

Vergleichende Untersuchungen
von Seitenzahnbrücken
aus unterschiedlichen Dentalkeramiken

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades

doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt dem Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

von Thomas Schmeißer
geboren am 22. Oktober 1975 in Vilsbiburg

Gutachter

1. PD Dr. F. Jahn
2. PD Dr. B. W. Sigusch
3. Prof. Dr. P. Pospiech

Tag der öffentlichen Verteidigung: 06.10.2009

Abkürzungsverzeichnis

| | |
|------------------------------------|---|
| Abb. | Abbildung |
| Al_2O_3 | Aluminiumoxid |
| $\text{Al}_2\text{O}_3\text{K}$ | Aluminiumoxidkeramik |
| CAD | computer aided design |
| CAM | computer aided manufacturing |
| Gew.-% | Gewichtsprozent |
| GPa | Gigapascal |
| h | Stunde |
| Indik. | Indikation |
| K_{IC} | Bruchzähigkeit |
| K_2O | Kaliumoxid |
| $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ | Lithiumdisilikatoxid |
| Li_3PO_4 | Lithiumorthophosphat |
| m | Weibull-Modul |
| max. | Maximum |
| MgAl_2O_3 | Magnesium-Aluminiumoxid |
| min. | Minimum |
| mm | Millimeter |
| mm^2 | Quadratmillimeter |
| mm/min | Millimeter pro Minute |
| MPa | Megapascal |
| N | Newton |
| NaO_2 | Natriumoxid |
| EMF | Edelmetallfreie Legierung |
| PSZ | partially stabilized zirconia (teilstabilisiertes Zirconia) |
| SiO_2 | Siliziumoxid |
| Tab. | Tabelle |
| Ti | Titan |
| TZP | tetragonal zirconia polycrystals (tetragonale Zirconia-Polykristalle) |
| Vol.-% | Volumenprozent |
| ZrO_2K | Zirkonoxidkeramik |

| | |
|------------------|--------------------|
| ZrO ₂ | Zirkonoxid |
| μm | Mikrometer |
| σ | Weibull-Festigkeit |
| ° | Grad |
| °C | Grad Celsius |
| 3D | dreidimensional |

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|----|
| Zusammenfassung | 1 |
| 1. Einleitung | 3 |
| 1.1. Keramische Werkstoffe | 3 |
| 1.1.1. Definition | 3 |
| 1.1.2. Werkstoffeigenschaften | 4 |
| 1.2. Vollkeramische Systeme | 5 |
| 1.2.1. Entwicklung vollkeramischer Systeme | 5 |
| 1.2.2. Systematik vollkeramischer Systeme | 7 |
| 1.2.3. IPS Empress® | 8 |
| 1.2.4. In-Ceram® | 10 |
| 1.2.4.1. In-Ceram Zirconia® | 11 |
| 1.2.4.2. In-Ceram YZ® | 11 |
| 1.3. Dentale CAD/CAM – Systeme | 12 |
| 1.3.1. Cerec 3D® | 15 |
| 1.4. Mechanische Eigenschaften vollkeramischer Systeme | 17 |
| 1.4.1. Biegefestigkeit | 17 |
| 1.4.2. Elastizitätsmodul | 17 |
| 1.4.3. Weibull – Modul | 17 |
| 1.4.4. Bruchzähigkeit | 18 |
| 1.5. Klinische Eigenschaften vollkeramischer Systeme | 19 |
| 1.5.1. Dauerfestigkeit | 19 |
| 1.5.2. Passgenauigkeit | 19 |
| 1.5.3. Befestigung vollkeramischer Systeme | 20 |
| 2. Zielstellung der Arbeit | 22 |
| 3. Material und Methoden | 23 |
| 3.1. Präparation der Pfeilerzähne | 23 |
| 3.2. Abformung und Modellherstellung | 23 |

| | | |
|-----------|--|-----------|
| 3.2.1. | Herstellung eines Modells in edelmetallfreier Legierung (EMF – Legierung) | 24 |
| 3.3. | Herstellung der Brückengerüste | 24 |
| 3.3.1. | Herstellung des Empress 2 [®] – Brückengerüsts | 25 |
| 3.3.2. | Herstellung des In–Ceram Zirconia [®] – Brückengerüsts | 25 |
| 3.3.3. | Herstellung des In–Ceram YZ [®] – Brückengerüsts | 26 |
| 3.4. | Verblendung der Brückengerüste | 27 |
| 3.4.1. | Verblendung des Empress 2 [®] – Brückengerüsts | 27 |
| 3.4.2. | Verblendung des In–Ceram Zirconia [®] – Brückengerüsts | 28 |
| 3.4.3. | Verblendung des In–Ceram YZ [®] – Brückengerüsts | 28 |
| 3.5. | Alterung der Brückengerüste | 29 |
| 3.6. | Lichtmikroskopische Untersuchung des marginalen Randspaltes | 29 |
| 3.7. | Dreipunkt – Biegeversuch | 30 |
| 3.8. | Datenerfassung und Auswertung | 31 |
| 4. | Ergebnisse | 33 |
| 4.1. | Lichtmikroskopische Untersuchung zur Breite des marginalen Randspaltes | 33 |
| 4.1.1. | Marginale Passgenauigkeit bei Seitenzahnbrücken mit einem ersetzten Prämolaren | 33 |
| 4.1.1.1. | Größe der Randspalten in Abhängigkeit vom Material | 33 |
| 4.1.1.2. | Größe der Randspalten in Abhängigkeit von den Ankerzähnen | 35 |
| 4.1.1.3. | Größe der Randspalten in Abhängigkeit von den Messflächen am Prämolaren | 37 |
| 4.1.1.4. | Größe der Randspalten in Abhängigkeit von den Messflächen am Molaren | 39 |
| 4.1.2. | Marginale Passgenauigkeit bei Seitenzahnbrücken mit einem ersetzten Molaren | 41 |
| 4.1.2.1. | Größe der Randspalten in Abhängigkeit vom Material | 41 |
| 4.1.2.2. | Größe der Randspalten in Abhängigkeit von den Ankerzähnen | 43 |
| 4.1.2.3. | Größe der Randspalten in Abhängigkeit von den Messflächen am Prämolaren | 45 |
| 4.1.2.4. | Größe der Randspalten in Abhängigkeit von den Messflächen am Molaren | 47 |

| | | |
|-----------|---|-----------|
| 4.1.3. | Vergleich der marginalen Passgenauigkeit der Seitenzahnbrücken unterschiedlicher Spannweiten | 49 |
| 4.1.3.1. | Vergleich der Größe der Randspalten in Abhängigkeit vom Material | 49 |
| 4.1.3.2. | Vergleich der Größe der Randspalten an den Prämolarenankerzähnen | 50 |
| 4.1.3.3. | Vergleich der Größe der Randspalten an den Molarenankerzähnen | 51 |
| 4.2. | Untersuchungen zur Biegebruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken | 53 |
| 4.2.1. | Biegebruchfestigkeit in Abhängigkeit vom Material | 53 |
| 4.2.2. | Biegebruchfestigkeit in Abhängigkeit von der Brückenspanne | 55 |
| 4.2.3. | Biegebruchfestigkeit in Abhängigkeit von der Alterung | 57 |
| 4.2.4. | Vergleich der Biegebruchfestigkeit in Abhängigkeit von der Brückenspanne und der Alterung | 59 |
| 5. | Diskussion | 63 |
| 5.1. | Passgenauigkeit der Seitenzahnbrücken | 63 |
| 5.1.1. | Einfluss der Befestigungsart auf die Passgenauigkeit von Seitenzahnbrücken | 66 |
| 5.1.2. | Methodenkritik zur Bestimmung der Passgenauigkeit von Seitenzahnbrücken | 68 |
| 5.2. | Bruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken | 69 |
| 5.2.1. | Bruchfestigkeitsprüfung | 69 |
| 5.2.2. | Alterungssimulation | 70 |
| 5.2.3. | Frakturbild der Seitenzahnbrücken | 71 |
| 5.2.4. | Untersuchungen zur Bruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken aus unterschiedlichen Dentalkeramiken | 73 |
| 5.2.5. | Bruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken aus unterschiedlichen Dentalkeramiken im Vergleich zu Studien der aktuellen Literatur | 75 |
| 5.2.6. | Einfluss der Pfeilerpräparation auf die Bruchfestigkeit von Seitenzahnbrücken | 79 |
| 5.3. | Cerec 3D [®] im Vergleich zu anderen CAD/CAM – Systemen | 80 |

6. Schlussfolgerungen 83

7. Literaturverzeichnis 85

Lebenslauf

Danksagung

Ehrenwörtliche Erklärung

Zusammenfassung

Der Wunsch nach ästhetisch anspruchsvollen Restaurationen aus biokompatiblen Materialien verstärkte die Entwicklung auf dem Gebiet der Vollkeramik. Dentalkeramiken sind abrasionsfest, haben lichtleitende und lichtbrechende Eigenschaften und sind chemisch inert. Mit Restaurationen aus Vollkeramik können unter ästhetischen Gesichtspunkten und unter dem Aspekt der Gewebeverträglichkeit optimale Versorgungsgewährleistungen gewährleistet werden. Die herkömmlichen Glas- und Feldspatkeramiken können aufgrund ihrer niedrigen Festigkeit nur für kleinere Restaurationen wie Einzelzahnkronen genutzt werden. Ziel der Weiterentwicklung der Dentalkeramiken ist die Erhöhung der Festigkeit. Durch den Zusatz von Metalloxiden entstand unter anderem die Infiltrationskeramik In-Ceram Zirconia[®] (Vita, Bad Säckingen, Deutschland). Die neueste Entwicklung stellen die Zirkonoxidkeramiken ohne Glasphase dar, bei denen die spannungsinduzierte Umwandlungsverstärkung des Zirkonoxids wesentlich zur weiteren Steigerung der Festigkeit beiträgt. Durch die hohe Festigkeit der modernen Hochleistungskeramiken ist die Herstellung von Restaurationen aus Vollkeramik im ursprünglichen Schlickerverfahren mit anschließender Sinterung nicht mehr möglich. Die Gerüste der Restaurationen müssen mit Hilfe verschiedener CAD/CAM – Systeme aus industriell vorgefertigten Rohlingen gefertigt werden. So werden standardisierte Qualitätsmerkmale gesichert, da verarbeitungstechnische Fehler reduziert werden können und durch die optimale Auslastung der CAD/CAM – Systeme kann mit wenig personellem Aufwand kostenoptimierend gearbeitet werden. Ziel dieser Arbeit war es, die Druckfestigkeit und die Passgenauigkeit von dreigliedrigen Seitenzahnbrücken aus unterschiedlichen Dentalkeramiken in vitro zu untersuchen. Die Seitenzahnbrücken aus der Glaskeramik Empress 2[®] (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) wurden im herkömmlichen Lost – Wax – Verfahren auf einem KaVo-Modell (EMF – Stümpfe) hergestellt. Die Brückengerüste aus der oxidverstärkten, glasinfiltrierten Keramik In-Ceram Zirconia[®] und Brücken aus der yttriumverstärkten Oxidkeramik In-Ceram YZ[®] (Vita, Bad Säckingen, Deutschland) wurden aus industriell vorgefertigten Rohlingen mit Hilfe des Cerec 3D[®] – Systems (Sirona, Bensheim, Deutschland) hergestellt. In-Ceram Zirconia[®] – Brückengerüste wurden nach dem Fräsvorgang glasinfiltriert und anschließend verblendet. Die In-Ceram YZ[®] – Brückengerüste wurden in der Cerec 3D[®] – Schleifeinheit vergrößert gefräst, um die Sinterungsschrumpfung zu kompensieren. Die Druckfestigkeit wurde in einer

Universalprüfmaschine im Dreipunktbiegeversuch getestet. Mit Hilfe eines dünnfließenden Elastomers konnte die Passfähigkeit durch lichtmikroskopische Untersuchungen ermittelt werden. Zur Alterung wurden die Brücken einer Temperaturwechsellast (25000 Zyklen) im Wasserbad unterzogen. Es zeigte sich, dass die Druckfestigkeit der In-Ceram Zirconia[®] – und der In-Ceram YZ[®] – Brücken höher ist als die der Empress 2[®] – Brücken. Eine Temperaturwechsellast bewirkte keine signifikante Verminderung der Druckfestigkeit. Es wurde die Auswirkung der Brückenspannweite auf die Druckfestigkeit untersucht. Die Brücken der drei untersuchten Dentalkeramiken kleiner Spannweite (ersetzer Prämolare) zeigten signifikant größere Bruchfestigkeiten als die Brücken großer Spannweite (ersetzer Molare). Die Passgenauigkeit ist bei den konventionell gefertigten Empress 2[®] – Brücken am geringsten, bei den In-Ceram YZ[®] – Brücken am größten. Die gemessenen Randspalten der Seitenzahnbrücken aller drei untersuchten Dentalkeramiken erfüllen aber die klinischen Anforderungen. Erstaunlich ist die Präzision, mit der die In-Ceram YZ[®] – Brückengerüste vergrößert gefräst werden und anschließend während des Sinterprozesses gerichtet schwinden. Im Vergleich zu anderen CAD/CAM – Systemen zeichnet sich das Cerec 3D[®] – System durch relativ kurze Fräszeiten und eine hohe Passgenauigkeit der Restaurationen aus. Aus den ermittelten Druckfestigkeiten lassen sich klinische Indikationsbereiche für die Dentalkeramiken schlussfolgern. Seitenzahnbrücken aus Empress 2[®] sollten auf den Ersatz eines Prämolaren beschränkt bleiben. Für dreigliedrige Brücken, die auch Belastungen im Molarenbereich standhalten, bieten sich Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] an. Da der Einfluss der Brückenspannweite auf die Bruchfestigkeiten deutlich sichtbar war, sind für die Versorgung mehrgliedriger Brücken nur Brückengerüste aus yttriumverstärkter Zirkonoxidkeramik möglich. Es muss Gegenstand weiterer Untersuchungen sein, inwieweit Brücken mit noch größeren Spannweiten den klinischen Belastungen standhalten. Da in der vorliegenden Arbeit die Alterung der Brücken ausschließlich thermisch erfolgte, sollten sich Versuche mit zusätzlicher mechanischer Alterung im Kausimulator und klinische Studien anschließen, um aufzudecken, ob hierbei die Druckfestigkeit vermindert wird. Erst durch Langzeitbeobachtungen von in vivo eingegliederten Brücken können Prognosen über die Dauerfestigkeit der Dentalkeramiken gegeben werden, da nur so der Einfluss von individuellen anatomischen Gegebenheiten, korrosiven Mundspeichels und biofunktionelle Beanspruchungen erfasst werden können.

1. Einleitung

1.1. Keramische Werkstoffe

Die vorliegende Arbeit befasst sich mit der vergleichenden Untersuchung von vollkeramischen Seitenzahnbrücken unterschiedlicher Dentalkeramiken. Daher soll im Folgenden der Werkstoff Keramik näher charakterisiert werden.

1.1.1. Definition

Der breit definierte Begriff Keramik umfasst verschiedene anorganische, nichtmetallische Werkstoffe, die in Wasser schwer löslich und wenigstens zu 30% kristalliner Struktur sind. Ihre typischen Werkstoffeigenschaften erhalten Keramiken nach dem Brennen der Rohmaterialien bei Temperaturen meist über 800° C.

Die Einteilung der Keramiken kann unter verschiedenen Gesichtspunkten vorgenommen werden. Häufig werden Herstellungsart (Gießen, Pressen, Fräsen) oder der Anwendungsbereich (Gebrauchskeramik, Baukeramik, technische Keramik) als Einteilungskriterium herangezogen (Munz und Fett 1989). Eine weitere Möglichkeit bietet die Einteilung nach dem chemischen Aufbau. Diese Einteilung scheint für Dentalkeramiken sinnvoll zu sein, da so eine Abschätzung der Festigkeitseigenschaften möglich ist. Es kann zwischen silikatischen und oxidischen Keramiken unterschieden werden (Tinschert et al. 2007). Silikatkeramiken stellen ein mehrphasiges Gefüge aus einer amorphen Glasmatrixphase aus SiO_2 und kristallinen Phasen dar. Sie sind durch relativ niedrige Sintertemperaturen (unter 1000° C) gekennzeichnet. Oxidkeramiken sind einphasige und einkomponentige Metalloxide (>90%). Sie sind durch eine kristalline Struktur und hohe Sintertemperaturen (über 1400° C) gekennzeichnet. Nichtoxidische Keramiken (Karbide, Nitride) sind im Allgemeinen schwarz und daher zum Ersatz zerstörter Zahnhartsubstanz nicht geeignet (Hahn und Löst 1992).

Die traditionelle Dentalkeramik besteht aus einer amorphen, transparenten Glasphase (z.B. Feldspatglas mit der chemischen Formel $\text{K}_2\text{O} \times \text{Al}_2\text{O}_3 \times 6\text{SiO}_2$ für Kalifeldspat oder $\text{Na}_2\text{O} \times \text{Al}_2\text{O}_3 \times 6\text{SiO}_2$ für Natronfeldspat), in welche kristalline Partikel (z.B. Leuzit) eingelagert und dispers verteilt sind (Kappert 1999). Sie unterscheidet sich damit von konventionellem Porzellan durch einen erhöhten

Feldspatanteil und einen stark verringerten Kaolinanteil. Der erhöhte Feldspatanteil bei der Dentalkeramik führt zu einer Verbesserung der Viskosität. Weitere Zusätze beeinflussen die Festigkeit (z.B. Zirkonoxid), die Farbgebung (z.B. tetravalente Metalloxide, die zur Trübung führen) (Kappert 1996), die Schmelztemperatur (z.B. Karbonate, Phosphate) und den thermischen Ausdehnungskoeffizienten (z.B. Leuzit). Letzteres ist vor allem bei Verblendkeramik wichtig, um den thermischen Ausdehnungskoeffizienten der Keramik auf den Ausdehnungskoeffizienten der verwendeten Metalllegierung abzustimmen.

1.1.2. Werkstoffeigenschaften

Die typischen Eigenschaften keramischer Werkstoffe werden durch die atomaren Bindungsverhältnisse bestimmt. Keramiken sind durch eine Mischbindung aus ionischen und kovalenten Anteilen gekennzeichnet, die häufig festere Verbindungen bieten als metallische Bindungen (Kappert 1999). Die damit verbundene starke Bindung der Atome untereinander bedingt, dass Austauschprozesse zwischen Keramik und dem umgebenden Medium weitgehend unterdrückt werden. Das Ausbleiben von Interaktionen auf atomarer Ebene beinhaltet die Definition eines bioinerten Werkstoffes (Fischer und Marx 2000) und bedingt damit die hohe Verträglichkeit keramischer Materialien.

Die von plastischen Werkstoffen bekannten Fließeffekte und Wanderungen innerhalb der Gitterstruktur, die zur Selbstheilung von initialen Fehlstellen führen, werden bei Keramiken aufgrund der hohen Gitterenergien verhindert. Daher sind keramische Werkstoffe spröde und bruchempfindlich. Kovalente Bindungen, die durch Überbeanspruchung einmal geöffnet wurden, haben nur bei sehr hohen Temperaturen (z.B. Keramikbrand) die Chance für eine erneute Verknüpfung (Kappert 1999). Ein Riss an der Oberfläche oder auch im Inneren des Werkstoffs kann sich bei Temperaturen, wie sie in der Mundhöhle herrschen, nicht mehr schließen.

Charakteristisch für Keramiken sind einerseits eine hohe Härte (Druckfestigkeit) und andererseits das Versagen bei Überschreiten der Elastizitätsgrenze. Das Werkstoffverhalten lässt sich im Spannungs – Dehnungsdiagramm (siehe Abb.1) anschaulich darstellen.

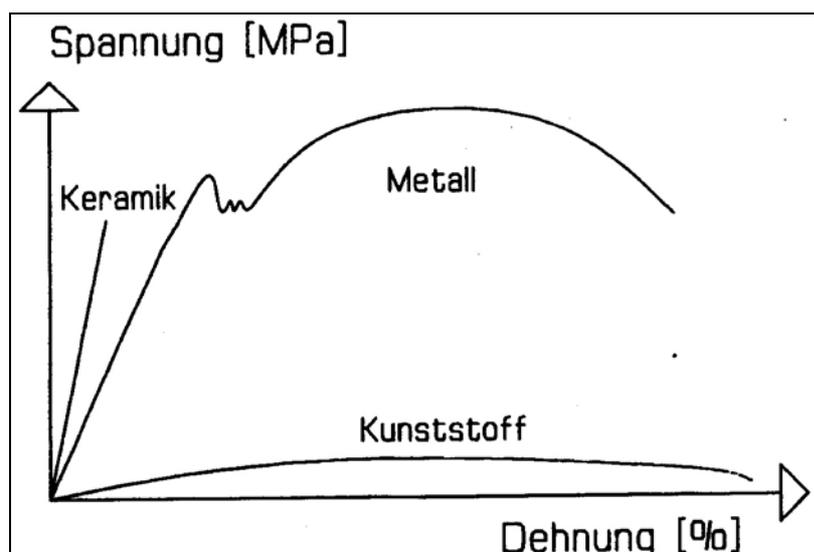


Abb. 1: Spannungs – Dehnungsdiagramm unterschiedlicher Werkstoffe (Fischer und Marx 2000)
Das Diagramm zeigt das Dehnungsverhalten in % in Abhängigkeit der Spannung in MPa der Werkstoffe Keramik, Metall und Kunststoff.

Keramiken eignen sich trotz der beschriebenen nachteiligen Eigenschaften sehr gut für die Anwendung als restauratives Ersatzmaterial in der Zahnheilkunde. Dazu zählen neben der schon genannten hervorragenden Biokompatibilität Eigenschaften wie Mundbeständigkeit, geringe Plaqueanlagerung, geringe thermische Leitfähigkeit und sehr gute ästhetische Ergebnisse.

1.2. Vollkeramische Systeme

1.2.1. Entwicklung vollkeramischer Systeme

1774 ließ sich der Pariser Apotheker *F.T.Duchateau* für sich selbst ein Gebiss aus Porzellan brennen. Dieses Rezept verwendete der Pariser Zahnarzt *N.D. de Chémant* (1753 – 1824) zur Produktion der ersten Mineralpaste für Zahnersatz (Strub et al. 2005). Das erste Verfahren zur Herstellung vollkeramischer Kronen wurde 1896 von *Land* vorgestellt (Kelly 1996). Dabei wurde Feldspatkeramik auf eine dem Zahnstumpf aufgepasste Platinfolie aufgebrannt. Aber erst das Hinzufügen von Aluminiumoxid durch *McLean* 1965 (McLean 1965) und die damit verbundene Erhöhung der Festigkeit führte zur Popularität der so genannten „Jacketkrone“. In ihrer klassischen Form beschränkte sich die Anwendung auf die Herstellung von Frontzahnkronen. Ihre technische Herstellung erforderte ein hohes Maß an Präzision, um Randspalten und ein Verziehen des Platinkäppchens durch Schrumpfung der

Keramik beim Brennen zu vermeiden. Bedingt durch diese Problematik sowie einer mangelhaften Ofen- und Keramiktechnologie wurde das Verfahren durch die Metallkeramik verdrängt.

In den sechziger Jahren wurde die Metallkeramik in die Zahnheilkunde eingeführt und deckt heute einen weiten Indikationsbereich ab. Sie ist als Standard für zahnfarbenen Ersatz anzusehen.

Der Wunsch nach steigender Ästhetik zahnärztlicher Restaurationen sowie ein steigendes Gesundheitsbewußtsein in der Bevölkerung und dem damit verbundenen Wunsch nach metallfreien Restaurationen führte zu einer verstärkten Entwicklung auf dem Gebiet der Vollkeramik. Als erstes kamen Glaskeramiken für Einzelzahnrestaurationen auf den Markt. 1984 wurde Dicor[®] (Detrey/Dentsply, York, USA) eingeführt (Krumbholz 1992). 1987 folgten Optec[®] (Jeneric/Pentron, Wallingford, USA) und Duceram[®] (Degudent, Hanau – Wolfgang, Deutschland). Die hohen Erwartungen an die Produkte wurden jedoch nicht immer erfüllt. Mit Dicor[®] wurden die für alle Vollkeramiksysteme wichtigen Grundvoraussetzungen hinsichtlich Präparation und Zementierung entwickelt, erlernt und erprobt. Aufgrund hoher Misserfolgsraten ist Dicor[®] aber vom deutschen Markt genommen worden.

1989 wurde die neu entwickelte In-Ceram[®] – Keramik (Vita, Bad Säckingen, Deutschland) eingeführt. Durch erhöhte Festigkeitswerte konnte der Indikationsbereich auf Brückengerüste, Implantatsuprastrukturen (Haselton et al. 2000) und Stiftkernaufbauten (Kern und Knode 1991) ausgeweitet werden.

1990 wurde die Leuzit – Glaskeramik IPS Empress[®] (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) vorgestellt. Da der Indikationsbereich hier nur auf Inlays, Onlays, Kronen und Veneers beschränkt ist, wurde 1998 als Weiterentwicklung IPS Empress 2[®] (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) eingeführt. Das Einsatzgebiet erweiterte sich hiermit auf vollkeramische Brücken im Front- und Seitenzahngebiet.

Die Nachteile der Keramiken, z.B. die große Sprödigkeit, unvorhersagbares Bruchverhalten, sollen durch den Einsatz von Hochleistungskeramiken behoben werden (Hahn und Wolf 1994). Dabei wird beim In-Ceram[®] – System eine Festigkeitssteigerung durch den Zusatz der Metalloxide Aluminiumoxid oder Zirkonoxid erreicht. Die neueste Entwicklung im Bereich der Hochleistungskeramiken stellt die yttriumverstärkte Zirkonoxidkeramik, In-Ceram YZ[®] (Vita, Bad Säckingen, Deutschland), dar. Der Einsatz der herkömmlichen Sinter – und Presstechniken

scheint zur Herstellung von Zahnersatz aus Hochleistungskeramiken schlecht geeignet bzw. ist bei Verwendung der yttriumverstärkten Zirkonoxidkeramik nicht möglich. Hier müssen computergestützte Verfahren zum Einsatz kommen, bei denen industriell vorgefertigte Keramikblöcke verarbeitet werden.

1.2.2. Systematik vollkeramischer Systeme

Um die Vielfalt der auf dem Dentalmarkt befindlichen Vollkeramiksysteme zu klassifizieren, bietet sich eine Unterscheidung nach werkstoffkundlicher Zusammensetzung, dem Herstellungsverfahren und der klinischen Anwendung an.

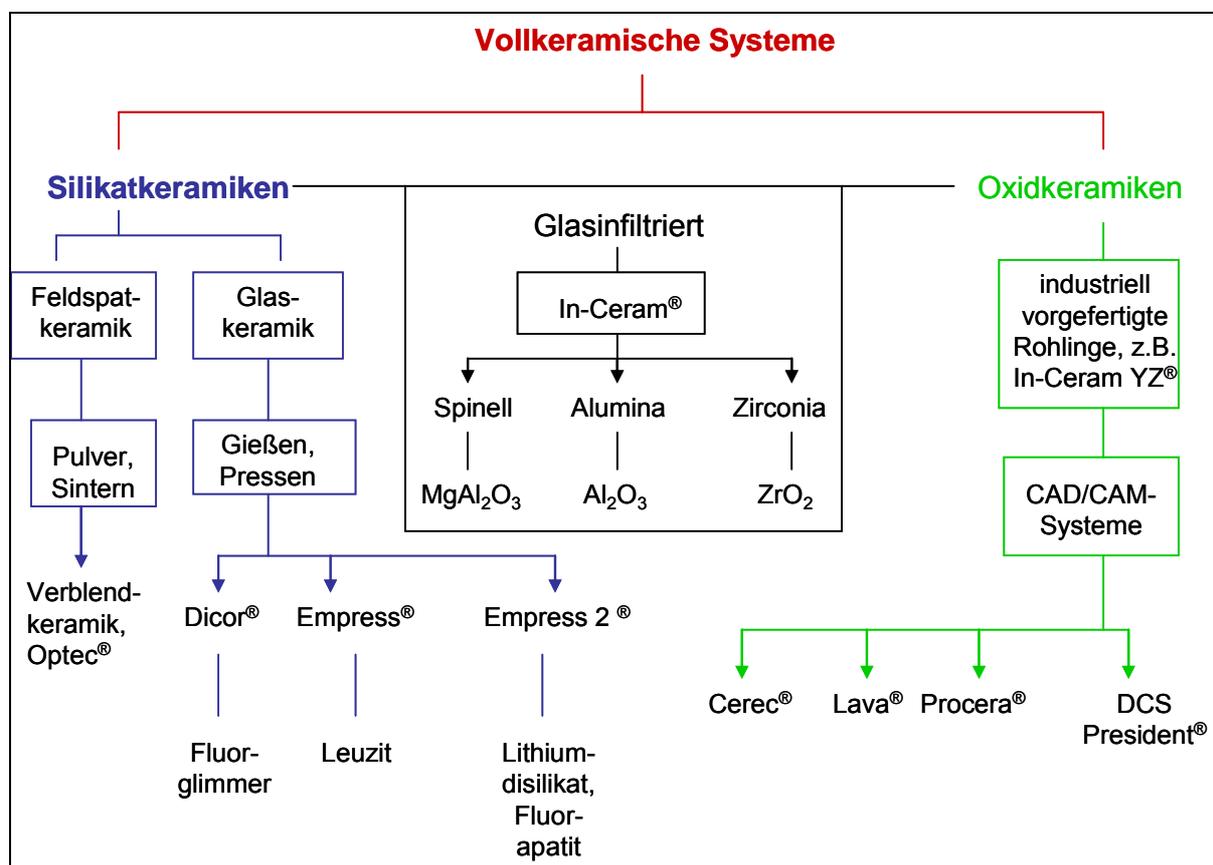


Abb.2: Schematische Klassifizierung der Vollkeramiksysteme (Kunzelmann et al. 2006, modifiziert und erweitert)

Die Abbildung stellt eine Gliederung der Keramiksysteme nach werkstoffkundlichen und herstellungsbedingten Aspekten dar. Beispielhaft sind auf dem Markt befindliche Systeme genannt.

Grundsätzlich lässt sich anmerken, dass Silikatkeramiken hohe ästhetische Ansprüche erfüllen. Hochfeste Oxidkeramiken eignen sich für Brückengerüste und müssen anschließend verblendet werden. Industriell vorgefertigte Rohlinge werden in verschiedenen Dentinfarben angeboten bzw. lassen sich in verschiedenen Farben einfärben, so dass sich das Brückengerüst ebenfalls ästhetisch anspruchsvoll verblenden lässt. In der vorliegenden Arbeit sind die Passgenauigkeit und die Bruchfestigkeit von Seitenzahnbrücken aus der Silikatkeramik Empress 2[®], aus der glasinfiltrierten Keramik In-Ceram Zirconia[®] und der Oxidkeramik In-Ceram YZ[®] untersucht worden. Nachfolgend werden diese Keramiken daher näher charakterisiert.

1.2.3. IPS Empress 2[®]

IPS Empress 2[®] gehört zur Werkstoffgruppe der Glaskeramiken. Eine Glaskeramik ist ein glasig – kristalliner Werkstoff, wobei mindestens eine Kristallart in einer Glasmatrix eingebettet vorliegt. Das Ausgangsprodukt stellt ein Glas dar, in welchem durch gesteuerte Keimbildung und gesteuerte Kristallisation Kristalle wachsen (McLean 1978).

Man unterscheidet bei diesem System zwischen einer Pressglaskeramik, die als Gerüstkeramik dient und einer Sinterglaskeramik, die zur Verblendung genutzt wird. Die chemische Basis der IPS Empress 2[®] – Gerüstkeramik ist eine Lithiumdisilikatglaskeramik mit der Strukturformel $\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$ (Höland 2000). Ausgangspunkt für die Herstellung der Gerüstkeramik war die ursprüngliche Keramik – Gießtechnik, wobei hier im Gegensatz zum Schleuderguss die schmelzflüssige Keramik im Lost – Wax – Verfahren pneumatisch in eine Hohlform gepresst wird. Das Grundprinzip des Pressverfahrens besteht darin, dass das visköse Fließen der Glaskeramik zur Formgebung ausgenutzt wird. Das ideale Viskositätsverhältnis für IPS Empress 2[®] liegt bei 920° C (Verarbeitungsanleitung IPS Empress 2[®]). Für den Pressvorgang wurde eine spezielle Apparatur (siehe Abb.3) entwickelt. Nach dem Pressvorgang ist der Kristallanteil im Gefüge der Glaskeramik mit 70 ± 5 Vol.% sehr hoch (Höland 2000). Zu einem geringen Anteil liegt eine zweite Kristallphase, nämlich Lithiumorthophosphat (Li_3PO_4) in der Glaskeramik vor. Zur gezielten Einstellung der optischen Eigenschaften wird das Gerüst mit einer fluorapatithaltigen

Sinterglaskeramik mit der chemischen Formel $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$ verblendet. Dafür stehen Dentin-, Schmelz-, Transparent- und Effektmassen zur Verfügung.

Neben einer sehr guten chemischen Beständigkeit im Mundhöhlenmilieu zeichnet sich IPS Empress 2[®] durch eine hohe Transluzenz aus. Diese wird durch die optische Kompatibilität zwischen Glasmatrix und den Lithiumdisilikatkristallen erreicht (Rheinberger 1999). Die sehr guten ästhetischen Ergebnisse sind als Vorteil gegenüber den opak wirkenden Hartkerngerüsten der Oxidkeramiken zu werten. Für den klinischen Erfolg ist das Abrasionsverhalten gegenüber dem natürlichen Zahn entscheidend. Dieser wird als sehr gut eingeschätzt, da IPS Empress 2[®] ähnliche Abrasionswerte wie der natürliche Zahn aufweist.

Als aktuelle Weiterentwicklung befindet sich das Keramiksystem IPS e.max Press[®] und IPS e.max CAD[®] (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) auf dem Markt. Bei IPS e.max Press[®] handelt es sich um modifizierte Glaskeramikhohlinge für die Presstechnik in drei Opazitäten und drei Größen. Die Rohlinge weisen eine optimierte Homogenität auf, die zu gleichbleibend hoher Festigkeit führt. IPS e.max CAD[®] basiert auf der gleichen Werkstofftechnologie wie IPS e.max Press[®] und verbindet die CAD/CAM – Verarbeitungstechnik ideal mit der leistungsfähigen Lithiumdisilikatkeramik. Mit IPS e.max CAD[®] werden hochfeste und ästhetische Front- und Seitenzahnkronen direkt mit verschiedenen auf dem Markt befindlichen CAD/CAM – Systemen hergestellt. Es schließt sich ein einfacher und schneller Kristallisationsprozess bei 850°C an. Die Restaurationen können abschließend bemalt und verblendet werden.

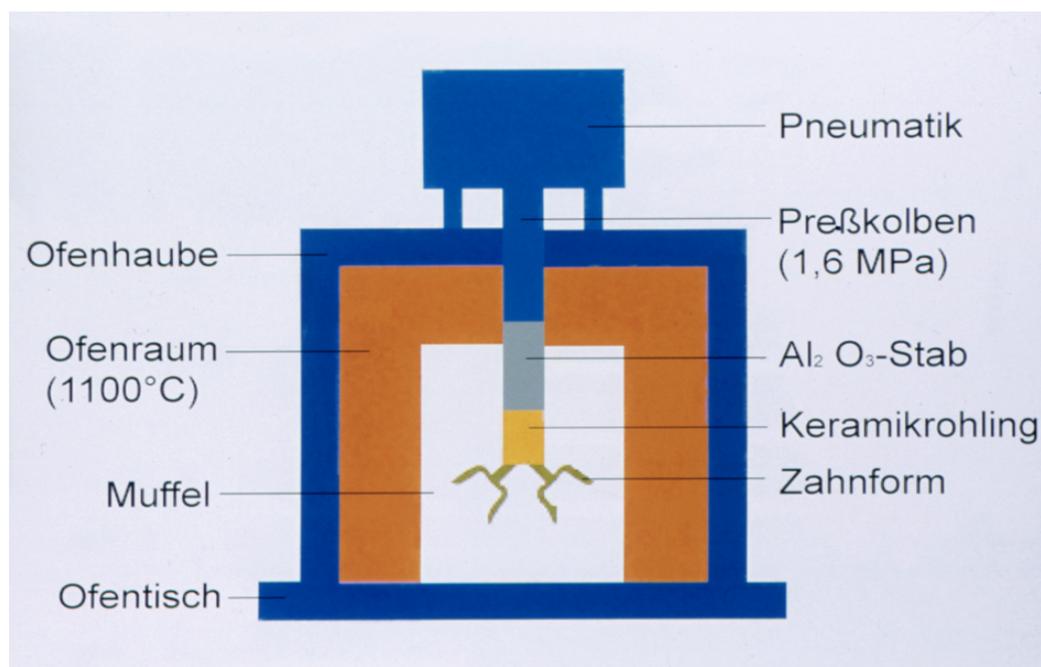


Abb.3: Schematische Darstellung der Pressapparatur für die Verarbeitung von IPS Empress 2[®] (Haller und Bischoff 1993)

Das Pressen der Lithiumdisilikatglaskeramik wird im speziell dafür entwickelten Ofen EP500 Pressofen (Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein) durchgeführt.

1.2.4. In-Ceram[®]

Das In-Ceram[®] – System (Vita, Bad Säckingen, Deutschland) gehört zur Werkstoffgruppe der Infiltrationskeramik. Durch den Zusatz verschiedener Metalloxide wird eine Festigkeitssteigerung gegenüber herkömmlicher Glaskeramik erreicht. Die Infiltrationskeramik In-Ceram[®] kann sowohl im herkömmlichen Schlickerverfahren als auch aus industriell vorgefertigten Rohlingen hergestellt werden. In beiden Fällen müssen die Poren im gesinterten Netzwerk der Gerüste mit Lathanglas infiltriert und anschließend verblendet werden.

Es lassen sich entsprechend der verschiedenen Zusammensetzung drei Keramiken der Infiltrationskeramik des In-Ceram[®] – Systems unterscheiden: In-Ceram Alumina[®], In-Ceram Spinell[®] und In-Ceram Zirconia[®].

Bei In-Ceram Alumina[®] wird ein Schlicker aus Aluminiumoxidpulver und destilliertem Wasser und bei In-Ceram Spinell[®] ein Mischoxid aus Magnesium und Aluminium verwendet. Die verschiedenen Materialien für das Netzwerk der Gerüste haben unterschiedliche Eigenschaften. Aluminiumoxidkerne sind fester, aber weniger transluzent als Spinellkerne und sind deshalb sowohl für den Front- als auch für den

Seitenzahnbereich geeignet (McLaren und White 2000). Spinellgerüste bleiben in ihrer Anwendung auf den Frontzahnbereich beschränkt.

1.2.4.1. In-Ceram Zirconia®

Eine weitere Verbesserung der physikalischen Eigenschaften wird durch die Verwendung von Zirkonoxid bei In-Ceram Zirconia® erreicht. 67% dieses Materials bestehen aus Aluminiumoxid, 33% entfallen auf Zirkonoxid. Die Effekte sind vor allem auf die spannungsinduzierte Umwandlungsverstärkung (Kappert 1999) durch den Zirkonoxidanteil zurückzuführen. Zirkonoxid existiert in drei definierten Phasen der Kristallstruktur: einer kubischen, einer tetragonalen und einer monoklinen Kristallform. Der Zustand der jeweiligen Phase hängt von der Temperatur ab. Bei sehr hohen Temperaturen unterhalb des Schmelzpunktes von 2680° C besitzt Zirkonoxid eine kubische Kristallform, die sich bei weiterer Abkühlung unter 2370° C in eine tetragonale Form umwandelt. Unter einer Temperatur von 1250° C geht Zirkonoxid in eine monokline Form über. Dies ist mit einem Volumenzuwachs von 3 – 5% verbunden (Kappert 1999). Durch den Zusatz von stabilisierenden Oxiden wie Magnesiumoxid, Calciumoxid oder Yttriumoxid kann diese Volumenausdehnung umgangen werden. Durch den Zusatz von nicht ausreichend stabilisierenden Oxiden entsteht ein teilstabilisiertes Zirkonoxid, auch PSZ (partially stabilized zirconia) genannt. Hierbei liegt ein Phasengemisch aus der monoklinen, tetragonalen und möglicherweise sogar der kubischen Phase vor (Piconi und Maccauro 1999). Unter dem Druck der Matrix der Keramik bleibt das so teilstabilisierte Zirkonoxid in einer metastabilen tetragonalen Form auch unterhalb der Transformationstemperatur. Erst beim Auftreten von Rissen in der Keramik, z.B. bei Belastung, wandeln sich die Kristalle in die monokline Form um (Kappert 1999). Durch den so erzeugten Volumenzuwachs wird das Spannungsfeld abgeschwächt und die Rißausbreitung gestoppt.

1.2.4.2. In-Ceram YZ®

Die neueste Entwicklung bei der hochfesten Zirkonoxidkeramik ist die Sinterkeramik In-Ceram YZ®. Der Anteil von Zirkonoxid ist hier im Gegensatz zu In-Ceram Zirconia® deutlich erhöht und beträgt 95%. Die In-Ceram YZ® – Keramik kann nur

mit Hilfe der CAD/CAM – Technologie verarbeitet werden. Der industriell vorgefertigte Rohling (Grünling, Weißling) muss nach dem Fräsen des Gerüsts endgesintert werden und schrumpft dabei kontrolliert auf die gewünschte Größe. Bei In–Ceram YZ[®] wird ebenfalls die spannungsinduzierte Umwandlungsverstärkung durch die Verwendung von fast reinem Zirkonoxid genutzt (wie unter 1.2.4.1. beschrieben). Bei der In–Ceram YZ[®] – Keramik handelt es sich um ein Gemisch aus Zirkonoxid und ca. 5 Gew.–% Yttriumoxid (Müller et al. 2006). Yttriumoxid dient zur Stabilisierung von Zirkonoxid bei Raumtemperatur, auch TZP (tetragonal zirconia polycrystals) genannt. Die Besonderheit hierbei liegt in der rein tetragonalen Phase (tetragonaler Anteil > 95%), deren Umwandlung in die monokline Phase aufgrund des sehr feinkristallinen, dichten Gefüges gehemmt wird.

Der Prozess der spannungsinduzierten Umwandlungsverstärkung ist bei In–Ceram YZ[®] schon bei Raumtemperatur gegeben. Es weist daher eine hohe chemische Beständigkeit und ausgezeichnete Risszähigkeitswerte auf (Luthardt und Musil 1997). In–Ceram YZ[®] erscheint daher als Vollkeramiksystem besonders interessant, da sich hier der zahnärztliche Indikationsbereich im Vergleich zu den bisherigen auf dem Markt befindlichen Keramiken nochmals erweitern lassen wird.

1.3. Dentale CAD/CAM – Systeme

Durch die ständige Weiterentwicklung der Materialien und Technologien in allen Bereichen der Zahnheilkunde wurden in den letzten Jahren zunehmend computergestützte Konstruktions– und Fertigungsmöglichkeiten zahnärztlicher Restaurationen angeboten (Schmidt et al. 1998). Bei der Herstellung von Zahnersatz aus Hochleistungskeramiken ist das ursprüngliche zahntechnische Verfahren mit Schlickermasse aufgrund hoher Sintertemperaturen nicht mehr möglich. Hier müssen die Kronen– und Brückengerüste mit Hilfe verschiedener CAD/CAM – Systeme aus industriell vorgefertigten Rohlingen durch Materialabtrag gefertigt werden (substraktives Verfahren). Dabei muss zwischen der Hartbearbeitung dicht gesintert oder bzw. zusätzlich gehipter Oxidkeramik (z.B. DCS President[®]) und der Bearbeitung keramischer Rohlinge, die eine anschließende Nachbearbeitung wie Sintern oder Glasinfiltration erfordern (z.B. LAVA[®]), unterschieden werden (Luthardt et al. 2007). Rohlinge, die unmittelbar nach der Formgebung (z.B. Pressen)

bearbeitet werden, tragen die Bezeichnung Grünling. Bei Rohlingen, die nach einem anteiligen Sinterprozess bearbeitet werden, spricht man von Weißbearbeitung während die Bearbeitung dicht gesinterter Rohlinge als Hartbearbeitung bezeichnet wird. Aufgrund des erhöhten Zeitbedarfs und Werkzeugverschleißes ist zu vermuten, dass sich die Bearbeitung teilgesinterter gegen die von endgesinterter Materialien durchsetzen wird (Luthardt et al. 2007).

Die geläufige Abkürzung CAD/CAM steht für Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing. CAD/CAM – Systeme bieten verschiedene Vorteile. Zum einen wird der aufwendige zahntechnische Arbeitsgang zeitlich verkürzt. Zum anderen bieten industriell gefertigte Rohlinge ein standardisiertes Qualitätsmerkmal, da verarbeitungstechnische Fehler, die zu Gerüstporositäten führen, verringert werden. Individualisierungen der späteren Kronen und Brücken können durch die abschließende Verblendung realisiert werden. Prinzipiell sind alle CAD/CAM – Systeme aus drei Teilen aufgebaut. Neben einem System zur Datenerfassung, das mechanisch oder optisch, sowohl intraoral als auch extraoral arbeiten kann, ist eine Software zur Datenerfassung notwendig, die auch die Bearbeitungseinheit steuert. Mit Hilfe dieser Software wird die zukünftige Restauration konstruiert. Das dritte Element, die Bearbeitungseinheit selbst, ist wie die Software systemspezifisch.

Neben den oben erwähnten subtraktiven Herstellungsmethoden befinden sich auf dem Markt auch noch additive Verfahrensweisen, wie z. B. die elektrolytische Abscheidung von Keramiksclinker (WOL-CERAM[®], Wol-Dent GmbH, Ludwigshafen, Deutschland), das Aufpressen von Aluminiumoxid- oder Zirkonoxidkeramik auf vergrößerte Duplikatstümpfe mit anschließender maschineller Außenkonturierung und Sinterung (Procera, Nobel Biocare, Göteborg, Schweden) oder das Urformen (ce.novation[®], Inocermic GmbH, Hermsdorf, Deutschland). Diese additiven Verfahren gewinnen zunehmend an Bedeutung, da diese werkstoffsparender arbeiten als die in Tabelle 1 genannten Fräsmethoden.

In Tabelle 1 ist eine Auswahl der auf dem Markt befindlichen CAD/CAM – Systeme zusammengefasst.

Tabelle 1: Übersicht der dentalen CAD/CAM – Systeme

| CAD/CAM – System | Hersteller | Abtastung | Okkl. Gestaltung | Material | Indik. |
|--|---|------------------------|------------------------------|--|---------------------|
| Cerec 1 [®] | Sirona, Bensheim, Deutschland | optisch | manuell | FK, GK, Al ₂ O ₃ K | I, O, V |
| Cerec 2 [®] | Sirona, Bensheim, Deutschland | optisch | auto– matisch | FK, GK, Al ₂ O ₃ K | I, O, V, K |
| Cerec 3D [®] | Sirona, Bensheim, Deutschland | optisch | auto– matisch | FK, GK, Al ₂ O ₃ K, ZrO ₂ K | I, O, V, K, B |
| Kopierfräs– verfahren Celay [®] | Mikrona, Spreitenbach, Schweiz | mechanisch | auto– matisch | FK, Al ₂ O ₃ K | I, O, V, K |
| Cicero [®] | Elephant, Hoorn, Niederlande | optisch | auto– matisch | FK, M | I, O, K, B |
| DENStech [®] | Dens, Berlin, Deutschland | optisch | manuelle Vorarbeit | FK, M, Ti, K | I, O, K, B |
| DCS President [®] | DCS Dental AG, Allschwill, Schweiz | mechanisch, optisch | manuell | FK, GK, Al ₂ O ₃ K, ZrO ₂ K, Ti | K, B |
| Procera All– Ceram [®] | Nobelpharma, Göteborg, Schweden | mechanisch | manuell | FK, Al ₂ O ₃ K | K |
| diGident [®] | Girrbach Dental GmbH, Pforzheim, Deutschland | optisch | manuell, auto– matisch | FK, Al ₂ O ₃ K, ZrO ₂ K, Ti, K, G | K, B |
| Sopha [®] / Duret system | Sopha, Bioncept, Vienne, Frankreich | optisch | auto– matisch | FK, Al ₂ O ₃ K, Ti | I, O, K, B |
| DentiCAD [®] / Rekow system | BEGO, Bremen, Deutschland und DentiCAD, Waltham, USA | mechanisch | auto– matisch | Ti | I, K, B |
| LAVA [®] | 3M Espe, Neuss, Deutschland | optisch | auto– matisch | Al ₂ O ₃ K, ZrO ₂ K | K, B |

FK = Feldspatkeramik, GK = Glaskeramik, Al₂O₃K = Aluminiumoxidkeramik, ZrO₂K = Zirkonoxidkeramik, M = Metall, Ti = Titan, K = Kunststoff, G = Gold, I = Inlay, O = Onlay, V = Veneer, K = Kronengerüst, B = Brückengerüst, Indik. = Indikation

1.3.1. Cerec 3D[®]

Da in der vorliegenden Arbeit die Brückengerüste aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®] CAD/CAM – unterstützt mit Cerec 3D[®] (Sirona, Bensheim, Deutschland) hergestellt wurden, wird nachfolgend das Cerec 3D[®] – System kurz charakterisiert.

Cerec 3D[®] besteht aus einer Aufnahmeeinheit, einer Schleifeinheit und der Konstruktions- und Steuerungssoftware. Diese wurde auf Windows NT formatiert und somit ist Cerec 3D[®] an die Fortschritte der allgemeinen Computerindustrie gebunden. Das führt zur Beschleunigung automatischer Abläufe aufgrund der immer steigenden Rechnerleistung.

Es gibt prinzipiell zwei Möglichkeiten der Aufnahme der Präparation. Klinisch kann das berührungsfrei mit einer 3D – Kamera direkt im Patientenmund geschehen. Es entsteht ein so genannter „optischer Abdruck“, der auf den Computer der Aufnahmeeinheit übertragen wird. Somit ist eine erhebliche Zeitersparnis zu verzeichnen, da die konventionelle Abformung nicht mehr durchgeführt werden muss. Auch für den Patienten ergibt sich daraus ein nicht zu unterschätzender Komfort. Der Umgang und Erfolg mit der Cerec 3D[®] – Kamera erfordert allerdings Erfahrung und Übung. Die Cerec 3D[®] – Messmethode nutzt das Prinzip der aktiven Triangulation. Es ist bei Mörmann und Bindl (2000) ausführlich beschrieben.

Die zweite Möglichkeit der Aufnahme der Präparation ergibt sich mit dem Cerec inLab[®] – System. Dieses System ist für die Anwendung im zahntechnischen Labor konzipiert und setzt das Vorhandensein einer Abformung der klinischen Situation und eines Modells in Superhartgips voraus. Ein in der Schleifeinheit integrierter Laserscanner tastet das dublizierte Meistermodell ab und überträgt die Messdaten auf den Computerbildschirm. Das Cerec inLab[®] – Verfahren eignet sich sehr gut zur Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten aus Hochleistungskeramiken und wurde auch deshalb in der vorliegenden Arbeit genutzt, um die Brückengerüste aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®] herzustellen.

Nach der erfolgten Aufnahme der Präparation erfolgt die interaktive Konstruktion der Restauration. Wenn ein Bissregistrator der Antagonisten vorliegt, ist Cerec 3D[®] in der Lage, die Kauflächen automatisch an die Gegenbeziehung anzupassen. Sämtliche Höcker, Fissuren und Flächen können modifiziert werden und alles ist an Schnittbildern kontrollierbar. Vorläufige Messungen zeigen deutliche Vorteile in der Herstellungszeit für Cerec 3D[®] gegenüber Cerec 2[®] (Mörmann und Bindl 2000).

Für den anschließenden Schleifvorgang muss, wie unter 3.3.2 und 3.3.3 beschrieben, der entsprechende Keramikblock in die Schleifeinheit eingespannt werden. Die Doppelschleifeinheit verzichtet auf den Einsatz einer Schleifscheibe und arbeitet mit zwei Fingerschleifern mit definiertem Durchmesser. Die Anordnung und Steuerung des Zylinder- und Kegelschleifers erlaubt eine flexiblere und detailgetreuere Kauflächengestaltung, als das bei Cerec 2[®] möglich war. Das führt insgesamt zu einer besseren Passung bei komplexen Restaurationen sowie einer morphologisch besser angepassten und anspruchenderen Formgestaltung (Mörmann und Bindl 2000). Die aktuelle Weiterentwicklung im Bereich der Schleifeinheiten wird als Cerec inLab MC XL[®] bezeichnet. Hierbei handelt es sich um ein CAM-Gerät, das in der Lage ist mehrspannige Restaurationen bei höherer Geschwindigkeit zu schleifen. Der zusätzliche Laserscanner inEos[®] ist vorwiegend für den Einsatz in Dentallaboren gedacht und ermöglicht das schnelle Scannen größerer Restaurationen.



Abb.4a

Abb.4: Darstellung des Cerec 3D[®] – Systems

Die Abbildung zeigt Fotografien des Cerec 3D[®] – Systems der prothetischen Abteilung der Zahnklinik der Friedrich – Schiller – Universität Jena.

Abb.4a zeigt die Cerec 3D[®] – Aufnahme und Konstruktionseinheit.

Abb.4b zeigt die Cerec 3D[®] – Schleifeinheit mit integriertem Laserscanner.



Abb.4b

1.4. Mechanische Eigenschaften vollkeramischer Systeme

1.4.1. Biegefestigkeit

Unter der Biegefestigkeit versteht man die kritische Biegezugspannung, bei der eine Fraktur durch Rissbildung eingeleitet wird. Sie ist die Grenze der elastischen Belastbarkeit einer Dentalkeramik bzw. die ertragbare mechanische Spannung (Kappert und Krahl 2001). Sie wird als Widerstand (Grenzwert) gegen Kräfte gemessen, die rechtwinklig zur Längsachse eines Körpers wirken und diesen bis zur Fraktur beanspruchen. Bei Durchbiegen herrscht auf der dem Druck abgewandten Seite Zugspannung. Keramische Werkstoffe sind 20 – 30 mal stärker auf Druck als auf Zug beanspruchbar (Fischer und Marx 2000). Mit Hilfe des Dreipunkt – Biegeversuchs kann die kritische Zugspannung, die zum Versagen (und damit zum Bruch) des Werkstoffes führt, gemessen werden und wird als Biegefestigkeit angegeben.

1.4.2. Elastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul beschreibt den Widerstand des Materials gegen eine elastische Verformung und ist neben der Biegefestigkeit eine der wichtigsten Kenngrößen einer Dentalkeramik (Seghi und Sorensen 1995). Für Zirkonoxidkeramik beträgt er z.B. 200 – 300 GPa. Andere vollkeramische Systeme erzielen ca. 100 GPa.

1.4.3. Weibull – Modul

Biegefestigkeiten von Keramiken sind in der Regel nicht normal verteilt. Sie unterliegen großen Streuungen. Eine Beschreibung des Festigkeitsverhaltens von Dentalkeramiken mit Mittelwerten und Standardabweichungen ist ungenau, da diese Werte der Normalverteilung nach Gauß unterliegen sollten. Für Keramiken wird der materialspezifische Kennwert oft als Weibull – Festigkeit σ angegeben. Sie bezeichnet jene Spannung, bei der 63,21% aller getesteten Proben einer Charge frakturieren. Die Streuung der Festigkeitswerte wird dabei als Korrelat zur Standardabweichung mit dem Weibull – Modul m angegeben. Damit kann eine Vorhersage über das Festigkeitsverhalten von Bauteilen aus einer Messreihe getroffen werden. Je größer der Weibull – Modul m ist, desto enger liegen die

gemessenen Festigkeitswerte zusammen. Der Weibull – Modul m ist ein Maß für die Homogenität der Fehlerverteilung eines Materials unter Einschluss fertigungstechnischer Einflüsse. Ein Wert von $m > 15$ sollte die Voraussetzung für eine sichere klinische Anwendung einer Keramik sein (Marx et al. 2001).

1.4.4. Bruchzähigkeit

Kleinste Gefügefehler, die vor allem während der Herstellung und Bearbeitung in die Keramik eingebracht werden, können Ausgangspunkt für das Versagen keramischer Restaurationen sein. Die Riss– oder Bruchzähigkeit beschreibt den Widerstand, den ein Werkstoff materialspezifisch an einer Risspitze aufbringen kann, um das weitere Fortschreiten eines Risses zu verhindern und so einen Bruch zu vermeiden (Kappert und Krah 2001). Die Bruchzähigkeit ist ein Ausdruck für die Zuverlässigkeit eines Werkstoffes. Der Grenzwert gegen Sprödbruch wird als kritische Bruchzähigkeit K_{IC} ($\text{MPa} \times \text{m}^{1/2}$) angegeben und kann mit bruchmechanischen Methoden ermittelt werden. Tabelle 2 gibt eine Übersicht über Bruchzähigkeiten von Dentalkeramiken.

Tabelle 2: Übersicht über die Bruchzähigkeiten von Dentalkeramiken (Kappert 2005)

| Mat. | Verblendkeramik | Leuzitverstärkte Keramik | Oxidverstärkte Keramik | Oxidverstärkte Keramik (Yttriumstabilisiert) | Legierung |
|--|------------------------|---------------------------------|-------------------------------|---|------------------|
| K_{IC} MPa $\times \text{m}^{1/2}$ | 0,7 – 1 | > 1 | 3 – 6,5 | < 10 | 60 – 100 |

Mat. = Material, K_{IC} = kritische Bruchzähigkeit, MPa = Megapascal

1.5. Klinische Eigenschaften vollkeramischer Systeme

1.5.1. Dauerfestigkeit

Neben der statischen Festigkeit eines Materials ist dessen Dauerfestigkeit von Interesse. Dentalkeramiken müssen im Mundmilieu bestehen und sind dort vielfältigen Einflüssen wie ständig wechselnde Temperaturen, korrosivem Speichel, Kaukräften und Parafunktionen ausgesetzt. Unter Dauerfestigkeit versteht man die Belastungsgrenze, der das Material in dem umgebenden Umfeld auf Dauer ohne Fraktur widerstehen kann. In der Regel entspricht die Dauerfestigkeit von Keramiken etwa der Hälfte der statischen Festigkeit und steht in direkter Korrelation zur Bruchzähigkeit (Schwickerath 1986).

In der vorliegenden Arbeit wurde jeweils ein Teil der zu untersuchenden Brückengerüste thermisch gealtert (Temperaturwechsellast im Thermozykler), um die Belastung in der Mundhöhle zu simulieren und um zu untersuchen, ob thermisch gealterte Brückengerüste andere Druckfestigkeiten erreichen als nicht gealterte Brücken derselben Keramik und Spannweite. Wegen der Materialalterung sollte als Faustregel die Dauerfestigkeit einer Vollkeramik 55% der maximalen statischen Biegefestigkeit oder Ausgangsfestigkeit betragen (Schwickerath 1994), um eine günstige klinische Prognose zu gewährleisten.

1.5.2. Passgenauigkeit

Die Passgenauigkeit ist ein äußerst wichtiger Parameter für den Langzeiterfolg einer dentalen Restauration. Auch für den parodontalen Gesundheitszustand ist die Passgenauigkeit einer Restauration von großer Bedeutung.

Probleme in der Terminologie der Passgenauigkeit entstehen aus dem unterschiedlichen Gebrauch dieser Begrifflichkeit von verschiedenen Autoren. Daher ist die Vergleichbarkeit von Studien ebenfalls erschwert. Die Passgenauigkeit wird durch die „zervikale Diskrepanz“ (Abstand vom Kronenrand zur Präparationsgrenze) und durch den „Randspalt“ (Abstand von Kroneninnenkante zum Zahnstumpf) definiert (Demmel 1971). Die Passung kann am besten durch den Passungsfehler zwischen Restauration und Zahn ausgedrückt werden (Holmes 1989). In Abb.5 sind die verschiedenen Messstrecken dargestellt. In der vorliegenden Arbeit wurde wie

unter 3.6. beschrieben, die zervikale Diskrepanz bestimmt, die in Abb.5 der Meßstrecke „G“ gleichzusetzen ist.

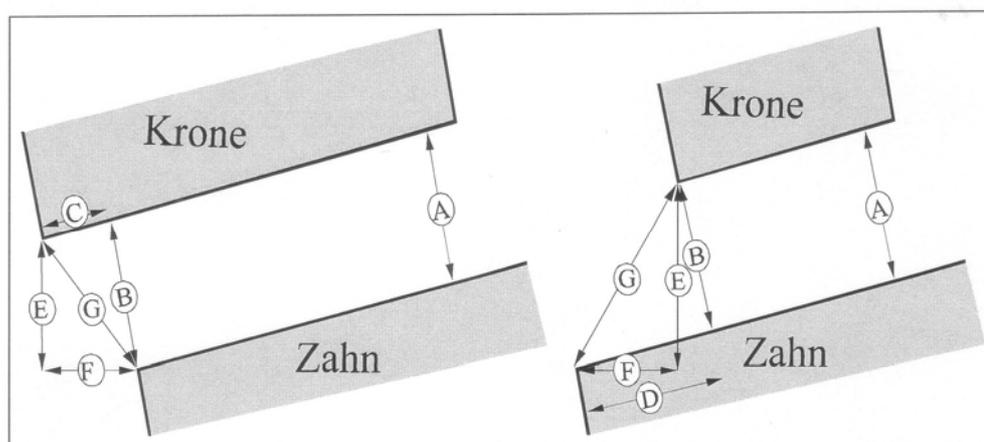


Abb.5: Terminologie für überkonturierte (links) und unterkonturierte (rechts) Restaurationränder (nach Holmes 1989)

A = Innerer Spalt, B = Randschluss, C = überextendierter Rand, D = unterextendierter Rand, E = vertikale marginale Diskrepanz, F = horizontale marginale Diskrepanz, G = absolute marginale Diskrepanz

1.5.3. Befestigung vollkeramischer Systeme

In der klinischen Anwendung spielt die definitive Befestigung der Restauration auf dem Zahnstumpf eine bedeutende Rolle. Die Befestigungsart richtet sich vor allem nach der verwendeten Vollkeramik. Silikatkeramiken (Feldspatkeramik, Glaskeramik) werden zur definitiven Eingliederung adhäsiv mit Komposit am Zahnstumpf befestigt. Eine Vorbehandlung der Keramik mit Flußsäure und anschließendes Silanisieren ist dabei nötig. Die Glasmatrix der Keramik wird dadurch aufgelöst und es entstehen mikroskopisch sichtbare, unter sich gehende Bereiche um die Leuzitkristalle (McLaren und White 2000). Diese Retentionsbereiche werden durch Befestigungskomposite geringer Viskosität aufgefüllt.

Oxidkeramiken können aufgrund ihrer Eigenfestigkeit konventionell zementiert werden. Das Ätzen mit Flußsäure und Silanisieren verbessert zudem die Haftung bei Oxidkeramiken nicht, da der Glasanteil zu gering ist. Als Befestigungszemente eignen sich Glasionomerezemente oder Zinkoxidphosphatzemente.

Jahn et al. (2006) haben gute Verbundfestigkeiten erzielt, wenn Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] mit Silicoater[®] vorbehandelt und mit Variolink II[®] adhäsiv befestigt wurden. Deutlich bessere Resultate wurden nach Vorbehandlung der

Brücken mit Metall Primer II[®] erzielt. Bei der Verwendung der Zirkonoxidkeramik In-Ceram YZ[®] können durch die Vorbehandlung der Keramik mit Silicoater[®] oder Metall Primer II[®] und anschließender Befestigung mit Variolink II[®] gleichgute Resultate erzielt werden (Jahn et al. 2006).

Da der Einfluss unterschiedlicher Befestigungsarten nicht Gegenstand dieser Arbeit war, wurden in der vorliegenden Arbeit alle Seitenzahnbrücken der verschiedenen Vollkeramiksysteme konventionell mit Zinkoxidphosphatzement befestigt.

2. Zielstellung der Arbeit

Ziel dieser Arbeit war es, vergleichende Untersuchungen an Seitenzahnbrücken unterschiedlicher Spannweiten und unterschiedlicher Vollkeramiksysteme durchzuführen.

Dabei wurden zu Beginn der Arbeit Seitenzahnbrücken aus Vollkeramik der Systeme Empress 2[®] (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein), In-Ceram Zirconia[®] (Vita, Bad Säckingen, Deutschland) und In-Ceram YZ[®] (Vita, Bad Säckingen, Deutschland) hergestellt. Die Herstellung der Empress 2[®] – Brückengerüste erfolgte nach den konventionellen zahntechnischen Arbeitsschritten. Zur Herstellung der In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®] – Brückengerüste wurde das CAD/CAM – Verfahren Cerec 3D[®] (Sirona, Bensheim, Deutschland) genutzt. Es wurden jeweils Brücken zum Ersatz des ersten Prämolaren und des ersten Molaren hergestellt, um zu untersuchen, ob eine größere Spannweite Einfluss auf die Ergebnisse der Untersuchungen hat.

Mit Hilfe des Dreipunktbiegetests wurde die Druckfestigkeit der verschiedenen Seitenzahnbrücken der unterschiedlichen Keramiken untersucht. Dabei wurde jeweils die Hälfte der Brücken einer Versuchsreihe thermisch gealtert. Im Thermowechselastbad wurden die Brücken einer Temperaturwechselast von 5°C und 60°C (25000 Zyklen) unterzogen, um die Stressbelastung in der Mundhöhle zu simulieren und um zu untersuchen, ob diese Vorbehandlung Einfluss auf die Druckfestigkeit hat. Weiterhin wurde die Passgenauigkeit der Seitenzahnbrücken aus den untersuchten Dentalkeramiken mit der Fit Checker – Probe untersucht. Der Silikonfilm wurde an jeweils vier Messflächen an beiden Pfeilerzähnen differenziert lichtmikroskopisch betrachtet und vermessen. Bei wiederkehrend großen Randspalten sollten so Rückschlüsse auf das untersuchte Keramiksystem gezogen werden können.

Ziel dieser Arbeit war es weiterhin, die Passgenauigkeit von Brücken, die mit Hilfe eines CAD/CAM – Systems (Cerec 3D[®]) gefertigt wurden, mit Brücken, die im konventionellen zahntechnischen Lost – Wax – Verfahren hergestellt wurden, zu vergleichen und Rückschlüsse auf die Genauigkeit des Cerec 3D[®] – Systems zu schließen. Die eigenen Untersuchungsergebnisse wurden sowohl mit Daten zur Bruchfestigkeit von Zirkonoxidkeramik als auch mit Daten zur Passgenauigkeit anderer CAD/CAM – Systeme aus der aktuellen Literatur verglichen.

3. Material und Methoden

3.1. Präparation der Pfeilerzähne

Um die vergleichenden Untersuchungen der Passgenauigkeit und Druckfestigkeit unterschiedlicher Keramiken an Seitenzahnbrücken durchführen zu können, wurden Zähne zur Aufnahme der Brücken präpariert. Als Grundlage zur Herstellung der Brücken diente ein Oberkiefermodell der Firma KaVo (KaVo, Biberach, Deutschland). Die Versuche der vorliegenden Arbeit wurden an jeweils dreigliedrigen Seitenzahnbrücken unterschiedlicher Spannweite durchgeführt. In einem ersten Versuchsansatz wurden der erste Prämolare (14) und der erste Molar (16) des KaVo – Modells präpariert. Der zweite Prämolare (15) wurde entfernt und sollte durch das spätere Zwischenglied der verschiedenen vollkeramischen Brücken ersetzt werden. Um Aussagen auf die Auswirkung der Passgenauigkeit und Druckfestigkeit der Dentalkeramiken bei Brücken größerer Spannweiten treffen zu können, wurden in einem weiteren Versuchsansatz der zweite Prämolare (15) und der zweite Molar (17) präpariert. Entsprechend wurde der erste Molar (16) aus dem KaVo – Modell entfernt. Die Zähne wurden entsprechend den allgemeinen Kriterien für vollkeramische Kronen präpariert. Marginal wurde eine 1 mm breite Hohlkehle angelegt. Okklusal erfolgte eine anatoforme Reduktion um 2 mm. Es wurde darauf geachtet, dass der Konvergenzwinkel der zirkulären Stumpfkantur maximal 10° betrug (Edelhoff et al. 1999). Die Präparation erfolgte mit torpedoförmigen Diamantschleifkörpern grober Körnung ($125 \mu\text{m}$ Korngröße). Abschließend wurde der Zahnstumpf mit Diamantschleifkörpern feiner Körnung ($30 \mu\text{m}$ Korngröße) finiert. Der zirkuläre Substanzabtrag erfolgte gleichmäßig und wurde mittels eines kugelförmigen Tiefenmarkierers mit bekanntem Durchmesser festgelegt.

3.2. Abformung und Modellherstellung

Zur Doppelmischabformung des KaVo – Oberkiefermodells mit den präparierten Zähnen wurde ein A – Silikon (Panasil putty, Panasil contact plus, Kettenbach Dental, Eschenburg, Deutschland) verwendet. Zur Herstellung eines Arbeitsmodells

wurden die Abformungen mit Superhartgips Klasse 4 gemäß Herstellerangaben ausgegossen.

3.2.1. Herstellung eines Modells in edelmetallfreier Legierung (EMF – Legierung)

Für die Untersuchungen zur Druckfestigkeit war die Herstellung eines Modells aus einer EMF – Legierung (Remanium 2000, Dentaurum) notwendig. Die Abformung der präparierten Zähne wurde wie unter 3.2. beschrieben durchgeführt. Die Abformungen wurden im Bereich 14 bis 16 bzw. 15 bis 17 mit Modellierwachs (THOWAX Modellierwachs bordeauxrot, YETI Dentalprodukte, Engen, Deutschland) aufgefüllt. Die entstandenen Wachsrohlinge wurden jeweils mit einem Gusskanal versehen, in feuerfester Einbettmasse eingebettet und in eine EMF – Legierung überführt. Anschließend wurden die EMF – Modelle mit Hartmetallfräsen ausgearbeitet. Die EMF – Modelle dienten als Grundlage zur Herstellung der Brückengerüste.

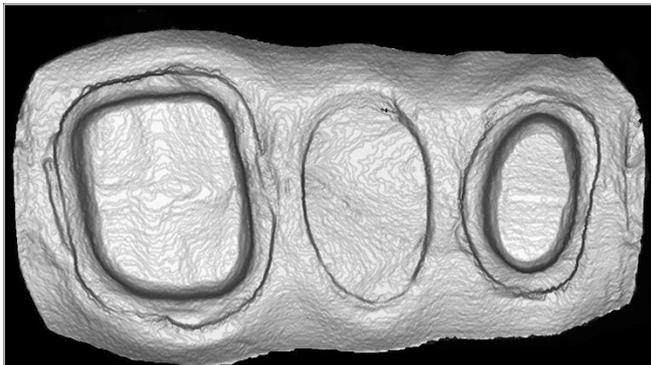


Abb.6. Die Fotografie zeigt das hergestellte EMF – Modell.

3.3. Herstellung der Brückengerüste

Aus der Vielzahl der auf dem Markt befindlichen Dentalkeramiken wurden die drei Keramiken Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®], die unter 1.2.3. und 1.2.4. näher charakterisiert wurden, zur Herstellung von dreigliedrigen Seitenzahnbrücken unterschiedlicher Spannweiten ausgewählt. Nachfolgend wird das Vorgehen zur Herstellung der Brückengerüste aus den verschiedenen Keramiken beschrieben. Dabei war das Vorgehen sowohl für die Brücken mit einem

ersetzen Prämolar als auch für die Brücken mit einem ersetzten Molar als Brückenzwischenglied gleich.

3.3.1. Herstellung des Empress 2[®] – Brückengerüstes

Auf dem unter 3.2.1. beschriebenen EMF – Modell wurde eine vollständige Wachsmodellation hergestellt. Diese wurde durch einen Silikonschlüssel fixiert, um die anschließende Verblendung zu erleichtern. Die vollständige Wachsmodellation wurde um den Anteil der späteren Verblendung reduziert. Bei der Herstellung des Brückengerüstes waren bestimmte Kriterien zu erfüllen. Die Gerüststärke durfte aus Gründen der Stabilität in axialer Richtung 0,8 mm nicht unterschreiten. Okklusal war eine Gerüststärke von mindestens 1,5 mm einzuhalten. Als Verbinderstärke waren laut Herstellerangaben 16 mm² (4 x 4 mm) vorgegeben.

An die Modellation wurden Gusskanäle in Fließrichtung der Keramik angewachst. Die für einen Pressvorgang notwendige Keramikmenge wurde anhand des Wachsgewichtes mittels einer Umrechnungstabelle ermittelt. Die Modellation wurde in großen Muffeln in IPS Empress 2[®] Spezialeinbettmasse eingebettet. Anschließend erfolgte das Vorwärmen der Muffel im Vorwärmofen. Nach der rückstandslosen Verbrennung des Wachses im Vorwärmofen erfolgte das Pressen des Brückengerüstes aus Empress 2[®] Keramik bei 920° C im Pressofen (IPS Empress EP 500 Pressofen, Ivoclar) nach dem Schichttechnik – Programm der computergesteuerten Pressapparatur. Nach dem Abkühlen erfolgte die Grob – und Feinausbettung. Mit Spezialstrahlmittel wurde die weiße Reaktionsschicht entfernt. Die Gusskanäle wurden mittels Diamantscheiben unter Wasserkühlung vom Gerüst abgetrennt. Die Gerüste wurden mit keramisch gebundenen Schleifkörpern ausgearbeitet und auf das EMF – Gerüst aufgepasst

3.3.2. Herstellung des In–Ceram Zirconia[®] – Brückengerüstes

Für die Herstellung der In–Ceram Zirconia[®] – Brückengerüste wurde eine CAD/CAM – Technologie angewandt. Stellvertretend für die neuen Verfahren kam das Cerec 3D[®] – Verfahren (Sirona, Bensheim, Deutschland) zum Einsatz (siehe 1.3.1.)

Das unter 3.2.1. beschriebene EMF – Modell wurde auf dem Modellhalter der Cerec – Scan – Einheit montiert und gescannt. Anhand des gescannten Bildes der präparierten Brückenpfeiler wurde das Brückengerüst mit Hilfe der Cerec 3D[®] – Software konstruiert. Die Gestaltung des Brückengerüsts erfolgte anhand den vom Hersteller empfohlenen Kriterien. Zirkulär wurde eine Mindeststärke von 0,7 mm eingehalten. Okklusal wurde eine Mindeststärke von 1,0 mm präpariert. In Abhängigkeit von der Größe des Brückenzwischenstückes wurde das Verhältnis von Höhe zu Breite des Verbinders von 5:4 berücksichtigt.

Pro Brückengerüst wurde jeweils ein industriell gefertigter Rohling (In-Ceram Zirconia[®] Blank) in die Schleifeinheit des Cerec 3D[®] – Gerätes eingespannt und der Schleifprozess gestartet. Die computergesteuerte Doppelschleifeinheit des Cerec 3D[®] – Gerätes arbeitet mit zwei Fingerschleifern und einer Diamantierung von 64 µm Korngröße. Es handelt sich hierbei um einen Boden – Wand – Zylinderdiamanten (Durchmesser 1,6 mm) und einen Zylinder – Kegeldiamanten (Kegelwinkel 45°) zum Formschleifen des okklusalen Anteils. Beide Instrumente greifen beim Formschleifen symmetrisch ein (Mörmann und Bindl 2000). Nach Abschluss[®] des Schleifvorganges wurde das Brückengerüst auf das EMF – Modell aufgepasst und wenn nötig, mit keramisch gebundenen Schleifkörpern fein ausgearbeitet.

3.3.3. Herstellung des In-Ceram YZ[®] – Brückengerüsts

Für die Herstellung der In-Ceram YZ[®] – Brückengerüste wurde analog dem unter 3.3.2. beschriebenen Vorgehen dieselbe Konstruktion der Brückengerüste mit gleicher Gerüststärke verwendet. Nach Abschluss der Brückenkonstruktion wurde ein industriell gefertigter Rohling (In-Ceram YZ[®] Cube) in die Schleifeinheit des Cerec 3D[®] – Gerätes eingespannt. Beim Fräsen des Brückengerüsts entstand ein Formteil, welches ca. 24 % zu groß gegenüber der eigentlichen Konstruktion war. Diese Vergrößerung wurde automatisch durch die Cerec 3D[®] – Software initiiert und war notwendig, um die spätere Schrumpfung beim Dichtsintern zu kompensieren. Alle In-Ceram YZ[®] Cubes verfügen über einen aufgetragenen Barcode, der von der Cerec 3D[®] – Software vor dem jeweiligen Schleifen erkannt und gelesen wird. In dem Barcode sind die genauen Prozentangaben der Vergrößerung des Brückengerüsts festgehalten, da diese abhängig von der Charge variieren können.



Abb.7: Darstellung der Cerec 3D[®] – Schleifeinheit mit montiertem EMF – Gerüst zum Laser–Scannen

3.4. Verblendung der Brückengerüste

Bei allen drei Materialarten wurde die Schichtstärke der Verblendmasse anhand eines Silikonschlüssels überprüft und somit gleichmäßig gestaltet.

Daraus ergibt sich für alle Brücken kleiner Spannweite eine mesio–distale Distanz von 23,5 mm. Die mesio–distale Distanz der Brücken großer Spannweite beträgt 26,5 mm.

3.4.1. Verblendung des Empress 2[®] – Brückengerüstes

Das Brückengerüst aus Empress 2[®] – Presskeramik wurde nach der Gerüsteinprobe auf dem EMF – Modell mit fluorapatithaltiger Sinter – Glaskeramik Vitadur Alpha[®] (Vita, Bad Säckingen, Deutschland) verblendet. Die Verblendung dient der Steigerung der Stabilität und vor allem zur Einstellung optischer Eigenschaften. Aus diesem Grund stellt der Hersteller Dentin, – Schmelz, – Transparent – und Effektmassen zur Verfügung.

Das Brückengerüst wurde als Vorbereitung für den Verbundbrand (Washbrand) mit Korund bei 1 bar Strahldruck abgestrahlt und mit Wasserdampf gereinigt. Nach Durchführung des Verbundbrandes erfolgte das Aufsintern der Schichtkeramik. Die Verblendung sollte laut Herstellerangaben mindestens eine Schichtstärke von 0,7 mm, maximal eine Schichtstärke von 2,0 mm aufweisen. Abschließend erfolgte nach Auftragen der Glasurpaste ein Glasurbrand.

Insgesamt wurden jeweils 14 Brückengerüste hergestellt und verblendet.

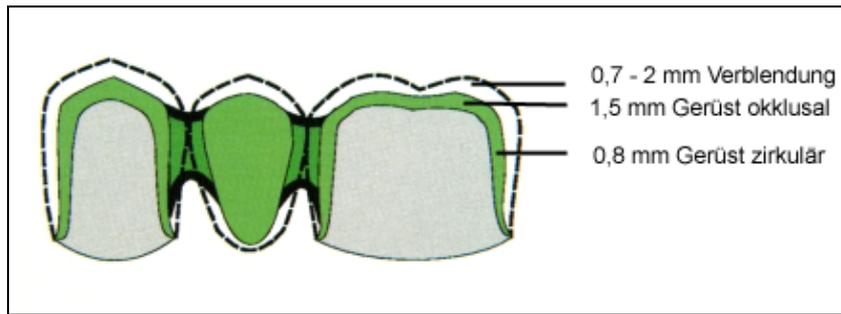


Abb.8: Schematische Darstellung der Wandstärken von Verblendung und Gerüst der Vollkeramikbrücke aus Empress 2[®]

3.4.2. Verblendung des In-Ceram Zirconia[®] – Brückengerüsts

Die In-Ceram Zirconia[®] – Brückengerüste mussten nach der Gerüsteinprobe glasinfiltriert und verblendet werden. Dazu wurden sie im Vita Vacumat (Vita, Bad Säckingen, Deutschland) nach Herstellerangaben gesintert. Anschließend wurde ein spezielles Infiltrationsglas (bei klinischer Anwendung in der Zahnfarbe des Patienten) auf die Gerüste aufgebracht und erneut im Vita Inceramat (Vita, Bad Säckingen, Deutschland) gesintert, wobei das Spezialglas die Gerüstkäppchen infiltriert. Überschüssiges Infiltrationsglas wurde daraufhin durch diamantierte Schleifkörper und durch Abstrahlen mit Aluminiumoxid entfernt. Danach wurden die Gerüste mit der Verblendkeramik Vita VM7[®] (Vita, Bad Säckingen, Deutschland) verblendet. Die Verblendung sollte laut Herstellerangaben mindestens eine Schichtstärke von 0,7 mm, maximal eine Schichtstärke von 2,0 mm aufweisen. Abschließend wurde die Glasurpaste aufgetragen und es erfolgte ein Glasurbrand.

Insgesamt wurden jeweils 14 Brückengerüste hergestellt und verblendet.

3.4.3. Verblendung des In-Ceram YZ[®] – Brückengerüsts

Im Thermostar – Ofen (Vita, Bad Säckingen, Deutschland) erfolgte die Endsinterung der In-Ceram YZ[®] – Brückengerüste laut Herstellerangaben. Dabei schrumpften die Gerüste auf die gewünschte und konstruierte Größe. Anschließend wurden die Brückengerüste mit der Verblendkeramik Vita VM9[®] (Vita, Bad Säckingen, Deutschland) verblendet. Die Verblendung sollte laut Herstellerangaben mindestens

eine Schichtstärke von 0,7 mm, maximal eine Schichtstärke von 2,0 mm aufweisen. Abschließend wurde die Glasurpaste aufgetragen und es erfolgte ein Glasurbrand. Insgesamt wurden jeweils 14 Brückengerüste hergestellt und verblendet.

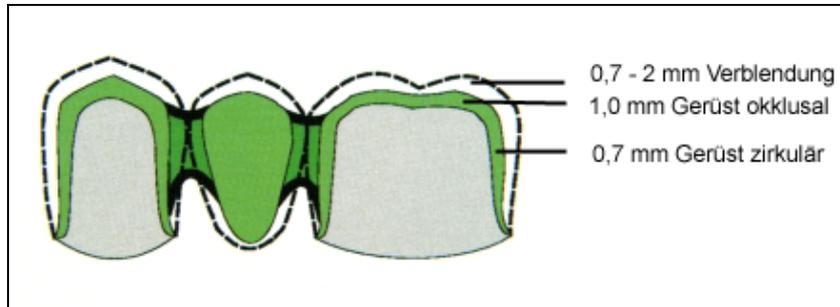


Abb.9: Schematische Darstellung der Wandstärken von Verblendung und Gerüst der Vollkeramikbrücken aus In-Ceram Zirconia[®] bzw. In-Ceram YZ[®]

3.5. Alterung der Brückengerüste

Um bei den Versuchen zur Druckstabilität der Vollkeramikbrücken die Stressbelastung der Materialien in der Mundhöhle zu simulieren, wurden jeweils 7 Brücken der unterschiedlichen Keramiken und der unterschiedlichen Spannweiten einer thermischen Alterung unterzogen. Dazu wurden die Brücken im Thermozykler (Willytec, München, Deutschland) einer Temperaturwechsellast in Wasser von 5°C und 60°C unterzogen. Es erfolgten 25000 Zyklen der Temperaturwechsellast.

3.6. Lichtmikroskopische Untersuchung des marginalen Randspaltes

Zur Ermittlung der marginalen Passgenauigkeit der Seitenzahnbrücken wurden alle Brücken mit einem dünnfließenden A – Silikon (Flexitime Correct flow, Heraeus Kulzer) gefüllt und auf den Stümpfen positioniert. Nach dem Abbinden des Abformmaterials wurden die Brücken abgehoben und der dünne Silikonfilm wurde mit einem andersfarbigen Silikon (Flexitime, Mono Phase, Heraeus Kulzer) stabilisiert. Die Silikonfilme wurden abgehoben mit einem Skalpell vertikal in mesio – distaler und bukkal – palatinaler Richtung geschnitten. Die Schnitte wurden auf Objektträger aufgebracht und senkrecht zur Schnittfläche unter dem Lichtmikroskop Axio Tech

(Carl Zeiss, Jena, Deutschland) bei 100-facher Vergrößerung dargestellt und anhand einer Messleiste vermessen. Die Messungen erfolgten jeweils mesial, distal, bukkal und palatinal am Silikonfilm des Prämolaren und des Molaren an allen Brücken der verschiedenen Versuchsreihen. Um Messfehler zu minimieren, erfolgten pro Schnitt drei aufeinander folgende Messungen, deren Mittelwert anschließend gebildet und dargestellt wurde.

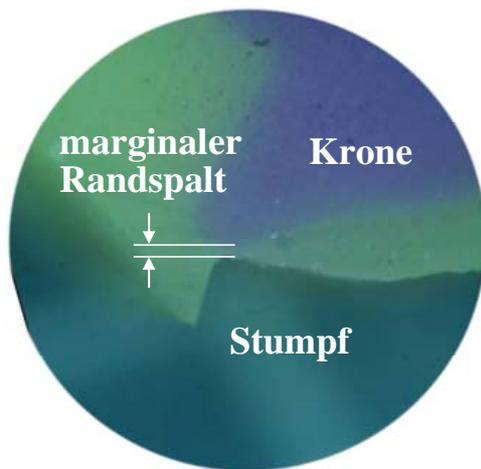


Abb. 10: Darstellung der geschnittenen Silikonfilme auf dem Objektträger

3.7. Dreipunkt – Biegeversuch

Zur Bestimmung der Druckfestigkeit wurden alle Brücken mit Zinkoxid – Phosphatzement (Harvard Zement schnellhärtend, Richter & Hofmann) auf den EMF – Modellen zementiert. Nach einer Aushärtzeit von 12 h bei Raumtemperatur erfolgte mit einer Universalprüfmaschine 1435 (Zwick) bei einer Vorschubrichtung von 1 mm/min die Testung der Druckfestigkeit. Die Kraft richtete sich dabei auf eine Metallkugel mit einem Durchmesser von 3 mm, die sich in einer vorbereiteten Mulde im Bereich des Brückenzwischengliedes befand (siehe Abb.11). Zur gleichmäßigen Verteilung der Belastung wurde die Kugel mit 0,3 mm dicker Zinnfolie unterlegt. Die Belastung erfolgte bis zur Fraktur des Brückengerüsts. Als Bruchkraft wurde die Kraft definiert, welche zur sichtbaren Fraktur der Brücke führte.

Die Versuche wurden mit den jeweils 14 Brücken der verschiedenen Spannweiten und der verschiedenen Keramiken durchgeführt. Die Ergebnisse der gealterten und

nicht gealterten Seitenzahnbrücken der verschiedenen Versuchsreihen wurden dabei gesondert erfasst.

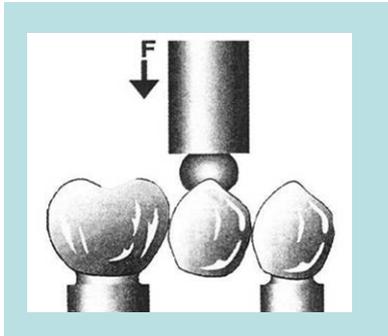


Abb. 11: Schematische Darstellung des Dreipunkt – Biegeversuches

3.8. Datenerfassung und Auswertung

Bei den Versuchen zur marginalen Passgenauigkeit der verschiedenen Seitenzahnbrücken wurden, wie unter 3.6. beschrieben, jeweils drei aufeinander folgende Messungen pro Silikonfilm unter dem Lichtmikroskop durchgeführt. Der arithmetische Mittelwert wurde gebildet und die Ergebnisse graphisch dargestellt.

Bei den Versuchen zur Druckfestigkeit der verschiedenen Seitenzahnbrücken wurde die Bruchkraft registriert, die zur ersten, sichtbaren Fraktur des Brückengerüsts führte. Die Werte wurden entsprechend den verschiedenen Versuchsreihen zusammengefasst und graphisch dargestellt.

Zur graphischen Darstellung der Messwerte wurden Boxplot – Diagramme verwendet, da sie zur Darstellung numerischer Daten sehr gut geeignet sind. Es werden oberes und unteres Quartil, der Medianwert und der kleinste und größte Messwert, der nicht als so genannter Ausreißer eingestuft wird, dargestellt. Als Box wird das durch die Quartile bestimmte Rechteck bezeichnet. Es kennzeichnet 50 % der Messwerte und stellt den Interquartilbereich dar. Die Größe dieses Bereiches ist ein Maß für die Streuung der Messdaten. Im Bereich oberhalb und unterhalb des Rechtecks liegen jeweils 25 % der Messwerte. Der kleinste und der größte Messwert sind als horizontale Linie dargestellt. Der Abstand zwischen diesen Werten stellt die Spannweite dar. Extremwerte, die mehr als drei Boxlängen vom unteren bzw. oberen Rand der Box entfernt liegen, werden als Ausreißer eingestuft und könnten mit einem Stern dargestellt werden. In den vorliegenden Messreihen waren solche Ausreißer

nicht vorhanden. Die horizontale Linie innerhalb des Rechtecks stellt den Medianwert dar. Seine Lage innerhalb der Box vermittelt einen Eindruck von der Schiefe der den Daten zugrunde liegenden Verteilung.

Die statistische Auswertung wurde mit dem Programm „SPSS“ für Windows (Version 15.0) durchgeführt. Mit Hilfe von statistischen Tests sollten Gemeinsamkeiten und Unterschiede zwischen den Verteilungen der einzelnen Werte der Stichproben ermittelt werden. Um die Messdaten der Brücken der drei unterschiedlichen Dentalkeramiken vergleichen zu können, wurde die einfaktorielle Anova – Analyse mit anschließendem Post Hoc – Test angewandt. Voraussetzung für die Anwendung dieses Tests waren die Normalverteilung der Messdaten und die Varianzhomogenität. Mit Hilfe des Kolmogorow – Smirnow – Tests konnte die Normalverteilung festgestellt werden. Um die Gleichheit der Erwartungswerte zweier Stichproben zu prüfen, z.B. die Mittelwerte der Randspalten zweier Messflächen an einem Zahn, wurde der T – Test verwendet. Bei allen Signifikanztests sind die Gruppen mit $p < 0,001$ höchst signifikant unterschiedlich, mit $p < 0,01$ hoch signifikant unterschiedlich und mit einem Signifikanzniveau von 0,05 signifikant unterschiedlich.

4. Ergebnisse

4.1. Lichtmikroskopische Untersuchung zur Breite des marginalen Randspaltes

Die folgenden Tabellen zeigen die Messwerte der verschiedenen Versuchsreihen in der Zusammenfassung. Es sind der Medianwert des arithmetischen Mittelwertes der Randspalten, Minimum und Maximum der Randspalten und der Interquartilabstand als Maß für die Streuung dargestellt. Boxplotdiagramme stellen die Ergebnisse graphisch dar.

4.1.1. Marginale Passgenauigkeit bei Seitenzahnbrücken mit einem ersetzten Prämolaren

4.1.1.1. Größe der Randspalten in Abhängigkeit vom Material

Abb.12 stellt die Mittelwertverteilung (in μm) des marginalen Randspaltes aller Ankerzähne der Seitenzahnbrücken für die jeweils untersuchte Dentalkeramik dar. Die Mittelwerte setzen sich aus den Einzelwerten der Prämolaren und Molaren der Seitenzahnbrücken zusammen. Insgesamt sind jeweils 14 Brücken pro Dentalkeramik untersucht worden.

Mit der unter 3.6. beschriebenen Methode zur lichtmikroskopischen Untersuchung der Breite des marginalen Randspaltes kann gezeigt werden, dass die Randspalten der Brückenanker aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®] mit $p < 0,001$ signifikant kleiner sind als die Randspalten der Brückenanker aus Empress 2[®]. Bei Brücken aus Empress 2[®] und In-Ceram Zirconia[®] ist die Spanne zwischen kleinsten und größten gemessenen Randspalt deutlich größer als bei Brücken aus In-Ceram YZ[®]. Bei Brücken aus In-Ceram YZ[®] sind die mittleren 50 % der gemessenen Randspalten im Vergleich zu den anderen beiden Dentalkeramiken am geringsten gestreut. Die Medianwerte der Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®] sind nahezu gleich. Bei diesen beiden Dentalkeramiken liegen 50 % der gemessenen Randspalten in einem Bereich zwischen 40 μm und 60 μm .

Tabelle 3: Übersicht der Messwerte der marginalen Randspalten aller Ankerzähne der Seitenzahnbrücken der verschiedenen Dentalkeramiken

| Keramik | Median (in μm) | Minimum (in μm) | Maximum (in μm) | Interquartil- abstand |
|--------------------------------|-------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|--------------------------|
| Empress 2 [®] | 79,9 | 63,7 | 98,1 | 12,9 |
| In-Ceram Zirconia [®] | 52,6 | 30,1 | 64,3 | 13,9 |
| In-Ceram YZ [®] | 52,3 | 42,9 | 58,5 | 10,8 |

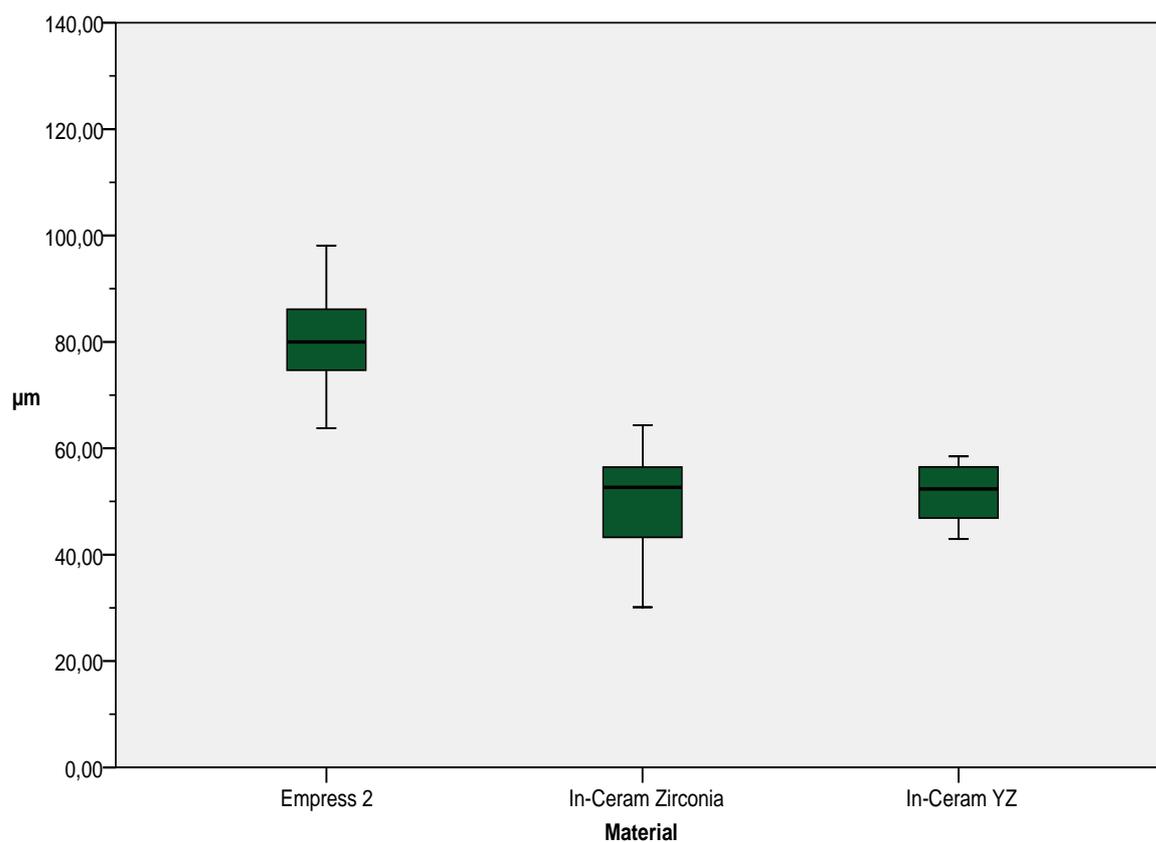


Abb. 12: Graphische Darstellung der marginalen Randspalten der Seitenzahnbrücken aus Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Das Diagramm zeigt die Verteilung der Mittelwerte der marginalen Randspalten aller Ankerzähne der Seitenzahnbrücken aus den drei verschiedenen Dentalkeramiken.

4.1.1.2. Größe der Randspalten in Abhängigkeit von den Ankerzähnen

Eine differenzierte Betrachtung der gemessenen Randspalten zeigt Abb.13. Hier sind die Messwerte nach den Ankerzähnen aufgeschlüsselt, d.h. die Randspalten der Prämolaren und Molaren der Seitenzahnbrücken der unterschiedlichen Dentalkeramiken sind gegenübergestellt. Generell lässt sich zeigen, dass die Randspalten der Prämolaren bei allen drei Dentalkeramiken circa 10 µm unter den Werten der Molaren liegen. Insgesamt sind die Randspalten sowohl bei den Prämolaren als auch bei den Molaren aus Empress 2[®] mit $p < 0,001$ signifikant größer als bei denen aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. In Abb.13 wird deutlich, dass die Randspalten bei den entsprechenden Ankerzähnen bei Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®] ähnlich verteilt sind. Vor allem die Randspalten der Prämolaren sind bei diesen beiden Dentalkeramiken nahezu identisch, nur sind die Werte der Prämolaren bei In-Ceram YZ[®] breiter gestreut als bei In-Ceram Zirconia[®]. Der Interquartilabstand der Randspalten bei Molaren der Seitenzahnbrücken aus In-Ceram YZ[®] ist von allen drei Dentalkeramiken am geringsten ausgeprägt.

Tabelle 4: Übersicht der Messwerte der marginalen Randspalten der Prämolarenankerzähne der Seitenzahnbrücken der verschiedenen Dentalkeramiken

| Keramik | Median (in μm) | Minimum (in μm) | Maximum (in μm) | Interquartil-abstand |
|--------------------------------|----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|----------------------|
| Empress 2 [®] | 77,9 | 51,2 | 92,1 | 13,6 |
| In-Ceram Zirconia [®] | 45,0 | 23,7 | 76,7 | 19,0 |
| In-Ceram YZ [®] | 46,9 | 23,4 | 84,2 | 22,5 |

Tabelle 5: Übersicht der Messwerte der marginalen Randspalten der Molarenankerzähne der Seitenzahnbrücken der verschiedenen Dentalkeramiken

| Keramik | Median (in μm) | Minimum (in μm) | Maximum (in μm) | Interquartil-abstand |
|--------------------------------|----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|----------------------|
| Empress 2 [®] | 84,8 | 62,8 | 104,6 | 25,7 |
| In-Ceram Zirconia [®] | 53,2 | 36,4 | 75,7 | 22,6 |
| In-Ceram YZ [®] | 57,6 | 46,4 | 88,8 | 14,4 |

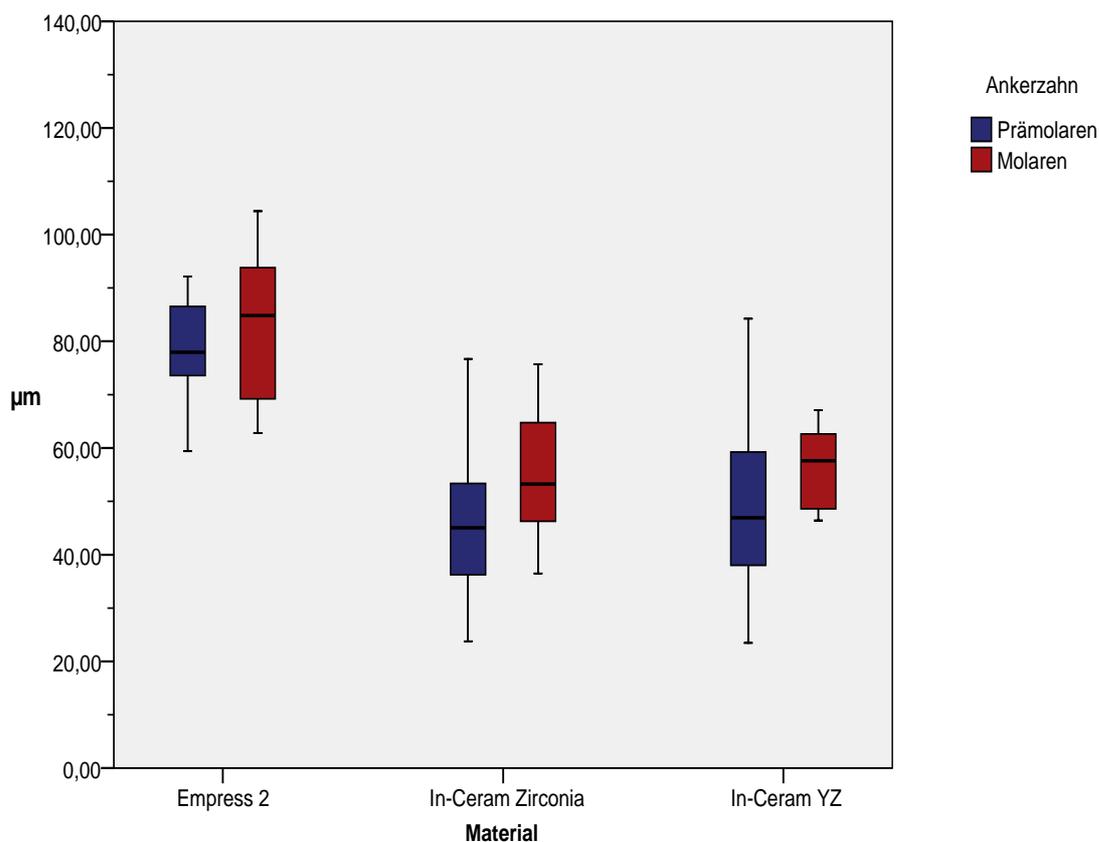


Abb.13: Graphische Darstellung der marginalen Randspalten der Seitenzahnbrücken aus Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Das Diagramm zeigt die Verteilung der Mittelwerte der Randspalten der einzelnen Ankerzähne der Seitenzahnbrücken aus den verschiedenen Dentalkeramiken.

4.1.1.3. Größe der Randspalten in Abhängigkeit von den Messflächen am Prämolaren

Abb.14 gibt eine Übersicht über die Verteilung der Messwerte an den verschiedenen Zahnflächen an den Prämolaren der Seitenzahnbrücken der unterschiedlichen Dentalkeramiken.

Es zeigt sich, dass die Randspalten bei Brücken aus Empress 2[®] an allen vier Messflächen der Prämolaren signifikant größer sind als bei Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Für diesen Vergleich liegt das Signifikanzniveau mesial, bukkal und distal bei $p < 0,001$, palatinal bei $p < 0,05$.

Bei den Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] lassen sich im Vergleich zu den beiden anderen Dentalkeramiken mesial und palatinal die geringsten Randspalten feststellen, wenn die Medianwerte betrachtet werden. Die Randspalten der Prämolaren an den bukkalen und distalen Messflächen der Brücken aus In-Ceram YZ[®] sind etwas kleiner als die der Brücken aus In-Ceram Zirconia[®], dieser Unterschied ist allerdings nicht signifikant.

Innerhalb jeder Dentalkeramikgruppe bestehen zwischen den vier Messflächen der Prämolaren keine signifikanten Unterschiede der Randspaltgröße. Tendenziell ist der Medianwert der Randspalten bei den Seitenzahnbrücken aus In-Ceram YZ[®] distal am kleinsten, die Randspalten an der mesialen Messfläche am größten.

Die Medianwerte liegen bei In-Ceram Zirconia[®] in ähnlichen Größenordnungen. Auffällig ist die große Streuung der Messwerte an der Distalfläche der Prämolaren. Bei Seitenzahnbrücken aus Empress 2[®] ist der Medianwert palatinal am niedrigsten und mesial am größten. Jeweils mesial und bukkal, und distal und palatinal liegen die Medianwerte in ähnlichen Bereichen. Minimum und Maximum bedingen vor allem an der mesialen Messfläche eine große Spannweite.

Tabelle 6: Übersicht der Messwerte der marginalen Randspalten der Prämolarenankerzähne an der mesialen, bukkalen, distalen und palatinalen Messfläche

| Keramik | Median (in μm) | Minimum (in μm) | Maximum (in μm) | Interquartil- abstand |
|--|-------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|--------------------------|
| Empress 2[®] | | | | |
| mesial | 82,2 | 35,6 | 127,8 | 32,9 |
| bukkal | 81,2 | 42,2 | 103,3 | 26,5 |
| distal | 72,5 | 63,4 | 101,3 | 24,5 |
| palatinal | 69,8 | 46,0 | 118,3 | 29,3 |
| In-Ceram Zirconia[®] | | | | |
| mesial | 44,5 | 16,4 | 96,6 | 21,0 |
| bukkal | 43,3 | 14,2 | 85,2 | 31,1 |
| bukkal | 37,5 | 20,6 | 100,4 | 54,8 |
| distal | 38,7 | 16,5 | 93,6 | 26 |
| palatinal | | | | |
| In-Ceram YZ[®] | | | | |
| mesial | 55,9 | 18,5 | 100,5 | 42,8 |
| bukkal | 41,9 | 15,0 | 80,0 | 45,2 |
| distal | 33,7 | 17,6 | 85,6 | 33,3 |
| palatinal | 49,5 | 26,3 | 99,9 | 24,0 |

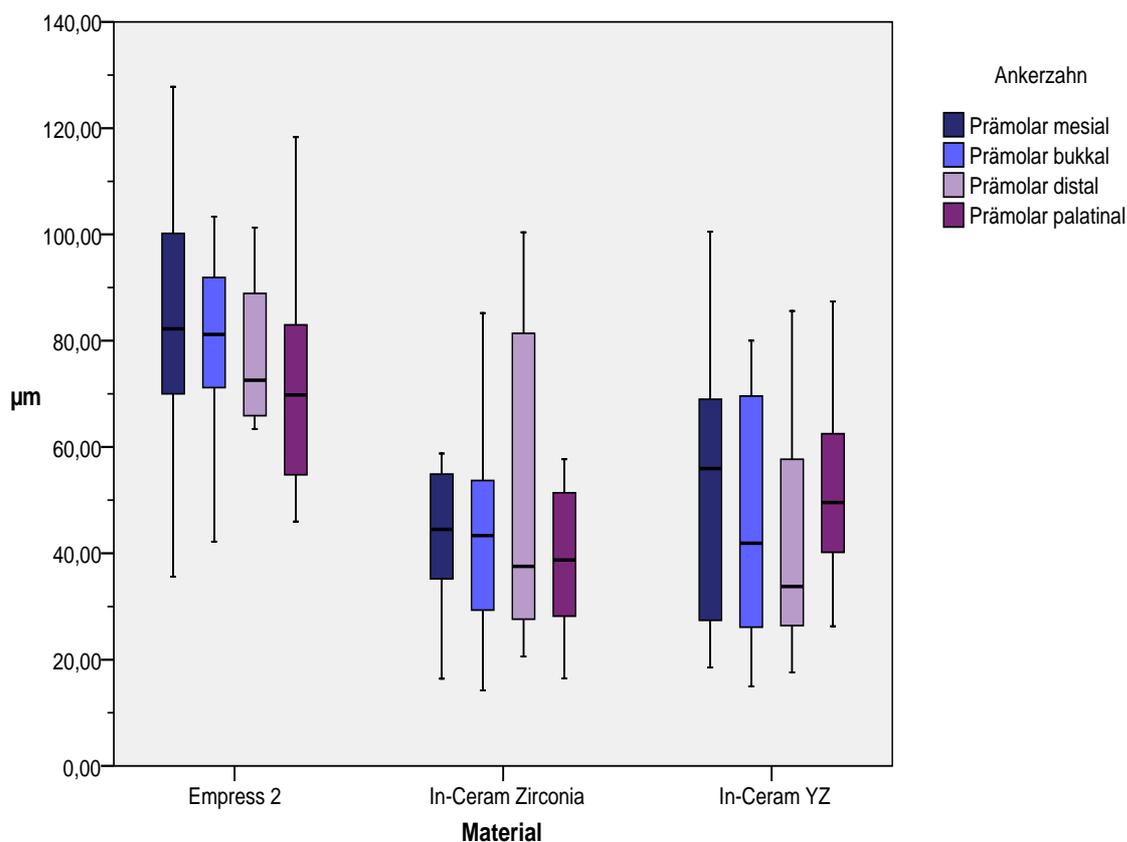


Abb.14: Graphische Darstellung der marginalen Randspalten der Prämolarenankerzähne der Seitenzahnbrücken aus Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Das Diagramm zeigt die marginalen Randspalten an der mesialen, bukkalen, distalen und palatinalen Messfläche der Ankerzähne.

4.1.1.4. Größe der Randspalten in Abhängigkeit von den Messflächen am Molaren

Abb.15 zeigt die flächenbezogene Darstellung der Randspalten an den Molaren der Seitenzahnbrücken der unterschiedlichen Dentalkeramiken. Die Randspalten der verschiedenen Zahnflächen unterscheiden sich hier deutlicher als bei den Prämolaren. Bei Molaren aus Empress 2[®] sind die Randspalten mesial und palatinal mit $p < 0,001$ signifikant größer als die Randspalten der Molaren aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Auffällig erscheinen die Randspalten an der bukkalen Messfläche der Molaren aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Bei In-Ceram YZ[®] sind die bukkalen Randspalten mit $p < 0,05$ signifikant größer als die von In-Ceram Zirconia[®] an derselben Messfläche. Auch innerhalb der Dentalkeramikgruppe In-Ceram YZ[®] sind die Randspalten an der Bukkalfläche deutlich größer als die Messwerte an der Mesial-, Distal- und Palatinalfläche der Molaren. Die bukkalen Randspalten von In-Ceram YZ[®] sind auch größer als die Randspalten der Molaren aus Empress 2[®]. Dieser Unterschied ist allerdings nicht signifikant.

Ein großer Abstand zwischen Minimum und Maximum der Messwerte bedingt bei Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] bukkal eine große Spannweite. Bei den Molaren der Brücken aus Empress 2[®] sind mesial die größten Randspalten gemessen worden. Der Unterschied zu In-Ceram YZ[®] ist dabei an der Mesialfläche mit $p < 0,05$ signifikant. Die Messwerte der distalen Randspalten der Molaren der Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] liegen zwischen denen von Empress 2[®] und In-Ceram YZ[®]. Innerhalb der Dentalkeramikgruppe von In-Ceram Zirconia[®] ist auffällig, dass die Randspalten bukkal und distal tendenziell größer sind als den Mesial- und Palatinalflächen.

Tabelle 7: Übersicht der Messwerte der marginalen Randspalten der Molarenankerzähne an der mesialen, bukkalen, distalen und palatinalen Messfläche

| Keramik | Median (in μm) | Minimum (in μm) | Maximum (in μm) | Interquartil- abstand |
|--|-------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|--------------------------|
| Empress 2[®] | | | | |
| mesial | 98,7 | 88,4 | 136,6 | 30,6 |
| bukkal | 77,1 | 54,9 | 111,0 | 24,0 |
| distal | 79,5 | 35,3 | 108,6 | 30,4 |
| palatinal | 83,6 | 56,4 | 107,9 | 26,5 |
| In-Ceram Zirconia[®] | | | | |
| mesial | 44,3 | 12,2 | 69,8 | 37,5 |
| mesial | 57,9 | 20,3 | 122,8 | 37,7 |
| bukkal | 68,2 | 14,2 | 95,2 | 42,0 |
| distal | 47,0 | 20,9 | 84,0 | 38,4 |
| palatinal | | | | |
| In-Ceram YZ[®] | | | | |
| mesial | 34,6 | 18,6 | 74,4 | 24,7 |
| bukkal | 85,4 | 62,0 | 117,2 | 17,2 |
| distal | 42,3 | 21,2 | 133,6 | 35,2 |
| palatinal | 53,0 | 26,8 | 95,2 | 31,6 |

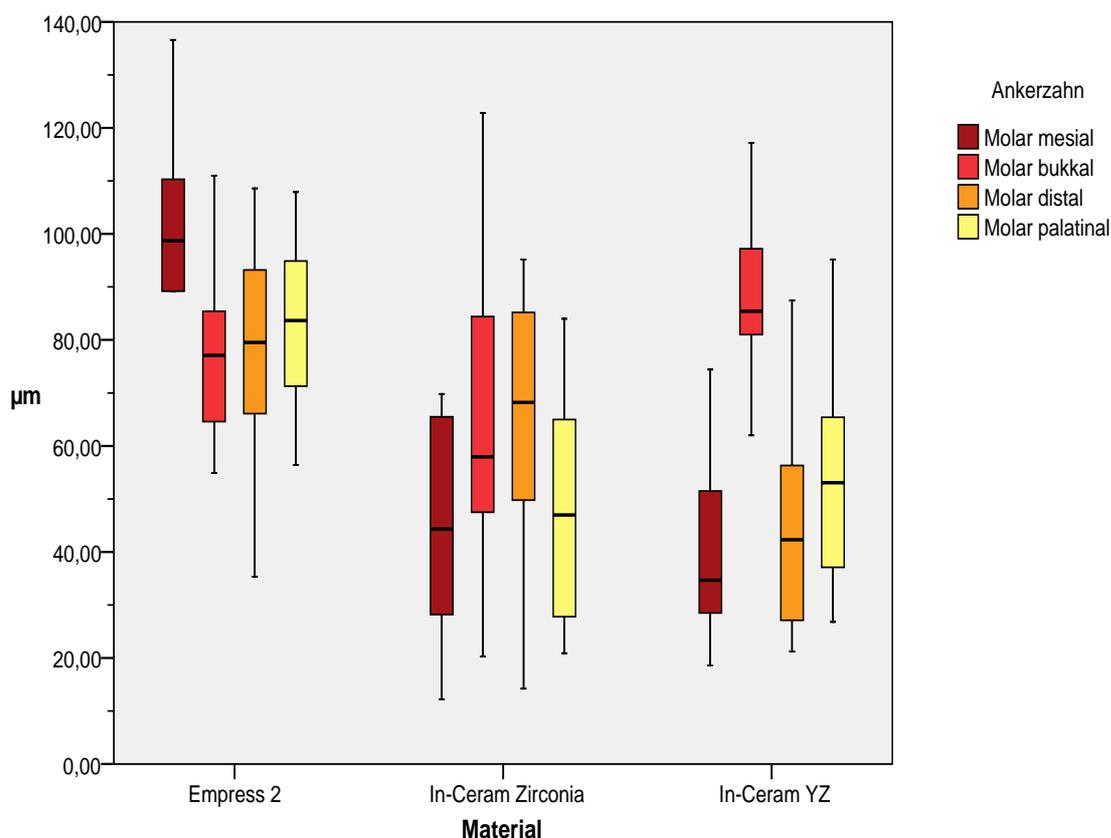


Abb.15: Graphische Darstellung der marginalen Randspalten der Molarenankerzähne der Seitenzahnbrücken aus Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Das Diagramm zeigt die marginalen Randspalten an der mesialen, bukkalen, distalen und palatinalen Messfläche der Ankerzähne.

4.1.2. Marginale Passgenauigkeit bei Seitenzahnbrücken mit einem ersetzten Molaren

4.1.2.1. Größe der Randspalten in Abhängigkeit vom Material

Entsprechend den unter 4.1.1. beschriebenen Ergebnissen sind dieselben Versuchsreihen mit Brücken größerer Spannweite durchgeführt worden. Dabei ist der zu ersetzende Zahn der erste Molar. Es sind 14 Brücken pro Dentalkeramik untersucht worden. Abb.16 zeigt die Verteilung der arithmetischen Mittelwerte der marginalen Randspalten der Ankerzähne der Seitenzahnbrücken aus den untersuchten Dentalkeramiken. Die Mittelwerte setzen sich aus den Einzelwerten der Prämolaren- und Molarenankerzähne zusammen.

Die Randspalten der Brücken aus Empress 2[®] sind mit $p < 0,001$ signifikant größer als die Randspalten der Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Die mittleren 50 % der gemessenen Randspalten der Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] sind am wenigsten gestreut. Der größte Interquartilabstand wird bei Brücken aus In-Ceram YZ[®] gefunden.

Tabelle 8: Übersicht der Messwerte der marginalen Randspalten aller Ankerzähne der Seitenzahnbrücken der verschiedenen Dentalkeramiken

| Keramik | Median (in μm) | Minimum (in μm) | Maximum (in μm) | Interquartil- abstand |
|--------------------------------|-------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|--------------------------|
| Empress 2 [®] | 86,5 | 78,0 | 95,1 | 6,6 |
| In-Ceram Zirconia [®] | 63,7 | 58,3 | 77,1 | 5,6 |
| In-Ceram YZ [®] | 42,7 | 27,2 | 51,2 | 9,8 |

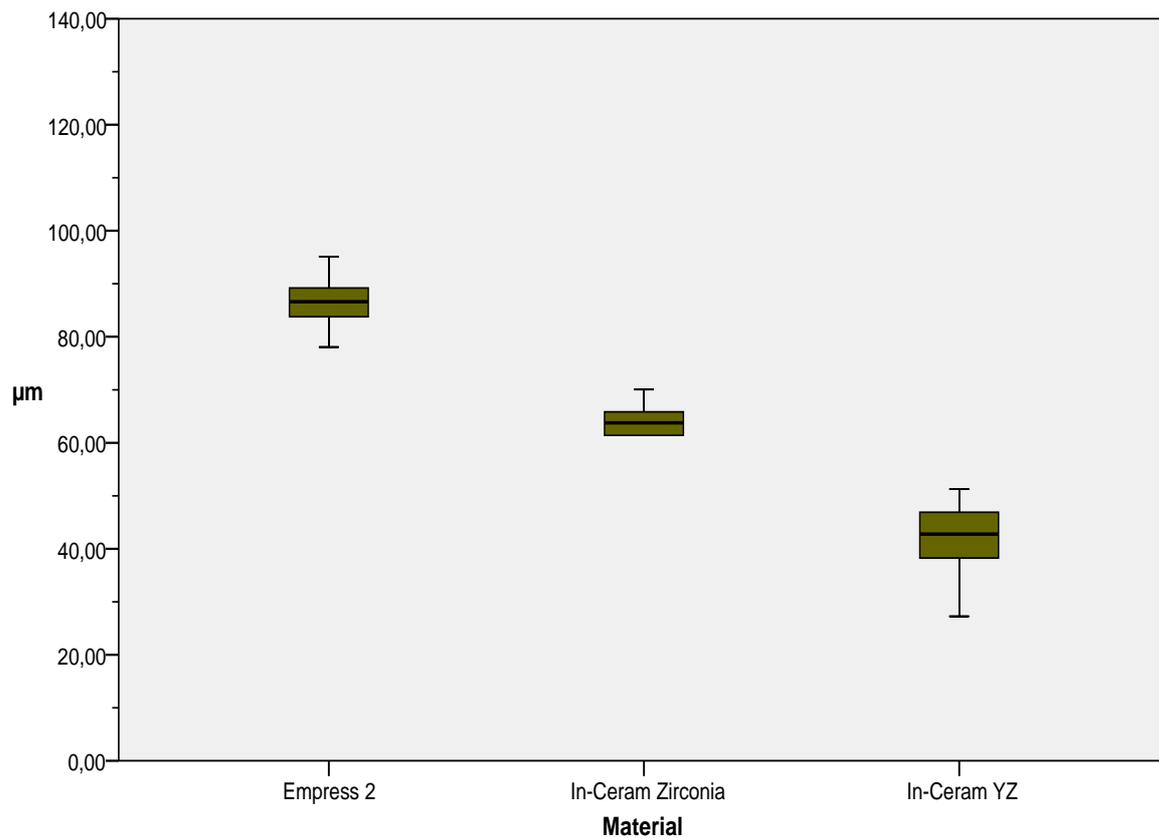


Abb.16: Graphische Darstellung der marginalen Randspalten der Seitenzahnbrücken aus Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Das Diagramm zeigt die Verteilung der Mittelwerte der Randspalten aller Ankerzähne der Seitenzahnbrücken aus den drei verschiedenen Dentalkeramiken.

4.1.2.2. Größe der Randspalten in Abhängigkeit von den Ankerzähnen

Abb.17 zeigt die Verteilung der Mittelwerte der Randspalten aufgeschlüsselt nach den Ankerzähnen. Es lässt sich feststellen, dass bei den Brücken aus Empress 2[®] die Randspalten sowohl an den Prämolaren als auch den Molaren mit $p < 0,001$ signifikant größer sind als bei den entsprechenden Ankerzähnen der Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Die Randspalten an den Prämolaren und den Molaren der Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] sind bei gleichem Signifikanzniveau jeweils größer als an den Prämolaren und Molaren der Brücken aus In-Ceram YZ[®]. Bei Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] fällt an beiden Ankerzähnen eine größere Streuung der mittleren 50 % der Messwerte auf als bei den Brücken aus Empress 2[®] und In-Ceram YZ[®]. Bei Brücken aus Empress 2[®] liegen die gemessenen Randspalten sowohl bei den Prämolaren als auch bei den Molaren in ähnlichen Größenordnungen. Bei Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®] sind die gemessenen Randspalten an den Molaren größer als an den Prämolaren. Diese Unterschiede müssen als Tendenzen betrachtet werden, sind aber nicht signifikant.

Tabelle 9: Übersicht der Messwerte der marginalen Randspalten der Prämolarenankerzähne der Seitenzahnbrücken der verschiedenen Dentalkeramiken

| Keramik | Median (in μm) | Minimum (in μm) | Maximum (in μm) | Interquartil-abstand |
|--------------------------------|----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|----------------------|
| Empress 2 [®] | 87,7 | 74,5 | 98,5 | 10,4 |
| In-Ceram Zirconia [®] | 51,4 | 25,9 | 71,1 | 23,9 |
| In-Ceram YZ [®] | 32,8 | 22,1 | 52,2 | 11,5 |

Tabelle 10: Übersicht der Messwerte der marginalen Randspalten der Molarenankerzähne der Seitenzahnbrücken der verschiedenen Dentalkeramiken

| Keramik | Median (in μm) | Minimum (in μm) | Maximum (in μm) | Interquartil-abstand |
|--------------------------------|----------------------------|-----------------------------|-----------------------------|----------------------|
| Empress 2 [®] | 88,1 | 70,1 | 97,9 | 14,0 |
| In-Ceram Zirconia [®] | 74,7 | 43,1 | 86,1 | 26,5 |
| In-Ceram YZ [®] | 51,0 | 26,8 | 63,9 | 15,5 |

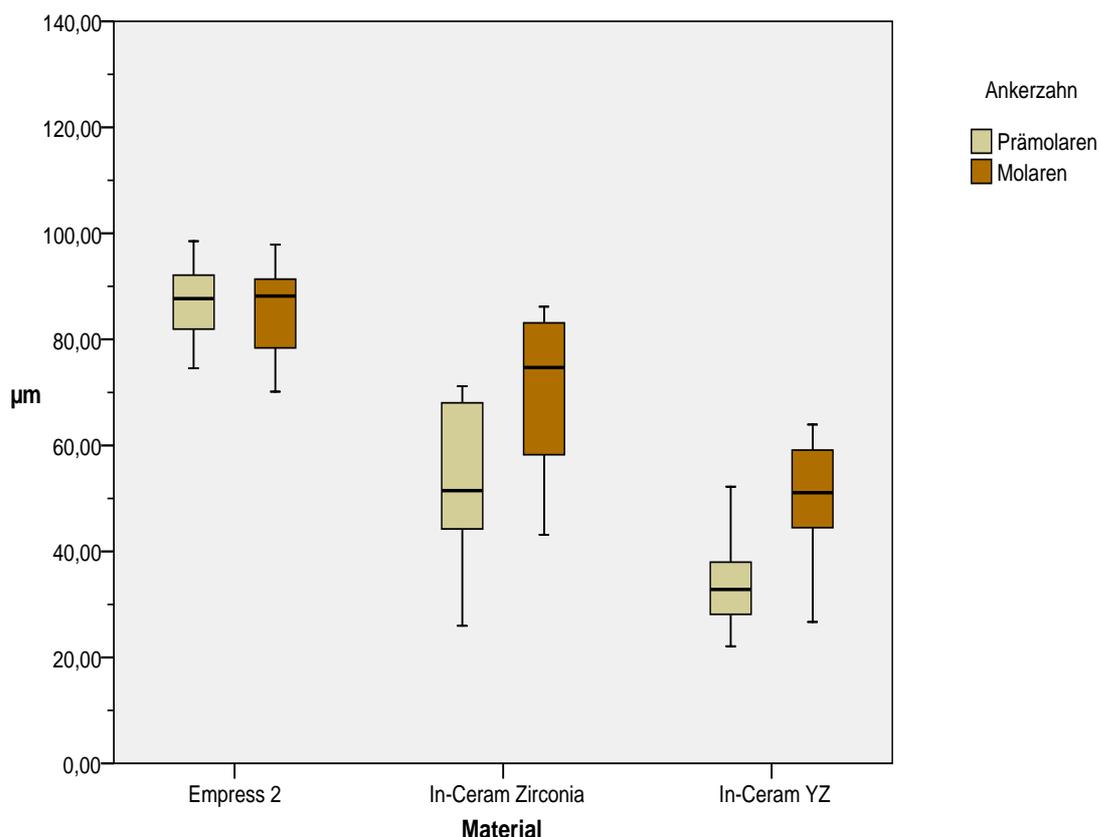


Abb.17: Graphische Darstellung der marginalen Randspalten der Seitenzahnbrücken aus Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Das Diagramm zeigt die Verteilung der Mittelwerte der Randspalten der einzelnen Ankerzähne der Seitenzahnbrücken aus den verschiedenen Dentalkeramiken.

4.1.2.3. Größe der Randspalten in Abhängigkeit von den Messflächen am Prämolaren

Analog zu der Versuchsreihe mit kleiner Brückenspanne (siehe 4.1.1.3.) wird die Verteilung der Randspaltengröße auch bei der Versuchsreihe mit großer Brückenspanne in Abb.18 flächenbezüglich am Prämolaren dargestellt. Auch hier wird deutlich, dass die Randspalten der Prämolarenankerzähne der Brücken aus Empress 2[®] an allen vier untersuchten Flächen im Vergleich zu Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] als auch zu Brücken aus In-Ceram YZ[®] signifikant ($p < 0,001$) größer sind. Die Randspalten der Prämolaren aus In-Ceram Zirconia[®] sind bei gleichem Signifikanzniveau an allen Zahnflächen größer als die Randspalten der Prämolaren aus In-Ceram YZ[®].

Innerhalb der Dentalkeramikgruppe Empress 2[®] gibt es an den vier Messflächen kaum Unterschiede, die Medianwerte der arithmetischen Mittelwerte der Randspalten liegen in sehr ähnlichen Größenordnungen. Bei Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] ist der Medianwert an der Bukkalfläche gruppenintern der Größte. Der Interquartilabstand ist an allen vier Messflächen der Prämolaren der Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] deutlich größer als an den vergleichbaren Flächen der Prämolaren der anderen beiden Dentalkeramiken. Stark differierende Minima und Maxima führen zu einer großen Spannweite der Messwerte bei In-Ceram Zirconia[®]. Die Spannweite der Messwerte ist bei den Randspalten aus der Gruppe der In-Ceram YZ[®] – Brücken wieder geringer ausgeprägt. Gruppenintern liegen die Medianwerte an der Mesialfläche und Distalfläche eng beieinander. Bukkal und palatinal sind die Medianwerte nahezu identisch.

Tabelle 11: Übersicht der Messwerte der marginalen Randspalten der Prämolarenankerzähne an der mesialen, bukkalen, distalen und palatinalen Messfläche

| Keramik | Median (in μm) | Minimum (in μm) | Maximum (in μm) | Interquartil- abstand |
|--|-------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|--------------------------|
| Empress 2[®] | | | | |
| mesial | 88,3 | 74,1 | 100,2 | 11,5 |
| bukkal | 88,4 | 69,1 | 98,3 | 9,3 |
| distal | 86,3 | 72,7 | 100,1 | 18,4 |
| palatinal | 85,6 | 62,6 | 102,5 | 14,1 |
| In-Ceram Zirconia[®] | 51,1 | 18,6 | 95,4 | 26,6 |
| mesial | 58,0 | 25,9 | 76,5 | 27,2 |
| bukkal | 48,3 | 22,7 | 93,1 | 27,3 |
| distal | 48,5 | 22,7 | 86,0 | 24,1 |
| palatinal | | | | |
| In-Ceram YZ[®] | | | | |
| mesial | 35,8 | 19,3 | 48,0 | 15,4 |
| bukkal | 30,0 | 18,2 | 58,0 | 20,8 |
| distal | 34,6 | 14,5 | 63,7 | 9,1 |
| palatinal | 31,5 | 18,1 | 44,7 | 18,6 |

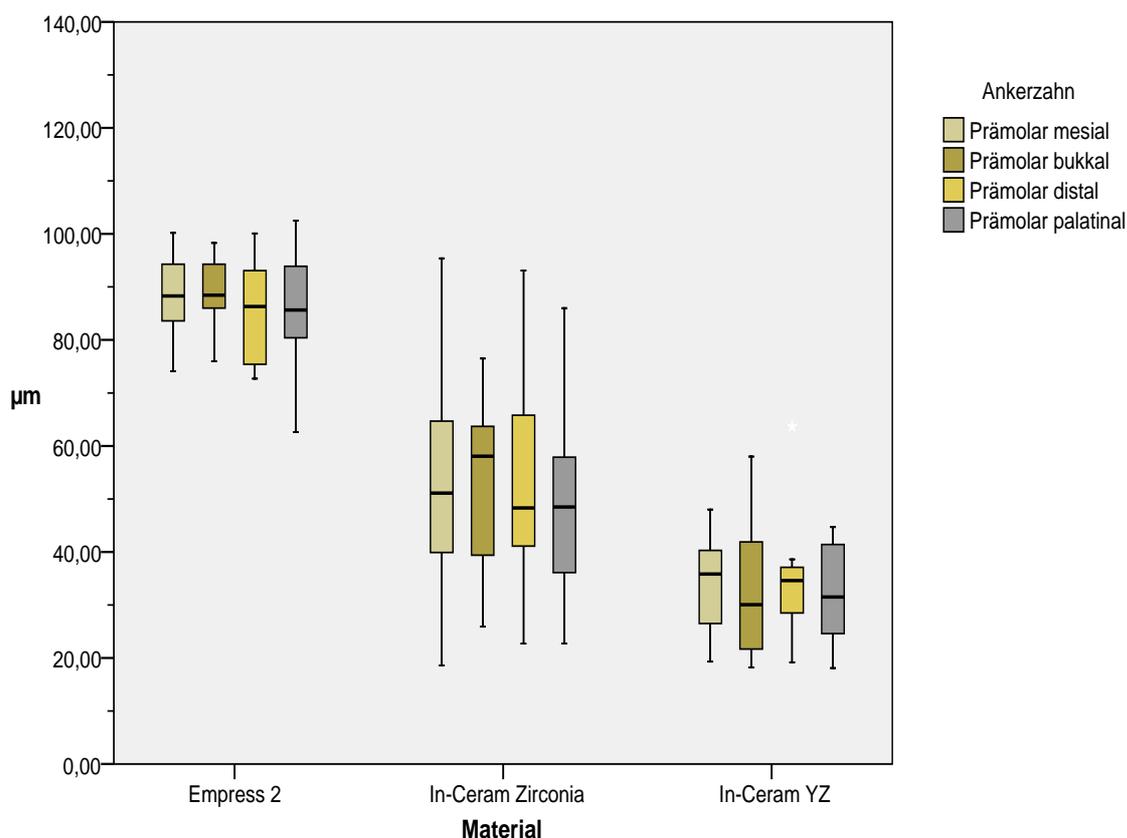


Abb.18: Graphische Darstellung der marginalen Randspalten der Prämolarenankerzähne der Seitenzahnbrücken aus Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Das Diagramm zeigt die marginalen Randspalten an der mesialen, bukkalen, distalen und palatinalen Messfläche der Ankerzähne.

4.1.2.4. Größe der Randspalten in Abhängigkeit von den Messflächen am Molaren

Abb.19 stellt die Verteilung der Randspalten an den Flächen der Molarenankerzähne dar. Die Randspalten an den Molaren der Brücken aus Empress 2[®] sind an allen Flächen signifikant größer als bei den Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Auch die Randspalten der Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] sind an allen Flächen signifikant größer als bei den Brücken aus In-Ceram YZ[®]. Bei allen genannten Vergleichen liegt das Signifikanzniveau bei $p < 0,001$. Die Verteilung ähnelt damit der Verteilung an den Prämolaren (siehe 4.1.2.3.).

Die arithmetischen Mittelwerte der Randspalten bei den Molaren aus In-Ceram Zirconia[®] sind am breitesten gestreut. Es fällt ebenfalls eine relativ große Spannweite der Messdaten auf. Gruppenintern ist der Medianwert an der Bukkalfläche am größten. An der Distalfläche befindet sich der kleinste Medianwert. Diese Unterschiede sind aber nicht signifikant.

Vergleicht man die Medianwerte mit denen der Prämolaren (siehe 4.1.2.3.) der Brücken aus In-Ceram Zirconia[®], fällt auf, dass die Randspalten an den Molaren an allen vier Flächen circa 20 μm größer sind als den Prämolaren.

Bei den Brücken aus Empress 2[®] gibt es dagegen kaum einen Unterschied zwischen den Medianwerten der Molaren und der Prämolaren. Die Medianwerte der Molaren der Brücken aus Empress 2[®] liegen an allen vier Messflächen nah beieinander.

Die Medianwerte der Randspalten der Brücken aus In-Ceram YZ[®] liegen bei den Molarenflächen in ähnlichen Größenordnungen. Gegenüber der Messwertverteilung an den Prämolaren fällt auf, dass die Streuung an der Distal- und Palatinalfläche an den Molaren viel größer ist als den vergleichbaren Flächen der Prämolaren (siehe 4.1.2.3.).

Tabelle 12: Übersicht der Messwerte der marginalen Randspalten der Molarenankerzähne an der mesialen, bukkalen, distalen und palatinalen Messfläche

| Keramik | Median (in μm) | Minimum (in μm) | Maximum (in μm) | Interquartil- abstand |
|--|-------------------------------|--------------------------------|--------------------------------|--------------------------|
| Empress 2[®] | | | | |
| mesial | 87,0 | 57,9 | 95,7 | 20,6 |
| bukkal | 90,2 | 61,5 | 99,8 | 8,6 |
| distal | 84,9 | 59,1 | 98,6 | 10,5 |
| palatinal | 86,2 | 60,5 | 100,9 | 14,4 |
| In-Ceram Zirconia[®] | 72,6 | 36,7 | 102,7 | 32,4 |
| mesial | 81,8 | 29,5 | 97,0 | 41,3 |
| bukkal | 63,5 | 32,2 | 94,3 | 27,3 |
| distal | 73,6 | 40,8 | 93,7 | 19,8 |
| In-Ceram YZ[®] | | | | |
| mesial | 53,9 | 23,2 | 64,4 | 14,9 |
| bukkal | 47,5 | 22,8 | 72,2 | 15,3 |
| distal | 56,2 | 20,1 | 74,8 | 32,4 |
| palatinal | 51,3 | 18,5 | 74,2 | 26,6 |

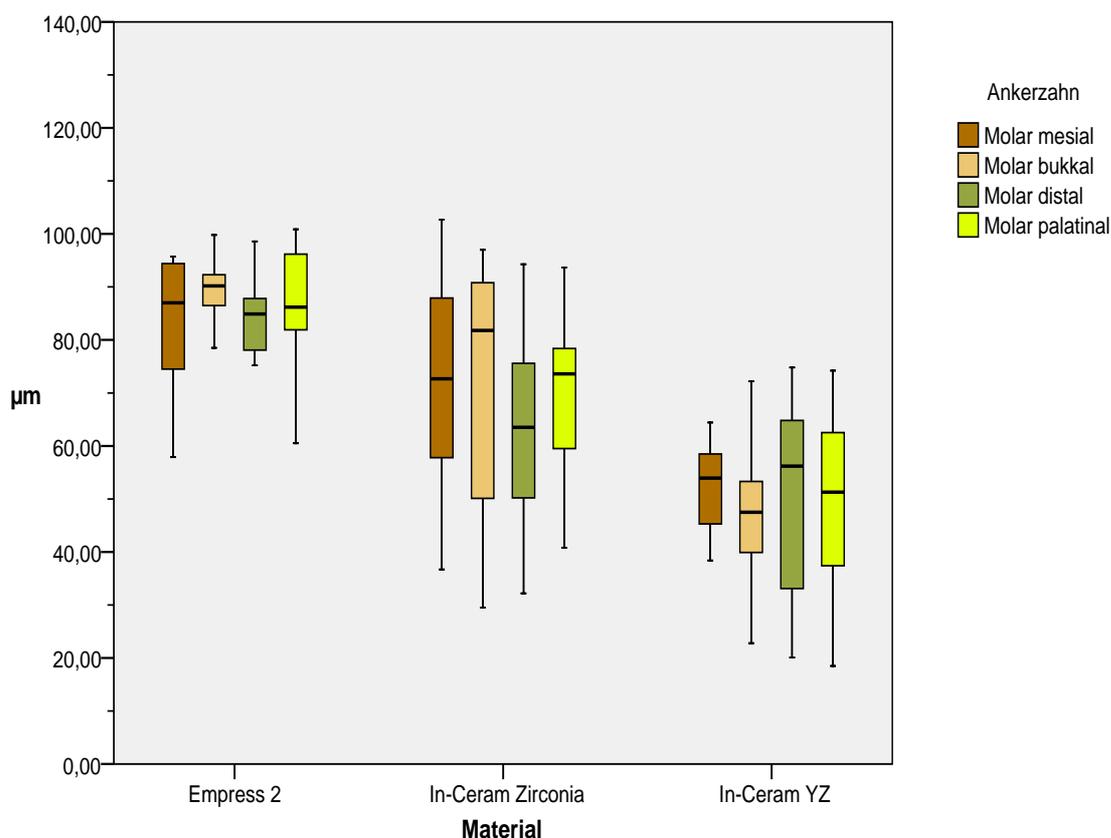


Abb.19: Graphische Darstellung der marginalen Randspalten der Molarenankerzähne der Seitenzahnbrücken aus Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Das Diagramm zeigt die marginalen Randspalten an der mesialen, bukkalen, distalen und palatinalen Messfläche der Ankerzähne.

4.1.3. Vergleich der marginalen Passgenauigkeit der Seitenzahnbrücken unterschiedlicher Spannweiten

4.1.3.1. Vergleich der Größe der Randspalten in Abhängigkeit vom Material

Zusammenfassend stellt Abb.20 die arithmetischen Mittelwerte der Randspalten der Brücken unterschiedlicher Spannweiten materialbezogen gegenüber. Bei Brücken kleiner Spannweite ist der zweite Prämolare ersetzt, bei Brücken großer Spannweite ist der erste Molar ersetzt. Die Messwerte der Brücken kleiner Spannweite sind in Tabelle 3 (siehe 4.1.1.1.) dargestellt. Tabelle 8 (siehe 4.1.2.1.) zeigt die Messwerte der Brücken großer Spannweite. Es lässt sich zeigen, dass Brücken kleiner Spannweiten aus Empress 2[®] mit $p < 0,001$ signifikant größeren Randspalten aufweisen als Brücken kleiner Spannweite aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Die Größe der gemessenen Randspalten kleiner Brückenspannen aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®] unterscheidet sich kaum.

Bei Brücken großer Spannweite haben Brücken aus Empress 2[®] die signifikant ($p < 0,001$) größten Randspalten. Die Randspalten bei Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] sind mit $p < 0,001$ signifikant größer als die Randspalten bei Brücken aus In-Ceram YZ[®].

Es gibt ebenfalls Unterschiede zwischen den Brücken unterschiedlicher Spannweiten innerhalb einer Dentalkeramikgruppe. Sowohl bei Brücken aus Empress 2[®] als auch bei Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] haben Brücken mit kleiner Spannweite mit $p < 0,05$ signifikant kleinere Randspalten als Brücken großer Spannweite. Im Gegensatz dazu sind bei Brücken kleiner Spannweite aus In-Ceram YZ[®] mit $p < 0,05$ signifikant größere Randspalten gemessen worden als bei Brücken großer Spannweite.

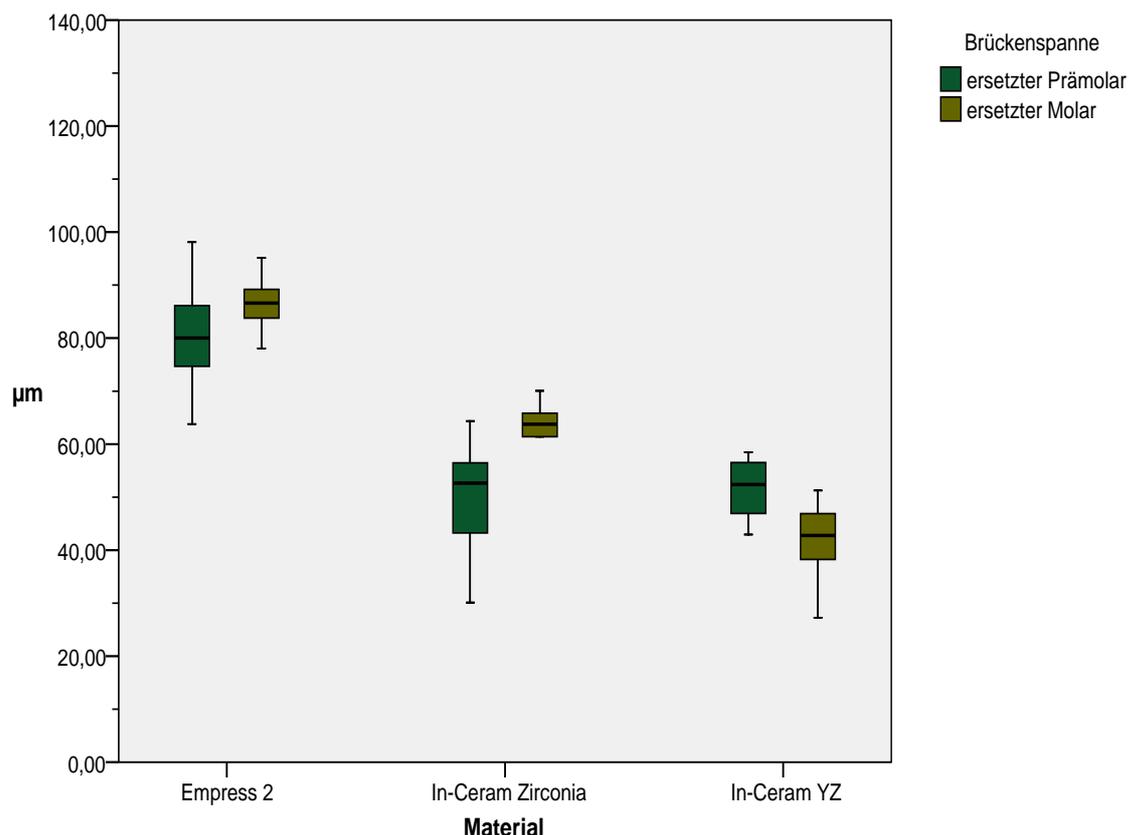


Abb.20: Graphische Darstellung der marginalen Randspalten der Seitenzahnbrücken unterschiedlicher Spannweite aus Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Das Diagramm zeigt die Verteilung der Mittelwerte der Randspalten aller Ankerzähne der Seitenzahnbrücken kleiner und großer Spannweite.

4.1.3.2. Vergleich der Größe der Randspalten an den Prämolarenankerzähnen

Abb.21 zeigt die Unterschiede der Randspalten an den Prämolarenankerzähnen der Brücken mit kleiner und großer Spannweite. Tabelle 4 (siehe 4.1.1.2.) und Tabelle 9 (siehe 4.1.2.2.) zeigen die Messwerte der Prämolarenankerzähne der Brücken beider Spannweiten. Es zeigen sich bei Brücken kleiner Spannweite kleinere Randspalten bei Empress 2[®] und In-Ceram Zirconia[®] als bei Brücken großer Spannweite. Dieser Unterschied ist nur bei Brücken aus Empress 2[®] mit $p < 0,05$ signifikant. Bei Brücken aus In-Ceram YZ[®] fällt die große Spanne der Randspalten an den Prämolaren bei Brücken kleiner Spannweite auf. Die Randspalten sind hier mit $p < 0,05$ signifikant größer als bei den Brücken mit großer Spannweite.

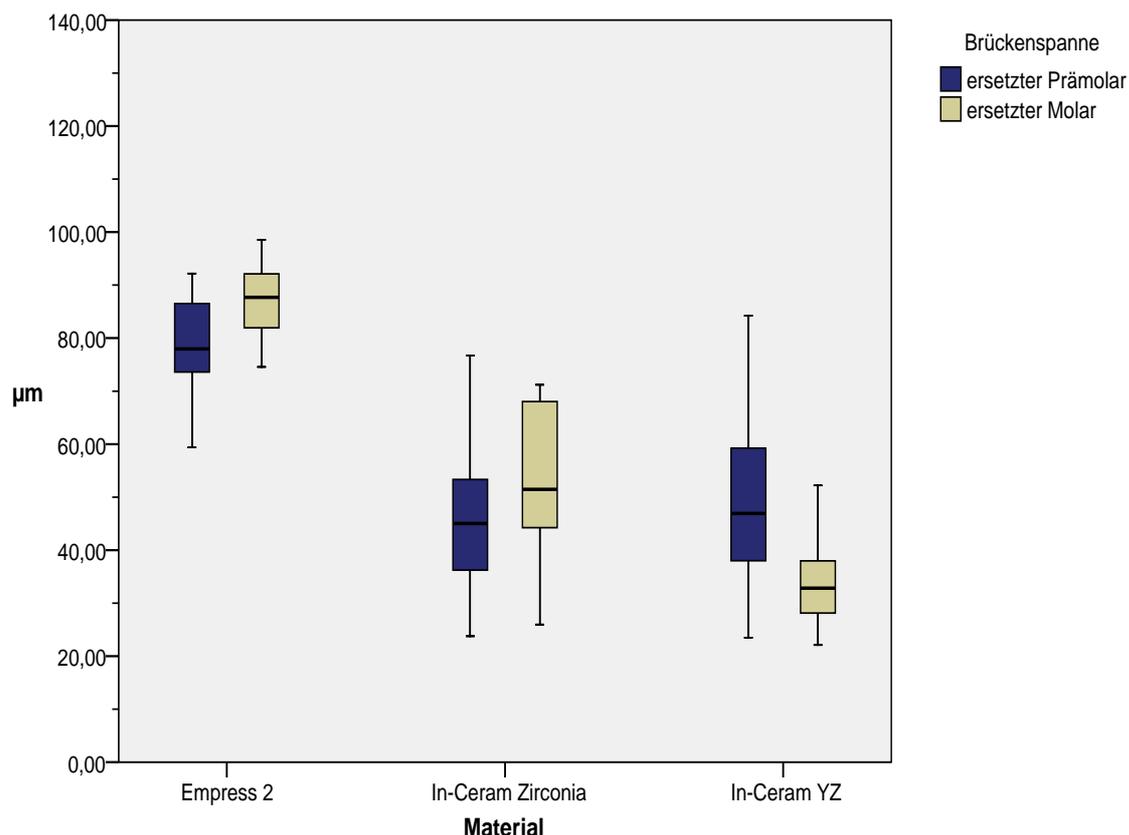


Abb.21: Graphische Darstellung der marginalen Randspalten der Seitenzahnbrücken unterschiedlicher Spannweite aus Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Das Diagramm zeigt die Verteilung der Mittelwerte der Randspalten der Prämolarenankerzähne der Seitenzahnbrücken kleiner und großer Spannweite.

4.1.3.3. Vergleich der Größe der Randspalten an den Molarenankerzähnen

Abb.22 zeigt die Unterschiede der Randspalten an den Molarenankerzähnen der Brücken mit kleiner und großer Spannweite. Tabelle 5 (siehe 4.1.1.2.) und Tabelle 10 (siehe 4.1.2.2.) zeigen die Messwerte der Molarenankerzähne der Brücken beider Spannweiten. Bei den Molarenankerzähnen der Brücken aus Empress 2[®] liegen die Randspalten bei Brücken kleiner und großer Spannweite in ähnlichen Größenordnungen. Signifikant kleiner ($p < 0,05$) sind die Randspalten bei Brücken kleiner Spannweite gegenüber den Brücken großer Spannweite bei In-Ceram Zirconia[®]. Bei Brücken aus In-Ceram YZ[®] bestehen im Gegensatz zu den Prämolarenankerzähnen (siehe 4.1.3.2.) an den Molarenankerzähnen kaum Unterschiede der Randspaltengröße zwischen den Brücken unterschiedlicher Spannweite. Wie schon erwähnt fällt bei Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] auf, dass

die Randspalten bei beiden Brückenspanweiten an den Molarenankerzähnen circa 10 μm größer sind als bei den Prämolarenankerzähnen (siehe 4.1.3.2.).

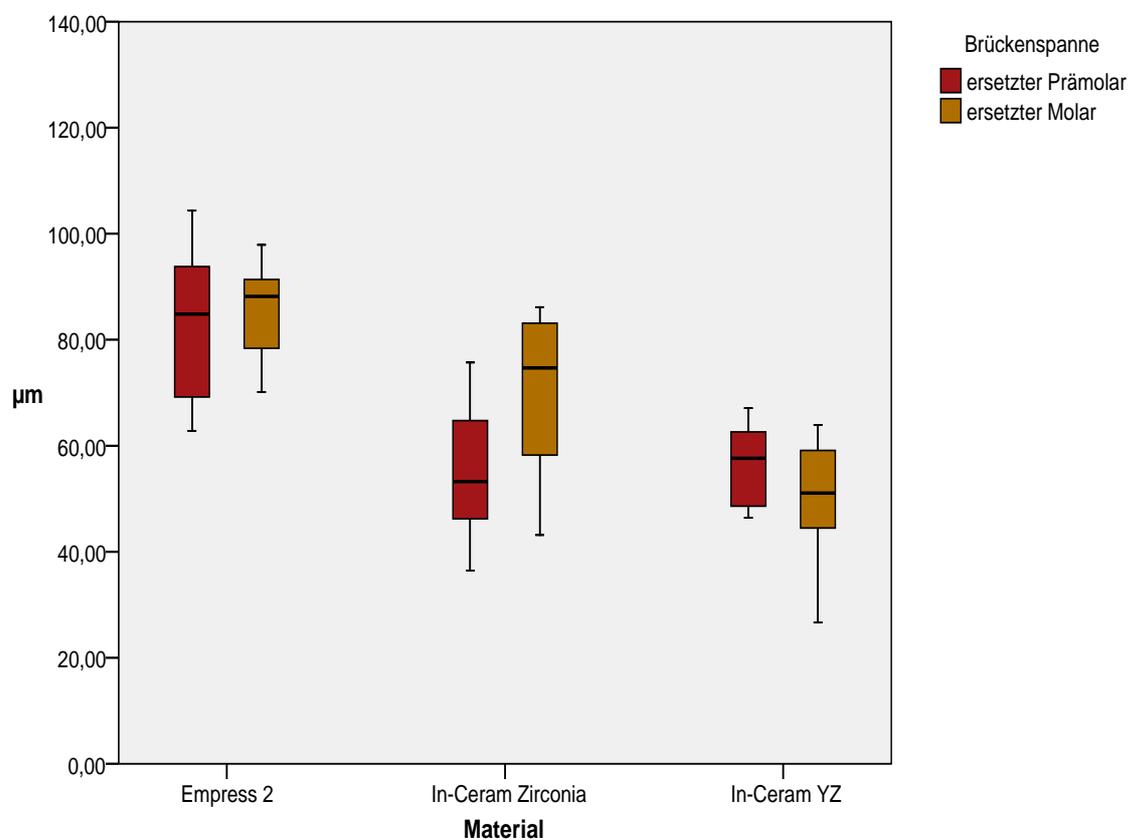


Abb.22: Graphische Darstellung der marginalen Randspalten der Seitenzahnbrücken unterschiedlicher Spannweite aus Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Das Diagramm zeigt die Verteilung der Mittelwerte der Randspalten der Molarenankerzähne der Seitenzahnbrücken kleiner und großer Spannweite.

4.2. Untersuchungen zur Biegebruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken

Die folgenden Tabellen zeigen die Messdaten der verschiedenen Versuchsreihen in der Zusammenfassung. Es sind der Medianwert der ermittelten Biegebruchfestigkeitswerte in N, Minimum und Maximum der Biegebruchfestigkeiten und der Interquartilabstand als Maß für die Streuung dargestellt. Boxplotdiagramme stellen die Ergebnisse graphisch dar. Mit der unter 3.7. beschriebenen Versuchsanordnung ist die Biegebruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken unterschiedlicher Spannweiten aus den drei verschiedenen Dentalkeramiken untersucht worden. Das Frakturbild ist bei allen untersuchten Brücken ähnlich. Die Fraktur beginnt meist im basalen Bereich der Konnektoren und verläuft okklusal in Richtung Krafteinwirkung. In einigen Fällen ist die Verblendkeramik abgeplatzt. Abb.23 zeigt das Bild der Fraktur einer Brücke kleiner Spannweite. Um die Stressbelastung der Materialien im Mundmilieu zu simulieren, ist jeweils die Hälfte der Brücken aus den verschiedenen Versuchsreihen im Thermozykler gealtert worden (siehe 3.5.).



Abb.23: Fotografie der Fraktur einer Brücke kleiner Spannweite aus Empress 2[®]
Die Frakturlinie verläuft im Bereich der Verbinder. Vestibulär ist die Verblendkeramik abgeplatzt.

4.2.1. Biegebruchfestigkeit in Abhängigkeit vom Material

Abb.24 zeigt die Verteilung der Bruchfestigkeit der verschiedenen Dentalkeramiken. Die Bruchfestigkeitswerte setzen sich sowohl aus gealterten und nicht gealterten Brücken und den Brücken der verschiedenen Spannweiten zusammen. Pro Dentalkeramik sind 28 Brücken untersucht worden. Abb.24 zeigt erhebliche Unterschiede zwischen den Dentalkeramiken bezüglich der Biegebruchfestigkeit. Die Unterschiede sind alle höchst signifikant ($p < 0,001$). Brücken aus Empress 2[®] weisen

die signifikant kleinsten Bruchfestigkeiten auf. Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] haben signifikant größere Bruchfestigkeiten als Brücken aus Empress 2[®]. Brücken aus In-Ceram YZ[®] sind am bruchstabilsten. Sie weisen die signifikant größten Bruchfestigkeitswerte auf. Die mittleren 50 % der Messdaten sind bei den Brücken aus Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®] ähnlich breit gestreut.

Tabelle 13: Übersicht der Messwerte der Biegebruchfestigkeiten aller Seitenzahnbrücken der verschiedenen Dentalkeramiken

| Keramik | Median (in N) | Minimum (in N) | Maximum (in N) | Interquartilabstand |
|--------------------------------|---------------|----------------|----------------|---------------------|
| Empress 2 [®] | 1969,5 | 670,0 | 3235,0 | 1209,0 |
| In-Ceram Zirconia [®] | 2452,5 | 1156,0 | 3751,0 | 1450,3 |
| In-Ceram YZ [®] | 4044,5 | 1926,0 | 4800,0 | 1485,8 |

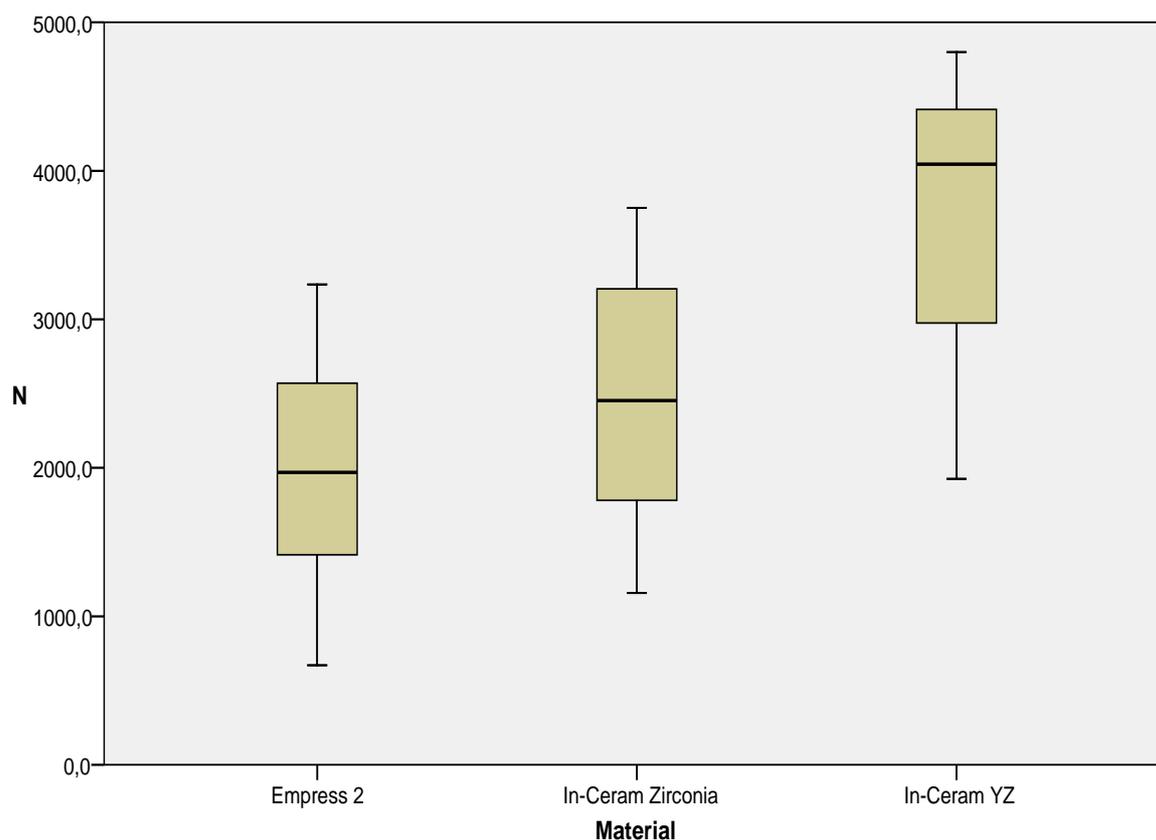


Abb.24: Graphische Darstellung der Biegebruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken aus Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Das Diagramm zeigt die Verteilung der Biegebruchfestigkeitswerte aller Seitenzahnbrücken aus der jeweils entsprechenden Dentalkeramik.

4.2.2. Biegebruchfestigkeit in Abhängigkeit von der Brückenspanne

Abb.25 zeigt die Gegenüberstellung der materialabhängigen Bruchfestigkeiten der Brücken kleiner und großer Spannweite. Es sind jeweils 14 Brücken untersucht worden. Jede Versuchsreihe beinhaltet die Werte von gealterten und ungealterten Brücken. Es wird deutlich, dass die Brücken kleiner Spannweite aus In-Ceram YZ[®] mit $p < 0,001$ signifikant die größten Bruchfestigkeiten aufweisen. Brücken mit einem ersetzten Prämolaren aus In-Ceram Zirconia[®] weisen signifikant ($p < 0,001$) größere Bruchfestigkeiten auf als Brücken aus Empress 2[®]. Bei gleichem Signifikanzniveau lassen sich bei Brücken großer Spannweite aus In-Ceram YZ[®] höhere Bruchfestigkeiten ermitteln als bei Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] und Empress 2[®]. Im Vergleich der Brückenspannweiten innerhalb einer Dentalkeramikgruppe wird deutlich, dass bei allen drei Dentalkeramiken jeweils die Brücken kleiner Spannweiten signifikant größere Bruchfestigkeiten aufweisen als die Brücken mit einem ersetzten Molar (Signifikanzniveau $p < 0,001$). Bei Brücken mit einem ersetzten Molar aus In-Ceram YZ[®] bedingen stark differierende Minima und Maxima eine große Spanne der Messdaten. Die mittleren 50 % der Bruchfestigkeitswerte liegen bei Brücken großer Spannweite aus Empress 2[®] und In-Ceram Zirconia[®] am dichtesten zusammen.

Tabelle 14: Übersicht der Messwerte der Biegebruchfestigkeiten der Seitenzahnbrücken kleiner Spannweite der verschiedenen Dentalkeramiken

| Keramik | Median (in N) | Minimum (in N) | Maximum (in N) | Interquartil- abstand |
|--------------------------------|------------------|-------------------|-------------------|--------------------------|
| Empress 2 [®] | 2570,5 | 2276,0 | 3235,0 | 570,0 |
| In-Ceram Zirconia [®] | 3205,0 | 2355,0 | 3751,0 | 667,5 |
| In-Ceram YZ [®] | 4302,5 | 3942,0 | 4800,0 | 502,0 |

Tabelle 15: Übersicht der Messwerte der Biegebruchfestigkeiten der Seitenzahnbrücken großer Spannweite der verschiedenen Dentalkeramiken

| Keramik | Median (in N) | Minimum (in N) | Maximum (in N) | Interquartil- abstand |
|--------------------------------|------------------|-------------------|-------------------|--------------------------|
| Empress 2 [®] | 1414,5 | 670,0 | 1663,0 | 371,8 |
| In-Ceram Zirconia [®] | 1781,5 | 1156,0 | 2599,0 | 387,3 |
| In-Ceram YZ [®] | 2974,5 | 1926,0 | 4505,0 | 849,8 |

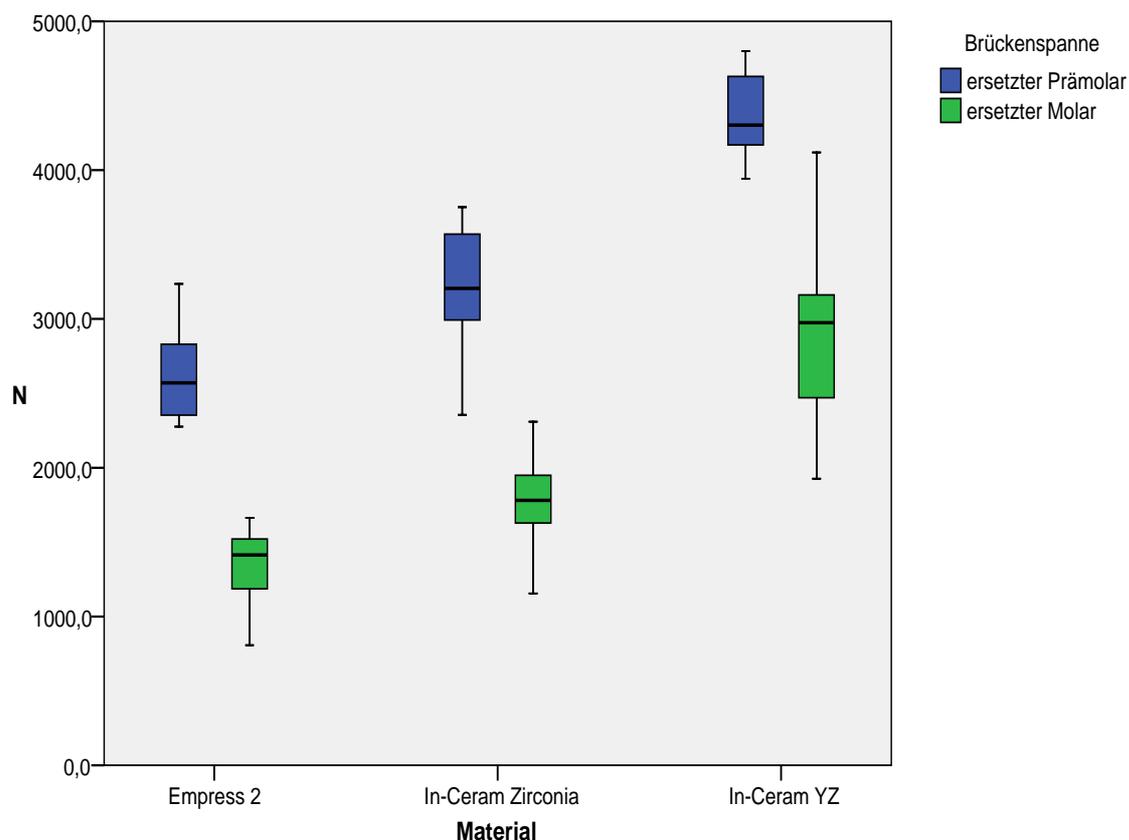


Abb.25: Graphische Darstellung der Biegebruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken aus Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Das Diagramm zeigt die Verteilung der Biegebruchfestigkeitswerte der Seitenzahnbrücken kleiner und großer Spannweite.

4.2.3. Biegebruchfestigkeit in Abhängigkeit von der Alterung

Abb.26 stellt die materialabhängigen Bruchfestigkeiten der gealterten und ungealterten Brücken gegenüber. Jede Versuchsreihe beinhaltet 14 untersuchte Brücken. Die Werte setzen sich aus den Einzelwerten der Brücken kleiner und großer Spannweite zusammen. Auch hier ist deutlich sichtbar, dass von allen untersuchten Dentalkeramiken Brücken aus In-Ceram YZ[®] die signifikant größten Bruchfestigkeiten aufweisen. Tendenziell haben bei allen drei Dentalkeramiken die gealterten Brücken geringere Druckfestigkeiten als die ungealterten Brücken. Diese Unterschiede sind jedoch nicht signifikant.

Auffällig ist die große Streuung der Messdaten aller Versuchsreihen. Vergleicht man die Medianwerte aller Versuchsreihen, so liegen diese bei gealterten und ungealterten Versuchsreihen der entsprechenden Dentalkeramik in ähnlichen Größenordnungen.

Tabelle 16: Übersicht der Messwerte der Biegebruchfestigkeiten der ungealterten Seitenzahnbrücken der verschiedenen Dentalkeramiken

| Keramik | Median (in N) | Minimum (in N) | Maximum (in N) | Interquartilabstand |
|--------------------------------|---------------|----------------|----------------|---------------------|
| Empress 2 [®] | 2008,5 | 1379,0 | 3235,0 | 1393,7 |
| In-Ceram Zirconia [®] | 2477,0 | 1629,0 | 3751,0 | 1606,5 |
| In-Ceram YZ [®] | 4144,5 | 1926,0 | 4800,0 | 1589,5 |

Tabelle 17: Übersicht der Messwerte der Biegebruchfestigkeiten der gealterten Seitenzahnbrücken der verschiedenen Dentalkeramiken

| Keramik | Median (in N) | Minimum (in N) | Maximum (in N) | Interquartilabstand |
|--------------------------------|---------------|----------------|----------------|---------------------|
| Empress 2 [®] | 1906,5 | 670,0 | 2660,0 | 1229,8 |
| In-Ceram Zirconia [®] | 2229,5 | 1156,0 | 3570,0 | 1446,3 |
| In-Ceram YZ [®] | 3838,5 | 2112,0 | 4705,5 | 1424,3 |

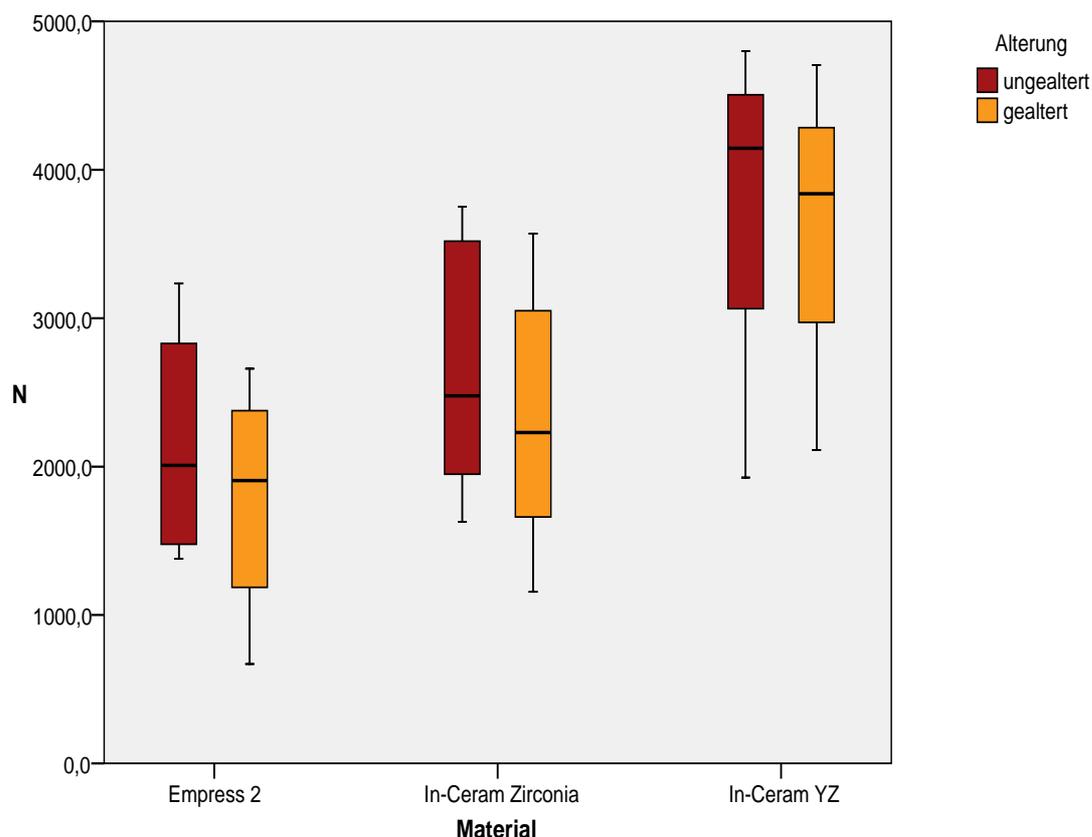


Abb.26: Graphische Darstellung der Biegebruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken aus Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Das Diagramm zeigt die Gegenüberstellung der Biegebruchfestigkeitswerte von gealterten und ungealterten Seitenzahnbrücken aus der jeweils entsprechenden Dentalkeramik.

4.2.4. Vergleich der Biegebruchfestigkeit in Abhängigkeit von der Brückenspanne und der Alterung

Abb.27 und 28 zeigen nochmals die Unterschiede der Bruchfestigkeiten der Brücken unterschiedlicher Spannweite der unterschiedlichen Dentalkeramiken. Hierbei zeigt Abb.27 nur die ungealterten Brücken, Abb.28 nur die gealterten Brücken. Pro Versuchsreihe sind 7 Brücken untersucht worden. Zusammenfassend wird nochmals deutlich, dass alle Brücken aus In-Ceram YZ[®] in den vergleichbaren Versuchsreihen die größten Bruchfestigkeiten aufweisen und Brücken aus Empress 2[®] die kleinsten Bruchfestigkeiten aufweisen. Bei ungealterten Brücken (Abb. 27) haben die Brücken kleiner Spannweite aus Empress 2[®] und In-Ceram Zirconia[®] mit $p < 0,001$ signifikant größere Bruchfestigkeiten als die vergleichbaren Brücken großer Spannweite. Der Unterschied der Bruchfestigkeit bei ungealterten Brücken aus In-Ceram YZ[®] ist bei den Spannweiten nur noch mit einem Signifikanzniveau von $p < 0,05$ nachweisbar, d.h. die Bruchfestigkeiten der ungealterten Brücken mit einem ersetzten Prämolaren und ersetztem Molaren sind weniger deutlich unterschiedlich. Bei den ungealterten Brücken großer Spannweite fallen große Unterschiede auf. Während die mittleren 50 % der Messwerte bei Brücken aus In-Ceram YZ[®] sehr breit gestreut sind, ist der Interquartilabstand bei Brücken aus Empress 2[®] sehr gering. Bei gealterten Brücken (Abb. 28) haben bei allen drei Dentalkeramiken die Brücken kleiner Spannweite mit $p < 0,001$ signifikant größere Bruchfestigkeiten als die vergleichbaren Brücken großer Spannweite. Die Streuung der Bruchfestigkeiten von gealterten Brücken kleiner Spannweite aus Empress 2[®] ist von allen Versuchsreihen am geringsten ausgeprägt. Werden die Medianwerte der Bruchfestigkeiten hinsichtlich der Alterung der Materialien verglichen, wird festgestellt, dass die Bruchfestigkeit von ungealterten Brücken sowohl bei kleiner als auch großer Brückenspannweite aus Empress 2[®] und In-Ceram Zirconia[®] circa 400 N höher ist als die Bruchfestigkeit gealterter Brücken. Dieser Unterschied ist bei Brücken aus In-Ceram YZ[®] nicht feststellbar. Beide Brückenspannweiten weisen unabhängig der ausgesetzten Stressbelastung ähnliche Bruchfestigkeiten auf.

Der Vergleich der Medianwerte hinsichtlich der Brückenspannweite zeigt, dass bei allen drei Dentalkeramiken die Bruchfestigkeit der Brücken kleiner Spannweite circa 1500 N größer ist als die Bruchfestigkeit bei Brücken großer Spannweite. Die Alterung der Materialien ist dabei weniger ausschlaggebend.

Tabelle 18: Übersicht der Messwerte der Biegebruchfestigkeiten der ungealterten Seitenzahnbrücken kleiner Spannweite der verschiedenen Dentalkeramiken

| Keramik | Median (in N) | Minimum (in N) | Maximum (in N) | Interquartil-abstand |
|--------------------------------|---------------|----------------|----------------|----------------------|
| Empress 2 [®] | 2830,0 | 2354,0 | 3235,0 | 284,0 |
| In-Ceram Zirconia [®] | 3519,0 | 2355,0 | 3751,0 | 432,0 |
| In-Ceram YZ [®] | 4321,0 | 3942,0 | 4800,0 | 598,0 |

Tabelle 19: Übersicht der Messwerte der Biegebruchfestigkeiten der gealterten Seitenzahnbrücken kleiner Spannweite der verschiedenen Dentalkeramiken

| Keramik | Median (in N) | Minimum (in N) | Maximum (in N) | Interquartil-abstand |
|--------------------------------|---------------|----------------|----------------|----------------------|
| Empress 2 [®] | 2377,0 | 2276,0 | 2660,0 | 201,0 |
| In-Ceram Zirconia [®] | 3050,0 | 2550,0 | 3570,0 | 525,0 |
| In-Ceram YZ [®] | 4284,0 | 4012,0 | 4705,0 | 553,0 |

Tabelle 20: Übersicht der Messwerte der Biegebruchfestigkeiten der ungealterten Seitenzahnbrücken großer Spannweite der verschiedenen Dentalkeramiken

| Keramik | Median (in N) | Minimum (in N) | Maximum (in N) | Interquartil-abstand |
|--------------------------------|---------------|----------------|----------------|----------------------|
| Empress 2 [®] | 1477,0 | 1379,0 | 1663,0 | 244,0 |
| In-Ceram Zirconia [®] | 1949,0 | 1629,0 | 2599,0 | 504,0 |
| In-Ceram YZ [®] | 3064,0 | 1926,0 | 4505,0 | 1780,0 |

Tabelle 21: Übersicht der Messwerte der Biegebruchfestigkeiten der gealterten Seitenzahnbrücken großer Spannweite der verschiedenen Dentalkeramiken

| Keramik | Median (in N) | Minimum (in N) | Maximum (in N) | Interquartil-abstand |
|--------------------------------|---------------|----------------|----------------|----------------------|
| Empress 2 [®] | 1187,0 | 670,0 | 1537,0 | 674,0 |
| In-Ceram Zirconia [®] | 1661,0 | 1156,0 | 1909,0 | 382,0 |
| In-Ceram YZ [®] | 2972,0 | 2112,0 | 3665,0 | 504,0 |

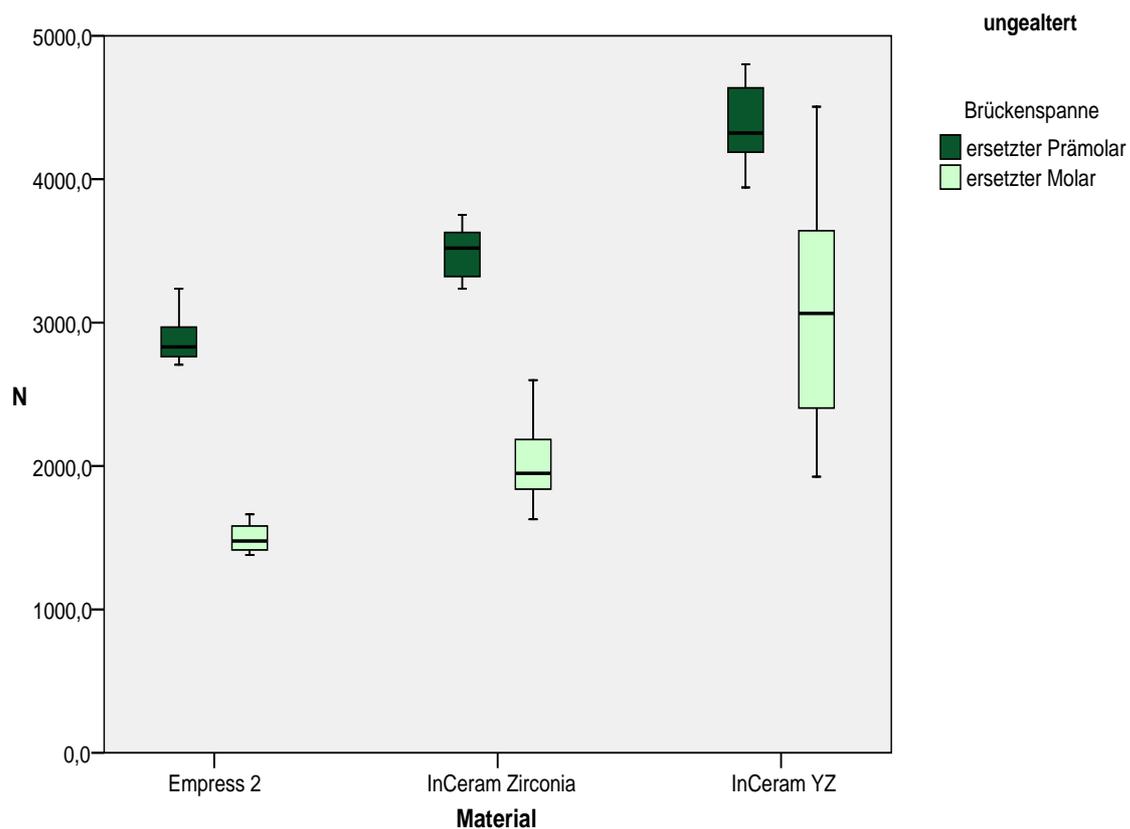


Abb.27: Graphische Darstellung der Biegebruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken aus Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Das Diagramm zeigt die Verteilung der Biegebruchfestigkeitswerte der ungealterten Seitenzahnbrücken großer und kleiner Spannweite der entsprechenden Dentalkeramik.

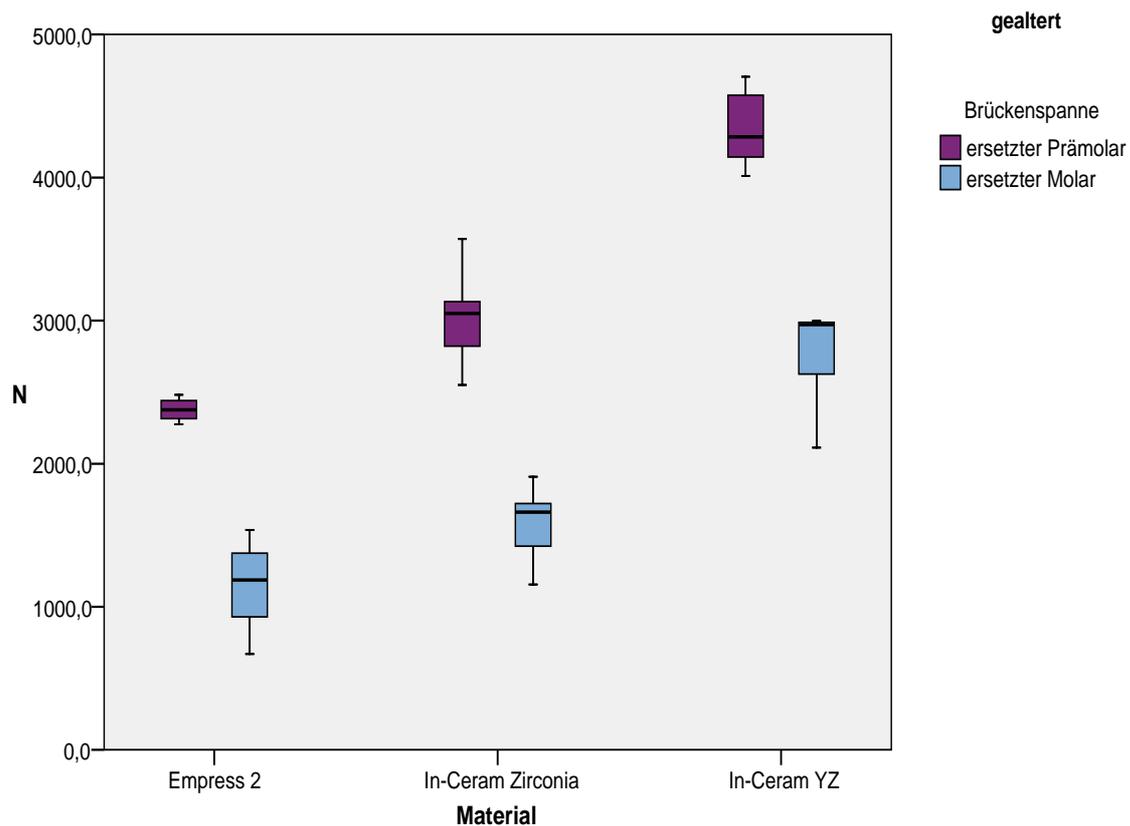


Abb.28: Graphische Darstellung der Biegebruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken aus Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Das Diagramm zeigt die Verteilung der Biegebruchfestigkeitswerte der gealterten Seitenzahnbrücken großer und kleiner Spannweite der entsprechenden Dentalkeramik.

5. Diskussion

5.1. Passgenauigkeit der Seitenzahnbrücken

Die Vermessung und Größe der Randspaltbreite ist in der Literatur ein viel diskutiertes Problem. In Anlehnung an Holmes et al. (1989) wurde in der vorliegenden Arbeit mit Hilfe von lichtmikroskopischen Untersuchungen die Breite des marginalen Randspaltes der Seitenzahnbrücken unterschiedlicher Spannweiten aus den verschiedenen Dentalkeramiken ermittelt.

Das geforderte Maß für den Randspalt wird von den Autoren sehr unterschiedlich angegeben. In der Literatur wird gefordert, dass ein „exakter Randschluss“ unter 20 µm liegt (Rehberg 1971). Ähnlich Werte werden von Weikart (1957) gefordert, der einen Randspalt von 5 bis 20 µm toleriert. Es ist fraglich, ob solche geringen Randspalten in vivo erreicht werden können. Wahrscheinlich sind diese Werte nur in vitro im Labor umsetzbar (Pameijer 1982). Realistischer scheint die Angabe zu sein, dass die maximale Größe des marginalen Randspaltes bei 120 µm liegt (McLean 1971). Dreyer-Jørgensen (1958) sieht eine Größe von 50 µm als klinisch akzeptabel an. Spiekermann (1986) fordert einen Randspalt von 50 µm – 100 µm. Insgesamt muss natürlich postuliert werden, dass je geringer die Größe des marginalen Randspaltes ist, desto weniger muss mit klinischen Problemen gerechnet werden (Meiners 1985). So kann bei möglichst geringen marginalen Randspalten die Erosion des Befestigungszementes und der damit verbundene Verlust der Obturation der Restauration sowie die daraus resultierenden gingivalen Entzündungen und Sekundärkaries durch sich einlagernde Mikroorganismen vermieden werden (Lenz et al. 2000).

In den eigenen Untersuchungen wurden bei dreigliedrigen Brücken aus Empress 2[®] bei Brücken kleiner Spannweite (ersetzer Prämolare) mittlere Randspalten von 79,9 µm und bei Brücken großer Spannweite (ersetzer Molare) mittlere Randspalten von 86,5 µm gemessen. Deutlich geringere mittlere Randspalten von 46 µm hat Yeo et al. (2003) bei Empress 2[®] – Kronen gemessen. Bei Empress 2[®] – Inlays konnten in vitro mittlere Randspalten von 62,8 µm gemessen werden (Volkmar 2002). Im Vergleich zu den genannten Fremdstudien muss beachtet werden, dass die eigenen Untersuchungen an dreigliedrigen Brücken erfolgten. Die eigenen gemessenen Randspalten liegen im geforderten Toleranzbereich der Randspaltgröße von McLean

(1971) und Spiekermann (1986). Stieglbauer (2005) hat an Brücken aus Empress 2[®] erstaunlich geringe mittlere Randspalten von 55,3 µm gemessen. Bei den Ergebnissen der eigenen Untersuchungen wird deutlich, dass die Randspalten der Brücken aus Empress 2[®] kleiner Spannweite kleiner sind als die Randspalten der Brücken großer Spannweite. Bei der differenzierten Betrachtung der Randspalten der Ankerzähne beider Brückenspannweiten fiel auf, dass die Randspalten an den Prämolarenankerzähnen circa 10 µm kleiner waren als die Randspalten an den Molarenankerzähnen. Dieses Phänomen lässt sich möglicherweise herstellungsbedingt erklären. Bei der Aufwachstechnik muss bei Brücken großer Spannweite und bei größeren Stümpfen (Molaren) mehr Wachs aufgetragen werden als bei Brücken kleiner Spannweite und bei kleineren Stümpfen (Prämolaren). Da Wachs beim Erkalten einer gewissen Schwindung unterliegt, wird selbige beim Molaren auch größer sein als beim Prämolaren. In der Regel liegt die Schwindung zwischen 0,4 und 0,6% (Rose 2005). Ebenso wird die Schwindung insgesamt bei Brücken großer Spannweite größer sein als bei kleiner Brückenspannweite. Werden bei der Randspaltvermessung die verschiedenen Messlokalisationen der Empress 2[®] – Brücken betrachtet, fällt nur bei Brücken kleiner Spannweite am Molarenankerzahn mesial ein größerer Randspalt auf. Möglicherweise ist dem Zahntechniker an dieser verbinderangrenzenden Lokalisation die Sicht auf die Präparationsgrenze erschwert gewesen, woraus größere Ungenauigkeiten bei der Modellation der Brückengerüste resultieren können.

Die Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®] wurden CAD/CAM – unterstützt mit dem Cerec 3D[®] – System (Sirona, Bensheim, Deutschland) hergestellt. Die mittleren Randspalten bei Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] liegen bei kleiner Brückenspanne bei 52,6 µm und bei großer Brückenspanne bei 63,7 µm. Bei Brücken aus In-Ceram YZ[®] wurden bei großer Brückenspannweite mit 42,7 µm die kleinsten mittleren Randspalten gemessen. Interessanterweise sind die Randspalten hier bei kleiner Brückenspanne mit 52,3 µm geringfügig größer als die Randspalten großer Brückenspanne. Diese sehr guten Ergebnisse sprechen für die Exaktheit des Cerec 3D[®] – Systems. Es werden bei beiden Dentalkeramiken ungefähr die Forderung von Dreyer-Jørgensen (1958) erfüllt. Insbesondere überzeugt die marginale Passgenauigkeit bei der Verwendung der vorgesinterten In-Ceram YZ[®] – Blanks, die um 24% vergrößert gefräst werden und erst nach dem Sintern auf ihre definitive Größe schrumpfen.

Auch in der aktuellen Literatur scheint sich die sehr gute Passgenauigkeit von Zirkonoxidkeramikgerüsten zu bestätigen. Sailer et al. (2007) untersuchten in vivo Seitenzahnbrücken nach 3 Jahren Tragedauer. Von 46 Brücken aus Zirkonoxidkeramik mussten nur 3 Brücken wegen Passungenauigkeiten und daraus resultierender Sekundärkaries erneuert werden. Rosentritt et al. (2006) untersuchten Seitenzahnbrücken aus Zirkonoxidkeramik (Cercon[®]) und Brücken, die aus konventionell geschlickerten In-Ceram Alumina[®] hergestellt wurden. 97% der Zirkonoxidkeramikbrücken und 90% der In-Ceram Alumina[®] – Brücken zeigten das Kriterium „perfekter Rand“, d.h. es zeigte sich ein glatter Übergang ohne Abrisse zwischen dem Bereich Zement – Zahn bzw. Zement – Brücke. Die Randqualität der Brücken wurde an einzelnen Messpunkten im Rasterelektronenmikroskop beurteilt. Piwowarczyk und Lauer (2006) haben bei 4-gliedrigen Zirkonoxidbrücken die absolute marginale Diskrepanz an Prämolaren und Molarenankerzähnen untersucht. Für Zirkonoxidbrücken die mit dem CAD/CAM – System Lava[™] (3M Espe, Seefeld, Schweiz) gefertigt wurden, konnte die Arbeitsgruppe keine Unterschiede der Randspaltgröße an den Ankerzähnen feststellen. Im Gegensatz dazu wurden an den Prämolarenankerzähnen der Zirkonoxidbrücken, die mit Cercon[®] (DeguDent, Hanau, Deutschland) und DCS Precident[®] (Allschwil, Schweiz) gefertigt wurden, größere Randspalten als an den Molarenankerzähnen gemessen (Piwowarczyk und Lauer 2006). Bei den eigenen Untersuchungen wird interessanterweise festgestellt, dass die Randspalten bei Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®] an den Molarenankerzähnen geringfügig größer sind als an den Prämolarenankerzähnen. Bei der Betrachtung der Messlokalisation fallen bei Brücken kleiner Spannweite aus In-Ceram YZ[®] deutlich größere Randspalten an der bukkalen Messfläche der Molaren auf. Mögliche Erklärungen für diese Abweichungen können zum einen bei der Herstellung der Brückengerüste gesucht werden. Unter Umständen wurden die Teilbereiche, an denen die größeren Randspalten gemessen wurden, fehlerhaft in der Cerec 3D[®] – Scanneinheit gescannt. Des Weiteren werden die Gerüste mit einem leicht verstärkten Rand gefräst. Dieser muss anschließend manuell ausgedünnt werden. Darauf folgend schließt sich der Sinterungsbrand mit einhergehender Schrumpfung an. Dadurch kann bei ungenauer Ausdünnung ein vergrößerter Randspalt entstehen.

5.1.1. Einfluss der Befestigungsart auf die Passgenauigkeit von Seitenzahnbrücken

Wie schon erwähnt, liegen alle gemessenen Randspalten an den Brücken der untersuchten Dentalkeramiken der eigenen Untersuchungen in Größenordnungen, die in klinisch akzeptablen Bereichen liegen. Wenn diese Brücken in vivo eingegliedert werden, ist die Art der Befestigung von Bedeutung, da die bestehenden Randspalten durch das Befestigungsmaterial ausgefüllt werden. Während Restaurationen aus silikatischen Keramiken aufgrund ihrer limitierten Bruchfestigkeit in der Regel adhäsiv befestigt werden müssen (Blatz et al. 2003), können Restaurationen aus hochfester Oxidkeramik sowohl konventionell zementiert als auch adhäsiv durch Klebung befestigt werden (Kern 2007). Werden die Seitenzahnbrücken aus Oxidkeramik konventionell mit Zinkoxid-Phosphatzement oder Glasionomierzement befestigt, besteht durch das Auswaschen der Zementfuge die Gefahr, daß die Restaurationen am Kronenrandbereich Undichtigkeiten aufweisen, die zu Sekundärkaries und parodontalen Problemen führen können, die weiterführend den Verlust der Restauration bedeuten würden. Andererseits ist das herkömmliche Zementieren einfacher und kostengünstiger durchzuführen als die adhäsive Befestigung und auch dann noch möglich, wenn aufgrund der klinischen Situation die absolute Trockenlegung nicht mehr zu realisieren ist. Voraussetzung für die Verwendung konventioneller Zemente ist allerdings eine adäquate Pfeilerpräparation, die den etablierten prothetischen Regeln für festsitzenden Zahnersatz entspricht, sodass der einzelne Pfeilerzahn eine ausreichende Retentions- und Widerstandsform aufweist (Strub et al. 2005). Die Innenflächen der oxidkeramischen Restaurationen sollten vor dem Zementieren mit Aluminiumoxidpulver der Korngröße 50 µm bei 2,5 bar abgestrahlt werden, um die Retentionsflächen zu reinigen und anzurauen (Strub et al. 2005). Für Zahnersatz aus silikatischem Vollkeramikmaterial wie z.B. Empress 2[®] ist die adhäsive Befestigung ein entscheidender Faktor für den klinischen Langzeiterfolg (McLaren und White 2000). Da hierbei kein Auswaschen des Befestigungsmaterials stattfindet, sind die Langzeitergebnisse hinsichtlich des Randschlußverhaltens und Sekundärkaries sehr gut. Glockmann et al. (1992) haben adhäsiv befestigte Glaskeramikinlays nach 12 Monaten in vivo nachuntersucht und keine Verschlechterung des Randschlußverhaltens festgestellt. Allerdings zeigte sich nach der genannten Tragedauer ein deutlicher Substanzverlust des

Befestigungskomposits im Bereich der Kompositfuge. Infolgedessen kam es zu einer seichten Furchenbildung mit einer Tiefe von 60 bis 120 μm , die aber zu keiner Verschlechterung der Randschlussqualität führte. Es muss allerdings in aktuellen Studien verifiziert werden, ob die genannte Furchenbildung bei den modernen Befestigungskompositen aus dem Nanofüllerbereich auch so deutlich ausgeprägt ist. Im Gegensatz zu silikatischen Keramiken lässt sich bei Oxidkeramiken durch Ätzung mit handelsüblicher Flusssäure kein retentives Ätzmuster erzeugen. Modifizierte Kleber, die spezielle aktive Monomere enthalten und die direkt chemisch an die korundgestrahlte Keramikoberfläche binden können (Kern 2007), sind für das Erzielen einer besonders festen Verbundfestigkeit und ein hervorragendes Randschlussverhalten zu empfehlen (McLaren und White 2000). Ein Vertreter aus dieser Gruppe der Kompositkleber ist PanaviaTM (Kuraray Medical Inc., Tokio, Japan). Wie bei der adhäsiven Befestigung ist auch bei der Verwendung der Kompositkleber auf eine Einhaltung der absoluten Trockenlegung zu achten. Valandro et al. (2007) fanden sehr gute Ergebnisse hinsichtlich der Verbundfestigkeit und Randspaltgröße bei der Befestigung von Restaurationen aus In–Ceram Zirconia[®] mit PanaviaTM, während die Kontamination mit Wasser bei Wasserlagerung und Thermozyklierung die Ergebnisse deutlich verschlechterte. Sehr gute Ergebnisse hinsichtlich der Randspaltgröße konnte die Arbeitsgruppe Osório et al. (2007) hinsichtlich der Verwendung von Keramikprimer zur Befestigung mit dem Befestigungskomposit RelyX[®] (3M Espe, Seefeld, Deutschland) von Vollkeramikkrone der Systeme In–Ceram[®] und Procera All–Ceram[®] feststellen. Keramikprimer besitzen aktive bifunktionale Monomere, die sich einerseits an die Oxide der Keramikoberfläche binden können und andererseits in der Lage sind, Polymerisationsreaktionen mit Kunststoffmolekülen gängiger Dentalkleber einzugehen. Die Verwendung von Korundstrahlen mit Aluminiumoxidpulver und anschließendem Auftragen von Keramikprimer führte bei beiden Keramiksystemen zu einer signifikanten Reduktion des Randspaltes. Kern und Thompson (1995) zeigten bei der tribochemischen Silikatisierung und Silanisierung mit dem RocatecTM – System (3M Espe, Seefeld, Deutschland) auf der glasinfiltrierten Aluminiumoxidkeramik In–Ceram[®] einen guten Verbund, während die Ergebnisse auf dicht gesinterter Zirkonoxidkeramik nicht so zuverlässig waren.

Jahn et al. (2006) konnten nachweisen, dass bei Adhäsivbrücken aus In–Ceram Zirconia[®] die Verbundfestigkeit bei Verwendung von Metall Primer II[®] und

Variolink II[®] am größten ist. Ein geringerer Verbund konnte mit dem Silicoater[®]-Verfahren erzielt werden. Signifikant schlechtere Ergebnisse wurden bei der Verwendung von Panavia F 2.0[™] oder der Konditionierung mit Rocatec[™] oder experimentellen Primer und anschließender Befestigung mit Variolink II[®] erzielt. Bei Adhäsivbrücken aus In-Ceram YZ[®] waren die Ergebnisse für Metall Primer II[®] und Silicoater[®] gleich gut. Signifikant geringer waren die Verbundfestigkeiten bei Panavia F 2.0[™], dem Vorbehandeln mit dem Rocatec[™]-Verfahren und experimentellem Primer.

Insgesamt bedarf es weiterer klinischer Langzeitstudien, die die Erfolgsrate der Haltbarkeit von Zirkonoxidkeramik in Abhängigkeit der Zementierungsmethode untersuchen. In der vorliegenden Arbeit war die Untersuchung der primären Passgenauigkeit der untersuchten Dentalkeramiken von Interesse, vor allem im Bezug auf den Vergleich zwischen dem im CAD/CAM – System gefertigten Zahnersatz und der konventionellen zahntechnischen Herstellung von Vollkeramikkronen. Daher wurden für die Untersuchung der Bruchfestigkeit alle Kronen mit Zinkoxid-Phosphatzement zementiert. Im Anschluss an die vorliegende Arbeit sollte der Einfluss der genannten Befestigungsarten auf die Bruchfestigkeit und die Beständigkeit der Restaurationen in vivo untersucht werden.

5.1.2. Methodenkritik zur Bestimmung der Passgenauigkeit von Seitenzahnbrücken

Die unter 3.6. beschriebene Methode zur Untersuchung des marginalen Randspaltes weist laut Moldovan et al. (2006) aufgrund der geringen Messpunktzahl und der nicht vollständig reproduzierbaren Schnittführung Schwachstellen auf. Die genannte Arbeitsgruppe verwendete bei eigenen Untersuchungen zur Passgenauigkeit eine neu entwickelte 3D – Replika – Analyse, die aufgrund höherer Messpunktzahlen und der Möglichkeit der räumlichen Darstellung der konventionellen 2D – Methode überlegen sein soll.

Jahn et al. (1999) untersuchten die Randspalten von Titaninlays im Rasterelektronenmikroskop mit digitaler Bilderfassung konstant umlaufend für den kompletten Randspalt im Abstand von 5 µm. Dieses Verfahren lässt eine sehr genaue Analyse der vorliegenden Randspaltbreite zu. Möglicherweise muss das Vorgehen bei den Untersuchungen der vorliegenden Arbeit unter diesen Aspekten kritisch betrachtet werden.

5.2. Bruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken

5.2.1. Bruchfestigkeitsprüfung

Für die Bewertung von vollkeramischen Brücken ist das Kriterium der Frakturanfälligkeit von großer Bedeutung, da eine Fraktur, ob partiell oder total, fast immer zur Neuanfertigung der Restauration zwingt (Tinschert et al. 2007). Daher ist es von Bedeutung, die Belastbarkeit von vollkeramischen Brücken zu bestimmen, um daraus Rückschlüsse für den klinischen Einsatz ziehen zu können.

Bei der in der vorliegenden Arbeit durchgeführten Bruchfestigkeitsprüfung handelte es sich um einen statischen Bruchtest. Die Proben wurden dabei unter gleichmäßigem Kraftanstieg bis zum Bruch belastet. Dieses Verfahren wird angewendet, um die maximale Festigkeit von Bauteilen zu prüfen. Die Beanspruchung in Form einer Kraffteinleitung erfolgte, wie im Bruchversuch für dreigliedrige Seitenzahnbrücken üblich, senkrecht zur Kaufläche des Brücken-zwischengliedes über eine der Größe der Fossa entsprechenden Kugel. Alternativ werden Versuchsaufbauten beschrieben, bei denen die Kraffteinleitung linear über eine Finne quer zur Hauptfissur erfolgte (Kappert et al. 1991). Während mit dieser Variante eine Beanspruchung genau von der Brückengliedmitte aus zu erzielen ist, entspricht die in der vorliegenden Arbeit verwendete Methode mit einer nachempfundenen Höcker – Fossa – Beziehung dem Belastungsfall am natürlichen Vorbild.

Tinschert et al. (2007) sind der Auffassung, dass mit einem statischen Bruchtest zwar die Anfangsfestigkeit einer Keramik getestet werden kann, dies aber noch keine Rückschlüsse auf das Langzeitverhalten einer Keramik zulässt und das auch keine Garantie für eine entsprechend hohe Dauerfestigkeit ist. Sie empfehlen die Verwendung eines dynamischen Belastungsmodus, bei dem zyklische Lastwechsel unterhalb der Belastungsgrenze durchgeführt werden und die klinischen Kaubelastungen simuliert werden. In der vorliegenden Arbeit sind jeweils die Hälfte der untersuchten Seitenzahnbrücken aus jeder Versuchsreihe thermozyklisch (Temperaturwechsellast) gealtert worden.

Die Bruchfestigkeit wurde in dieser Arbeit über das erste Auftreten einer sichtbaren Fraktur im Gerüstwerkstoff definiert. Diese Empfehlung findet sich ebenfalls bei Tinschert et al. (2000). Andere Autoren definieren eine Fraktur erst mit einer automatischen Abschaltsschwelle der Versuchsanlage bei einem Abfall der

Maximalspannung von 20 % (Zellmer 2002). Das eigene Vorgehen erscheint praxisrelevanter in Bezug auf das Vorliegen eines klinischen Misserfolges, der schon bei Abplatzung der Verblendkeramik gegeben sein kann.

Aufgrund der verschiedenen zur Anwendung kommenden Versuchsaufbauten und der unterschiedlichen Dimensionierung der Prüfkörper, die einen wesentlichen Einfluss auf die zu erzielenden Festigkeitswerte haben, scheint eine objektive Beurteilung von Festigkeitswerten verschiedener Autoren nur bedingt möglich zu sein. Es muss immer der entsprechende Versuchsaufbau der zu vergleichenden Studie beachtet werden.

5.2.2. Alterungssimulation

Bei den Versuchen in der vorliegenden Arbeit handelt es sich ausschließlich um in vitro – Versuche. Um dennoch einen Hinweis auf die Dauerfestigkeit der untersuchten Dentalkeramiken zu erhalten, wurden die Seitenzahnbrücken mit Hilfe der thermozyklischen Temperaturwechsellast im Wasserbad belastet. Der Temperaturwechselzyklus zwischen 5°C und 60°C repräsentiert einen beabsichtigten Extremfall von in der Mundhöhle entstehenden Temperaturschwankungen. Die Anzahl von 10000 Zyklen hat sich in der Literatur weitgehend etabliert und entspricht in etwa einer klinischen Beanspruchung von fünf Jahren (Krejci et al. 1990). In der vorliegenden Arbeit wurden sogar 25000 Zyklen durchgeführt. Darüber hinaus muss die im Mund ständig vorhandene Feuchtigkeit durch den Speichel berücksichtigt werden. Die Einwirkung von Wasser oder auch Wasserdampf führt in Kombination mit Oberflächendefekten zu korrosiven und somit bruchfestigkeitsmindernden Vorgängen bei keramischen Werkstoffen (Marx 1993). Speziell bei vollkeramischen Werkstoffen mit Zirkonoxidanteil lässt sich das schlechtere Langzeitverhalten unter feuchten Bedingungen durch die Hydrolysereaktion des Wassers mit Yttriumoxid erklären. Verschiedene Arbeiten, die sich mit dieser Problematik beschäftigt haben, gehen davon aus, dass die tetragonale Phase des metastabilen Zirkonoxids durch die Hydrolysereaktion des Wassers mit Yttriumoxid destabilisiert wird und sich nach einiger Zeit, wenn die Yttriumkonzentration einen gewissen Wert unterschritten hat, spontan in die monokline Form umwandelt (Li und Watanabe 1997, Yoshimura et al. 1987). Zudem werden direkte Hydrolysereaktionen des Wassers mit den Zirkon-Sauerstoff-Verbindungen, die eine zusätzliche Schwächung der

Kristallstruktur hervorrufen, diskutiert (Okabe et al. 1994). In Abwesenheit von Wasser treten diese Reaktionen erwartungsgemäß nicht auf (Tinschert et al. 2007). Deshalb ist eine Lagerung der Proben im feuchten Milieu von praxisnaher Bedeutung.

Um den Bedingungen in der Mundhöhle weiter gerecht zu werden, wäre eine mechanische Belastung durch einen Kausimulator nötig gewesen. Damit wird die durchschnittliche Anzahl der Kauzyklen, die in der Literatur zwischen 58 und 120 pro Minute angegeben wird, nachgeahmt (Bates et al. 1975). Als physiologisch wahrscheinliche Kräfte während der Nahrungszerkleinerung bzw. des Schluckens können Werte zwischen 20 und 160 N angenommen werden (Körber und Ludwig 1983). Eichner (1963) schränkte diesen Bereich aufgrund von Messungen mittels Dehnmessstreifen auf Kaukräfte, die auf einem einzelnen Zahn wirken, bis 50 N ein. Ähnliche Werte konnte Richter (1992) für dentale Implantate ermitteln. In der vorliegenden Arbeit kam kein Kausimulator zum Einsatz. Dies muss als Methodenkritik gesehen werden und muss beim Vergleich mit Bruchfestigkeitswerten der untersuchten Dentalkeramiken anderer Studien unbedingt beachtet werden.

5.2.3. Frakturbild der Seitenzahnbrücken

Bei allen Brücken sowohl aus den unterschiedlichen Dentalkeramiken als auch bei Brücken der unterschiedlichen Spannweite finden sich ähnliche Frakturbilder. Dabei verlaufen die Frakturlinien von der basalen Seite der Konnektoren nach okklusal in Richtung der Krafteinwirkung. Dies entspricht der allgemeinen klinischen Erfahrung, dass vollkeramische Brücken vornehmlich in den Verbinderbereichen frakturieren (Sorensen et al. 1998). Die Stabilität einer Brücke hängt im Allgemeinen von ihrer Dimensionierung und den Materialkonstanten der Brückenmaterialien ab. Für die Durchbiegung (s) einer Brücke bestehen folgende Zusammenhänge zwischen Länge der Brücke (l), Breite des Verbinders (b), Höhe des Verbinders (h), Elastizitätsmodul der verwendeten Materialien (E) und einwirkender Kraft (F):

$$s = \frac{1}{4} \times \frac{F \cdot l^3}{E \cdot b \cdot h^3}$$

(Strub et al. 2005). Aus der Formel wird ersichtlich, dass die Höhe des Verbinders die Stabilität einer Brücke mit der dritten Potenz beeinflusst. Wird z.B. die Höhe des Verbinders halbiert, so hätte die Brücke nur noch ein Achtel ihrer Stabilität (Strub et al. 2005). Ebenfalls steht die nach den allgemeinen mechanischen Grundsätzen bei

Belastung auftretende Biegung eines Brückengliedes jeweils mit der dreifachen Potenz im umgekehrten Verhältnis zur Brückengliedlänge (Shillingburg et al. 1997). Eine doppelt so lange Brücke würde sich bei identischer Dimensionierung achtmal stärker durchbiegen (Strub et al. 2005). Das bestätigen die eigenen Untersuchungsergebnisse, bei denen Brücken großer Spannweite (ersetzer Molar) eher frakturieren als Brücken kleiner Spannweite (ersetzer Prämolare). Die Dimensionierung der Verbinderquerschnitte (-höhe) übt daher einen großen Einfluss auf die maximale Belastbarkeit von Brückenrestorationen aus (Augereau et al. 1998). Fehler, Poren oder Risse, die während der Gerüstausrüstung induziert werden oder bei der Verblendung in den Verbinderbereich eingebracht werden, können so leicht zum Ausgangspunkt eines festigkeitsmindernden Risswachstums werden. Neuere, zusätzliche Berechnungen mithilfe der Finite-Elementen-Methode (FEM) ermittelten ebenfalls den Verbinderbereich von dreigliedrigen Vollkeramikbrücken als die für eine Fraktur kritische Lokalisation mit Konzentration der Hauptzugspannungen (Kamposiora et al. 1996, Kelly et al. 1995). Daher muss auf eine ausreichende Dimensionierung in dieser kritischen Verbinderzone geachtet werden (Tinschert et al. 2007). Bei den eigenen Untersuchungen fällt auf, dass bei den Frakturstücken Gerüstmaterial und Verblendmaterial bei allen drei untersuchten Dentalkeramiken meistens im Verbund bleiben. Das spricht dafür, dass die verwendeten Verblendkeramiken gut auf die entsprechenden Gerüstmaterialien abgestimmt sind. Klinisch treten jedoch häufig reine Abplatzungen der Verblendkeramik auf. Dies ist zum Teil auf ungenügende anatoforme Gestaltung des Gerüsts und auf unzureichende Abstimmung von Gerüst- und Verblendkeramik nach werkstoffkundlichen Aspekten (z.B. Wärmeausdehnungskoeffizient) zurückzuführen. Wichtig ist demnach ein Gerüstdesign, das die Verblendung anatomisch unterstützt. In der Literatur lassen sich unterschiedliche Auffassungen zur Möglichkeit der Gerüstgestaltung bei CAD/CAM – gefertigtem Zahnersatz finden. Während Sailer et al. (2007) einen Nachteil in der einheitlichen Gerüststärke des virtuell entworfenen Gerüsts bei der CAD/CAM – Technologie sehen, weisen Mörmann et al. (2007) auf die neueste Software des Cerec 3D InLab[®] hin, mit der es möglich ist, das virtuell entworfene Gerüst mit entsprechenden Tools anatomiegerecht zu individualisieren.

5.2.4. Untersuchungen zur Bruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken aus unterschiedlichen Dentalkeramiken

Um ermittelte Bruchfestigkeiten von Vollkeramikbrücken beurteilen zu können, ist die Kenntnis der im Mund wirkenden Kaukräfte wichtig. Verschiedene Autoren haben dazu Untersuchungen durchgeführt. Neben anatomischen und physiologischen Gegebenheiten variieren die Kaukräfte in den verschiedenen Mundregionen stark (Ludwig 1975). Erwartungsgemäß werden in der Region der ersten Molaren die größten Kaukräfte gemessen, während im Frontzahnbereich nur noch ein Viertel bis ein Drittel so hohe Kräfte auftreten (Tinschert et al. 2007). In einer umfangreichen Literaturrecherche zur maximalen Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen kamen Körber und Ludwig (1983) zu dem Ergebnis, dass für die maximale Kaukraft bei parodontal und biostatistisch abgestütztem Kauorgan im Frontzahnbereich ein mittlerer Wert von 140–200 N und im Seitenzahnbereich von 300 N anzunehmen ist. Kaukraftmessungen an Brückenersatz, die von Kraft (1962) durchgeführt wurden, ergaben eine vergleichbar hohe mittlere Kaukraft von 293,4 N. Schwickerath (1986) fordert die Einhaltung eines Sicherheitsabstandes zur mittleren maximalen Kaukraft um das 2–2,5 – Fache, um eine ausreichende mechanische Festigkeit von vollkeramischem Zahnersatz zu gewährleisten. Demnach sollten vollkeramische Restaurationen im Frontzahnggebiet einer Belastung von 400 N und im Seitenzahnggebiet einer Belastung von 600 N standhalten (Kappert und Knöde 1990). Klinische Misserfolge durch den Ermüdungseffekt keramischer Werkstoffe waren aber vor allem bei Brücken im Seitenzahnggebiet zu beobachten. Demnach sind Tinschert et al. (2007) der Ansicht, dass vollkeramische Brücken im Seitenzahnggebiet eine Anfangsfestigkeit von mindestens 1000 N aufweisen sollten. Die Seitenzahnbrücken der eigenen Untersuchungen aus Empress 2[®], In–Ceram Zirconia[®] und In–Ceram YZ[®] erfüllen die genannten Forderungen von Tinschert et al. (2007) bzw. liegen deutlich über dieser Forderung. Mittlere Bruchfestigkeiten von 2830 N wurden bei Brücken kleiner Spannweite aus Empress 2[®] gemessen. Dem gegenüber sind Brücken aus In–Ceram Zirconia[®] mit mittleren Bruchfestigkeiten von 3519 N weniger fraktur anfällig. Die bruchstabilsten Brücken waren mit 4321 N die Brücken aus In–Ceram YZ[®]. Selbst die thermozyklische Temperaturwechsellast führt bei den Brücken aller drei untersuchten Dentalkeramiken zu keiner signifikanten Abnahme der Bruchfestigkeiten und damit liegen auch die gealterten Brücken in

klinisch akzeptablen Bruchfestigkeitsbereichen. Wie schon erwähnt, muss bei der Alterung in der vorliegenden Arbeit berücksichtigt werden, dass die Alterung nur thermisch und nicht zusätzlich mechanisch erfolgte. Weitere Untersuchungen sollten sich dazu anschließen, um zu verifizieren, inwieweit die Kombination von thermischer und mechanischer Alterung die Bruchfestigkeiten der Seitenzahnbrücken beeinträchtigt. Größeren Einfluss als die Alterung hat die Brückenspannweite auf die Bruchfestigkeit der Brücken. Bei den Seitenzahnbrücken aller drei untersuchten Dentalkeramiken sind die Bruchfestigkeitswerte bei Brücken großer Spannweite (ersetzer Molar) circa 1500 N niedriger als bei Brücken kleiner Spannweite (ersetzer Prämolare). Diese Tatsache verdeutlicht auch noch einmal die Bedeutung des Verbinders bzw. die ausreichend dimensionierte Gestaltung des Verbinders, denn aus der unter 5.2.3. genannten Formel wird ersichtlich, dass die Durchbiegung einer Brücke bei größerer Spannweite mit einer entsprechend vergrößerten Höhe des Verbinders wieder ausgeglichen werden kann.

Eine Besonderheit keramischer Werkstoffe ist der so genannte „Größeneffekt“. Dieser liefert eine weitere Erklärung für die geringere Bruchfestigkeit von Brücken größerer Spannweite. Keramiken frakturieren immer ausgehend von Fehlstellen im Werkstoff. Kleinere keramische Bauteile sind prozesstechnisch bedingt im Verhältnis fehlerfreier herzustellen als großvolumigere Bauteile (Fischer et al. 2000). Das bedeutet, dass die Fehlerhäufigkeit bei Brücken kleiner Spannweite relativ gesehen geringer ist als bei Brücken großer Spannweite und somit die Bruchfestigkeit mit Zunahme der Brückenspannweite abnimmt. Da die Bruchfestigkeit bei vielen Dentalkeramiken breit gestreut ist und selten der Normalverteilung nach Gauß unterliegt, wird häufig die Weibull – Festigkeit angegeben (siehe 1.4.3.). Diese bezieht sich aber auf keramische Prüfkörper mit definiertem Volumen. Da in der vorliegenden Arbeit das Volumen der Seitenzahnbrücken nicht konkret berechnet werden kann und mit Hilfe statistischer Tests eine Normalverteilung nach Gauß der eigenen Messwerte nachgewiesen werden konnte, ist die Angabe der Weibull – Festigkeit nicht notwendig.

Um die aus der Vielzahl der auf dem Markt befindlichen Keramiksysteme das passende Gerüst für die entsprechende Indikation im klinischen Gebrauch schnell wählen zu können, bietet sich die Einteilung der Festigkeitsklassen nach Tinschert et al. (2007) an. In Festigkeitsklasse I fallen mit Bruchfestigkeiten bis 1000 N Keramiken wie Empress 2[®], die den Indikationsbereich von dreigliedrigen Brücken mit einem

Brückenzwischenglied von einer Prämolarenbreite nicht überschreiten. In der Festigkeitsklasse II befinden sich Keramiken, die Festigkeitswerte um 1500 N erreichen. Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] lassen sich nach Tinschert et al. (2007) hier einordnen. Klasse III weist Bruchfestigkeiten von 2000 – 3000 N auf. Die höchsten Bruchfestigkeitswerte lassen sich in Klasse IV (Bruchfestigkeiten über 3000 N) vor allem bei dicht gesinterten und gehipten, yttriumverstärkten Zirkonoxidbrücken finden.

5.2.5. Bruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken aus unterschiedlichen Dentalkeramiken im Vergleich zu Studien der aktuellen Literatur

Aufgrund der zunehmenden dentalprothetischen Bedeutung keramischer Werkstoffe in der Zahnmedizin haben viele Arbeitsgruppen die Bruchfestigkeit verschiedener Dentalkeramiken untersucht. Die meisten Studien beschränken sich auf die Untersuchung der Bruchfestigkeit von vollkeramischen Einzelzahnkronen, da erst in den letzten Jahren durch den Einsatz von Hochleistungskeramiken der Indikationsbereich auf vollkeramische Seitenzahnbrücken ausgeweitet werden konnte. Bei den eigenen Untersuchungsergebnissen fällt vor allem die hohe Bruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken aus In-Ceram YZ[®] auf. Klinische Studien bestätigen diese Ergebnisse. Sailer et al. (2007) untersuchten drei- bis fünfgliedrige Seitenzahnbrücken aus einer Zirkonoxidgerüstkeramik nach drei Jahren Tragezeit in vivo nach. Die Überlebensrate der Zirkonoxidbrücken belief sich auf 100 %, es traten keine Gerüstfrakturen auf. Edelhoff et al. (2007) führten ebenfalls Nachkontrollen von in vivo eingegliederten vollkeramischen Brücken aus dicht gesintertem Zirkonoxid, die mit Hilfe des Digident[®] – Systems (Girrbach Dental, Pforzheim, Deutschland) gefertigt wurden, durch. Die genannte Arbeitsgruppe um Edelhoff et al. (2007) konnte keinen absoluten Misserfolg in Form von Gerüstfrakturen nach einer durchschnittlichen Beobachtungszeit von 38 Monaten feststellen. Auch Mörmann et al. (2007) fanden bei Kontrollen von circa 170 eingegliederten dreigliedrigen Seitenzahnbrücken aus In-Ceram YZ[®] keine Gerüstfrakturen. Zwei Misserfolge aufgrund von Gerüstfrakturen wurden bei eingegliederten viergliedrigen Seitenzahnbrücken aus In-Ceram YZ[®] festgestellt. Nach fraktographischer Analyse konnten aber eindeutig Bearbeitungsfehler als Grund für die Gerüstfrakturen ermittelt werden. Daher weisen diese Autoren darauf hin, die Nachbearbeitung der

Zirkonoxidbrückengerüste mit Schleifwerkzeugen möglichst zu vermeiden. Im Vierpunkt – Biegeversuch konnten Rosentritt et al. (2006) bei dreigliedrigen Brücken aus Zirkonoxidgerüsten mittlere Bruchfestigkeiten von 1331 N feststellen. Mit diesen Bruchfestigkeiten erfüllen die Brücken die allgemein geforderte Anfangsfestigkeit von mindestens 1000 N, die Werte liegen aber deutlich unter denen der eigenen Untersuchungsergebnisse. Diese Arbeitsgruppe untersuchte ebenfalls Seitenzahnbrücken aus In-Ceram Alumina[®]. Diese hielten mit Bruchfestigkeitswerten von unter 400 N den Anforderungen für den klinischen Einsatz nicht stand und können mit Bruchfestigkeitswerten von Empress 2[®] verglichen werden (Zimmer et al. 2004). Entgegen den eigenen Ergebnissen zur Untersuchung der Bruchfestigkeit von Seitenzahnbrücken aus Empress 2[®] empfehlen verschiedene Autoren, den klinischen Einsatz von Seitenzahnbrücken aus In-Ceram Alumina[®] und Empress 2[®] zu vermeiden (Vult von Steyern et al. 2001, Marquardt und Strub 2006). Für den klinischen Einsatz von Seitenzahnbrücken aus In-Ceram Zirconia[®] sprechen sich Suarez et al. (2004) aus, die nach drei Jahren Tragedauer in vivo gute klinische Erfolge feststellen konnten. Die ermittelten Werte der vorliegenden Arbeit von Seitenzahnbrücken kleiner und großer Spannweite aus In-Ceram Zirconia[®] sprechen ebenfalls dafür. Stamouli et al. (2006) ermittelten bei dreigliedrigen Seitenzahnbrücken aus In-Ceram YZ[®] mittlere Bruchfestigkeiten von 1702 N (ohne Alterung). Nach Alterung der Brücken im Kausimulator ermittelten sie Werte von 1556 N. Es wurde festgestellt, dass die Alterung von teilstabilisierten, yttriumverstärkten Zirkonoxidkeramiken zu einer Degradierung der mechanischen Eigenschaften führt und mit einer spontanen Phasenumwandlung von der tetragonalen zur monoklinen Phase des Zirkonoxids verbunden ist (Chevalier 2006). Die damit einhergehende Volumenzunahme bei dieser Phasenumwandlung wirkt sich aber positiv auf die Festigkeitseigenschaften der Keramik aus. Zirkonoxid liegt abhängig von der Temperatur in monokliner, teragonaler oder kubischer Modifikation vor (Tinschert et al. 2007). Durch den Zusatz von Fremdoxiden zu Zirkonoxidkeramiken lässt sich ein Teil der tetragonalen Modifikation bei Raumtemperatur in der Keramik stabilisieren, welches zur Umwandlung in die monokline Form fähig ist. Die Umwandlung kann spontan und auf Zugspannung erfolgen (Tinschert et al. 2007). Durch die Phasenumwandlung bedingte Volumenzunahme entstehen Mikrorisse in der Keramik und verhindern einerseits durch die lokal entstehenden Druckspannungen ein weiteres Ausbreiten des

lastinduzierten Risswachstums. Andererseits wird ein sich ausbreitender Riss an den internen Mikrorissen abgelenkt und läuft sich tot (Tinschert et al. 2007). Die Zirkonoxidkeramik weist also eine gewisse Schadenstoleranz gegenüber lastinduzierten Rissen oder inneren Keramikgefügefehlern auf (Tietz 1994).

Die Alterung der Brücken der vorliegenden Arbeit erfolgte ausschließlich thermisch. Die ermittelten Bruchfestigkeitswerte unterscheiden sich vor und nach Alterung nicht signifikant. Als Grund dafür kann der Zusatz von Aluminiumoxid zu der zirkonoxidhaltigen Keramik angesehen werden. Wird vollkeramischen Werkstoffen mit Zirkonoxidanteil ein kleiner Anteil Aluminiumoxid zugefügt so scheidet sich Aluminiumoxid gewöhnlich an den Korngrenzen der Zirkonoxidkristalle ab und erhöht den Matrixdruck auf die metastabile Kristallphase. Dieser Effekt kann offensichtlich die unter 5.2.2. beschriebene hydrolysebedingte Umwandlungsreaktion in die monokline Kristallphase effektiv unterdrücken (Li et al. 2001). Darüber hinaus soll das an den Korngrenzen abgeschiedene Aluminiumoxid den Zutritt von Wasser durch die Bildung von Aluminiumhydroxid verhindern und damit die im feuchten Milieu gewöhnlich stattfindenden Hydrolysereaktionen mit Yttriumoxid noch zusätzlich blockieren (Li und Watanabe 1997).

In ähnlichen Größenordnungen wie bei Stamouli et al. (2006) liegen die Bruchfestigkeitswerte von Sundh et al. (2005). Sie ermittelten Bruchfestigkeiten von 1900 N bei Seitenzahnbrücken aus In-Ceram YZ[®]. Im Vergleich dazu liegen bei ähnlichen Studienbedingungen die Bruchfestigkeitswerte von metallkeramischen Brücken vor und nach Alterung bei 3500 N und 2800 N (Chitmongkolsuk et al. 2002). In diesen Bereichen liegen die Werte der Brücken aus In-Ceram YZ[®] der eigenen Untersuchungen.

Die ermittelten Bruchfestigkeiten der vorliegenden Arbeit sind bei allen Seitenzahnbrücken der drei untersuchten Keramiken deutlich höher als die ermittelten Werte der angeführten Studien. Die Ursachen sind unter anderem darin zu sehen, dass die meisten Studien dreigliedrige Seitenzahnbrücken mit einem ersetzen Molaren, also Brücken großer Spannweite, untersucht haben. Wie schon erwähnt, bedingt eine größere Brückenspannweite eine größere Durchbiegung der Brücke. Da Durchbiegung bei Keramik wegen der spröden Eigenschaften kaum möglich ist, kommt es zur Fraktur.

Als ein weiterer Grund für die hohen eigenen Werte ist die starre Lagerung auf Metallstümpfen zu sehen. Unter klinischen Bedingungen auf beweglichen Pfeilern

wirken zusätzlich Biegemomente und Scherkräfte. Stamouli et al. (2006) lagerten die untersuchten Seitenzahnbrücken auf menschlichen Unterkieferprämolaren und Molaren auf einem künstlichen Parodont. Physiologische Zahnbeweglichkeit konnte so nachgeahmt werden, was für die Bewertung der Bruchfestigkeiten entscheidend ist (Kelly et al. 1995). Die Verwendung der menschlichen Zähne hatte den Vorteil, der klinischen Realität in Bezug auf Elastizitätsmodul und Festigkeit näher zu kommen als mit Metallstümpfen. Auch die Art der Alterung muss berücksichtigt werden. Während die meisten Studien die untersuchten Brücken thermisch und mechanisch gealtert haben, stand bei den eigenen Untersuchungen kein Kausimulator zur Verfügung.

Weiterhin bestehen Unterschiede in der Gerüststärke und Verblendkeramik. Während die Brückengerüste der eigenen Arbeit eine Gerüstwandstärke von 0,7 mm bei In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®] besitzen, ist die Gerüststärke bei Sailer et al. (2007) nur mit 0,5 mm angegeben. Sie wählten auch nur eine Verbinderstärke von 7 mm² während die Verbinderstärke bei Stamouli et al. (2006) 9 mm² beträgt. Die Verbindergrößen der eigenen Arbeit waren bei Brücken aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®] mesial 9,17 mm² und distal 9,02 mm² (3 mm Höhe, 3 mm Breite). Die Seitenzahnbrücken aus Empress 2[®] wurden in der eigenen Arbeit laut Herstellerangaben mit einem Verbinderquerschnitt von 16 mm² (4 mm Höhe, 4 mm Breite) hergestellt. Da die Verbindergröße die Stabilität der Brücken in der dritten Potenz beeinflusst, sind die relativ hohen Bruchfestigkeitswerte der Empress 2[®] – Brücken der eigenen Untersuchungen gegenüber geringeren Werten anderer Studien zu erklären, da Fremdstudien bei dreigliedrigen Brücken maximal einen Verbinderquerschnitt von 9 mm² gewählt haben, die Arbeitsgruppe um Sailer et al. (2007) nur die erwähnten 7 mm² bei Zirkonoxidbrücken. Insgesamt wäre zwar zur Erleichterung der Brückenhygiene eine Reduktion der Verbinderdimension wünschenswert, aber infolge von in vitro – Untersuchungen zur Bruchfestigkeit wird derzeit angeraten, die Verbinderstärke von 9 mm² für dreigliedrige Brücken und 12 mm² für viergliedrige Brücken nicht zu unterschreiten, um Frakturen zu vermeiden (Luthy et al. 2005).

Unter Berücksichtigung der verschiedenen Studiendesigns kann festgestellt werden, dass die durchweg herausragende Festigkeit der In-Ceram YZ[®] – Brücken richtungsweisend für die Zahnmedizin sein wird. Es muss weiter untersucht werden, inwieweit die Gerüstwandstärken und Verbinderstärken von Seitenzahnbrücken aus

In-Ceram YZ[®] verringert werden können, um durch den Platzgewinn die Ästhetik durch Verblendmaßnahmen zu verbessern bzw. um substanzschonender präparieren zu können.

5.2.6. Einfluss der Pfeilerzahnpräparation auf die Bruchfestigkeit von Seitenzahnbrücken

Für die Festigkeit einer keramischen Restauration ist nicht nur die materialspezifische Bruchfestigkeit verantwortlich, sondern auch eine adäquate Präparationsgeometrie und Materialstärke (Aggstaller et al. 2006). Bei der Präparation der Pfeilerzähne in der vorliegenden Arbeit wurde eine 1 mm breite Hohlkehle angelegt. Die Arbeitsgruppen Sailer et al. (2007), Edelhoff et al. (2007) und Stamouli et al. (2006) wählten als Präparationsform ebenfalls eine 1,2 mm breite, zirkuläre Hohlkehle. Rosentritt et al. (2006) und Mörmann et al. (2007) legten bei der Pfeilerzahnpräparation eine 1 mm breite Stufe an. Agstaller et al. (2006) fanden signifikant höhere Bruchfestigkeiten bei Kronenkappen aus Zirkonoxid, bei denen eine Stufenpräparation erfolgt war. Erklärbar ist dies durch die Aufnahme der okklusalen Kräfte durch die zirkuläre Stufe, sodass es zu weniger Kerbwirkungen auf die lateralen Kronenflanken kommt als bei anderen Präparationsformen. Erstaunlicherweise fand die Arbeitsgruppe Rosentritt et al. (2006) gegenüber den anderen Fremdstudien und den eigenen Ergebnissen relativ geringe Bruchfestigkeiten für dreigliedrige Seitenzahnbrücken heraus, obwohl sie eine zirkuläre Stufe als Präparationsform anlegten. Meier et al. (1995) konnten hingegen bei ihren Untersuchungen keinen Einfluss der Präparationsgeometrie auf die Bruchfestigkeit von IPS Empress[®]- und In-Ceram[®]- Molarenkronen nachweisen. Insgesamt weisen Luthardt et al. (2001) darauf hin, dass in-vitro- Untersuchungen meist auf idealisierten Präparationsformen basieren, die nicht uneingeschränkt auf die Klinik übertragbar sind. Die von Agstaller et al. (2006) ermittelten Bruchfestigkeiten von Kronenkappen aus Zirkonoxid erfüllen bei den Präparationsformen Hohlkehle und Tangentialpräparation immer noch die klinisch geforderten Werte von über 1000 N. Aufgrund der ausreichenden Festigkeitswerte bei Präparationsformen, welche einen geringeren Substanzabtrag erfordern, wie z.B. die schwache Hohlkehlpräparation, sind diese Geometrien aus prophylaktischen

Gründen zum Erhalt von Zahnhartsubstanz und zur Vermeidung von Präparationstraumata zu diskutieren (Walther et al. 1984).

Hinsichtlich der Materialstärke widerlegen Frenske et al. (1999) bei Untersuchungen an Kronen aus IPS Empress® den Schluss, dass mehr Materialstärke auch gleichzeitig eine höhere Bruchfestigkeit bedeutet. Dieselbe Arbeitsgruppe um Frenske et al. (2000) untersuchte die Bruchfestigkeit von In-Ceram®-Kronen in Abhängigkeit der Stufenbreite. Obwohl Restaurationen großer zervikaler Dimension hier tendenziell hohe Bruchfestigkeiten zeigten, weisen die Untersuchungsergebnisse auf einen nicht zu vernachlässigenden Einfluss der Festigkeit des zu präparierenden Zahnstumpfes neben der Materialstärke hin. Demzufolge wäre eine schonende Präparationsform besonders bei stabiler, gut erhaltener Zahnhartsubstanz sinnvoll (Frenske et al. 2000).

5.3. Cerec 3D® im Vergleich zu anderen CAD/CAM – Systemen

Mit der Einführung der Hochleistungskeramiken ist eine Vielzahl von CAD/CAM – Technologien, die zur Bearbeitung der Keramiken erforderlich sind, entwickelt worden. Der Dentalmarkt wird von einer nahezu unüberschaubaren Fülle aktueller CAD/CAM – Systeme beherrscht. Bei der Wahl für ein bestimmtes CAD/CAM – System sind verschiedene Aspekte ausschlaggebend. Neben finanziellen Aspekten interessieren vor allem klinische Daten zur Passgenauigkeit, Bruchfestigkeit und Zeitdauer, in der die Restauration gefertigt werden kann. Das Cerec 3D® – System zeichnet sich im Vergleich zu anderen Systemen durch eine relativ kurze Fräszeit von circa 54 Minuten aus. Beim Digident® – System (Girrbach Dental, Pforzheim, Deutschland) beträgt die Fräszeit für eine dreigliedrige Brücke aus In-Ceram Zirconia® schon 90 Minuten. Bei In-Ceram Zirconia® schließt sich die Glasinfiltration und bei In-Ceram YZ® schließt sich der Sinterprozess im Hochtemperaturofen an. Im Gegensatz zur Grün- oder Weißbearbeitung ist der materielle und zeitliche Aufwand der Hartbearbeitung von gehipter Zirkonoxidkeramik bei anderen CAD/CAM – Systemen deutlich höher. Die Systeme Everest® (KaVo, Leutkirch, Deutschland) und Precident® (DCS, Allschwil, Schweiz) können teilgesinterte oder endgesinterte, gehipte Zirkonoxidkeramik verarbeiten. Durch die hohe Festigkeit der vollständig gesinterten Keramik verlängern sich die Bearbeitungszeiten extrem und der

Verschleiß der kostenintensiven Schleifwerkzeuge ist ebenfalls als Nachteil zu erachten. Der Vorteil der sehr guten Passgenauigkeit bei der Verwendung gehipter Zirkonoxidkeramik wiegt die höheren Kosten im Vergleich zur Grün- oder Weißbearbeitung nicht auf, denn obwohl die Gerüste der teilgesinterten Zirkonoxidkeramik circa 24 % vergrößert gefräst werden, um die Sinterungsschwindung zu kompensieren, sind die Passgenauigkeiten der Untersuchungen der vorliegenden Arbeit sehr vielversprechend. Beim Kopierfräsverfahren Cercon[®] (DeguDent, Hanau, Deutschland) muss das Brückengerüst erst in Wachs oder Kunststoff gefertigt werden. Die Modellation wird anschließend eingescannt. Der eigentliche Fräsvorgang ist mit circa 60 Minuten vergleichbar mit dem Cerec[®] – System.

Bei Untersuchungen zur Randspaltengröße verschiedener CAD/CAM – gefertigter Restaurationen findet Schmidt (2004) geringere Randspalten bei Restaurationen, die mit Cerec 3D[®] gefertigt wurden als bei Restaurationen des Cercon[®] – Systems oder des Precident[®] – Systems. Moldovan et al. (2006) finden bei Kronen aus In-Ceram YZ[®], die mit dem Cercon[®] – System gefertigt wurden, okklusal an der Kroneninnenseite deutlich größere Randspalten als bei Kronen, die mit Cerec inLab[®] gefertigt wurden. Dafür waren die Passungsdiskrepanzen im steilen Seitenwandbereich niedriger als bei Kronen des Cerec[®] – Systems, was zu einem aus der Gusstechnologie bekanntem, friktionsähnlichen Halt führt. Diese Arbeitsgruppe stellte bei Kronen, die mit Cerec[®] gefertigt wurden, einen tendenziell gleichmäßigen Innenspalt, über die ganze Stumpffläche verteilt, fest. Diese Unterschiede zwischen den beiden CAD/CAM – Systemen lassen sich zwar feststellen, können aber in ihrer Entstehungsart nicht näher erklärt werden. Luthardt (1997) erreichte für konventionell zementierte Einzelzahngerüste aus Zirkonoxid, die mit dem Precident[®] – System gefertigt wurden, Randspalten von 55 µm bis 88 µm. Eine weitere Randspaltanalyse von mit selbigem System hergestellten Kappen aus teilstabilisiertem Zirkoniumoxid ergibt bei Kronen mit Stufenpräparation einen marginalen Randspalt zwischen 16 µm – 35 µm. Das Ergebnis ist als sehr gut zu bezeichnen (Kappert 2001). Bei Kronengerüsten aus Zirkonoxidgerüsten, die mit dem Cercon[®] – System gefertigt wurden, findet Beuer et al. (2003) einen gleichmäßigen Zementspalt von ca. 50 µm. Die genannten Studien untersuchten die Passgenauigkeit von Einzelzahnrestaurationen. Bei den Ergebnissen der eigenen Untersuchungen handelt es sich um dreigliedrige Brückengerüste. Die Fehlerrate

könnte aufgrund der größeren Restaurationen als höher vermutet werden. Bei den Brückengerüsten der unterschiedlichen Spannweiten aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®], mit Cerec 3D[®] gefertigt, liegen die gemessenen Randspalten im Bereich von 40 µm – 70 µm. Damit erfüllen die Restaurationen nicht nur die klinischen Anforderungen, sondern die Untersuchungsergebnisse sprechen für die hohe Genauigkeit des Cerec 3D[®] – Systems. Überzeugend ist die exzellente Passgenauigkeit der In-Ceram YZ[®] – Brückengerüste, obwohl die Brückengerüste vergrößert gefräst werden, um die Sinterungsschwindung zu kompensieren.

Einige CAD/CAM – Systeme richten ihr Gesamtkonzept nach dem Fräszentrum aus. Dieser Aspekt erscheint für die Zukunft interessant, da durch die zeitlich maximale Auslastung in den Fräszentren kostengünstig gearbeitet werden kann. Das System Lava[®] (3M Espe, Seefeld, Deutschland) arbeitet mit einer automatischen Fräseinheit, die ohne weiteren personellen Arbeitsaufwand eine Restauration nach der anderen durch Entnahme eines neuen Blanks und Ablage der Restauration des vorherigen Projekts in den entsprechenden Magazinen fräst (Pospiech und Bellmann 2007).

Wie unter 1.3. erwähnt, gewinnen neben den von den dentalen CAD/CAM – Verfahren angewandten substraktiven Verfahren die additiven Verfahren zur Herstellung von Zahnersatz zunehmend an Bedeutung, da die substraktiven Verfahren häufig unwirtschaftlich sind (Luthardt 2007). Die Bearbeitung der dicht- oder teilgesinterten Keramik birgt weiterhin die Gefahr einer unkontrollierten Werkstoffschädigung und damit verbunden eine Reduktion der Festigkeit bis 50 % (Luthardt et al. 2006). Die innovativen, additiven Formgebungsverfahren übertreffen die Passgenauigkeit der Restaurationen aller substraktiven Verfahren auf den präparierten Zähnen, da die Limitation bei der Fertigung feiner Konturen auf der Kroneninnenseite aufgrund der Werkzeuggeometrie entfällt (Luthardt 2007). Hinsichtlich der genannten Vorteile sind die additiven Formgebungsverfahren von höchstem Interesse für die Zukunft. Es muss das Ziel sein, Untersuchungen anzustellen, die die mit unterschiedlichen additiven Verfahren hergestellten Restaurationen unter gleichartigen Bedingungen bezüglich der Homogenität und Bruchfestigkeit sowie der Auswirkung der Sinterschrumpfung auf die Passgenauigkeit vergleichen.

6. Schlussfolgerungen

Trotz der einsetzenden Erfolge der Präventionsstrategie wird aufgrund der demographischen Bedingungen bis zum Jahr 2020 Zahnverlust die wichtigste Ursache für prothetische Maßnahmen bleiben. Die prothetischen Trends gehen zu generell mehr festsitzendem Ersatz, mehr implantatgetragendem Zahnersatz bei Älteren und mehr ästhetisch und adhäsive Zahnmedizin bei jüngeren Patienten (Kerschbaum et al. 2001). Werden die demographischen Entwicklungen, der steigende Wunsch nach ästhetischen und biokompatiblen Versorgung der Patienten und der Wunsch der Zahntechnik „weg vom Metall“ berücksichtigt, wird die Bedeutung der Dentalkeramiken in der Zahnmedizin deutlich. Vor allem die Entwicklung der Hochleistungskeramiken gewinnt immer mehr an Gewicht, da aufgrund der hohen Festigkeitswerte auch die Versorgung mit mehrgliedrigen Brücken möglich sein wird. Aufgrund der eigenen Untersuchungen zur Passgenauigkeit der drei verschiedenen Dentalkeramiken Empress 2[®], In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®] kann festgestellt werden, dass alle drei Keramiken die klinischen Anforderungen bezüglich der Passgenauigkeit erfüllen. Erstaunlich ist das Ergebnis, dass die im herkömmlich zahntechnischen Verfahren hergestellten Empress 2[®] – Brückengerüste größere Randspalten aufweisen als CAD/CAM – gefertigte Brückengerüste aus In-Ceram Zirconia[®] und In-Ceram YZ[®]. Dieses Ergebnis spricht für die Genauigkeit des Cerec 3D[®] – Systems und für die genaue Berechnungsmöglichkeit der Sinterschwindung der In-Ceram YZ[®] – Grünlinge. Da Empress 2[®] – Brücken in vivo adhäsiv eingesetzt werden, sind die größeren Randspalten zu tolerieren, da so nicht die Gefahr des Auswaschens der Zementfuge mit den daraus resultierenden klinischen Problemen besteht. In der vorliegenden Arbeit wurden alle Brückengerüste mit Zinkoxidphosphatzement auf die EMF – Modelle zementiert. Es war nicht Gegenstand dieser Arbeit, die Auswirkungen der Befestigungsart der Brückengerüste auf die Bruchfestigkeit zu untersuchen. Viele Autoren haben sich mit der Diskussion adhäsive Befestigung versus konventionelle Zementierung beschäftigt. Als Fazit aktueller Untersuchungen kann erwähnt werden, dass keine klinische Evidenz vorliegt, ob die Zementierungsmethode die klinische Erfolgsrate von oxidkeramischen Kronen und Brücken beeinflusst. Für wenig invasive Anwendungen wie Adhäsivbrücken und Teilkronen ist die adhäsive Befestigung jedoch Voraussetzung (Kern 2007), ebenso bei der Befestigung von Glaskeramiken.

Wichtig wäre es in diesem Zusammenhang, die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit hinsichtlich der Befestigungsart in vivo weiter zu verifizieren. Bei den vergleichenden Untersuchungen der drei Dentalkeramiken bezüglich der Bruchfestigkeit fallen die hohen Bruchfestigkeitswerte der yttriumverstärkten Zirkonoxidkeramik In-Ceram YZ[®] auf. Aus den Ergebnissen der vorliegenden Arbeit lassen sich klinische Schlussfolgerungen bezüglich der Indikationsbereiche für vollkeramische Brücken im Seitenzahnggebiet ziehen. Die geringeren Bruchfestigkeiten der Brückengerüste aus Empress 2[®] – Keramik schränken die Indikation auf den Ersatz eines Prämolaren ein. Für dreigliedrige Brücken, die auch Belastungen im Molarenbereich standhalten, bieten sich Brücken aus glasinfiltrierter Keramik In-Ceram Zirconia[®] an. Da der Einfluss der Brückenspannweite auf die Bruchfestigkeiten deutlich sichtbar war, sind für die Versorgung mehrgliedriger Brücken nur Brückengerüste aus yttriumverstärkter Zirkonoxidkeramik möglich. Es muss Gegenstand weiterer Untersuchungen sein, inwieweit Brücken mit noch größeren Spannweiten den klinischen Belastungen standhalten. Das Cerec 3D[®] – System befindet sich viele Jahre auf dem Dentalmarkt und ist hinreichend untersucht worden. Sehr gute Passgenauigkeiten, klinische Bewährung der Brückengerüste und anwenderfreundliche Software rechtfertigen den weiten Einsatz dieses Systems. Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von Brückengerüsten anderer CAD/CAM – Systeme wie Precident[®] (DCS, Aschwill, Schweiz), Cercon[®] (DeguDent, Hanau, Deutschland) und Lava[®] (3M Espe, Seefeld, Deutschland) lassen ebenfalls den Einsatz dreigliedriger Brücken zum Ersatz eines Molaren zu. Bislang unzureichende Daten liegen zum Beispiel über den klinischen Langzeiterfolg von Brückengerüsten des Digident[®] – Systems (Girrbach Dental, Pforzheim, Deutschland) vor (Edelhoff et al. 2007). Auch hierzu sollten sich weitere Studien anschließen.

Die eigenen Ergebnisse zur Bruchfestigkeit haben gezeigt, dass der Einfluss der thermischen Alterung auf die Bruchfestigkeit keinen signifikanten Einfluss hat. Andere Studien hatten andere Ergebnisse. Dabei muss beachtet werden, dass die Brückengerüste der vorliegenden Arbeit lediglich thermisch gealtert wurden. Da neben individuellen, anatomischen und funktionellen Gegebenheiten komplexe biologische Beanspruchungen, die korrosive Einwirkung des Mundspeichels und der Umfang der klinischen Nachsorge und das Patientenverhalten ausschlaggebend für den klinischen Langzeiterfolg vollkeramischer Restaurationen sind, sollten die Ergebnisse der vorliegende Arbeit in einer in vivo – Studie verifiziert werden.

7. Literaturverzeichnis

Agstaller H, Beuer F, Funk M, Erdelt KJ, Gernet W. 2006. Einfluss der Präparationsgeometrie auf die Bruchfestigkeit von Kronenkappen aus Zirkoniumdioxid. Dtsch Zahnärztl Z 61(7): 347–352

Augereau D, Pierrisnard L, Barquins M. 1998. Relevance of the finite element method to optimize fixed partial denture design. Part I: Influence of the size of the connector on the magnitude of strain. Clin Oral Investig 2: 36–39

Bates JF, Stafford GD, Harrison A. 1975. Masticatory function – A review of the literature II. Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. J Oral Rehabil 3: 349–361

Beuer F, Fick K, Erdelt JK, Gernet W. 2003. Marginale und innere Passung von CAM–gefrästen Zirkoniumdioxid–Einzelkronengerüsten bei unterschiedlichen Präparationswinkeln. Dtsch Zahnärztl Z 58: 517–521.

Blatz MB, Sadan A, Kern M. 2003. Resin–ceramic bonding: A review of the literature. J Prosthet Dent 89: 268–274

Chevalier J. 2006. What future for zirconia as a biomaterial? Biomaterials 27: 535–543

Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR. 2002. Fracture strength of all–ceramic lithium disilicate and porcelain–fused–to–metal bridges for molar replacement after dynamic loading. Eur J Prosthodont Rest Dent 10: 15–22

Demmel HJ. 1971. Der Einfluss verschiedener Zementsorten auf den Randschluss passgenauer Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 26: 700

Dreyer–Jørgensen K. 1958. Prüfungsergebnisse zahnärztlicher Gussverfahren. Dtsch Zahnärztl Z 13: 461

Edelhoff D, Spiekermann H, Rübber A, Yildirim M. 1999. Kronen- und Brückengerüste aus hochfester Presskeramik. Quintessenz 50(2): 177–189

Edelhoff D, Weber V, Johnen C, Beuer F. 2007. Klinische Erfahrungen mit CAD/CAM-gefertigten Zirkonoxid-Brückengerüsten des Digident-Systems. Quintessenz 58(4): 371–383

Eichner K. 1963. Messungen der Kräfte bei Kauvorgängen. Dtsch Zahnärztl Z 18: 915–924

Eichner K, Kappert HF. 1996. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Sechste Auflage. Heidelberg: Hüthig, 334–335

Fischer H, Marx R. 2000. Festigkeit von Dentalkeramik. ZWR 109(5): 240–244

Frenske C, Jarren MP, Sadat-Khonsari MR, Jüde HD. 1999. In-vitro-Untersuchung zur Bruchfestigkeit von IPS Empress-Kronen in Abhängigkeit der Stufenbreite. Dtsch Zahnärztl Z 54: 732–734

Frenske C, Sadat-Khonsari MR, Münz N, Schildbach O, Jüde HD. 2000. In-vitro-Untersuchung zur Bruchfestigkeit von In-Ceram-Kronen in Abhängigkeit der Stufenbreite. ZWR 109(5): 223–226

Hahn R, Löst C. 1992. Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 47: 659–664

Hahn R, Wolf M. 1994. Teil 2: Hochleistungskeramik und sonoerosive Fertigungstechnik. Dent Labor 17: 169–177

Haller B, Bischoff H. 1993. Metallfreie Restaurationen aus Presskeramik. Ein Leitfaden für Praxis und Labor. Quintessenz –Verlag Berlin: 38

Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. 2000. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. J Prosthet Dent 83: 396–401

Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD. 1989. Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 62: 405

Höland W. 2000. Pressbare Glaskeramiken: IPS Empress® und IPS Empress 2®. *Quintessenz Zahntech* 26(7): 723–731

Jahn F, Bode D, Göbel R, Gnauck M, Küpper H. 2006. In-vitro–Untersuchungen zu CAD/CAM–gefertigten vollkeramischen Adhäsivbrücken. *Dtsch Zahnärztl Z* 61: 417–421

Jahn F, Volkmar A, Leistritz L, Semmler K. 1999. Untersuchungen zum Randspalt von Titaninlays. *tzb* 2: 61–65

Kamposiora P, Papavasiliou G, Bayne SC, Felton DA. 1996. Stress concentration in all–ceramic posterior fixed partial dentures. *Quintessence Int* 27: 701–706

Kappert HF. 1999. Keramik als zahnärztlicher Werkstoff. In: Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. *Curriculum Prothetik*. Zweite Aufl. Berlin, Chicago, London, Paris, Barcelona, Sao Paulo, Tokio, Moskau, Prag, Warschau: Quintessenz – Verlag, 631–657

Kappert HF. 2001. Bruchfestigkeit und Frakturverhalten von DCS–gefrästen Frontzahnkronen nach Verblendung mit Vitadur D und Triceram. *ZWR* 3: 134–139.

Kappert HF. 2005. Keramik als zahnärztlicher Werkstoff. In: Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. *Curriculum Prothetik*. Dritte Auflage. Berlin, Chicago, London, Paris, Barcelona, Sao Paulo, Tokio, Moskau, Prag, Warschau: Quintessenz – Verlag, 607–639

Kappert HF, Knode H. 1990. In–Ceram auf dem Prüfstand. *Quintessenz Zahntech* 16: 980–1002

Kappert HF, Krah M. 2001. Keramiken – eine Übersicht. Quintessenz Zahntech 27: 668–704

Kappert HF, Knode H, Schultheiss R. 1991. Festigkeitsverhalten der In–Ceram–Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel. Dtsch Zahnärztl Z 46: 129–131

Kelly JR. 1996. Ceramics in dentistry – historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent 75: 18–32

Kelly JR, Tesk JA, Sorensen JA. 1995. Failure of All–ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: Analysis and Modeling. J Dent Res 74: 1253–1258

Kern M. 2007. Befestigung von Oxidkeramiken. In: Tinschert J, Natt G, Hrsg. Oxidkeramiken und CAD/CAM–Technologien. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 59–63

Kern M, Knode H. 1991. Stiftkernaufbauten aus In–Ceram – Direkte und Indirekte Methode. Quintessenz Zahntech 17: 917–925

Kern M, Thompson VP. 1995. Bonding to a glass infiltrated alumina ceramic: Adhesion methods and their durability. J Prosthet Dent 73: 240–249

Kerschbaum T, Biffar R, Walter M, Schroeder E. 2001. Behandlungsbedarf mit Zahnersatz bis zum Jahre 2020. Quintessenz Zahntech 27(7): 810–815

Körper KH, Ludwig K. 1983. Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. Dent Labor 31: 55–60

Kraft E. 1962. Über die Bedeutung der Kaukraft für das Kaugeschehen. Zahnärztliche Prax 13: 129–130

Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. 1990. In–vitro–Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100: 953–960

Krumbholz K. 1992. Stand und Entwicklung von Dentalkeramiken. ZWR 101:193–199

Kunzelmann KH, Kern M, Pospiech P, Mehl A, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhan K. 2006. Vollkeramik auf einen Blick. Zweite Auflage. Ettlingen: Eigenverlag der Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e. V., 25

Lenz M, Patyk AJ, Kobes LWR. 2000. Randschlussverhalten von vollkeramischen Kronen in Abhängigkeit von der geometrischen Form des Stumpfes. ZWR 109(4): 154–159

Li J, Zhang L, Shen Q, Hashida T. 2001. Degradation of yttria stabilized zirconia at 370 K under a low applied stress. Mater Sci Eng A Struct Mater 297: 26–30

Li JF, Watanabe R. 1997. Influence of a small amount of Al_2O_3 -addition on the transformation of Y_2O_3 -partially stabilized ZrO_2 during annealing. J Mater Sci Mater Med 32: 1149–1153

Ludwig P. 1975. Die Kaukraftentwicklung der Kaumuskulatur und ihre sensorische Stellung. Dtsch Zahnärztl Z 30: 797–802

Luthardt RG. 2007. Neue Materialien und Technologien. In: Tinschert J, Natt G, Hrsg. Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 253–256

Luthardt RG, Musil R. 1997. CAD/CAM – gefertigte Kronengerüste aus Zirkonoxid – Keramik. ZWR 52: 380–384

Luthardt RG, Rudolph H, Sandkuhl O, Walter M. 2001. Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischen Zahnersatz. ZWR 110(11): 747–754

Luthardt RG, Rudolph H, Johannes M, Sandkuhl O, Arnold J, Hieke T, Quaas S. 2006. Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten aus Y-TZP-Zirkonoxid durch direkte Formgebung. Dtsch Zahnärztl Z 61: 84–87

Luthardt RG, Quaas S, Rudolph H. 2007. Maschinelle Herstellung von Zahnersatz. In: Tinschert J, Natt G, Hrsg. Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 67–94

Luthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler H, Hämmerle C. 2005. Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. Dent Mater J 21: 930–937

Marquardt P, Strub JR. 2006. Survival rates of IPS empress all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of 5-year prospective clinical study. Quintessence Int 37: 253–259

Marx R. 1993. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen – Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 48: 229–236

Marx R, Fischer H, Weber M, Jungwirth F. 2001. Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien. Dtsch Zahnärztl Z 56: 90–98

McLaren EA, White SN. 2000. Glasinfiltrierte Keramik auf Zirkonoxid-Aluminiumoxidbasis für Kronenkappen und Brückengerüste: Richtlinien für Klinik und Labor. Quintessenz Zahntech 26(7): 709–722

McLean JW. 1965. The reinforcement of dental materials with ceramic oxides. Br Dent J 119: 251–254

McLean JW. 1978. Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik. Berlin: Quintessenz – Verlag

McLean JW, Frauenhofer JA. 1971. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. Br Dent J 131: 107

Meier M, Fischer H, Richter EJ, Maier HR, Spiekermann H. 1995. Einfluss unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen. Dtsch Zahnärztl Z 50: 295–299

Meiners H. 1985. Prophylaxe und Werkstoffkunde. Zahnärztl Welt 94: 792

Moldovan O, Rodolph H, Luthardt RG. 2006. Interne 3D–Passgenauigkeit CAD/CAM–gefertigter Zirkondioxidgerüste für den Seitenzahnbereich. Dtsch Zahnärztl Z 61(8): 410–416

Mörmann WH, Bindl A. 2000. Cerec 3 – ein Quantensprung bei Computer – Restaurationen. Quintessenz 50(2): 157–171

Mörmann WH, Ender A, Durm E, Michel J, Wolf D, Bindl A. 2007. Zirkonoxidgerüste bei Kronen und Brücken: aktueller Stand. Dtsch Zahnärztl Z 62(3): 141–148

Munz D, Fett, T. 1989. Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe. Berlin, Heidelberg: Springer – Verlag

Müller WD, Paul T, Meyer L, Schöpf C, König J, Abert C. 2006. Eine werkstoffkundliche Betrachtung zu Grünkernkeramik. Quintessenz Zahntech 32(2): 148–155

Osório AB, Camacho GB, Demarco FF, Powers JM. 2007. Microleakagein full–crown all–ceramic restorations: Influence of internal surface treatment, silane application, alumina system, and substrate. Int J Prosthodont 20(2): 123–124

Pameijer JHN, Westermann W. 1982. Von der erreichbaren Genauigkeit festsitzender Restaurationen. Zahnärztl Welt 91: 46

Piconi C, Maccauro G. 1999. Zirconia as a ceramic biomaterial. Biomaterials 20: 1–25

Piowarczyk A, Lauer HC. 2006. Determining the marginal fit of CAD/CAM bridge frameworks. Pan European Federation Conference #0254

Pospiech P, Bellmann HJ. 2007. Lava-System. In: Tinschert J, Natt G, Hrsg. Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 181–196

Rehberg HJ. 1971. Der Kronenrand – exakter Randschluss, was ist das. Dtsch Zahnärztl Z 26: 696

Rheinberger V. 1999. Materialtechnologie und Eigenschaften einer neuen Lithiumdisilikat – Glaskeramik. ZWR 108: 214–217

Richter EJ. 1992. Die Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat: Ergebnisse experimenteller und klinischer Untersuchungen. [Zahnmedizinische Habilitationsschrift], Aachen: Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule

Rose A. 2005. Modellierwaxse – Universell und individuell – Teil 2. Int Zahntech Mag 9(7/8): 474–482

Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G. 2006. Vergleich der Randqualität und Bruchfestigkeit dreigliedriger Brücken aus Vollkeramik. Dtsch Zahnärztl Z 61(7): 353–357

Sailer I, Fehér A, Filser F, Lüthy H, Gauckler LJ, Schärer P, Hämmerle C. 2007. Prospektive klinische Studie über die Bewährung von Seitenzahnbrücken aus Zirkonoxidkeramik nach 3 Jahren Beobachtungszeit. Quintessenz 58(3): 251–261

Schmidt H. 2004. Untersuchungen zur computergestützten Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten. tzb 01: 21–29

Schüller KH, Hennicke HW. 1985. Zur Systematik keramischer Werkstoffe. Ceram Forum Int 6(7): 259

Schwickerath H. 1986. Dauerfestigkeit von Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 41: 264–266

Schwickerath H. 1994. Neue Keramiksysteme unter Dauerbeanspruchung. Quintessenz Zahntech 20: 1495 – 1499

Seghi RR, Sorensen JA. 1995. Relative flexural strength of six new ceramic materials. J Prosthet Dent 8: 239–246

Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. 1997. Fundamentals of fixed prosthodontics. Quintessenz

Sorensen JA, Kank SK, Torres TJ, Knode H. 1998. In–Ceram fixed partial dentures: Three–year clinical trials. J Calif Dent Assoc 26: 207–214

Spiekermann H. 1986. Zur marginalen Passform von Kronen und Brücken. Dtsch Zahnärztl Z 41: 1015

Stamouli K, Smeekens S, Att W, Strub JR. 2006. Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Zirkoniumdioxid–Seitenzahnbrücken. Dtsch Zahnärztl Z 61: 621–626

Stieglbauer C. 2005. Lichtmikroskopische Passungsanalyse von vollkeramischen Brücken verschiedener Systeme. [Zahnmedizinische Dissertationsschrift], München: Ludwig–Maximilians–Universität

Strub JR Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. 2005. Artikulatoren – Ästhetik – Werkstoffkunde – Festsitzende Prothetik. Curriculum Prothetik I. Dritte Auflage. Berlin. Quintessenz – Verlag: 61

Strub JR Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M. 2005. Artikulatoren – Ästhetik – Werkstoffkunde – Festsitzende Prothetik. Curriculum Prothetik II. Dritte Auflage. Berlin. Quintessenz – Verlag: 646–647

Suarez MJ, Lozano JF, Paz Salido M, Martinez F. 2004. Three year clinical evaluation of In–Ceram Zirconia posterior FPDs. Int J Prosthodont 17: 35–38

Sundh A, Molin M, Sjogren G. 2005. Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. Dent Mater J 21: 476–482

Tietz HD. 1994. Technische Keramik: Aufbau, Eigenschaften, Herstellung, Bearbeitung, Prüfung. Düsseldorf. VDI – Verlag

Tinschert J, Natt G, Jorewitz A, Fischer H, Spiekermann H, Marx R. 2000. Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 55: 610–616

Tinschert J, Götzen N, Natt G. 2007. Oxidkeramiken. In: Tinschert J, Natt G, Hrsg. Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 5–46

Tinschert J, Götzen N, Natt G. 2007. Werkstoffkundliche Grundlagen. In: Tinschert J, Natt G, Hrsg. Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, 5–53

Valandro LF, Özcan M, Amaral R, Leite FPP, Bottino MA. 2007. Microtensile bond strength of a resin cement to silica-coated and silanized In-Ceram Zirconia before and after aging. Int J Prosthodont 20(1): 70–72

Verarbeitungsanleitung IPS Empress 2®. 1999. Ivoclar AG, Schaan, Liechtenstein

Volkmar A. 2002. Computergesteuerte Randspaltvermessung biokompatibler Inlaysysteme, In-Vitro und In-Vivo – Ergebnisse. [Zahnmedizinische Dissertationsschrift], Jena: Friedrich-Schiller-Universität

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

Walther W, Klaiber B, Heners M. 1984. Vergleichende histologische Untersuchung nach Präparation mit unterschiedlichen Techniken. Dtsch Zahnärztl Z 39: 787–790

Weikart P. 1957. Grenzen und Prüfung der Gussgenauigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 12: 897

Yeo IS, Yang JH, Lee JB. 2003. In vitro marginal fit of three all-ceramic crown systems. J Prosthet Dent 90: 459–464

Yoshimura M, Noma T, Kawabata k, Somiya S. 1987. Role of H₂O on the degradation process of Y–TZP. J Mater Sci Lett 6: 465–467

Zellmer A. 2002. Werkstoffkundliche Untersuchungen zur Belastbarkeit implantatgetragener Brücken aus IPS Empress 2. [Zahnmedizinische Dissertationsschrift], München: Ludwig–Maximilians–Universität

Zimmer D, Gerds T, Strub JR. 2004. Überlebensraten von IPS–Empress 2 – Vollkeramikronen und –brücken: Drei–Jahres–Ergebnisse. Schweiz Monatsschr Zahnmed 114: 115–119

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Thomas Schmeißer
Geburtsdatum: 22.10.1975
Geburtsort: Vilsbiburg
Familienstand: verheiratet
Kinder: Sohn Elias
Eltern: Werner Schmeißer, Hildegard Beer, geb. Asang

Schulischer Werdegang

1982 – 1986 Grundschule Landau a. d. Isar
1986 – 1996 Gymnasium Landau a. d. Isar
1996 allgemeine Hochschulreife

Dienst

1996 – 1997 Zivildienst beim BRK-Kreisverband Dingolfing-Landau

Berufstätigkeit

1997 – 1998 hauptamtliches Angestelltenverhältnis im Rettungsdienst beim BRK-Kreisverband Dingolfing-Landau und Ausbildung zum Rettungssanitäter

Studium

1998 – 2001 Studium der Humanmedizin an der FSU Jena
2001 – 2005 Studium der Zahnmedizin an der FSU Jena
12/2005 Staatsexamen Zahnmedizin

Beruflicher Werdegang

01/2006 Approbation als Zahnarzt
02/2006 – 03/2006 Assistenz Zahnarzt in der Gemeinschaftspraxis Kiehl, Bad Kösen
04/2006 – 07/2006 Assistenz Zahnarzt in der Poliklinik für Konservierende Zahnheilkunde der FSU Jena, Prof. Dr. Glockmann

seit 08/2006 Assistenz Zahnarzt in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
und Werkstoffkunde der FSU Jena, Prof. Dr. Küpper

Wissenschaftliche Laufbahn

01/2004 Annahme als Doktorand an der Poliklinik für zahnärztliche
Prothetik und Werkstoffkunde unter Leitung von
Herrn Univ.-Prof. Dr. H. Küpper
Betreuer: Frau PD Dr. F. Jahn, FSU Jena

2004-2009 Versuchsdurchführung, Datenerfassung und verfassen der
Dissertationsschrift

11/2004 Posterveröffentlichung zum 7. Thüringer Zahnärztetag

12/2004 Vortrag im Rahmen der Vergabeveranstaltung des Adolf-Witzel-
Stipendiums ausgeschrieben von der Thüringer Gesellschaft für
Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde am Klinikum der FSU Jena
e.V. (ehemaliger Verein zur Förderung von Lehre und Forschung
in der Zahnmedizin am Klinikum der FSU Jena e.V.)

Jena, 08.01.2009

Thomas Schmeißer

Danksagung

Hiermit möchte ich mich bei allen bedanken, die mich bei der Durchführung meiner Doktorarbeit unterstützt haben.

Mein besonderer Dank gilt Frau PD Dr. Florentine Jahn für die Überlassung des Themas und die allzeit freundliche Unterstützung bei allen meinen Fragen. Sie war immer am Fortgang der Arbeit interessiert und motivierte mich stetig. Außerdem möchte ich mich für die Überlassung der Materialien recht herzlich bedanken.

Bedanken möchte ich mich weiterhin bei den Mitarbeitern der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der FSU Jena, besonders bei Herrn Univ.- Prof. Dr. H. Küpper, für die Motivation und das Verständnis, welche mir im Zeitraum meiner Promotionsarbeit entgegengebracht wurden.

Des Weiteren danke ich Herrn Gerhard Raser, Herrn Dr. Roland Göbel und Herrn Mario Facht für Anleitung, freundliche Beratung und Hilfe in allen methodischen und werkstoffkundlichen Fragen.

Bei den Zahntechnikerinnen des Labors der FSU Jena möchte ich mich für die stete Hilfsbereitschaft und Unterstützung herzlich bedanken.

Auch Herrn Dr. Vollandt, Mitarbeiter des Instituts für Medizinische Statistik, Informatik und Dokumentation der FSU Jena, möchte ich meinen Dank für Anleitung und Hilfe aussprechen.

Meiner lieben Frau, Dr. Michaela Schmeißer, möchte ich für die immerwährende große Unterstützung, konstruktive Kritik und Hilfe danken. Sie motivierte mich, auch in persönlich schwierigen Stunden, am Fortgang meiner Arbeit festzuhalten und sie voranzutreiben.

Meinen Eltern, Hildegard Beer und Werner Schmeißer danke ich für die moralische und finanzielle Unterstützung während meiner gesamten Ausbildungszeit, die mir immer eine große Hilfe war.

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass

- mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich – Schiller – Universität bekannt ist,
- ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,
- mich folgende Personen bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: Frau PD Dr. F. Jahn, Herr Dr. Vollandt
- die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde und dass Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen,
- dass ich die Dissertation noch nicht als Prüfungsarbeit für eine staatliche oder andere wissenschaftliche Prüfung eingereicht habe und
- dass ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder eine andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Jena, 08.01.2009

Thomas Schmeißer, Verfasser