüste wurden überpresst (IPS e.max ZirPress) und überschichtet (IPS e.max Ceram) verblendet.
5. Alle Brücken wurden hinsichtlich des Randspaltes mittels Lichtmikroskop, und hinsichtlich der Farbgenauigkeit mit dem Spektrophotometer untersucht. Als Referenz für die vorgegebene Farbe diente ein konfektionierter Vita- Zahn der Farbe A3.
6. Je acht Brücken wurden einer künstlichen Alterung unterzogen (Kausimulation: 1,2 Millionen Zyklen x 50N, Thermozyklierung 10000x 5°C/55°C), was einer Tragedauer von 5 Jahren entspricht. Anschließend erfolgte an diesen Brücken erneut die Randspalt- und Farbmessung. Abschließend wurden alle Brücken in der Universaltestmaschine bis zum Bruch belastet und die dafür nötige Kraft wurde erfasst.

7. Die überpresst verblendeten Brücken wiesen vor und nach artifizierlicher Alterung die geringsten Randspalten auf. Signifikant schlechter waren die Randspaltwerte der Lithiumdisilikatbrücken. Diese wiesen hingegen die besten Werte bezüglich der Farbtreue auf, die der überpresst verblendeten Zirkoniumdioxidbrücken waren signifikant schlechter. Die geschichtet verblendeten Brücken unterschieden sich jeweils nicht signifikant von den überpresst Verblendeten. Die Bruchfestigkeit der überpressten Brücken war am höchsten, dicht gefolgt von den geschichteten und den vollanatomischen Brücken.
8. Während der künstlichen Alterung frakturierte eine Pfeilerwand und zwei Höcker der e.max CAD Brücken. An den verblendeten Brücken traten nur Risse (Zirpress: 2, Ceram: 3), kein Chipping auf.
9. Die vorliegende Arbeit belegte, dass die Überpresstechnik der konventionellen Schichttechnik in Passgenauigkeit und Bruchfestigkeit ebenbürtig, bzw. sogar überlegen war. Bezüglich der Ästhetik (Farbtreue) waren die Ergebnisse der überpressten Brücken gegenüber den Überschichteten etwas schlechter.
10. Monolithische Lithiumdisilikatkeramikbrücken zeigten hinsichtlich der Bruchfestigkeitswerte und der Ästhetik sehr gute Ergebnisse. Die Randspaltgenauigkeit war im Mittel ausreichend. Weiterführende klinische Studien müssen die Bewährung von LS<sub>2</sub>-Brücken in CAD/CAM- Fertigung nachweisen.

## **Lebenslauf**

Name: Judith Bliedtner  
Geburtstag: 23.10.1981  
Geburtsort: Merseburg  
Staatsangehörigkeit: deutsch  
Familienstand: ledig

## **Schulbildung**

1988-1990 Ernst- Thälmann- Schule in Leuna  
1990-1992 Grundschule am Saalehang in Merseburg  
1992-2000 Herdergymnasium in Merseburg  
2000 Abitur

## **Hochschulausbildung**

03/2001-07/2001 Studium der Zahnmedizin an der Friedrich- Alexander-  
Universität Erlangen- Nürnberg  
2001-2006 Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle-  
Wittenberg  
2006 Zahnärztliche Prüfung  
Dezember 2006 Approbation als Zahnärztin

## **Beruflicher Werdegang**

01.02.2007 bis 31.01.2009 Tätigkeit als angestellte Zahnärztin in Assistenzzeit in der  
ZAP Dr. med. dent. Jens Dümke in Merseburg  
01.02.2009 bis 30.09.2009 Tätigkeit als angestellte Zahnärztin in der ZAP Dr. med.  
dent. Jens Dümke in Merseburg (nach Erlangung der  
kassenzahnärztlichen Zulassung)  
01.10.2009 bis 30.03.2011 Assistenz Zahnärztin an der Universitäts- Zahnklinik der  
Martin-Luther- Universität Halle-Wittenberg Abteilung für  
Prothetik  
seit 01.04.2011 Niederlassung in der zahnärztlichen Gemeinschaftspraxis  
mit Dr. med. dent. Michael Rudolph in Dessau

Dessau, den 10.01.2013

Judith Bliedtner

## **Selbständigkeitserklärung**

Hiermit erkläre ich, Judith Bliedtner, geb. am 23.10.1981, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe angefertigt habe. Ich habe mich dabei keiner anderen als der von mir angegebenen Quellen und Hilfen bedient.

Dessau, den 10.01.2013

---

(Judith Bliedtner)

## **Erklärung über frühere Promotionsversuche**

Hiermit erkläre ich, Judith Bliedtner, geb. am 23.10.1981, bisher an keiner in- und/oder ausländischen Medizinischen Fakultät ein Gesuch um eine Zulassung zur Promotion eingereicht, noch die vorliegende Arbeit als Dissertation vorgelegt zu haben.

Dessau, den 10.01.2013

---

(Judith Bliedtner)

## Danksagung

Mein besonderer Dank gilt zunächst **Privatdozent Dr. med. dent. habil. Arne F. Boeckler** (Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) für die Überlassung des interessanten Themas der Dissertation, seine vielseitige Unterstützung und wertvollen Hinweise bei der Anfertigung der Arbeit.

Des Weiteren danke ich Herrn **Univ.-Prof. Dr. med. dent. Jürgen M. Setz** (Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) für seine Korrektur und die Motivation für diese Arbeit.

Weiterhin möchte ich mich bei **Dr. Thomas Völkel und seinem Team bei der Firma Ivoclar Vivadent** bedanken, für die finanzielle Unterstützung, die Bereitstellung der Materialien und für die Herstellung der verwendeten Lithiumdisilikatbrücken.

Ganz herzlich danke ich **Dr. med. dent. Klaus Rudolph** für seine Unterstützung und Entlastung in der Zahnarztpraxis.

Frau **Christin Arnold** (Dipl.-Ing. (FH) Dentaltechnologie, wissenschaftliche Mitarbeiterin der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) gebührt mein herzlicher Dank für Ihre umfassende Betreuung, Unterstützung, Hilfsbereitschaft und Motivation.

Bei Herrn **Dieter Barowsky** (Zentrum für Medizinische Grundlagenforschung der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) bedanke ich mich für die Herstellung und freundliche Bereitstellung von notwendigen Bauteilen.

Ich danke Frau **Ingrid Haufe** (Universitätsrechenzentrum der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) für Ihre freundliche Unterstützung und statistische Beratung.

Herrn **Frank Siebert** (Zahntechnikermeister) und den beteiligten **Zahntechnikern der Firma Rübeling und Klar (Berlin)** danke ich für die freundliche Unterstützung und Herstellung der Zirkoniumdioxidbrücken.