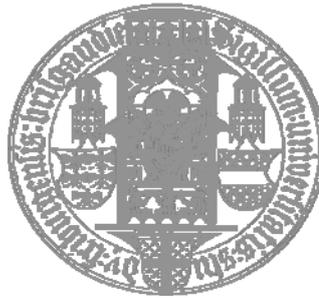


|

Aus der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der
Albert-Ludwigs-Universität Freiburg
Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
(Ärztl. Direktor: Prof. Dr. J. R. Strub)



**Verbundfestigkeiten verschiedener
dentaler Zirkoniumdioxid-Gerüstmaterialien
und Verblendkeramiken**

INAUGURAL – DISSERTATION

zur

Erlangung des Zahnmedizinischen Doktorgrades
der Medizinischen Fakultät
der Albert-Ludwigs-Universität
Freiburg

vorgelegt: 2006
von: Andreja Kuliš
geboren in: Ljubljana/Laibach (Slowenien)

Dekan	Prof. Dr. Christoph Peters
1. Gutachter	Prof. Dr. Jörg R. Strub
2. Gutachter	Prof. Dr. Jürgen Hausselt
Jahr der Promotion	2006

1. EINLEITUNG.....	1
2. GRUNDLAGEN.....	3
2.1. Vollkeramische Systeme.....	3
2.1.1 Zirkoniumdioxid.....	5
2.1.1.1 <i>Herkunft</i>	5
Vorkommen.....	5
Natürliche Strukturen.....	5
2.1.1.2. <i>Struktur</i>	5
2.1.1.2.1 Yttrium-teilstabilisiertes Zirkoniumoxid oder Y-TZP.....	7
2.1.1.3 <i>Mechanische Eigenschaften der Zirkoniumdioxidkeramik</i>	9
2.1.1.3.1 Biegefestigkeit.....	9
2.1.1.3.2 Elastizitätsmodul.....	11
2.1.1.3.3 Bruchzähigkeit und Dauerverhalten.....	11
2.1.1.3.4 Weibull-Modul.....	12
2.1.1.3.5 Dauerfestigkeit bzw. Dauerverhalten.....	14
2.1.1.3.6 Wärmeausdehnungskoeffizient.....	15
2.1.1.4 <i>Einsatzgebiete von Zirkoniumdioxid</i>	15
2.2 Dentale Verblendkeramiken.....	16
2.2.1 Struktur und Eigenschaften der Verblendkeramiken.....	16
2.2.2 Verblendkeramiken für Zirkoniumdioxid.....	17
2.3 Verbund zwischen Zirkoniumdioxid und Verblendkeramik.....	18
2.3.1 Verfahren zur Prüfung des Haftverbundes zwischen Gerüstmaterialien und Verblendwerkstoffen.....	21
2.3.1.1 <i>Druckprüfung</i>	21
2.3.1.2 <i>Zugprüfung</i>	22
2.3.1.3 <i>Biegeprüfung</i>	23
2.3.1.4 <i>Scherprüfung</i>	24
2.3.2 Frakturanalyse.....	25
2.3.2.1 <i>Kronenfrakturen</i>	26
2.3.2.2 <i>Brückenfrakturen</i>	27
2.3.3 Einfluss der Verblendung auf die Festigkeit und das Frakturverhalten von Y-TZP-Brücken.....	30
2.3.4 Einfluss der künstlichen Alterung auf die mechanischen Eigenschaften von Y-TZP als Restaurationsmaterial.....	31
2.3.4.1 <i>Einfluss des Thermolastwechsels auf das Y-TZP</i>	31
2.3.4.2 <i>Einfluss des Thermolastwechsels auf das zweischichtige System</i>	32
2.3.4.3 <i>Einfluss der mechanischen zyklischen Belastungen mit und ohne Wassereexposition auf die Festigkeit des Y-TZP</i>	33
2.4 CAD-CAM- Technologie.....	34
2.4.1 Entwicklung dentaler CAD-CAM-Systeme.....	34
2.4.2 Dentale CAD-CAM-Herstellung.....	35
2.4.3 Herstellung der Y-TZP Gerüste mittels CAD-CAM.....	35
2.4.3.1 <i>Industrielle Vorbereitung der Zirkoniumdioxidkeramik für die CAD-CAM Bearbeitung</i>	35
2.4.3.2 <i>Methoden zur Bearbeitung von Zirkoniumdioxidkeramik mittels des CAD-CAM-Verfahrens</i>	36
2.4.3.2.1 Grünbearbeitung.....	36
2.4.3.2.2 Weißbearbeitung - Bearbeitung in teilgesintertem Zustand.....	37
2.4.3.2.3 Hartbearbeitung – Bearbeitung in durchgesintertem Zustand.....	38
2.4.4 Auswirkungen des CAD-CAM-Verfahrens und der Nachbearbeitung auf den Werkstoff Zirkoniumdioxidkeramik.....	39
2.4.4.1 <i>Einfluss der Oberflächenbearbeitung</i>	39
2.4.4.2 <i>Passgenauigkeit der mittels CAD-CAM hergestellten Restaurationen</i>	41
2.5 Das Zirkoniumdioxid-Vollkeramik-System.....	42
2.5.1 Vor- und Nachteile.....	42

2.5.1.1	<i>In-vitro</i> -Untersuchungen von Kronen und Brücken aus Zirkoniumdioxid.....	43
2.5.1.2	<i>Klinische</i> Untersuchungen von Zirkoniumdioxidbrücken.....	45
3.	ZIEL DER UNTERSUCHUNG	47
4.	MATERIAL UND METHODE	48
4.1	Material.....	48
4.2	Methode.....	50
4.2.1	Versuchsaufbau	50
4.2.1.1	<i>Temperaturwechsellast (Thermocycling)</i>	51
4.2.2	Prüfkörpervorbereitung	52
4.2.2.1	<i>Herstellung der Gerüstanteile</i>	52
4.2.2.1.1	DC Zirkon [®] für Precident [®] -System.....	52
4.2.2.1.2	Cercon [®] Base für Cercon [®] Brain.....	52
4.2.2.1.3	Vita In-Ceram [®] YZ-Cubes für Cerec [®] -System.....	52
4.2.2.2	<i>Verblendung</i>	53
4.2.3	Die Verbundfestigkeitsprüfung gemäß der modifizierten Methode nach SCHMITZ und SCHULMEYER (1975).....	56
4.3	Statistik	59
5.	ERGEBNISSE	60
5.1	Darstellung der Verbundfestigkeitsergebnisse	60
5.1.1	Gruppen mit Cercon [®] Ceram S-Verblendkeramik	62
5.1.2	Gruppen mit Vita VM [®] 9-Verblendkeramik	63
5.1.3	Gruppen mit IPS e.max [®] Ceram-Verblendkeramik	64
5.1.4	Statistische Ergebnisse: Vergleich der Verbundfestigkeiten.....	64
5.2	Mikroskopische Oberflächenbeurteilung der Frakturfläche	65
5.2.1	Verblendkeramik Cercon [®] Ceram S	67
5.2.2	Verblendkeramik Vita VM [®] 9.....	67
5.2.3	Verblendkeramik IPS e.max [®] Ceram	68
5.2.4	Statistische Ergebnisse	69
5.2.4.1	Vergleich der Menge der Verblendkeramikreste auf der Verbundfläche ..	69
5.2.4.2	Verlauf des Risses	69
6.	DISKUSSION	70
6.1	Kritische Gegenüberstellung der <i>in-vitro</i> -Methoden und der <i>in-vivo</i> -Bedingungen.....	70
6.1.1	Einfluss herstellungsbedingter Faktoren auf die Verbundfestigkeit der Gerüst- und Verblendkeramik	70
6.2	Beurteilung der Prüfmethode.....	72
6.2.1	Begründung der Auswahl des modifizierten Prüfverfahrens nach SCHMITZ und SCHULMEYER (1975).....	73
6.2.1.1	<i>Vorteile der ausgewählten Methode</i>	73
6.2.1.2	<i>Nachteile der ausgewählten Methode</i>	73
6.2.1.3	<i>Beurteilung der ausgewählten Methode</i>	75
6.3	Die Verbundfestigkeit.....	75
6.3.1	Gruppenvergleich der Verbundfestigkeiten	80
6.3.2	Beurteilung des Einflusses des Thermolastwechsels auf die Verbundfestigkeit.....	80
6.3.3	Beurteilung des Einflusses des Abstrahlens auf die Verbundfestigkeit	82
6.4	Mikroskopische Beurteilung der Frakturflächen	82
7.	SCHLUSSFOLGERUNGEN.....	84
8.	ZUSAMMENFASSUNG.....	85
9.	SUMMARY	86
10.	ANHANG	87
11.	LITERATURVERZEICHNIS	90
12.	DANKSAGUNG	103
13.	CURRICULUM VITAE	104

1. EINLEITUNG

In den letzten 30 Jahren hat sich bei der Herstellung von festsitzendem Zahnersatz, das mit Keramik oder Kunststoff verblendete Metallgerüst, mit großem Erfolg durchgesetzt. Klinische Untersuchungen belegen, dass die Überlebensrate von metallkeramischem Zahnersatz innerhalb eines Zeitraumes von 10 Jahren um ca. 90% liegt (CREUGERS et al. 1994; SCURRIA et al. 1998; TAN et al. 2004). Zum Misserfolg tragen sowohl biologische als auch technische Komplikationen bei. Das 10-jährige Risiko für technische Komplikationen wurde in einer Metaanalyse von TAN et al. (2004) mit einer Wahrscheinlichkeit von 3,2% angegeben. Das Abplatzen der Verblendkeramik, als eine der technischen Komplikationen, tritt jedoch mit 3% relativ selten auf (GOODACRE et al. 2003). Das Verbundversagen zwischen dem metallischen Gerüst und der keramischen Verblendung ereignet sich in den ersten Monaten nach dem Einsetzen der Restauration gehäuft (COORNAERT et al. 1984; STRUB et al. 1988).

Seit etwa 10 Jahren setzen sich vollkeramische Werkstoffe in der Kronen- und Brückenprothetik immer mehr durch. Die im Vergleich zu metallkeramischen Arbeiten zahnähnliche Farbe im Kronenrandbereich, sowie die verbesserten mechanischen Eigenschaften der neu entwickelten Gerüstkeramiken versprechen eine neue Ära im Gebiet der festsitzenden Prothetik. Zusätzliche Aspekte sind bessere Biokompatibilität vollkeramischer Werkstoffe, sowie kostengünstigere edelmetallfreie Herstellung durch CAD-CAM-Technologien.

Vollkeramischer Zahnersatz kam zuerst in Form von Inlays zum Einsatz; später wurde die Indikation auf Onlays, Teilkronen und Schalen erweitert. Durch Modifikationen der keramischen Zusammensetzung wurden Produkte mit verbesserten Festigkeitswerten entwickelt, wie z. Bsp. IPS Empress[®] 2 (Ivoclar Vivadent AG, FL-Schaan), In-Ceram[®] Alumina (Vita, D-Bad-Säckingen) und Procera[®] Alumina (Nobel Biocare, S-Göteborg). Damit haben sich in den vergangenen Jahren eine Reihe verschiedener vollkeramischer Systeme auf dem Dentalmarkt etabliert (FILSER et al. 2002), die für Kronen und kleine Brücken im Frontzahn-, und zunehmend auch im Seitenzahnbereich eingesetzt werden können. Die Überlebensrate von Vollkeramikronen ist, v. a. im Frontzahnbereich,

gleich gut, wie diejenige von Metallkeramik (ODMAN & ANDERSSON 2001; ETEMADI & SMALES 2006; KAISER et al. 2006).

Vollkeramikbrücken zeigen allerdings schlechtere Überlebensraten als metallkeramische Brücken. Für dreigliedrige Front- und Seitenzahnbrücken aus In-Ceram[®] Alumina (davon 62% im Seitenzahnbereich) wurden 10-Jahres-Überlebensraten von 83% ermittelt (OLSSON et al. 2003). Die fünfjährige Überlebensrate von IPS-Empress[®] 2 Front- und Seitenzahnbrücken liegt hingegen nur bei 70% (MARQUARDT & STRUB 2006).

Erst durch die Verwendung von Zirkoniumdioxidkeramik als Gerüstmaterial scheint es möglich, dass vollkeramischer Zahnersatz die Festigkeit von Metallkeramischem erreichen kann.

Bei Brücken mit Zirkoniumdioxidgerüsten führten insbesondere Abplatzungen der Verblendkeramik zu Misserfolgen. Die Misserfolgsraten in Form von Verblendkeramikabplatzungen bei Brücken aus Zirkoniumdioxid waren mit 0% nach einem (STURZENEGGER et al. 2000; RINKE 2004) bzw. zweieinhalb Jahren (VÖLKL 2001), 3,3% nach 15 Monaten (TINSCHERT 2002), bis zu 10% nach 2 Jahren (ZEMBIC 2002) und sogar 33,3% nach nur einem Jahr (MOLIN 2003) sehr unterschiedlich.

Um die maßgeblichen Gründe für die Misserfolge solcher Restaurationen zu verstehen und zu verhindern, sind weitere wissenschaftliche Untersuchungen über den Verbund von Zirkoniumdioxidgerüsten und Verblendkeramiken notwendig.

2. GRUNDLAGEN

2.1. Vollkeramische Systeme

In der festsitzenden Prothetik werden vier Gruppen vollkeramischer Systeme unterschieden (STRUB et al. 2005):

1. Keramische Verbundsysteme
 - Verbundsysteme mit Grundmasse (historisch)
 - Verbundsysteme mit Hartkerngerüst (z.B. In-Ceram[®] System, Vita, D-Bad Säckingen)
2. Keramische Nicht-Verbundsysteme
 - Gegossene Glaskeramik (z.B. Dicor[®], DeTrey-Dentsply, D-Dreieich)
 - Gepresste Glaskeramik (z.B. IPS Empress[®], Ivoclar Vivadent AG, FL-Schaan)
 - Geschichtete, leuzitverstärkte Keramik (z.B. Optec[®], Jeneric/Pentron, D-Kusterdingen)
3. Mit Maschinenschleifen/-fräsung hergestellte Keramikrestorationen
 - CAD-CAM-Systeme (z. B. Cerec[®]-System, Sirona, D-Benzheim; Procera All Zirkon[®], Nobel Biocare, S-Göteborg; DC-Precident[®], DCS Dental AG, CH-Allschwil).
 - Industriell gefertigte Gerüste (Procera AllCeram[®], Nobel Biocare, S-Göteborg)
 - Kopierfräsen (Celay[®]-System; Mikrona, CH-Spreitenbach)
4. Mit elektrophoretischer Abscheidung hergestellte Gerüste
 - (Wolceram, D-Ludwigshafen; CeHa White ECS[®] - System, C. Hafner GmbH, D-Pforzheim in Zusammenarbeit mit Vita Zahnfabrik)

Aus werkstoffkundlicher Sicht werden zwei Gruppen vollkeramischer Systeme unterschieden (DGZMK 2006) (Tab. 1):

- Nichtoxidkeramiken (auch Silikatkeramiken oder Glaskeramiken genannt)
- Oxidkeramiken (mit einfachen Oxiden wie: Al₂O₃, ZrO₂ und TiO₂, sowie komplexe Oxide wie Spinelle) – hierbei wird zwischen Oxidkeramiken mit Glasphase und reinen Oxidkeramiken unterschieden

Oxidkeramische Werkstoffe	Silikatkeramische Werkstoffe
glasinfiltriertes Aluminiumoxid	Feldspatkeramik
glasinfiltrierter Mg-Al-Spinell	Leuzitkeramik
glasinfiltriertes Zirkoniumdioxid	Lithium-Disilikatkeramik
dichtgesintertes Aluminiumoxid	Fluoro-Apatit-Keramik
dichtgesintertes Zirkoniumdioxid	

Tab. 1: Einteilung der Keramiken nach werkstoffkundlicher Zusammensetzung (DGZMK 2006)

Für die Herstellung von Brücken im Seitenzahnbereich eignen sich nur wenige Vertreter der vollkeramischen Systeme.

Unter den Nicht- bzw. Teiloxidkeramiken werden die Infiltrationskeramik (In-Ceram[®]) und die gepresste Lithiumdisilikatkeramik (IPS Empress[®] 2) als potenziell geeignet eingestuft (KAPPERT 2005). In-Ceram[®] zeigte in klinischen Studien relativ gute Überlebensraten. Für In-Ceram[®] Alumina-Brücken wurden im Front- und Seitenzahnbereich nach 5 Jahren über eine 90%- bzw. 93%- (VULT VON STEYERN et al. 2001; OLSSON et al. 2003) und nach über 10 Jahren über eine 83%- bzw. 65%-Überlebensrate berichtet (OLSSON et al. 2003; VULT VON STEYERN et al. 2005). In-Ceram[®] Zirconia-Seitenzahnbrücken wiesen nach 3 Jahren eine 95%-Überlebensrate auf (SUAREZ et al. 2004). Die 5-jährige Überlebensrate von IPS-Empress[®] 2 -Front- und -Seitenzahnbrücken lag nur bei 70% (MARQUARDT & STRUB 2006). Weitere Resultate liegen in der Literatur derzeit nicht vor.

Die Einführung hochfester Oxidkeramiken fand am Anfang der 1990-er Jahre statt. Hochleistungskeramiken aus Aluminiumoxid, wie Procera Alumina[®], bringen eine weitere Verbesserung der mechanischen Eigenschaften (Bruchfestigkeit 600N; Elastizitätsmodul 350 GPa (KAPPERT 2003)). Klinische Studien über Erfolgsraten von Kronen zeigten gute Ergebnisse über 5 Jahre mit 95% bzw. 97,7% Erfolg (ODEN et al. 1998; ODMAN & ANDERSSON 2001) und über 10,5 Jahre 92,2% (ODMAN & ANDERSSON 2001).

Der Werkstoff Zirkoniumdioxid zeigt im Vergleich zu Aluminiumoxid eine weitere Steigerung der mechanischen Eigenschaften, welche mit den metallischen Gerüsten vergleichbar erscheint (KAPPERT & KRAH 2001).

2.1.1 Zirkoniumdioxid

2.1.1.1 Herkunft

Vorkommen

Im Jahre 1789 entdeckte und identifizierte der deutsche Chemiker Martin Klaproth (1743-1817) das Element Zirkonium (PICONI & MACCAURO 1999) als 40. Element des Periodensystems. In natürlicher Form wird es in vulkanischen Gesteinen wie Schiefer, Gneis, Syenit oder Granat gefunden. Es existiert dort in Verbindung mit Siliziumdioxid als Zirkon ($\text{ZrO}_2 \cdot \text{SiO}_2$) und als Baddeleyit (ZrO_2) (STEVENS & HENNIKE 1992). Die wichtigsten Abbaugelände befinden sich an der Ostküste Australiens, in den USA, in Indien und in Südafrika.

Natürliche Strukturen

Das natürliche Zirkon ist in kristallinem Schiefer und/oder Sandstein oder als mikroskopischer Gemenge Teil in Magniten (z.B. Granat) weit verbreitet. Wegen seiner hohen Dichte (= $4,6 \text{ g/cm}^3$) bildet es als Verwitterungsprodukt Sekundärlagerstätten an Sandstränden (KAPPERT 2005).

Baddeleyit, das einen geringen Anteil Hafniumoxid enthält, kommt seltener vor als Zirkon und wird in der Regel zusammen mit 1-1,5% SiO_2 oder FeO_2 gefunden. Baddeleyit wird in Brasilien und in Südafrika abgebaut, wo es in großen Mengen als Nebenprodukt in Kupfer- oder Uranlagerstätten vorkommt (KAPPERT 2005).

2.1.1.2. Struktur

Zirkoniumdioxid gehört zur Gruppe der Oxidkeramiken, die gekennzeichnet sind durch:

- extrem hohe Dichte,
- sehr feine Korngröße mit Porenfreiheit,
- geringen Glasanteil und keine Glasphase als Kornbindung,
- äußerst geringe Verunreinigungen (< 0,05%) (RIEGER 1993)

In Abhängigkeit von der Temperatur können mittels Röntgenbeugung drei definierte kristalline Strukturen unterschieden werden (Abb. 1):

- die monokline

- die tetragonale
(wird aufgrund ihrer physikalischen Eigenschaften in der Zahnmedizin verwendet)
- die kubische Phase
(STEVENS & HENNIKE 1992).

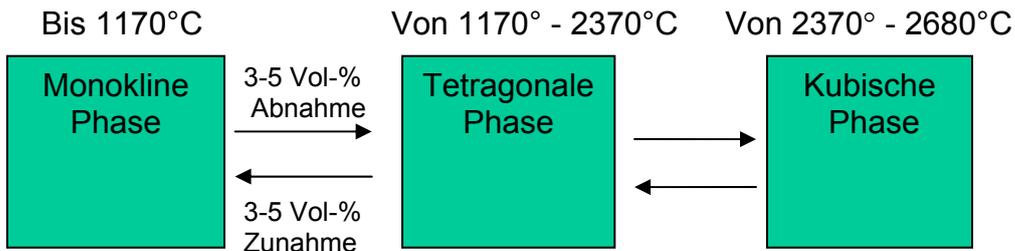


Abb. 1: Die Umwandlung der ZrO_2 -Kristallinphasen in Abhängigkeit von der Temperatur

Die monokline Phase ist bis $1170^\circ C$ stabil, anschließend vollzieht sich die Wandlung zur tetragonalen Phase, die bis $2370^\circ C$ stabil ist; dann herrscht bis zum Schmelzpunkt von $2680^\circ C$ die kubische Phase vor. Die Transformation von monokliner zu tetragonaler Phase ist mit einer Volumenabnahme von 5% verbunden. Dem gegenüber vollzieht sich die Transformation der tetragonalen in die monokline Phase mit einer Volumenzunahme von 3%. Bei reinem Zirkoniumdioxid kommt es bei der Volumenänderung zu hohen inneren Spannungen, so dass sich nach der Sinterung beim Abkühlen auf Raumtemperatur spontan Risse bilden. Aus diesem Grund ist die Herstellung größerer Bauteile aus reinem Zirkoniumdioxid unmöglich (STEVENS & HENNIKE 1992).

Von RON C. GARVIE und seinen Mitarbeitern (1975) stammt die Idee einer ZrO_2 -Verbindung, die zu einer revolutionären Änderung in der Ingenieurkeramik führte (STEVENS & HENNIKE 1992). Durch Zugabe stabilisierender Oxide, wie MgO , CaO oder Y_2O_3 , kann die Beständigkeit der tetragonalen Form des Zirkoniumdioxids von Raumtemperatur bis Schmelzpunkt beibehalten und die Volumenausdehnung bei der tetragonal-monoklinen Phasenumwandlung umgangen werden. Je nach Gehalt und je nachdem, wie ausreichend die stabilisierende Wirkung des

eingemischten Oxids (gewöhnlich Y_2O_3) ist, wird das Zirkoniumdioxid als teilstabilisiert¹ (PSZ) oder vollstabilisiert² (TSZ) bezeichnet.

Abbildung 2 zeigt das Phasendiagramm von ZrO_2 bei ansteigendem Anteil von Yttriumoxid (SCOTT 1975).

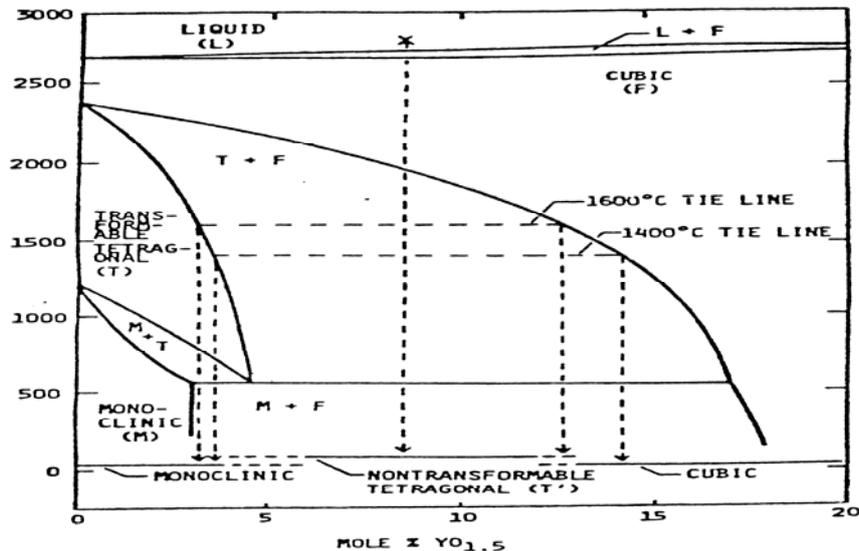


Abb. 2: ZrO_2 - Y_2O_3 -Phasendiagramm nach SCOTT (1975)
(x-Achse: Mol-% von Y_2O_3 ; y-Achse: Temperatur [°C])

Das wichtigste Merkmal ist hier die Temperaturabnahme bei der Umwandlung von der tetragonalen zur monoklinen Phase bei steigendem Yttriumoxid-Gehalt.

2.1.1.2.1 Yttrium-teilstabilisiertes Zirkoniumoxid oder Y-TZP³

PSZ besteht in der Regel bei Raumtemperatur aus zwei oder mehr intensiv vermischten Phasen. Durch Beifügung von 2-3 Vol-% oder 5 mol-% Yttriumoxid oder 8 Vol-% MgO kann die tetragonale Phase als Hauptphase stabilisiert werden. Innerhalb der tetragonalen Matrix befinden sich dann metastabile tetragonale und monokline Partikel, auch PSZ-Partikel genannt.

Als solches hat Zirkoniumdioxid mit $< 0,4 \mu m$ eine feinkörnige Mikrostruktur und wird als Tetragonal Zirconia Polykristall (Y-TZP), manchmal auch als YPSZ⁴ bezeichnet (GARVIE 1972; GARVIE et al. 1975; LUTHARDT & MUSIL 1997; KERN & WEGNER 1998; PICONI & MACCAURO 1999).

¹ teilstabilisiert: PSZ = partially stabilized zirkoniumoxide

² vollstabilisiert: TSZ = totally stabilized zirkoniumoxide

³ TZP = tetragonal zirconia polycrystall

⁴ YPSZ = yttriumoxide partially stabilised zirconiumoxide

Die Verwendung sehr kleiner Kristallite mit Korngrößen $< 0,3 \mu\text{m}$ hemmt die Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase bei der Abkühlung zusätzlich (LUTHARDT & MUSIL 1997).

FILSER et al. (2002) zeigte die Mikrostruktur von Y-TZP als ein homogenes, dichtes und porenfreies Nanogefüge mit einer mittleren Korngröße von 150 nm, weshalb die notwendige Energiedissipation bei einem Rissfortschritt wesentlich höher ist als im Falle konventioneller Glaskeramik (Abb. 3).

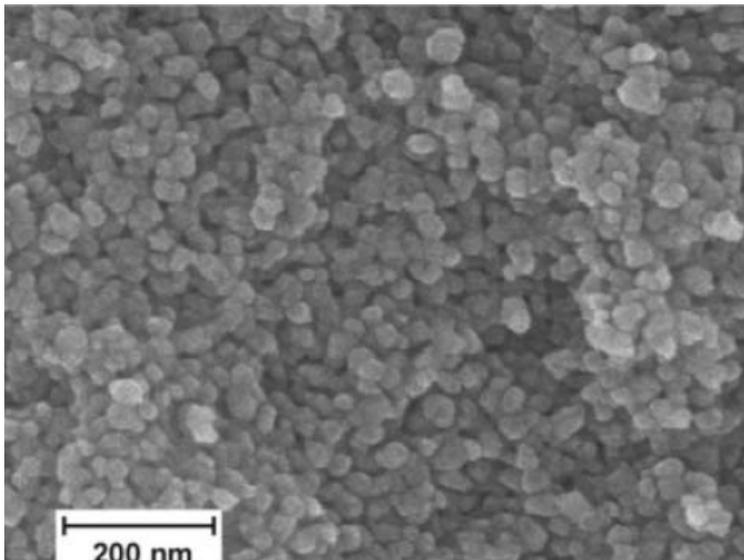


Abb. 3: Mikrostruktur des Y-TZP (KANTERS 2000)

In Y-TZP sind die PSZ-Partikel fein verteilt. Nach der Sinterung bleiben sie durch den Druck der umgebenden stabilen tetragonalen Kristalle auch bei Zimmertemperatur in einer metastabilen tetragonalen Phase (STEPHAN 2000). Bei dem Auftreten von äußerer Energie, z. B. in Form von Rissen, wandeln sich die tetragonalen teilstabilisierten Kristalle in die monokline Phase mit Volumenzuwachs der Körner um (KAPPERT 2001). Die Phasenumwandlung bei der Rissbildung bewirkt eine 3-5%ige Volumenzunahme, die dem Risswachstum entgegenwirkt (STEVENS & HENNIKE 1992; LUTHARDT et al. 2004).

Durch die Fähigkeit, das Volumen im Spannungsfeld eines fortschreitenden Risses auszudehnen, kann die Energie des Risses absorbiert oder gestreut werden. Die tetragonal-monokline Phasenumwandlung vollzieht sich hier nicht durch Temperaturänderung, sondern durch die Energieinduktion an einer Risspitze. Dadurch kommt eine der wichtigsten Eigenschaften des Y-TZP zustande, nämlich der hohe Widerstand des Materials gegen einen entstandenen Riss (Abb. 4).

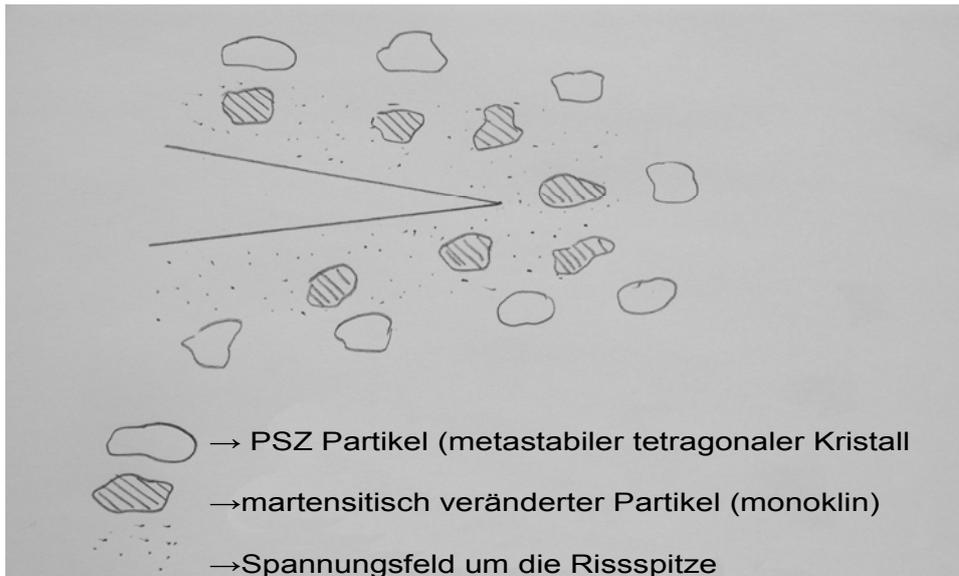


Abb.4: Fortschreiten eines Risses in Y-TZP Keramik (nach CHRISTEL et al. (1989))

Zusätzliche Energie muss zugeführt werden, um ein weiteres Fortschreiten des Risses zu ermöglichen. Diese Transformation entspricht der martensitisch bzw. martensischen⁵ Umwandlung von Stahl. Aus diesem Grund wurde Zirkoniumdioxid auch als „keramischer Stahl“ bezeichnet (GARVIE et al. 1975). Der Volumenzuwachs bei teilstabilisiertem Zirkoniumdioxid wird positiv zur Steigerung der Risszähigkeit genutzt (KAPPERT 2001).

2.1.1.3 Mechanische Eigenschaften der Zirkoniumdioxidkeramik

2.1.1.3.1 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 & KRAH 2001). Sie wird als der Widerstand (Grenzwert) gegen Kräfte gemessen, die rechtwinklig zur Längsachse eines Körpers (Balken, Platte) wirken und diesen bis zur Fraktur beanspruchen. Beim Durchbiegen herrscht auf der dem Druck abgewandten Seite Zugspannung. Von allen Keramiken weist Zirkoniumdioxid die höchste Biegefestigkeit bei gleichzeitig höchster Risszähigkeit auf (KAPPERT & KRAH 2001). Die Biegefestigkeit von Zirkoniumdioxid entspricht den Werten von Kobalt-Chrom-Dentallegierungen. Beim statischen Belastungstest

⁵ Die martensische Transformation hat folgende Charakteristika: a) Sie ist im Wesentlichen volumenerhaltend. b) Sie hat makroskopisch eine invariante Ebene (*Habitusebene*). Es kommt zu Scherungen bei der Transformation. c) Zwischen Matrix und Martensit besteht eine feste Orientierungsbeziehung.

einer dreigliederigen Brücke mit einem Zirkoniumdioxidgerüst können höhere Festigkeitswerte erzielt werden als mit Typ-IV-Edelmetalllegierungen⁶ (KAPPERT & KRAH 2001) (Tab. 2, Abb. 5a und b). Die entsprechenden Werte der Zirkoniumdioxidkeramik in Form von dreigliederigen Brücken erreichten über 1000 MPa (ROUNTREE et al. 2001; ROSENTRITT et al. 2003).

Material (Keramik und entsprechende Legierungen)	Biegefestigkeit [MPa]	Elastizitätsmodul [GPa]
Glaskeramik Typ I-Edelmetalllegierung (nur für Inlays)	60-100	60-80
In-Ceram [®] , Empress [®] 2 Typ III/IV-Edelmetalllegierung	300-500	100-300
Oxidkeramik (Al ₂ O ₃ , ZrO ₂) Co-Cr-Legierungen	600-1000	200-300

Tab. 2: Vergleich physikalischer Eigenschaften innerhalb der Vollkeramiksysteme und der Metalle (nach KAPPERT & KRAH (2001))

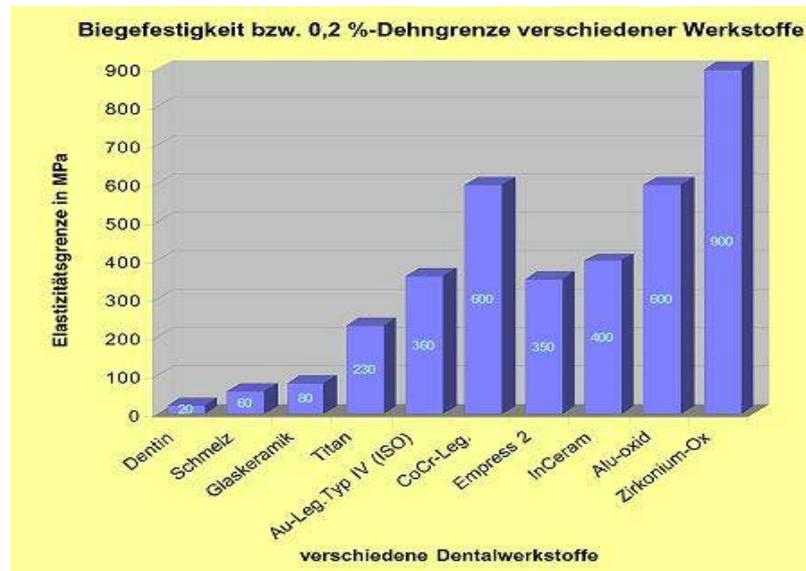


Abb. 5a: Biegefestigkeit beziehungsweise 0,2%-Dehngrenze verschiedener Dentalwerkstoffe (KAPPERT 2003)

⁶ Bei Dentallegierungen wird die Festigkeit durch die 0,2%-Dehngrenze beschrieben. Mit den DIN-Normen werden 4 Typen von Edelmetall-Legierungen hinsichtlich dieser 0,2%-Dehngrenze mit einer Empfehlung für die Beanspruchbarkeit unterschieden.

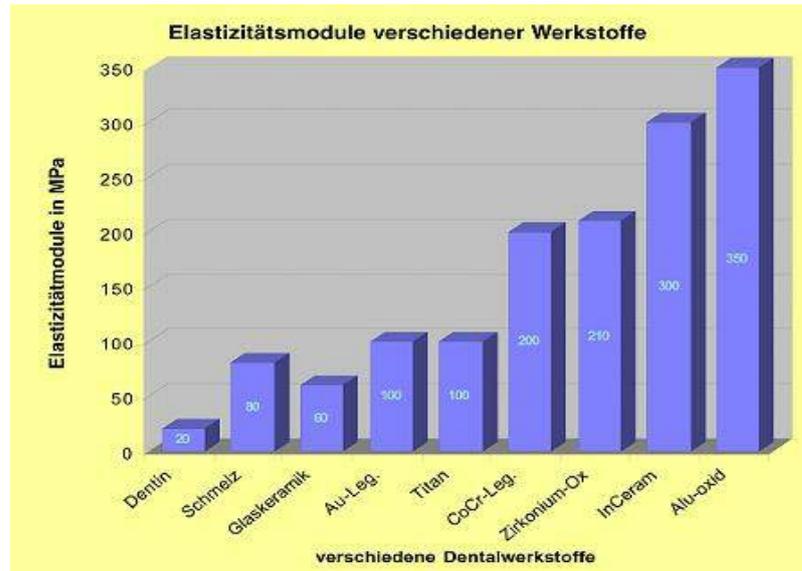


Abb. 5b: Elastizitätsmodule verschiedener Dentalwerkstoffe (KAPPERT 2003)

2.1.1.3.2 Elastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul beschreibt den Widerstand des Materials gegen eine elastische Verformung und ist neben der Biegefestigkeit eine der wichtigsten Kenngrößen einer Dentalkeramik (SEGHI & SORENSEN 1995; KAPPERT 1996; KAPPERT & KRAH 2001). Für Zirkoniumdioxidkeramik beträgt er ca. 200-300 GPa. Andere vollkeramische Systeme erzielen rund 100 GPa, für metallkeramische Systeme liegt er zwischen 100 GPa (bei Edelmetallegierungen) bis etwa 200 GPa (bei Nichtedelmetallegierungen) (BALTZER & KAUFMANN-JIONIAN 2003). Al_2O_3 -Keramik erreicht 350 GPa (KAPPERT 2003) (s. a. auch Tab. 2 und Abb. 5a).

2.1.1.3.3 Bruchzähigkeit und Dauerverhalten

Die Riss- oder Bruchzähigkeit (K_{IC}) 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 & KRAH 2001). Die Risszähigkeit ist ein Ausdruck für die Zuverlässigkeit eines Werkstoffes, und ihre Kenntnis ist eine wichtige Voraussetzung für den Einsatz als Brückengerüst im Seitenzahnbereich (WEBER & RIEGER 2001). Der Wert wird mit K_{IC} gekennzeichnet und gibt den kritischen Spannungsintensitätsfaktor für die Riss- bzw. Bruchzähigkeit wider. Sobald die von außen angelegte Spannung die maximale Bruchzähigkeit ($K \geq K_{IC}$) übertrifft, wird der Riss instabil. An dieser Stelle erreicht der Spannungsintensitätsfaktor einen kritischen Wert, der von der Zunahme der Spannung unabhängig ist. Der

Fortschritt des Risses erfolgt mit Überschallgeschwindigkeit. Das Ereignis endet schließlich mit Keramikzerstörung (MARX et al. 2004).

Der K_{IC} -Wert ist eine experimentell ermittelbare Werkstoff-Kenngröße mit der Maßeinheit $K_{IC} = [\text{MPa} \times \text{m}^{1/2}]$ und wird häufig als Maß für die Fähigkeit spröder Materialien herangezogen, Verformungsenergien zu absorbieren. Für Zirkoniumdioxidkeramiken konnten Werte von $10 \text{ MPa} \times \text{m}^{1/2}$ erzielt werden (Tab. 3) (KAPPERT 2005).

Material	Einfache Verblendkeramik	Dentalkeramik (leuzitverstärkt)	Dentalkeramik (oxidverstärkt)	Oxidkeramik (Al_2O_3 , Y-TZP)	Dental-legierungen
K_{IC} [$\text{MPa} \times \text{m}^{1/2}$]	0,7-1	> 1	3-6,5	< 10	60-100

Tab. 3: Bruchzähigkeiten von dentalen Keramiken (KAPPERT 2005)

Aussagen über die Risszähigkeit sind für die Beurteilung der Dauerfestigkeit einer Keramik jedoch nicht ausreichend, da sie das Langzeitverhalten unter verschiedenen Umgebungsbedingungen nicht in Betracht ziehen.

Andere Rissparameter (MARX et al. 2001) spielen hierbei eine wichtige Rolle. Einer dieser Parameter beschreibt den Widerstand einer Keramik, den sie gegen ein subkritisches Risswachstum leistet (K_{I0}). Die von außen angelegten Spannungen, die größer als der Schwellenwert ($K \geq K_{I0}$), aber kleiner als die Risszähigkeit ($K \leq K_{IC}$) sind, verursachen das Entstehen eines subkritischen Risswachstums. Es vermindert langsam, aber andauernd die Festigkeit einer Keramik, was zur Zerstörung der keramischen Restauration weit unterhalb ihres statischen Festigkeitswiderstandes führt (MARX et al. 2004).

2.1.1.3.4 Weibull-Modul

Charakteristisch für keramische Werkstoffe sind große Streuungen und die asymmetrische Verteilung der Bruchlasten. Die Beschreibung des Festigkeitsverhaltens von Dentalkeramiken mit Mittelwerten und Standardabweichungen ist ungenau, weil die Messwerte nicht einer Normalverteilung entsprechen, sondern sich mit einer Weibullverteilung beschreiben lassen (TIETZ 1994) (Abb. 6).

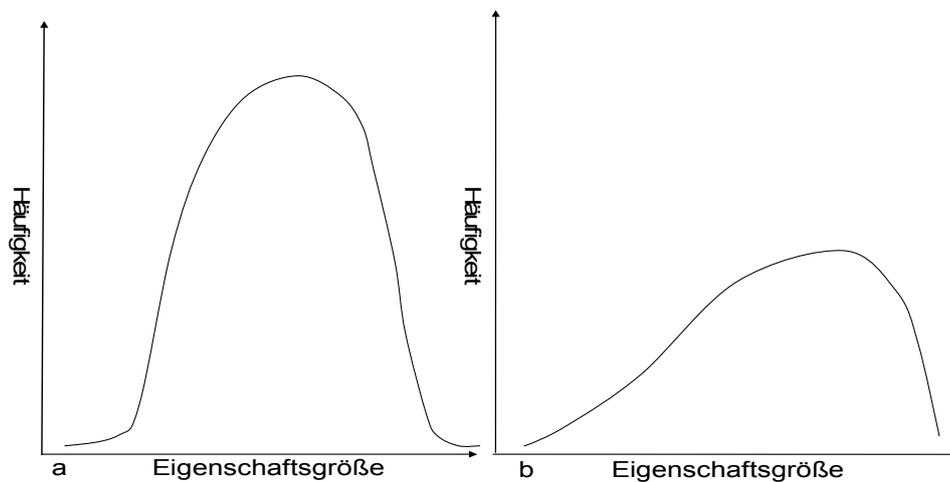


Abb. 6: Vergleich von Gausverteilung (a) und Weibullverteilung (b)

Für Keramiken wird der materialspezifische Kennwert oft als Weibull-Festigkeit (σ_0) angegeben. Sie bezeichnet jene Spannung, bei der 63,3% aller getesteten Proben einer Prüfgruppe frakturieren. Die Streuung der Festigkeitswerte wird dabei als Korrelat zur Standardabweichung mit dem Weibull-Modul (m) beschrieben. 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. Dieser Wert ist ein Ausdruck der mechanischen Zuverlässigkeit eines keramischen Werkstoffes. Als materialspezifischer Kennwert ist er zusätzlich ein Maß für die Homogenität der Fehlerverteilung unter Einschluss fertigungstechnischer Einflüsse.

Ein Wert von $m > 15$ sollte die Voraussetzung für eine sichere klinische Anwendung einer Keramik sein (MARX et al. 2001). Bei zahntechnisch hergestellten Dentalkeramiken liegt der Weibull-Modul zwischen 5 und 15 (TINSCHERT et al. 1999; TINSCHERT et al. 2000b). Bei industriell gefertigten Keramiken kann der Weibull-Modul zwischen 15 und 25 liegen, was auf eine hohe mechanische Zuverlässigkeit hinweist (BALTZER & KAUFMANN-JONIAN 2003). In der Literatur werden die Werte für den Weibull-Modul unterschiedlich beschrieben. KOSMAČ (1999) fand für Y-TZP Werte von 10,7-14,9, GUAZZATO (2005) solche von 7,6-12,4. Die Variationen entstanden aufgrund verschiedener Bearbeitungsmaßnahmen des Y-TZP vor dem Messen. Für dreigliedrige Y-TZP-Testbrücken wurden für das Grundgerüst Werte von $m = 8,5$ und nach der Verblendung von $m = 6,1$ gemessen (FILSER et al. 2001); die Werte für andere

Keramiken (IPS Empress[®] 2, In-Ceram[®]) lagen bei ca. $m = 3$. MARX et al. (2001) ermittelten wiederum andere Werte (IPS Empress[®] 2: $m = 8,8$; In-Ceram[®]: $m = 4,6$; Y-TZP: $m = 18,4$).

2.1.1.3.5 Dauerfestigkeit bzw. Dauerverhalten

Aussagekräftiger als die Angaben über die statische Festigkeit sind Erkenntnisse über die Dauerfestigkeit eines Materials. Unter Dauerfestigkeit versteht man die Belastungsgrenze, der das Material in dem gegebenen Umfeld (korrosive Einflüsse des Mundmilieus, dynamische Kaubeanspruchung) 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).

Wegen der Materialalterung sollte als Faustregel die Dauerfestigkeit einer Metallkeramik 50% und die einer Vollkeramik 55% der maximalen statischen Biegefestigkeit oder Ausgangsfestigkeit betragen (SCHWICKERATH 1984; SCHWICKERATH 1986; SCHWICKERATH 1994). GEIS-GERSTORFER und FÄSSLER (1999) unterwarfen Y-TZP-Brücken der dynamischen Biegefestigkeitsprüfung, wobei die Dauerbiegefestigkeit mit 480 MPa knapp 50% der Ausgangsfestigkeit von 1016 MPa betrug. STUDART et al. (2006a) stellten in einer Untersuchung zur Dauerfestigkeit von Y-TZP-Gerüsten bei zyklischer mechanischer Belastungen ohne Wasser eine um 46% und mit Wasser eine um 52% reduzierte Ausgangsfestigkeit fest.

Die Kaukräfte betragen während des normalen Kauens 50 N bis 250 N, bei Parafunktionen (Bruxismus) werden Werte zwischen 500 und 1000 N (in Abhängigkeit von Messmethode, Messort und Messapparatur) erreicht (KÖRBER 1983). Die Kaukräfte im Seitenzahnbereich sind bis zu vier Mal größer als diejenigen im Frontzahnbereich. Deshalb müssen prothetische Restaurationen im Molarenbereich Kaukräften mittlerer Werte von 298,9 N standhalten. Unter Einhaltung eines Sicherheitsabstandes von 200 N sollte im Seitenzahnbereich daher eine Dauerfestigkeit von etwa 500 N im Hinblick auf die mögliche physiologische Belastung ausreichend sein (KÖRBER 1983). Demzufolge wird für Brücken eine Ausgangsfestigkeit von mindestens 1000 N gefordert, um eine günstige klinische Prognose im Seitenzahnbereich gewährleisten zu können (TINSCHERT et al. 1999; TINSCHERT et al. 2001a).

2.1.1.3.6 Wärmeausdehnungskoeffizient

Der Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) beschreibt den Grad der Ausdehnung eines Materials bei einer Temperaturänderung von 1 K. Der WAK von Zirkoniumdioxidgerüstmaterialien wird in Herstellerangaben unterschiedlich angegeben: $10,5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ (DEGUDENT DENTSPLY 2003; VITA ZAHNFABRIK 2004), $10,4 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ (NOBEL BIOCARE[®] 2003), $10 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ (DCS DENTAL 2004), $9,93 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ (LUTHARDT et al. 1998).

Die Wärmeausdehnungskoeffizienten von Gerüstmaterialien und Verblendkeramiken werden aufeinander abgestimmt, wobei der WAK der Verblendkeramik um ca. 10-15% geringer sein sollte. Hierdurch wird eine gute Haftung beider Keramiken, sowohl bei der Abkühlphase, nach dem Aufbrennen der Verblendkeramik als auch bei thermischer Wechselbelastung in der Mundhöhle gewährleistet (EICHNER & KAPPERT 1996; KAPPERT & KRAH 2001).

2.1.1.4 Einsatzgebiete von Zirkoniumdioxid

Wegen seiner physikalischen Eigenschaften, wie hohe Festigkeit und Risszähigkeit, hohe Verschleiß- und chemische Beständigkeit, sowie Biokompatibilität, bietet sich Zirkoniumdioxid für den Einsatz in vielen unterschiedlichen Anwendungsbereichen an (HELMER & DRISKELL 1969; CHRISTEL et al. 1989; STEVENS & HENNIKE 1992; ROITH 2001; KAPPERT 2005).

Nach Angaben von PICONI und MACCAURO (1999) veröffentlichten HELMER und DRISKELL (1969) als erste einen Artikel über den Einsatz von Zirkoniumdioxid als Biomaterial. CHRISTEL et al. (1989) berichteten erstmals über die Verwendung von Zirkoniumdioxid in der Hüftgelenk-Implantologie. Das Material bewährte sich in der Orthopädie und wurde auch seit über 15 Jahren für die zahnmedizinische Anwendung erforscht.

Zirkoniumdioxid wurde zunächst als ästhetische Alternative für Metall-Bracketts in der Kieferorthopädie verwendet (RIEGER 1993; KEITH et al. 1994). Danach kam es für ästhetische Stiftkernaufbauten (MEYENBERG et al. 1995; FISCHER et al. 1998; FÉHER et al. 1999) zum Einsatz und findet auch in der Implantologie (STUDER et al. 1996; WOHLWEND et al. 1996; WLOCHOWITZ et al. 1998; GLAUSER et al. 2002; 2004; YILDIRIM et al. 2003) als Implantatpfosten oder als Implantat (KOHAL et al. 2002;

2004) Anwendung. In der zahnärztlichen Prothetik wird Zirkoniumdioxid als ästhetische Alternative zum Metallgerüst für Kronen und Brücken, sowie für Adhäsivbrücken (KERN 2005) verwendet.

2.2 Dentale Verblendkeramiken

Y-TZP als Gerüstmaterial weist für den dentalen Einsatz eine vergleichsweise hohe Opazität auf. Die Y-TZP-Gerüste werden daher mit konventionellen keramischen Massen verblendet, um ein ästhetisch zufriedenstellendes Ergebnis erzielen zu können (TINSCHERT et al. 2001c).

2.2.1 Struktur und Eigenschaften der Verblendkeramiken

Dentalkeramiken werden aufgrund ihrer Hauptbestandteile (70-80% Feldspat, 10-30% Quarz) 'Feldspatkeramiken' genannt und enthalten 0-3% Ton oder Kaolin (TINSCHERT et al. 2001c). Weil Verblendkeramiken eine gewisse Opazität besitzen sollten, werden dem hohen Feldspatanteil Oxide zugesetzt. Die Metalloxide von Kobalt, Chrom, Eisen und Titan bestimmen die Farbgebung und Opazität, während Natrium-, Kalium-, Kalzium- und Boroxid die Brenntemperatur erniedrigen. Werden Feldspat —vor allem Kalifeldspat—, Quarz und Kaolin gebrannt, bilden sie eine glasartige amorphe Grundmatrix mit einer Partikeleinbettung aus Leuzitkristallen in der kristallinen Phase (ANUSAVICE 2003; KAPPERT 2005). Beim Sintern wachsen die Kristalle in der Matrix, wobei Mischungen aus TiO_2 und ZrO_2 als Katalysatoren dienen. Weil sich Leuzitkristalle erst bei 1520°C auflösen, verleihen sie der dentalkeramischen Schmelze hohe Viskosität und Standfestigkeit beim Brennen (GEHRE 1996) und gewährleisten somit eine ausreichende Festigkeit unter funktioneller Belastung in der Mundhöhle (KAPPERT 2005). Die Leuzitkristalle beeinflussen den WAK der gebrannten Verblendkeramik, da über den Leuzitanteil der WAK der Verblendkeramik an den WAK des Gerüsts angepasst werden kann (GEHRE 1996). Anpassungen von Verblendkeramiken im Sinne einer WAK-Vergrößerung können auch durch einen erhöhten Anteil an Na_2O , MgO und BaO erreicht werden (LUTHARDT et al. 1998). Feldspatkeramiken in der Anwendung als Verblendkeramik weisen eine hohe Druckfestigkeit von 800-1000 MPa auf, die Zugfestigkeit (40-100 MPa) und die Biegefestigkeit (80-180 MPa) sind hingegen eher gering (GEHRE 1996).

2.2.2 Verblendkeramiken für Zirkoniumdioxid

Der Verbund zwischen Zirkoniumdioxidgerüst und Verblendkeramik kann aufgrund der inerten Natur des Zirkoniums hauptsächlich durch eine Anpassung der WAK Werte beeinflusst werden.

Der WAK-Wert von Feldspatkeramik liegt bei $7,6 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ (KAPPERT 2005), der des Zirkoniumdioxidgerüsts bei $10-10,5 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$. Da der WAK der Verblendkeramik idealerweise um etwa 10-15% niedriger als der des Gerüsts sein soll (KAPPERT 2001; KAPPERT & KRAH 2001), muss er erhöht werden, was häufig durch Zugabe von Leuzitkristallen (WAK: $27,0 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$) geschieht.

Die auf dem Markt etablierten Verblendkeramiken für Metallgerüste sind für die Verblendung von Zirkoniumdioxid-Gerüsten ungeeignet, da die WAK-Werte der aufbrennbaren Legierungen meist zwischen $11,9$ und $13,8 \cdot 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ liegen (KAPPERT 2005). Zu Beginn der Entwicklung der vollkeramischen Systeme aus Zirkoniumdioxid wurden wegen des ähnlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten Verblendkeramiken für Titangerüste verwendet, was sich aber nicht bewährte (KAPPERT & KRAH 2001). Aus diesem Grund setzte in den letzten Jahren die Entwicklung von speziellen Verblendkeramiken für Zirkoniumdioxidgerüste ein.

Tabelle 4 stellt eine Übersicht der auf dem Dentalmarkt vorhandenen Zirkoniumdioxidgerüst- und Verblendkeramiken, sowie deren jeweilige WAK-Werte dar.

Gerüstkeramik (Produktname und Hersteller)	Verblendkeramik (Produktname und Hersteller)	WAK_{Verblendkeramik} (25°C-500°C)
Cercon® Base (Degudent Dentsply, D-Hanau)	Cercon® Ceram S (Degudent Dentsply, D-Hanau)	$9,5 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
Lava Frame® (3M/ESPE, D-Seefeld)	LAVA Ceram® (3M/ESPE, D-Seefeld)	$10 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
Hint-ELs Zirkon Y-TZP-G® Digident-System (Amann Girrbach, D-Pforzheim)	GC Initial® Zr (GC Co., J-Tokyo) (wird für alle Zirkoniumdioxide empfohlen: Digizon®, In-Ceram® YZ for Digident, DC-Zirkon, Cercon®, Lava®, Procera®-Zirkon)	$9,4 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
ZS-Blanks® (Everest®, KaVo D-Leutkirch)	GC Initial® Zr (GC Co., J-Tokyo)	$9,4 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
Vita In-Ceram YZ Cubes® (Vita für Cerec InLab®, Sirona D-Bensheim)	Vita VM®9 (Vita Zahnfabrik; D-Bad Säckingen)	$8,8-9,2 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
DC-Zirkon® (DCS Dental AG, CH-Allschwil)	Vita VM®9 + DC Liner® (Vita Zahnfabrik; D-Bad Säckingen; DCS Dental AG, CH-Allschwil)	$9 \pm 0,20 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
Procera® AllZirkon (Nobel Biocare, S-Göteborg)	Nobelrondo® Zirconia (Nobel Biocare, S-Göteborg)	$9,3 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
Denzir® (Decim AB, S-Skelleftea)	IPS Eris® (Ivoclar Vivadent AG, FI-Schaan)	$9,5-9,6 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
	IPS Empress® 2 (Ivoclar Vivadent AG, FI-Schaan)	$9,7 \pm 0,25 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$
IPS e.Max® ZirCAD (Ivoclar Vivadent AG, FI-Schaan)	IPS e.Max® Ceram (Ivoclar Vivadent AG, FI-Schaan)	$9,5 \pm 0,25 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$

Tab. 4: Übersicht der auf dem Markt Zirkoniumdioxidgerüst- und Verblendkeramiken, sowie der jeweiligen WAK-Werte.

2.3 Verbund zwischen Zirkoniumdioxid und Verblendkeramik

Da sich die physikalischen Eigenschaften der Verblendkeramik für Zirkoniumdioxidgerüste im Wesentlichen nicht von etablierten Verblendkeramiken für Metallgerüste unterscheiden, lässt sich das Problem der beobachteten Abplatzungen der Verblendkeramik auf den Verbund der beiden Materialien zurückführen (FILSER et al. 2002).

Die Art des Verbundes zwischen dem mechanisch hochfesten, dicht gesinterten Zirkoniumdioxidgerüst und der Verblendkeramik wurde kaum untersucht (STEPHAN 1996). Die Haftung der Verblendkeramik auf der Oberfläche von Y-TZP wurde von

STEPHAN (1996) primär auf eine mikromechanische Verankerung zurückgeführt. Durch Beobachtung der Frakturart zweischichtiger Systeme mittels Finite-Elemente-Analyse (FEA) wiesen WHITE et al. (1994) auf den schwachen Verbund zwischen Y-TZP und Verblendkeramik hin. STEPHAN (1996) untersuchte In-Ceram Alumina[®], In-Ceram Zirconia[®] und Y-TZP mit Vitadur Alpha[®]. Der Verbund von Y-TZP mit Vitadur Alpha[®] zeigte in Rasterelektronmikroskopaufnahmen eine gute Mikroverzahnung beider Materialien. Es wurde jedoch weder eine nachweisbare Diffusion (wie bei dem In-Ceram[®]-System (SCHMID 1990; STEPHAN 1996)), noch eine Vernetzung bei anderen getesteten vollkeramischen Systemen, wie IPS Empress[®] 1 oder 2 (SCHMID 1990; ABOUSHELIB et al. 2005a) nachgewiesen.

Der Verbund zwischen Zirkoniumdioxid und Verblendkeramik wird zum Teil analog zu dem metallkeramischen System durch die Benetzung der Zirkoniumdioxidoberfläche beim Aufbrennen durch das keramische Verblendmaterial und zum Teil durch die thermische Kompatibilität der Verbundpartner in Form von Angleichung der Wärmeausdehnungskoeffizienten von Zirkoniumdioxid und Verblendkeramik (GEHRE 1996) erreicht. Eine verbesserte Haftung zwischen Y-TZP und Verblendkeramik wurde entsprechend den Erfahrungen beim etablierten metallkeramischen Verbund durch die Anpassung des WAK übernommen (CLAUS 1980; LUTHARDT et al. 1998; KAPPERT & KRAH 2001). Es wird die Idee verfolgt, dass die Gerüstkeramik aufgrund eines leicht (10-15%) höheren Wärmeausdehnungskoeffizienten die Verblendkeramik in der Abkühlphase unter Druckspannung setzt und damit eine gewisse Steigerung der Verbundfestigkeit erzeugt (KAPPERT 2001; KAPPERT & KRAH 2001). Das Gerüst wird dadurch unter eine leichte Zugspannung gesetzt, die aber aufgrund der sehr hohen Festigkeit des Gerüstmaterials keine Gefahr für das System darstellt. Die Grundlagen für diesen Ansatz leiten sich von der konventionellen metallkeramischen Technik ab und sind (CLAUS 1980):

- $WAK_{ZrO_2} \gg WAK_{Verblendkeramik}$

Bei einer WAK-Differenz von $3 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ ergibt sich eine Kompression von ca. 28000 N/cm (HENNING 1976). Zu große Differenzen führen zur Fraktur der Verblendkeramik (ABOUSHELIB et al. 2005a), da deren Biegefestigkeits- bzw. Frakturgrenze überschritten wird. Eine stark erhöhte tangentielle Druckspannung in

der Verblendkeramik erzeugt nahezu parallel zum Gerüst verlaufende Risse bzw. Abplatzungen der Verblendkeramik (Abb. 7).

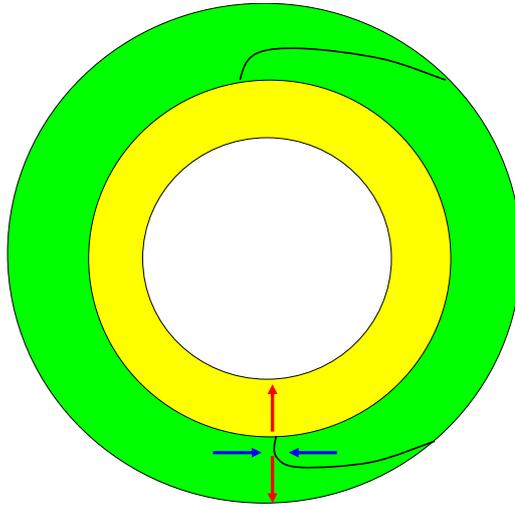


Abb. 7: Rissverlauf durch die Verblendkeramik bei $WAK_{ZrO_2} \gg WAK_{Verblendkeramik}$ (Schnitt durch eine stilisierte Krone) (modifiziert nach VITA (2004))

- $WAK_{ZrO_2} \ll WAK_{Verblendkeramik}$

Ist der WAK des Gerüstwerkstoffes viel niedriger als derjenige der Verblendkeramik, so erhöhen sich die tangentialen Zugspannungen in der Verblendkeramik und erzeugen radial nach außen verlaufende Risse. Dies kann klinisch zu Spätsprüngen führen (Abb. 8).

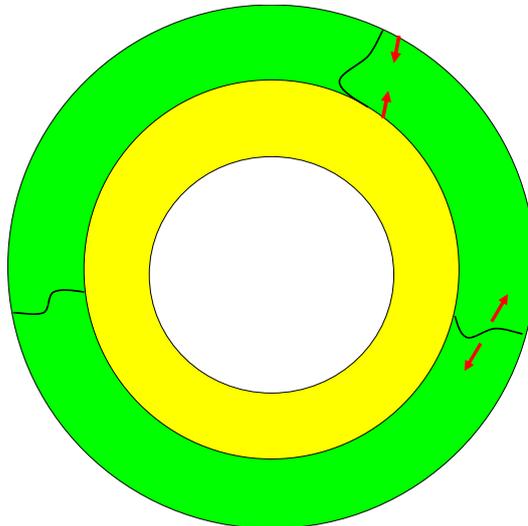


Abb.8: Rissverlauf durch die Verblendkeramik bei $WAK_{ZrO_2} \ll WAK_{Verblendkeramik}$ (Schnitt durch eine stilisierte Krone) (modifiziert nach VITA (2004))

- $WAK_{ZrO_2} > WAK_{Verblendkeramik}$ – ideal angepasst

Ist der $WAK_{Verblendkeramik}$ optimal auf den WAK_{ZrO_2} abgestimmt, dann gleichen sich tangential Druck- und radiale Zugspannungen aus. Damit ist sowohl bei der

Abkühlphase nach dem Sintern als auch bei thermischer Wechselbelastung in der Mundhöhle eine gute Haftung der Materialien gewährleistet (Abb. 9).

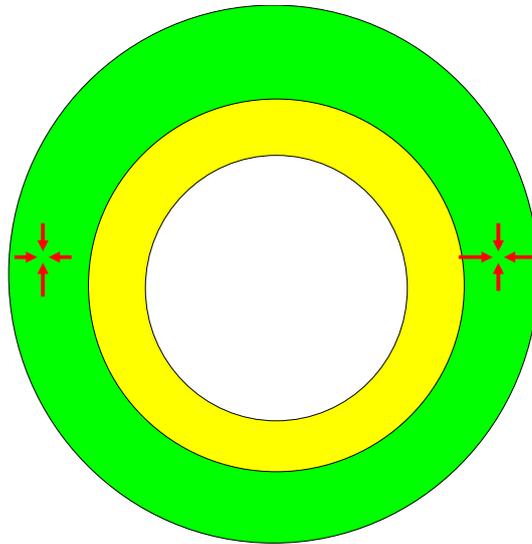


Abb. 9: Gleichgewicht von Druck- und Zugspannungen bei $WAK_{ZrO_2} > WAK_{Verblendkeramik}$ (Schnitt durch eine stilisierte Krone) (modifiziert nach VITA (2004))

2.3.1 Verfahren zur Prüfung des Haftverbundes zwischen Gerüstmaterialien und Verblendwerkstoffen

Durch die Einführung verschiedener vollkeramischer Systeme ist eine zweckmäßige und aussagekräftige Prüfung der Verbundfestigkeit von Gerüstkeramiksystemen und deren Verblendkeramiken unerlässlich. So können Haft/Verbund-Prüfungen an geometrischen Prüfkörpern oder realen bzw. stilisierten Verblendkronen durchgeführt werden (MARX 1986).

Im Wesentlichen unterscheidet man:

- Druckprüfung
- Zugprüfung
- Biegeprüfung
- Scherprüfung

2.3.1.1 Druckprüfung

Hierbei soll durch Druck auf die Inzisalkante der Verblendkrone die Festigkeit der Verblendung oder des Haftverbundes getestet werden. Diese Prüfmethode wurde von Voss (1969) für reale bzw. stilisierte Kronen entwickelt (Abb. 10).

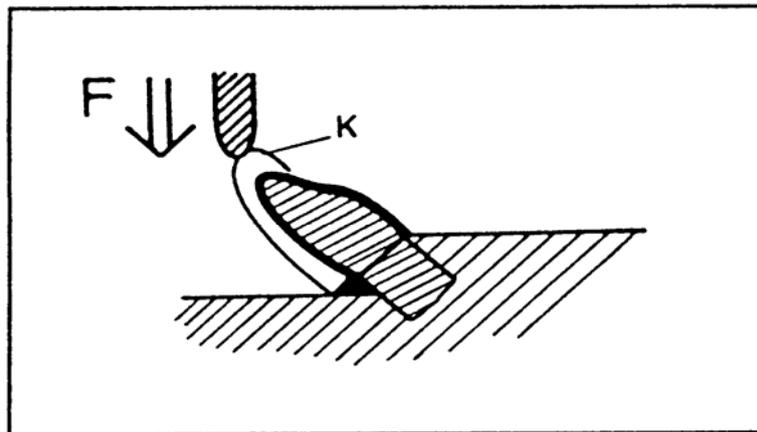


Abb. 10: Aufzeichnung der Druckprüfung (K – Keramik, F – Kraft [N]) (nach EICHNER & KAPPERT (1996))

Die Methode gibt eine Aussage über die Anwendbarkeit eines Verbundsystems im dentalen Bereich, da herstellungsbedingte Faktoren einer mit Keramik verblendeten Krone berücksichtigt werden können. Die Testergebnisse können mit den auftretenden Kaukräften im Mund in Verbindung gebracht und als Mindestanforderung angegeben werden. Die Ergebnisse werden allerdings von Druckrichtung und Angriffspunkt der Kraft stark beeinflusst. Es ist wegen der nur bedingt identischen Kronen mit einer großen Streuung der Messwerte zu rechnen (MARX 1988).

2.3.1.2 Zugprüfung

Zugprüfungen an geometrischen Prüfkörpern werden meist an genau definierten Prüfkörpern in einer Universalprüfmaschine (z. B. Zwick oder Instron) durchgeführt. Das einfachste Verfahren wurde 1950 von HATTEMER und KÜBEL (1950) zur Prüfung der Haftintensität zwischen z.B. Zement/Metall/Kunststoff entwickelt.

Diese Methode wurde in abgewandelter Form auch von ABOUSHELIB et al. (2005a; 2005b) zur Prüfung der Verbundfestigkeit zweier Keramiken angewendet. In der englischsprachigen Literatur wird dieses Mikrozugverfahren als „microtensile“-Verbundfestigkeitsprüfung bezeichnet. Die Ergebnisse dieser Methode sind von Abweichungen in der Geometrie der Prüfkörper, sowie von der Kraftanwendungsart abhängig (EL-ZOHAIRY et al. 2004; MEIRA et al. 2004).

Beim Zugversuch erfolgt eine axiale Zugbelastung durch den Vorschub in transversaler Richtung bis zur Fraktur im Verbundbereich (MARX 1988); die Spannung wird in N/mm^2 gemessen (Abb. 11).

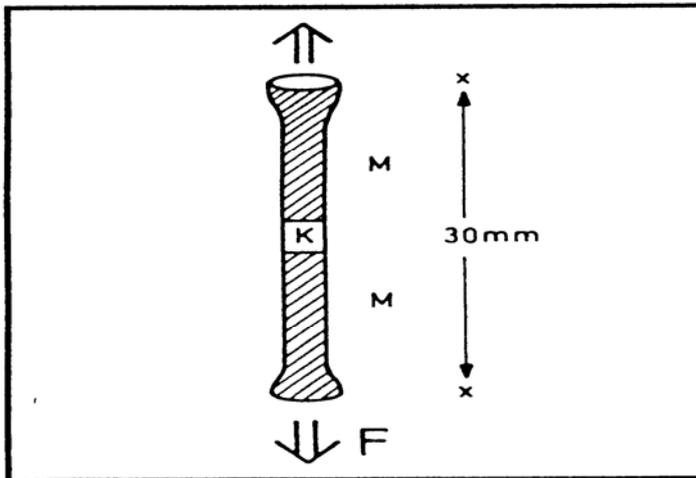


Abb. 11: Aufzeichnung der Zugprüfung (M – Metall, K – Keramik, F – Kraft [N]) (nach EICHNER & KAPPERT (1996))

Zugprüfungen an realen oder stilisierten Verblendkronen sind problematisch, weil Kraftangriff und Wirkung nicht eindeutig zu beurteilen sind. So wurde aus dem Zugversuch nach ROSSBACH (1969) ein Zugscherversuch (MARX 1988). Dieser Test ist wegen der Prüfkörperherstellung aber aufwändig.

3.3.1.3 Biegeprüfung

Die Biegeprüfung erfolgt mit geometrischen Prüfkörpern. Die wohl bekannteste Biegeprüfung ist die Dreipunkt-Biege-Prüfung nach SCHWICKERATH (1983) zur Ermittlung der Verbundfestigkeit zwischen Metall und Keramik (in die DIN 9693 für metallkeramische Systeme aufgenommen). Als Mindestanforderung definiert sie eine Biegescherkraft von 25 MPa (KAPPERT 2005).

Die Methode nach SCHWICKERATH (1983) kann lediglich zur metallkeramischen Verbundprüfung eingesetzt werden, weil Qualität und Festigkeit des Verbundes nur infolge der Biegung des Gerüsts festgestellt werden können (Abb. 12).

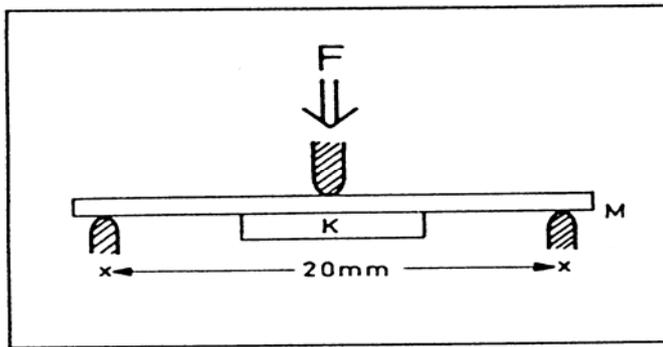


Abb.12: Versuchsanordnung des Drei-Punkt-Biegeversuchs nach SCHWICKERATH (1983) (x - Stützweite in mm (Entfernung der Auflagern), F - Bruchlast des Körpers [N], M - Metall, K - Keramik) (nach EICHNER & KAPPERT (1996))

3.3.1.4 Scherprüfung

Sie erfolgt an geometrischen Prüfkörpern. Bei diesem Prüfprinzip soll das Verblendmaterial in Richtung der Verbindungsfuge Gerüst-/Verblendmaterial verschoben bzw. abgeschert werden. Dies geschieht entweder durch Zug oder durch Druck auf den Verblendmasseanteil (MARX 1988). Bei allen Scherversuchsvorrichtungen ist die außerhalb der Verbundfuge angreifende Kraft kritisch einzustufen, da dadurch Drehmomente entstehen (MARX 1988). Um diese möglichst zu vermeiden, sollte sich der Abscherstempel möglichst konstant nahe an der Verbundgrenze befinden (SCHMITZ & SCHULMEYER 1975).

Beim Abscherversuch nach SCHMITZ und SCHULMEYER (1975) werden Metallwürfel mit einer Kantenlänge von 5,9 mm auf einer Seite zur Hälfte mit Keramik verblendet, wobei eine spezielle Schablone zum Auftragen keramischer Verblendmassen bis zu einer Schichtstärke von 3 mm eingesetzt wird. Der aufgebrannte Keramikblock wird parallel zur Würfeloberfläche abgeschert und die Scherspannung bzw. die Scherverbundfestigkeit als Quotient aus der Bruchlast und der Haftfläche der Metall/Keramik- bzw. Keramik/Keramik-Fläche berechnet (Abb. 13a).

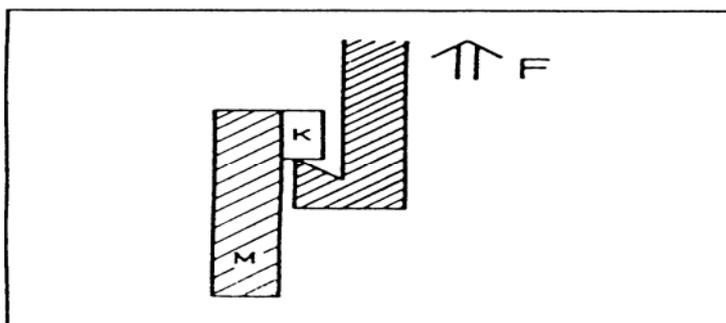


Abb. 13a: Aufzeichnung der Scherprüfung (M - Metall, K - Keramik, F - Kraft [N]) (nach EICHNER und KAPPERT (1996))

Dabei wird vorausgesetzt, dass eine gleichmäßige Belastung an der Grenzfläche zweier Materialien das Abscheren des Verblendkeramikblocks bewirkt. Frakturen innerhalb der Verblendkeramik können die Messergebnisse verfälschen.

Die Methode reagiert besonders empfindlich auf WAK-Differenzen zwischen Legierung und Keramik, da der massive Metallwürfel Spannungen nicht durch Verformung kompensieren kann.

In der englischsprachigen Literatur wird zur Prüfung der Adhäsion an der Zahnhartsubstanz häufig die Methode nach der DIN EN ISO Norm 11405 (2003) verwendet (WATANABE & NAKABAYASHI 1994). Bei dieser Methode wird ähnlich wie bei dem SCHMITZ und SCHULMEYER-Test (1975) eine Scherkraft angewendet, die über die gesamte Breite des Verblendmaterials greift und somit auch als Drehmoment wirkt (Abb. 13b). Bei dieser Prüfmethode treten vorwiegend Kohäsionsfrakturen auf (SHIAU et al. 1993; DELLA BONA & VAN NOORT 1995). Diese Methode wurde von AL-DOHAN et al. (2004) und DÜNDAR et al. (2005) zur Prüfung der Verbundfestigkeit zweier Keramiken ausgewählt.

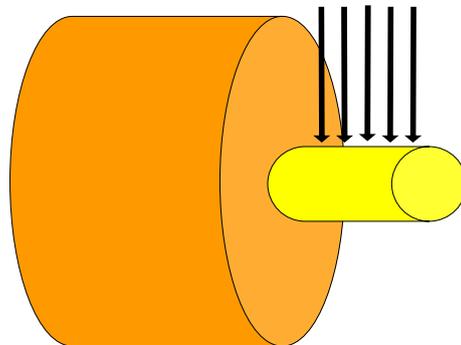


Abb. 13b: Methode DIN EN ISO Norm 11405 (2003) nach AL-DOHAN et al. (2004). Die Pfeile zeigen die Kraftangriffsfläche.

2.3.2 Frakturanalyse

Die Analysen der Rissoberfläche klinisch frakturierter Vollkeramikrestorationen durch verschiedene Autorengruppen (HAHN & WOLF 1994; KELLY et al. 1994; 1995) zeigten, dass es sich bei einem frühzeitigen Versagen konventioneller glashaltiger Dentalkeramikrestorationen zumeist um Ermüdungsfrakturen durch statische oder zyklische Belastungen unterhalb der kritischen Frakturgrenze handelt.

Verschiedene Faktoren beeinflussen das Entstehen und das Fortschreiten des Risses in der Keramik: mikrostrukturelle Inhomogenitäten, Größe und Verteilung der Risse, bestehende Spannungen nach Polieren, thermische Einflüsse bei der Bearbeitung, sowie der Feuchtigkeitseinfluss. Weiter tragen die Schichtstärke und Gestaltung der Restauration, die Elastizitätsmodule der einzelnen Keramikkomponenten, die Eigenschaften des Keramik-Zement-Verbundes, sowie die Größe und Ausrichtung der applizierten Kräfte zur Entstehung und Fortschreiten von Rissen bei (THOMPSON et al. 1994; PALLIS et al. 2004).

Der Frakturverlauf vollkeramischer Kronen unterscheidet sich deutlich vom Frakturverlauf vollkeramischer Brücken (KELLY et al. 1995; ZENG et al. 1998).

2.3.2.1 Kronenfrakturen

Vollkeramikronen weisen im Allgemeinen vier Versagenstypen auf (LAWN et al. 2004; PALLIS et al. 2004) (Abb. 14):

1. Das Versagen erfolgt größtenteils von der äußeren Fläche der Krone, meist an der Stelle des höchsten Wölbungspunkts (KELLY et al. 1989; LAWN et al. 2002): „cone crack“.
2. Das Versagen beginnt an der Grenzfläche zwischen Verblend- und Gerüstkeramik (KELLY et al. 1990; JUNG et al. 2000; LAWN et al. 2002): „quasi-plastic crack“.
3. Das Versagen tritt im Bereich der Belastungszone auf (JUNG et al. 2000; LAWN et al. 2004): es resultieren radial verlaufende Risse.
4. Es kommt zum Versagen außerhalb des Belastungsradius.

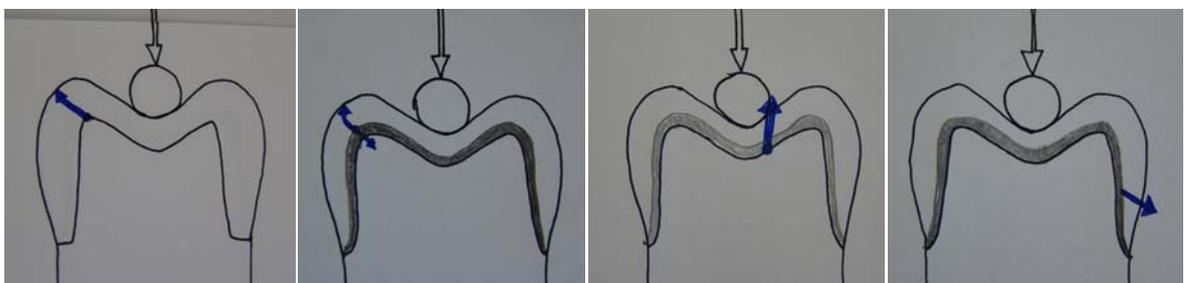


Abb. 14: Die vier Versagungstypen (von links nach rechts: 1, 2, 3, 4)

Diese potenziellen Frakturauslöser weisen auf maximale Risskonzentrationen und Zugspannungen an der betreffenden Stelle hin (KELLY et al. 1989; 1990; THOMPSON et al. 1994).

Die Autorengruppen um B. R. LAWN (2001; 2002; 2004) und DENG et al. (2003) untersuchten das Frakturverhalten von Kronen verschiedener Vollkeramiksysteme. Für alle Systeme (Glaskeramik, Infiltrationskeramik, Aluminiumoxid und Y-TZP als Gerüste) wurde festgestellt, dass die Risse in einem Zwei- und Dreischichtsystem primär unterhalb der Belastung, und zwar am Kontakt der Keramik mit dem Dentin, entstehen und radial nach außen verlaufen. Die Autoren zeigten, dass radial verlaufende Risse bei Hartkerngerüstkeramiken vor allem in der Verblendkeramik entstanden und das feste Gerüst unbeschadet blieb. Weitere Untersuchungen zu dem Frakturverhalten von Vollkeramikkrone mit Y-TZP als Gerüstmaterial bestätigten diese Ergebnisse und konnten zeigen, dass lediglich die Verblendung absplitterte und in den meisten Fällen das Gerüst intakt erhalten blieb (KAPPERT 2001; SUNDH & SJOGREN 2004; VULT VON STEYERN 2005; KIM et al. 2006).

Das Frakturbild der Zirkoniumoxidkrone ist somit vergleichbar mit dem Frakturverhalten metallkeramischer Kronen. Die häufigsten Misserfolge metallkeramischer Restaurationen zeigen sich ebenfalls entweder als Riss in der Verblendung oder als Versagen des metallkeramischen Verbundes in Form von Verblendungsabplatzungen (SCHWARZ & SCHWICKERATH 1988; LAWN et al. 2004).

2.3.2.2 Brückenfrakturen

Finite-Elemente-Analysen (FEA) ergaben bei Brückenkonstruktionen unter Druckbelastung höchste Zugspannungen im Bereich des Verbinders, der so die schwächste Stelle einer vollkeramischen Brücke darstellt (FISCHER et al. 2003).

Eine Untersuchung von THOMPSON (2000) verdeutlichte das unterschiedliche Belastungsverhalten von Y-TZP-Brücken (verblendet mit Vita D[®]) im Vergleich zu anderen vollkeramischen Systemen. Bei gingivaler Verblendung traten Abplatzungen der Verblendkeramik auf bzw. entstand bei allen Y-TZP-Gerüsten zwischen Verblend- und Gerüstkeramik eine Interfacefraktur. Bei anderen vollkeramischen Systemen waren diese Frakturen in 22% der Fälle zu beobachten (THOMPSON 2000). Ähnliche Resultate erzielten STUART et al. (2006c), in deren Untersuchung bei allen Prüfkörpern mit Y-TZP- oder In-Ceram[®] Zirconia-Gerüsten die Frakturen auf die Verbundzone zwischen Verblend- und Gerüstkeramik beschränkt waren; bei IPS Empress[®] 2-Prüfkörpern war hingegen eine Fraktur der Verblendkeramik mit Beteiligung des Gerüstkerns zu beobachten. Mittels Finite-

Elemente-Analysen (FEA) wurde weiter festgestellt, dass vor allem die Verblendkeramik das Versagen bestimmte (KELLY et al. 1994; 1995; WHITE et al. 2005).

Über das Fraktur- bzw. Versagensverhalten von Brücken mit einem Y-TZP-Gerüst, vor allem über den Ursprung der Fraktur, wird nur teilweise einheitlich berichtet. In allen Fällen versagten die Brücken am Verbinder (KELLY et al. 1994; 1995). Die Grundgerüste zeigten Frakturen, die rechtwinklig zur mesio-distalen Achse oder kurvenförmig von der gingivalen Seite des Verbinders zum mittleren Brückenglied hin verliefen (KELLY 1995; KELLY et al. 1995; SORENSEN et al. 1998; 1999; TINSCHERT et al. 2001a). Risse zeigten sich am häufigsten zwischen Pfeilerzahn und Brückenzwischenglied (TINSCHERT ET AL. 1999; FISCHER et al. 2003).

Vor allem das Verhalten der Verblendkeramik, bevor es zu Fraktur des gesamten Systems kommt, wird in der Literatur kontrovers diskutiert.

Einerseits wurde festgestellt, dass bis das gesamte Y-TZP-Grundgerüst versagte, keine äußerlichen Schädigungen, wie Abplatzungen von Keramikanteilen, beobachtet wurden (LUTHARDT et al. 1998; FILSER et al. 2001).

Andererseits wurde auch über Abplatzungen der Verblendkeramik vor der Gerüstfraktur berichtet (TINSCHERT et al. 1999; FILSER et al. 2002; GUAZZATO ET AL. 2004b, 2004c). Die Ergebnisse der Frakturanalyse wiesen bei Zirkoniumdioxidbrücken gegenüber anderen Vollkeramiksystemen einige Besonderheiten auf (FILSER et al. 2002). Die Belastungskurve im qualitativen Belastungs-Verschiebungs-Diagramm (Abb. 15) zeigt keinen glatten und kontinuierlichen Anstieg bis zum Versagen der Testbrücken, sondern es sind Entlastungsspitzen feststellbar. Diese sind auf einen Risstopp-Mechanismus zurückzuführen, bei dem der Riss an der Grenzfläche zwischen Verblendkeramik und Grundgerüst eine Ab- und Umlenkung erfährt.

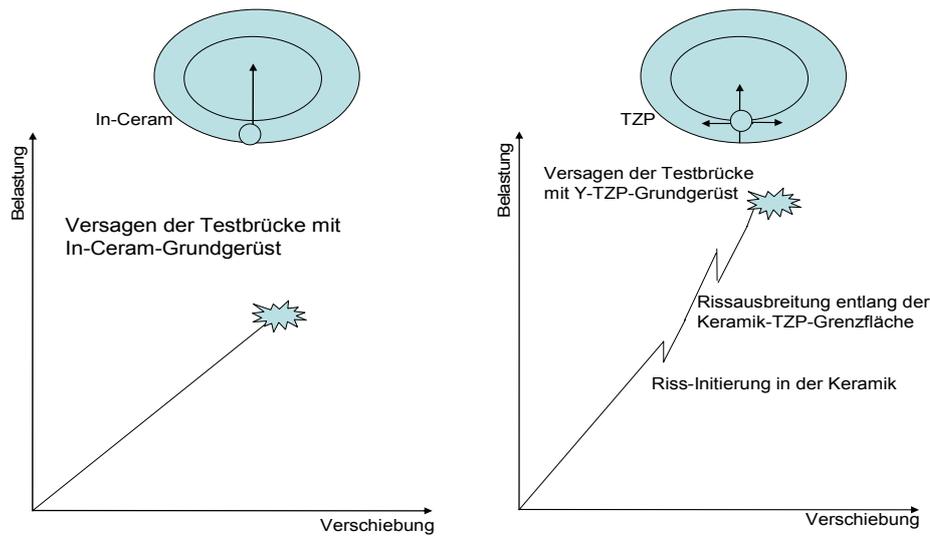


Abb. 15: Belastung-Verschiebung-Diagramm: Belastungskurve des In-Ceram-Systems und des TYP (nach FILSER (2002)).

In einer in-vitro-Studie mit dreigliedrigen Y-TYP-Brücken wurden während der Belastungsprüfung Abplatzungen der Verblendkeramik beobachtet, wobei die Fraktur durch die Verbinderstelle verlief (TINSCHERT et al. 1999). Auch andere Autoren berichteten über Verblendkeramikabplatzungen, die der Gerüstfraktur vorausgingen (GUAZZATO et al. 2004b; 2004c) (Abb. 16).

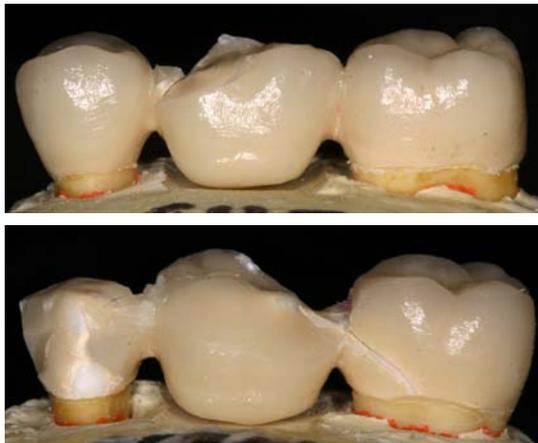


Abb. 16: Fraktur zweier Brücken aus DC-Zirkon[®] verblendet mit Vita[®] VM9 (GRIGORIADOU 2006)

Die Lebensdauer vollkeramischer Brücken wird neben den mechanischen Eigenschaften der Keramiken vor allem durch das Brückendesign bestimmt. Experimentelle Untersuchungen (TINSCHERT et al. 1999) und FEA (FISCHER et al. 2003) belegten die Bedeutung des Verbindersdesigns zwischen Krone und Zwischenglied und empfehlen eine runde Gestaltung des Verbinders.

2.3.3 Einfluss der Verblendung auf die Festigkeit und das Frakturverhalten von Y-TZP-Brücken

Die Auswirkung der Verblendung auf die Festigkeit des gesamten Systems wird unterschiedlich angegeben. FILSER et al. (2001) belegten, dass das Verblenden des Zirkoniumdioxidgerüsts im Gegensatz zu anderen Vollkeramikgerüsten die Bruchfestigkeit von 1278 N auf 1081 N reduziert. Dementsprechende Ergebnisse traten auch in den noch nicht veröffentlichten Untersuchungen von KAPPERT (persönliche Mitteilung, 2005) auf. Die Resultate anderer Untersuchungen zeigten ebenfalls, dass durch das Verblenden auch die Festigkeit des Hartkerngerüsts reduziert wurde (KELLY et al. 1994; 1995; GUAZZATO et al. 2002; 2004a; 2004b; 2004c; SUNDH & SJOGREN 2004; SUNDH et al. 2005).

Im Gegensatz dazu haben die Resultate der Studien von LUTHARDT et al. (1998), TINSCHERT et al. (1999) und SUNDH UND SJOGREN (2006) den Anstieg der Bruchfestigkeitswerte nach Beschichtung der Y-TZP-Gerüste mit Verblendkeramik nachgewiesen.

Eine andere Studie zeigte hingegen keinen statistisch relevanten Einfluss der Verblendung auf die Bruchfestigkeit der Keramikprüfkörper (BEUER et al. 2004).

Als Erklärung dafür können die Daten der Untersuchung von GUAZZATTO et al. (2004b) in Betracht gezogen werden. Die Autoren untersuchten das Frakturverhalten von zweischichtigen Prüfkörpern aus Y-TZP (DC-Zirkon[®]) und einer Verblendkeramik (Vita D[®]). Die Resultate bestätigen die Ergebnisse anderer Autoren, die zeigten, dass die Eigenschaften der Keramik, die Zugspannungen ausgesetzt wird, die Fraktur bestimmen (WHITE et al. 1994; KELLY et al. 1995; DRUMMOND 2003). Steht das Gerüstmaterial gingival unter Zugspannung, wird die Verblendung der Belastung ausgesetzt, somit bricht das gesamte System auf, wobei die hierfür benötigte Kraft der Bruchfestigkeit des Y-TZP-Gerüstmaterials entspricht. Verblendungsfrakturen im gingivalen Bereich des Verbinders treten schon bei einer geringen Kraftapplikation auf, wobei diese Kraftgröße mit der Verblendkeramikfestigkeit vergleichbar ist (GUAZZATO et al. 2004b; WHITE et al. 2005). Die Autoren weisen darauf hin, dass die Prognose einer vollkeramischen Brücke besser wäre, wenn die Verbinderstellen gingival unverblendet blieben. Aufgrund dieser Erkenntnis wurde ein neues Verblendungssystem eingeführt (Cercon[®] Ceram Express), bei dem das Y-TZP-Gerüst mit festerer Glaskeramik im

pneumatischen Heißpressverfahren überpresst wird (nach dem Empress® Prinzip) (KERN & SCHUBINSKI 2004; ABOUSHELIB et al. 2005a; 2005b). Bisher liegen hierzu noch keine klinischen Daten vor.

2.3.4 Einfluss der künstlichen Alterung auf die mechanischen Eigenschaften von Y-TZP als Restaurationsmaterial

Materialien sind im Mund Speichel, Temperaturwechseln und Kaukräften ausgesetzt. Um die Ermüdung restaurativer Materialien in-vitro zu überprüfen, können sie in einem Kausimulator zyklischen, mechanischen Belastungen mit oder ohne Wasserexposition oder in einem Gerät für Thermocycling zyklischen Temperaturbelastungen und Flüssigkeit ausgesetzt werden (KREJCI et al. 1990; KREJCI & LUTZ 1990; BARAN et al. 2001).

Der Vergleich der Resultate der Bruchfestigkeit mit (ROUNTREE et al. 2001; ROSENTRITT et al. 2001; 2003;) sowie ohne künstliche Alterung (LUTHARDT et al. 1998; LÜTHY et al. 1999; TINSCHERT et al. 2000a; 2001a; FILSER et al. 2001; KAPPERT 2001; FILSER et al. 2002; 2003;) weist auf einen relativ geringen Einfluss der künstlichen Alterung bei Y-TZP-Brücken hin. Dies belegt auch der direkte Vergleich der Festigkeitswerte von dreigliedrigen, verblendeten Brücken vor und nach künstlicher Alterung (SUNDH et al. 2005).

2.3.4.1 Einfluss des Thermolastwechsels auf das Y-TZP

Aufgrund der geringen Löslichkeit (deutlich unterhalb der erlaubten Grenze von 2000 µg/cm² (CALES et al. 1994; ARDLIN 2002)) und der chemischen Stabilität der Zirkoniumdioxidkeramik wird eine hohe Beständigkeit des Zirkoniumdioxids im feuchten Milieu gewährleistet. Einige Untersuchungen haben jedoch gezeigt, dass nach Sintern des Zirkoniumdioxids im Temperaturbereich zwischen 1450° C und 1550° C die Keramik doppelphasig vorhanden ist, das heißt, sowohl in der tetragonalen, als auch in der kubischen Phase (CHEVALIER et al. 2004). Das kann einen erheblichen Einfluss auf die Rissanfälligkeit haben. Innerhalb eines dicht gesinterten Y-TZP sind, sowohl die immer vorhandenen kubischen und metastabilen tetragonalen Körner, als auch die residualen Spannungen und Poren die Auslöser der Umwandlung und des Entstehens monokliner Körner, die zur Alterung und letztendlich zum Versagen führen können. Die Alterung tritt durch die

langsame Umwandlung der tetragonalen Kristalle in die monokline Phase bei einem Wasserkontakt des Materials auf (CHEVALIER et al. 2004; SANTOS et al. 2004). Erklärungen des Alterungsmechanismus beziehen sich auch auf die chemischen Änderungen, vor allem auf die Yttrium-Hydrolyse, womit Yttrium seine stabilisierende Rolle verliert (LANGE et al. 1986; ALLAIN et al. 1999; BARTOLOME et al. 2004). Unter anderem wird auch eine Zirkonium-Hydrolyse in Betracht gezogen (BARTOLOME et al. 2004; STUDART et al. 2006a). Der Thermolastwechsel hat auch durch das Auslösen von Rissen wegen temperaturbedingter Materialdehnung einen negativen Einfluss auf das mechanische Langzeitverhalten einer Keramik (MAGNE et al. 1999; GÜNGÖR et al. 2004; DÜNDAR et al. 2005).

Der Einfluss der künstlichen Alterung, sowohl auf das Y-TZP selbst, als auch auf das System Y-TZP/Verblendkeramik wurde in Studien dennoch kontrovers diskutiert (CHRISTEL et al. 1989; DRUMMOND 1989; THOMPSON & RAWLINGS 1990; SHIMIZU et al. 1993; CALES et al. 1994; JUNG et al. 2000; ARDLIN 2002; CHEVALIER et al. 2004; SANTOS et al. 2004; STUDART et al. 2004; 2006a; 2006b). Das Ausmaß der künstlichen Alterung (vor allem durch Hydrolyse) des Y-TZP zeigt in verschiedenen Untersuchungen gegensätzliche Resultate. Von keinem statistisch signifikanten Einfluss auf die Festigkeit der Y-TZP-Proben in vivo (Tiere) und in vitro innerhalb eines Zeitraums von 3 Jahren (SHIMIZU et al. 1993) über einen geringen Einfluss (DRUMMOND 1989) bis zu einem solchen, dass Y-TZP für den Einsatz als Implantat als nicht geeignet angesehen wurde (THOMPSON & RAWLINGS 1990).

2.3.4.2 Einfluss des Thermolastwechsels auf das zweischichtige System

Ein System aus zwei miteinander verbundenen Materialien könnte im oralen Milieu auf die Faktoren Feuchtigkeit und Temperaturschwankung empfindlicher reagieren als jedes Material für sich selbst. Der Grund dafür scheint in der Tatsache zu liegen, dass zwei verbundene Materialien auf den Temperaturwechsel aufgrund verschiedener Wärmeausdehnungskoeffizienten unterschiedlich reagieren. Dies kann im Verbund zur Entstehung von Spannungen führen, was die Verbundfestigkeit verringern kann (PRÖBSTER et al. 1996; GÜNGÖR et al. 2004; DÜNDAR et al. 2005). Andere Untersuchungen bestätigen diese Resultate hingegen nicht (ARDLIN 2002; TROIA et al. 2003).

Die Untersuchung von STUDART et al. (2006b) zeigte, dass Feldspatkeramik als Verblendung relativ beständig gegen zyklische Belastung ist. Zur Fraktur unter der Belastungsgrenze kommt es in der Regel erst durch Wasserkorrosion. Aufgrund des widerstandsfähigen Gerüsts werden die Risse vom Gerüst abgeleitet und die Verblendkeramik platzt ab. Dadurch wird das Y-TZP Gerüst dem Wassermillieu ausgesetzt und somit auch der festigkeitsmindernden zyklischen Belastung.

2.3.4.3 Einfluss der mechanischen zyklischen Belastungen mit und ohne Wasserexposition auf die Festigkeit des Y-TZP

Unterkritische zyklische Belastungen vor allem bei Wasserexposition könnten basierend auf den Ergebnissen von in-vitro-Studien klinisch bedeutsam sein: Durch zyklische Belastungen entstehen subkritische Risse und schreiten mit der Geschwindigkeit eines milliardstel Millimeters pro Stunde fort (MARX et al. 2004). Greifen die Wassermoleküle in das Risswachstum ein, beschleunigen sie die Geschwindigkeit um mehr als das Millionenfache. Sie vermindern die Oberflächeenergie an der Risspitze (MARX et al. 2004) durch Begünstigung der Spaltung von Zr-O-Zr-Verbindungen (STUDART et al. 2006a).

Eine in-vitro-Studie von STUDART et al. (2004) belegte den schädlichen Einfluss der künstlichen Alterung (zyklische Belastungen und Einfluss des Wassers) auf die Zuverlässigkeit und die Langzeitprognose von Y-TZP. Die Autoren empfehlen den Schutz des Y-TZP vor Kontakt mit Flüssigkeiten (Blut, Speichel, etc.), um eine günstige Langzeitprognose des Werkstoffes zu gewährleisten. Die gleiche Autorengruppe (STUDART et al. 2006a) veröffentlichte Ergebnisse von Y-TZP unter zyklischen Belastungen, mit bzw. ohne Wasserexposition. In beiden Fällen fiel die Festigkeit auf 46% bzw. 52% der Ausgangsfestigkeit zurück. Vor allem die simulierenden Kauzyklen haben, sowohl in trockener als auch in feuchter Umgebung einen signifikanten Einfluss auf die Festigkeit der Keramik, wobei Wasser den Prozess beschleunigt (DRUMMOND 2003).

Auch die Resultate einer Studie von CURTIS et al. (2006) zeigten bei niedrigen Belastungen in 10^5 Zyklen einen signifikanten Abfall der Festigkeit und des Weibull-Moduls von Y-TZP-Plättchen, größere Kräfte in 2×10^3 Zyklen (mit und ohne Wasseraussetzung) übten hingegen keinen Einfluss auf die Festigkeit und den Weibull-Modul aus.

Es scheint, dass Y-TZP, sowohl auf Wassereexposition, als auch auf zyklische Belastungen mit niedrigen Kräften empfindlich reagiert. Aufgrund seiner großen Ausgangsfestigkeit bleibt jedoch die klinische Relevanz des Festigkeitsverlustes durch die Alterung fraglich (JUNG et al. 2000).

2.4 CAD-CAM-Technologie

Die Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten durch direktes Sintern auf geeigneten Stümpfen oder die Anwendung herkömmlicher Press- oder Gusstechnologien ist aufgrund der hohen Verarbeitungstemperaturen von Zirkoniumdioxid nicht möglich. Zudem verhindert die außerordentliche Härte der Zirkoniumdioxidkeramik eine einfache und kostengünstige Bearbeitung. Deshalb können dentale Zirkoniumdioxidgerüste nur mit Hilfe von CAD-CAM-Technologien hergestellt werden (LUTHARDT et al. 1998).

2.4.1 Entwicklung dentaler CAD-CAM-Systeme

Erste Ideen zur computerunterstützten Herstellung von Zahnrestorationen wurden bereits 1971 von FRANÇOIS DURET geäußert, der als Begründer der CAD-CAM-Technik in der Zahnmedizin angesehen wird (TINSCHERT et al. 2004a). Im Jahre 1985 fertigte er während einer klinischen Demonstration eine CAD-CAM-gefräste Einzelkrone an (DURET et al. 1988). Dieses System wurde später unter dem Namen Sopa System[®] (Sopa Biokonzept Inc., F-Vienne) vertrieben. In den späten 1980-er Jahren (MÖRMANN & BRANDESTINI 1987) kam das CEREC[®] System (Sirona AG, D-Bensheim) als erstes dentales System zur chair-side Herstellung von Keramikinlays und -teilkronen auf den Markt.

CAD-CAM-Systeme zur Bearbeitung von Yttrium-verstärktem Zirkoniumdioxid wurden ab 1990 in den Dentalmarkt eingeführt (DCS AG, CH- Allschwil (DCS DENTAL 2004)). In dem Jahr 1993 folgte die Markteinführung des DCM-Verfahrens (DEGUDENT DENTSPLY 2004) und 1998 das Decim[®]-System für Denzir[®] (Decim AB, S-Skellefteå) (DECIM NORDEN 2004). Später folgten weitere Systeme.

Die Zukunft des CAD-CAM-Verfahrens scheint vielversprechend, da mit industriefertigten Rohlingen und automatisiertem Verfahren herstellungsbedingte Fehler umgangen werden und somit das Absenken des

Bruchzähigkeitswerts verhindert und höhere Festigkeitswerte erzielt werden können (MORENA et al. 1986a; 1986b; STEVENS & HENNIKE 1992; GEISGERSTORFER et al. 1993; MARX 1993; KELLY et al. 1996; HAUPTMANN et al. 2000; KAPPERT & KRAH 2001; FILSER et al. 2002).

2.4.2 Dentale CAD-CAM-Herstellung

Die Herstellung dentaler Restaurationen mit CAD-CAM Systemen erfolgt in der Regel in drei Schritten:

1. Schritt: Erfassen der zu rekonstruierenden Region in Form digitaler Daten („Punktwolke“) mit Hilfe eines mechanischen oder optischen Scanners.
2. Schritt: (CAD): Mit Hilfe einer Computersoftware wird auf dem digitalisierten Modell ein dreidimensionales virtuelles Brückengerüst entworfen.
3. Schritt (CAM): Das virtuelle Gerüst wird mittels einer industriellen CAM-Maschine aus einem Keramikblock gefräst.

Im Anschluss an die CAD-CAM-Gerütherstellung werden gewisse manuelle Arbeitsschritte, wie das definitive Aufpassen des Gerüsts und das Verblenden durch den Zahntechniker durchgeführt (TINSCHERT et al. 2004a).

2.4.3 Herstellung der Y-TZP Gerüste mittels CAD-CAM

2.4.3.1 Industrielle Vorbereitung der Zirkoniumdioxidkeramik für die CAD-CAM Bearbeitung

Die industrielle Herstellung der Oxidkeramiken beginnt mit dem kaltisostatischen Pressen des Rohmaterials. Durch den Einsatz synthetischer Rohstoffe, sowie moderner Pulververaufbereitungs- und Formgebungsmethoden können stabile, kreideähnliche Grünkörper mit einer hohen Primärdichte erzeugt werden (TINSCHERT et al. 2001c).

Zusätzlich besteht die Möglichkeit, dichtgesinterte oxidkeramische Rohlinge zu "hipen", d.h. durch heißisostatisches Pressen (HIP: *Hot Isostatic Postcompaction*) bei 1000 bar und 50° C unter der Sintertemperatur nochmals nachzuverdichten, um ihre Beständigkeit gegenüber dem Wachstum von Mikrorissen und somit das mechanische Langzeitverhalten der Oxidkeramik zu verbessern (Tab. 5) (CHRISTEL et al. 1989; RIEGER 1993). Dieses Verfahren wurde bereits 1986 von der Firma Metoxit vorgestellt (RIEGER 2001).

	Al_2O_3	TZP Sintern ohne Druck	TZP Sintern mit HIP
Dichte [g/cm ³]	3,9	6	6,1
Mittlere Korngröße [μm]	< 7	< 1	< 0,5
Mikrohärte [Vickers]	2000-3000	1000-1200	1000-1300
Elastizitätsmodul [GPa]	380	200	200
Biegefestigkeit [MPa]	400	900	1200
K_{IC} (Bruchzähigkeit) [MPa \times m ^{1/2}]	5-6	9-10	9-10

Tab. 5: Mechanische Eigenschaften des Al_2O_3 und Y-TZP (CHRISTEL et al. 1989)

Die HIP-Technologie verläuft in drei Stufen: (1) Vorsintern Y-TZP ohne Druck in einer anoxidischen Atmosphäre, bis ca. 95% der theoretischen Dichte erreicht wird; (2) warmer isostatische Druckprozess, mit dem die residuale Porosität entfernt wird (CHRISTEL et al. 1989); (3) Weißbrand in einer sauerstoffhaltigen Atmosphäre, wodurch die weiße Farbe des Materials wiederhergestellt wird.

Die endgültige Festigung der geformten, sowohl der Grün- als auch der „gehipten“ Weißkörper erfolgt anschließend durch Sintern in oxidierender Atmosphäre bei 1350-1550°C.

2.4.3.2 Methoden zur Bearbeitung von Zirkoniumdioxidkeramik mittels des CAD-CAM-Verfahrens

Zurzeit lassen sich als Fertigungsverfahren drei Methoden unterscheiden (TINSCHERT et al. 2004a; WITKOWSKI 2005) (siehe Tab. 6):

1. Die Grünbearbeitung vorgesinterter Keramikrohlinge,
2. die so genannte Weißbearbeitung teilgesinterter Rohlinge,
3. die Hartbearbeitung dichtgesinterter Rohlinge.

2.4.3.2.1 Grünbearbeitung

Bei diesem Verfahren wird ein Grundgerüst aus einem durch primäre Verdichtung des oxidkeramischen Ausgangspulvers vorgefertigten porösen und daher leicht zu bearbeitenden Zirkoniumdioxid-Rohling vergrößert herausgefräst und anschließend dicht gesintert. Die Form wird vorher durch Digitalisieren einer Modellvorlage aufgenommen und linear vergrößert (um etwa 20%). Dieser Vorgang sollte eine endgültige Herstellung dichtgesinterter Gerüste ermöglichen, wobei eine anschließende Hartbearbeitung nicht mehr nötig sein sollte (FILSER et

al. 2001). Die Vorteile dieses Verfahrens liegen im geringeren Schleifwerkzeug- und Zeitaufwand und der nur geringen Nachbearbeitung nach dem Sintern. Untersuchungen zeigten eine Verminderung der mechanischen Eigenschaften nach der Schleifbearbeitung von dichtgesinterten Zirkoniumdioxidgerüsten, was mit diesem Verfahren vermieden wird, weil das nachträgliche Sintern die ausgefräste Rohkeramik verdichtet (LUTHARDT & MUSIL 1997; PFEIFFER & HOLLSTEIN 1997; TUAN & KUO 1998; LUTHARDT et al. 1998; 1999; 2000; KOSMAČ et al. 1999; OBLAK et al. 2004). Kleine Korrekturen durch den Zahntechniker sind allerdings wegen der nicht-linearen Schrumpfung auch bei diesem Verfahren notwendig.

Für Kronen- oder Brückengerüste, die durch Grünbearbeitung aus primär verdichteten Zirkoniumdioxidrohlingen angefertigt wurden, liegen wenige Studien vor, die den Nachweis erbringen konnten, dass ein Ausgleich der Sinterschrumpfung durch eine entsprechende softwaregestützte Vergrößerung der Ausgangsgerüste technisch beherrschbar ist (MAY et al. 1998; HERTLEIN et al. 2001). Eine gute Passgenauigkeit bei längeren und gekurvten Brücken ist derzeit nicht zu erreichen (TINSCHERT et al. 2001b; KOMINE et al. 2005).

2.4.3.2.2 Weißbearbeitung - Bearbeitung in teilgesintertem Zustand

Als Weißbearbeitung wird die computergesteuerte Bearbeitung (CAM) teilgesintertter Rohlinge bezeichnet. Die weißen Rohlinge werden unter Druck und bei 1000° C gesintert. Sie weisen einen Verdichtungsgrad von 55-70% auf und sind daher noch relativ porös. Dieses Verfahren integriert die Vorteile der Grün- und der Hartbearbeitung. Jedoch müssen auch bei diesem Prozess der große Schleifwerkzeugaufwand (Diamantbohrer mit Kühlung), sowie eine gewisse Schrumpfung der Rohlinge unter Beibehaltung der Präzision überwunden werden. Der Name Weißbearbeitung wird in der Literatur allerdings nicht konsequent verwendet. Auf dem Dentalmarkt beschreiben viele Anbieter ihre Produkttechnologie als Weißbearbeitung, obwohl das technische Procedere eher der Grünbearbeitung entspricht (Vita[®] In-Ceram YZ Cubes, Vita; ZS-Blanks[®]-Everest[®], KaVo; DC Shrink[®]-Precedent[®], DCS Dental AG). Es gibt nur wenige Hersteller, deren Technologie dem Procedere der Bearbeitung im teilgesinterten

Zustand entspricht und daher berechtigt als Weißbearbeitung bezeichnet wird, z.B.: ELs Zirkon Y-TZP-W[®] (Digident, Amann Girrbach).

2.4.3.2.3 Hartbearbeitung — Bearbeitung in durchgesintertem Zustand

Die Hartbearbeitung erfolgt im Anschluss an das vollständige Sintern des oxidkeramischen Rohlings zu dichtgesintertem Zirkoniumdioxid. Eines der am besten beschriebenen Systeme für die Hartbearbeitung ist das Precident[®]-System (DCS Dental AG) (GRABER & BESIMO 1994; LUTHARDT 1997; LUTHARDT et al. 1999; BESIMO et al. 2001; TINSCHERT et al. 2001b; FRITZSCHE 2003; DCS DENTAL 2004), bei dem Zirkoniumdioxidgerüste aus vollgesinterten und gehipten Keramikblöcken ausgefräst werden.

LUTHARDT und MUSIL (1997b) untersuchten die Passgenauigkeit und physikalischen Eigenschaften (Frakturfestigkeit) von mit Precident[®] hergestellten Zirkoniumdioxidgerüsten und bestätigten die guten Resultate anderer Autoren (HÖLSCH 1992; GRABER & BESIMO 1994).

Dieses Verfahren ist allerdings zeit- und kostenaufwändig, da es mit einem entsprechend hohen Verschleiß der Schleifwerkzeuge verbunden ist (HAHN et al. 1996; STURZENEGGER et al. 2000; TINSCHERT et al. 2004a). Auch die mechanische und thermische Behandlung des dichtgesinterten Zirkoniumdioxids übt verschiedene, zurzeit noch kontrovers diskutierte Effekte aus.

In Tabelle 6 sind die zur Zeit gängigen dentalen CAD-CAM Systeme aufgelistet mit denen Zirkoniumdioxid verarbeitet werden kann (WITKOWSKI 2005; STRUB et al. 2005).

Grünbearbeitung

- Cercon® für CERCON® smart ceramics (Degussa-Degudent, D-Hanau)
- Lava Frame® für LAVA® (3M ESPE AG, D-Seefeld)
- Hint-ELs Zirkon Y-TZP-G® für DIGIDENT-System (Amann Girrbach, D-Pforzheim)
- ZirkonZahn® (Steger, I-Brunneck)
- Procera® AllZirkon für PROCERA® (Nobel Biocare, D-Köln)
- Xawex®-Zirkonoxid (Xawex AG, CH-Fällanden) für ZFN-VERFAHREN (i-mes, D-Eiterfeld)
- GN-1®-System (GC Dental, J-Tokyo)
- Bego-MEDIFACTURING®-System (Bego Medical, D-Bremen)
- CE.NOAVATION®-System (Inocermic, D-Hermsdorf)

Weißbearbeitung

- Vita YZ Cubes® (Vita Zahnfabrik, D-Bad Säckingen) für CEREC InLab®, Sirona D-Bensheim)
- IPS e.max ZirCAD (Ivoclar Vivadent AG, FL-Schaan) für CEREC InLab®, Sirona D-Bensheim)
- ZS-Blanks® für EVEREST® (KaVo, D-Leutkirch)
- Hint-ELs Zirkon Y-TZP-W® für DIGIDENT System (Amann Girrbach, D-Pforzheim)
- DC Shrink® für PRECIDENT® (DCS Dental, CH-Allschwil)

Hartbearbeitung

- DC-Zirkon® für PRECIDENT® (DCS Dental, CH-Allschwil)
- Z-Blanks® für EVEREST® (KaVo, D-Leutkirch)
- Hint-ELs Zirkon Y-TZP-HIP® für DIGIDENT System (Amann Girrbach, D-Pforzheim)
- ZirKon TM® für PRO 50® (Cynovad, C-Montreal)
- Denzir® für CAD.ESTHETICS®/DECIM® (Decim AB, S-Skellefteå mit Ivoclar Vivadent AG, FL-Schaan)
- HIP-Zirkonoxid für ETKON® (Etkon AG, D-Gräfelfingen)

Tab. 6: Methoden zur Bearbeitung von Zirkoniumdioxidkeramik mittels des CAD-CAM-Verfahrens in Abhängigkeit vom Sinterzustand des Rohlings

2.4.4 Auswirkungen des CAD-CAM-Verfahrens und der Nachbearbeitung auf den Werkstoff Zirkoniumdioxidkeramik

2.4.4.1 Einfluss der Oberflächenbearbeitung

Es ist noch nicht vollständig bekannt, welchen Einfluss die zahntechnischen Arbeitsschritte auf die mechanischen Eigenschaften des Y-TZP-Gerüsts ausüben. Die üblichen Schritte für die Herstellung von Zahnersatz bis zum endgültigen Einsetzen sind:

- Fräsen des Gerüsts und anschließendes Aufpassen und Polieren,

- Aufbrennen der Verblendkeramik, üblicherweise bei Temperaturen um etwa 900°C,
- Abstrahlen vor dem definitiven Einsetzen, vor allem bei der Adhäsivbefestigung von Oxidkeramiken (BLATZ et al. 2003).

Obwohl viele Autoren die Auswirkungen dieser Vorbehandlung untersuchten, sind die Schlussfolgerungen und Empfehlungen unklar und werden kontrovers diskutiert (MARX 1993; HAHN & WOLF 1994; THOMPSON et al. 1994; LIAO et al. 1997; LUTHARDT & MUSIL 1997; PFEIFFER & HOLLSTEIN 1997; TINSCHERT & MARX 1997; TUAN & KUO 1998; KOSMAČ et al. 1999; 2000; LUTHARDT et al. 2002; 2004; OBLAK et al. 2004; GUAZZATO et al. 2005).

Verschiedene Autoren untersuchten die Festigkeit von Y-TZP nach simulierter Innenbearbeitung mit Diamanten unter Wasserkühlung von Kronengerüsten (KOSMAČ et al. 1999; LUTHARDT et al. 2000; 2002; 2004). Sie stellten einen signifikanten, etwa 50%igen Festigkeitsverlust nach der Bearbeitung fest. Grund dafür ist, dass es beim Fräsen zum Auftreten kleinerer Abplatzungen und Mikrorissbildungen kommt (TINSCHERT et al. 1999). BALTZER & KAUFMANN-JIONIAN (2003) konnten keinen statistisch signifikanten Unterschied in der Biegefestigkeit von Zirkoniumdioxid (YZ Cubes[®]; Vita) nach maschineller Bearbeitung, sowie vor und nach dem Sintern, bzw. nach 10.000 Belastungszyklen à 300 N feststellen. Eine Untersuchung von DENG et al. (2002) weist auf den festigkeitsmindernden Einfluss der Abstrahlung der inneren Flächen von Kronengerüsten hin.

GUAZZATO et al. (2005) hingegen konnten zeigen, dass die Bearbeitung von Y-TZP (z.B. Abstrahlen oder Schleifen) die Festigkeit des Materials erhöht, sofern dabei keine Temperaturerhöhung erfolgt.

Eine bemerkenswerte Eigenschaft von Y-TZP ist die Entstehung einer kompressiven Schicht auf der bearbeiteten Gerüstoberfläche. Die tetragonalen Körner, die nicht in der Matrix eingepresst sind, können spontan oder durch die mechanische Bearbeitung von der tetragonalen in eine monokline Phase transformieren (LUTHARDT & MUSIL 1997). Die Folge dieser Umwandlung ist eine Erhärtung der Oberflächenschicht, z.B. durch Abstrahlen oder gekühltem Schleifen, was die Festigkeit der Zirkonoxidkeramik erhöht (LIAO et al. 1997; TUAN & KUO 1998; KOSMAČ et al. 1999; 2000; GUAZZATO et al. 2005).

Der andere nicht gewünschte Effekt ist die Entstehung von Oberflächendefekten und Mikrorissen, die Materialschwächungen induzieren und das Langzeitverhalten

der Keramik negativ beeinflussen können, wenn sie die kompressive Schicht überschreiten (HAHN & WOLF 1994; PFEIFFER & HOLLSTEIN 1997; TUAN & KUO 1998; KOSMAČ et al. 1999; 2000; OBLAK et al. 2004; GUAZZATO et al. 2005). Klinisch bedeutet das, dass Dentalkeramiken bei normaler Belastung nach mehreren Jahren plötzlich versagen können (MARX 1993; TINSCHERT & MARX 1997). THOMPSON et al. (1994) zeigten in einer Untersuchung, dass nicht die Dicke der Kompressionsschicht, sondern vielmehr die Rissverteilung in einer Keramik deren Misserfolg bestimmt.

VITA ZAHNFABRIK (2004) empfiehlt im Fall einer mechanischen Nachbearbeitung einen zusätzlichen „Regenerationsbrand“ bei 1000° C während 15 Min. Der Grund dafür liegt in der durch die Nachbearbeitung eingebrachten Energie. Diese kann zu einer Phasenumwandlung der monoklinen Körner des Y-TZP bzw. zur Induzierung von Grenzflächenspannungen führen. Der Regenerationsbrand soll die Spannungen zwischen der Verblendkeramik und dem Gerüst verhindern, die aufgrund der Änderung des WAK des monoklinen Y-TZP ($WAK \sim 7 \times 10^{-6} K^{-1}$) entstehen (VITA ZAHNFABRIK 2004).

Diese Empfehlung muss jedoch auch kritisch betrachtet werden, denn sie beachtet nicht, dass die thermische Behandlung von Y-TZP (auch bei 900° C für 2 Stunden) umgekehrt eine Umwandlung der monoklinen Partikel in die tetragonale Phase verursacht (KOSMAČ et al. 2000), was zum Schwund der Kompressionschicht führt. Die Festigkeit der Gerüstkeramik sinkt, da den durch die Bearbeitung entstandenen Defekten und Mikrorisse kein Druck der Kompressionsschicht entgegensteht (KOSMAČ et al. 1999; 2000; GUAZZATO et al. 2005; SUNDH et al. 2005). Der Regenerationsbrand verursacht daher den gleichen Effekt, der z.B. beim ungekühlten Beschleifen vorkommt, bei dem die kritische Temperatur um ca. 1000°C erreicht wird und die Festigkeit abnimmt (GUAZZATO et al. 2005).

Für die Praxis bedeutet dies, dass die CAD-CAM-Herstellung von Zirkoniumdioxidgerüsten optimiert werden muss, um alle Effekte vermeiden zu können, die die Festigkeit der Keramik vermindern.

2.4.4.2 Passgenauigkeit der mittels CAD-CAM hergestellten Restaurationen

LUTHARDT und MUSIL (1997) und MAY et al. (1998) fanden für die mit dem Precident® hergestellten Zirkoniumdioxidkronengerüste im Vergleich zu gefrästen

Titankronengerüsten eine für den klinischen Einsatz ausreichende Passgenauigkeit von 60-80 µm. Eine Untersuchung des Decim[®]-Systems ergab ebenfalls eine hohe Präzision dieses CAD-CAM-Verfahrens mit einer Diskrepanz zwischen Meistermodell und hergestelltem Kronengerüst von weniger als 50µm (COLI & KARLSSON 2004). Weitere Untersuchungen zur Passgenauigkeit mittels CAD-CAM hergestellter Kronen bestätigen diese Resultate (BEUER 2003; BINDL & MÖRMANN 2005; NAKAMURA et al. 2005).

TINSCHERT et al. (2001b) fanden, dass die Passgenauigkeit mittels Precident[®] hergestellter Y-TZP-Brückengerüste den klinischen Anforderungen von 120 µm (MCLEAN & VON FRAUNHOFER 1971) bezüglich des Randspalts genügt. Mit Zunahme der Brückenspannweite zeigten sich jedoch erhöhte Randspaltwerte, die weitere Verbesserungen des CAD-CAM Systems erforderlich machen. ABDIN-BEY (2003) und REICH et al. (2005) fanden eine klinisch ausreichende Passgenauigkeit von ca. 70µm bei CAD-CAM-hergestellten dreigliedrigen Brückengerüsten.

KOMINE et al. (2005) ermittelten verhältnismäßig große Randspalten von 86,5-147,3 µm bei CAD-CAM gefrästen viergliedrigen vorgesinterten Zirkoniumdioxid (Cercon[®]) Keramikbrückengerüsten. Ein gekrümmter Brückenverlauf verschlechterte die Passgenauigkeit zusätzlich.

2.5 Das Zirkoniumdioxid-Vollkeramik-System

2.5.1 Vor- und Nachteile

Vollkeramische dreigliedrige Brücken konnten in der Vergangenheit aufgrund ungenügender Biegefestigkeit nur im Frontzahnbereich mit gutem Erfolg eingesetzt werden. Das infiltrationskeramische System In-Ceram[®] Alumina hielt in Form einer Brücke den Kaukräften im Seitenzahnbereich nur bei deutlich überdimensionierter Verbindergestaltung stand (STURZENEGGER et al. 2000). Hingegen scheinen Zirkoniumdioxidbrücken bereits bei geringerer Verbinderdimensionierung in der klinischen Anwendung möglich.

Zirkoniumdioxid weist zahlreiche Vorteile auf: gute Biokompatibilität, hohe Festigkeit (konventionelles Zementieren, zahnschonende Präparation, grazile Gestaltung des Gerüsts), niedriger Preis, zahnähnliche Farbe. Nachteile sind hohe Opazität, fragwürdige Verbundeigenschaften zur Verblendkeramik,

Bearbeitung nur durch CAD-CAM-Technologie, fehlende klinische Langzeitdaten. Zirkoniumdioxid wird in der festsitzenden und herausnehmbaren Prothetik verwendet für:

- Stiftkernaufbauten (MEYENBERG et al. 1995; FISCHER 1998; KERN et al. 1998; FÉHER et al. 1999; EDELHOFF et al. 2002)
- Kronen (KAPPERT 2001; SNYDER & HOGG 2005; KIM et al. 2006)
- Brücken (3-, 4- und mehrgliedrige; im Front- und Seitenzahnbereich) (LUTHARDT et al. 1998; STURZENEGGER et al. 2000; TINSCHERT et al. 2001c; VÖLKL 2001; POSPIECH et al. 2002; TINSCHERT 2002; ZEMBIC et al. 2002; BORNEMANN et al. 2003; MOLIN 2003; SAILER et al. 2003; RINKE 2004; TINSCHERT et al. 2004b; 2005; VULT VON STEYERN et al. 2005; STUDART et al. 2006a; 2006b; 2006c)
- Implantate (KOHAL et al. 2002; 2004)
- Implantatpfosten (STUDER et al. 1996; WOHLWEND et al. 1996; YILDIRIM et al. 2003; GLAUSER et al. 2004)
- Adhäsivbrücken (KERN 2005; KOMINE & TOMIC 2005; WOLFART & KERN 2006)
- Konuskronen (WEIGL & LAUER 2000; PELLECCIA et al. 2004)

2.5.1.1 In-vitro-Untersuchungen von Kronen und Brücken aus Zirkoniumdioxid

Die Untersuchungsergebnisse zeigten für zirkoniumdioxidunterstützte Kronen und Brücken im Vergleich zu anderen vollkeramischen Systemen höhere Bruchfestigkeiten (KAPPERT 1996; LUTHARDT et al. 1998; KAPPERT 2001; KAPPERT & KRAH 2001).

KAPPERT (2001) zeigte in seiner Studie zur Festigkeit von Kronen, dass ein mit verschiedenen Verblendkeramiken beschichtetes Y-TZP-Gerüst mit Werten von 1267 bzw. 1571 N die Belastbarkeit konventioneller Metallkeramikronen übertrifft. In einer weiteren Untersuchung von POTIKET et al. (2004) konnte ebenfalls kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Bruchfestigkeit von metall-, aluminiumoxid- oder zirkoniumdioxidverstärkten Kronen gezeigt werden. Für die klinische Anwendung der Y-TZP-Kronen scheint ein ausreichender Sicherheitsabstand im Bezug auf die mittlere Kaubelastung vorhanden zu sein.

Drei- oder mehrgliedrige vollkeramische Brücken mit Zirkoniumdioxidgerüsten zeigten unter in-vitro Bedingungen Bruchlastwerte zwischen 900 N und 2300 N (LÜTHY et al. 1999; TINSCHERT et al. 1999; 2000a; HAUPTMANN et al. 2000; FILSER et al. 2001; ROUNTREE et al. 2001; ROSENTRITT et al. 2001; TINSCHERT et al. 2001a; ROSENTRITT et al. 2003) und scheinen somit für den klinischen Einsatz im Seitenzahnbereich geeignet zu sein (FISCHER et al. 2003).

Die Belastbarkeit von Seitenzahnbrücken mit einem Verbinderquerschnitt von 16 mm² aus Hartkernkeramiken (IPS Empress[®] 2, In-Ceram[®] Zirconia und DC-Zirkon[®]) wurde von TINSCHERT et al. (2000a) untersucht. CAD-CAM-gefertigte dreigliedrige Zirkoniumdioxidbrücken zeigten Bruchlasten von 2289 N, viergliedrige von 1607 N und fünfgliedrige von 1262 N, womit sie alle oberhalb der angenommenen minimalen Belastungsgrenze von 1000 N lagen. In einer anderen Untersuchung von TINSCHERT et al. (2001a) wurde festgestellt, dass dreigliedrige, mit Zinkoxid-Phosphatzement konventionell befestigte Y-TZP-Brücken (DC-Zirkon[®]) im Vergleich zu Metallkeramikbrücken eine höhere Bruchfestigkeit aufwiesen.

Eine weitere Bruchfestigkeitsuntersuchung dreigliedriger Brücken mit einem Molaren als Zwischenglied (LAVA[®], 3M Espe, D-Seefeld) zeigte nach künstlicher Alterung eine mittlere Festigkeit von 992 N (ROSENTRITT et al. 2001). ROSENTRITT et al. (2003) fanden bei simulierter fünfjähriger Tragezeit von dreigliedrigen Seitenzahnbrücken aus LAVA[®] 1000 bis 2000 N Bruchfestigkeit. ROUNTREE et al. (2001) erzielten mit dem LAVA[®]-System nach künstlicher Alterung ähnliche Resultate.

In einer Untersuchung mit dreigliedrigen Y-TZP-Brücken stellten FILSER et al. (2001) fest, dass die Versagenswahrscheinlichkeit bei einer Belastung von 500 N 0% und bei 880 N 4% betrug, wobei die Verbinder einen minimalen Querschnitt von 6,9 mm² aufwiesen und rund geformt waren. Ein minimaler Querschnitt von 6,9 mm² scheint für dreigliedrige Brücken ausreichend zu sein (FILSER et al. 2001; KAPPERT 2001; TINSCHERT 2002; STUDART et al. 2006a; 2006b).

LÜTHY et al. (2005) untersuchten viergliedrige Cercon[®]-Gerüste mit einem Verbinderquerschnitt von 7,3 mm² und fanden eine durchschnittliche Bruchfestigkeit von 706 N. Die Autoren stellten fest, dass der Querschnitt größer als 7,3 mm² sein muss, damit eine viergliedrige Brücke den Kaukräften im Seitenzahnbereich zuverlässig standhalten kann. Dies stimmt mit den

Forderungen von STUDART et al. (2006a; 2006b) nach größeren Verbinderstärken bei länger spannigen Brücken überein. STUDART et al. (2006a; 2006b) untersuchten Y-TZP-Brücken ohne und mit Verblendung. Die Proben wurden mechanisch-zyklischen Belastungen mit und ohne Wasser ausgesetzt. Es wurde mittels der FEA festgestellt, dass bei ausreichender Verbindergestaltung bei 3-, 4- und 5-gliedrigen unverblendeten Brücken ($>5,7$, $>12,6$ bzw. $>18,8$ mm²) eine Frakturnrate von 5% über 20 Jahre auftrat. STUDART et al. (2006b) zeigten, dass zur Vermeidung von Verblendkeramikabplatzungen viel größere Querschnitte der zweischichtigen Verbinder (3-, 4- und 5-gliedrig: $> 11,9$ mm², $> 30,2$ mm² und $> 43,0$ mm²) erforderlich sind. Die mittels der FEA berechneten Werte können für 4- und 5-gliedrige Brücken nicht in die Praxis umgesetzt werden, da dafür zu wenig Platz vorhanden ist.

Im Vergleich mit Zirkoniumdioxidbrücken können Metallkeramik-Brücken mit mindestens 1/3 mehr statischer Kraft belastet werden, bevor erste Keramikabplatzungen auftreten (KAPPERT et al. 1990).

2.5.1.2 Klinische Untersuchungen von Zirkoniumdioxidbrücken

Bis zum heutigen Zeitpunkt wurden für Seitenzahnbrücken mit Zirkoniumdioxidgerüsten nur wenige klinische Studien veröffentlicht (STURZENEGGER et al. 2000; TINSCHERT et al. 2001c; VÖLKL 2001; POSPIECH et al. 2002; TINSCHERT 2002; ZEMBIC et al. 2002; BORNEMANN et al. 2003; MOLIN 2003; SAILER et al. 2003; RINKE 2004; TINSCHERT et al. 2004b; VULT VON STEYERN et al. 2005). Der längste Beobachtungszeitraum umfasst lediglich 3 Jahre. Konventionelle metallkeramische Brücken weisen eine Überlebensrate von über 90% nach 10 bzw. 75% nach 15 Jahren Tragezeit auf (CREUGERS et al. 1994; KERSCHBAUM 2004). Ein Vergleich im Bezug auf die Langzeitprognose ist wegen der unterschiedlichen Beobachtungszeiträume nicht möglich.

Eine Übersicht über die klinische Bewährung von Zirkoniumdioxidbrücken wird in Tabelle 7 dargestellt.

CAD-CAM System	Anzahl der Brücken	Brücken-spanne 3/4/5	Beobachtungszeitraum	Misserfolg Keramik-abplatzung (%)	Über-lebensrate (%)	Autoren
Cercon®	22	22/0/0	1	0	100	(STURZENEGGER et al. 2000)
Cercon®	?	?/??/?	2,5	?	100	(VÖLKL 2001)
DCS®	26	20/6/0	1	0	100	(TINSCHERT et al. 2001c)
Cercon®	58	?/??/?	2-3	6,9	100	(ZEMBIC et al. 2002)
DCS®	30	?/??/?	1,3	3,3	100	(TINSCHERT 2002)
LAVA®	38	38/0/0	< 1	0	100	(POSPIECH et al. 2002)
Cercon®	58	?/??/?	>3	11	100	(SAILER et al. 2003)
Cercon®	59	44/15/0	1	3,4	100	(BORNEMANN et al. 2003)
Denzir®	18	18/0/0	2	33	100	(MOLIN 2003)
Cercon®	21	21/0/0	1	0	100	(RINKE 2004)
DCS®	50	33/14/3	3	6	100	(TINSCHERT et al. 2004b)
DCS®	50	25/14/11 (16 mit ≥ 2 Zwischen- glieder)	>3	8	100	(TINSCHERT et al. 2005)
DCS®	20	0/0/20 (3 Pfeiler)	2	15	100	(VULT VON STEYERN et al. 2005)

Tab. 7: Klinische Bewährung von Y-TZP Brücken.

Mit Cercon® hergestellten Brücken wurden in allen klinischen Studien nach 1- bis über 3-jähriger Tragezeit Überlebensraten von 100% erreicht (STURZENEGGER et al. 2000; VÖLKL 2001; ZEMBIC 2002; BORNEMANN 2003; SAILER et al. 2003; RINKE 2004). Aufgrund von Verblendungsfrakturen wurden hingegen unterschiedliche Erfolgsraten von 100% nach 1 Jahr bei adhäsiv (STURZENEGGER et al. 2000) und konventionell mit Zinkoxid-Phosphatzement befestigten Brücken (RINKE 2004), bis 96,6% nach 1 (BORNEMANN 2003), 93,1% nach 2-3 (ZEMBIC 2002) und 89% nach über 3 Jahren Tragezeit (SAILER et al. 2003) erzielt.

Auch die mit dem DCS-Precident[®]-System hergestellten DCS[®]-Brücken wiesen eine 100%-ige Überlebensrate nach 1 bis 3 Jahren auf (TINSCHERT et al. 2001c; TINSCHERT 2002; TINSCHERT et al. 2004b; 2005; VULT VON STEYERN et al. 2005). Die DCS[®]-Brücken wiesen ebenfalls unterschiedliche Erfolgsraten auf: 100%-ige Erfolgsrate nach 1 Jahr (TINSCHERT et al. 2001c), 97,5% nach 1,3 Jahren (TINSCHERT 2002), 94% nach 3 (TINSCHERT et al. 2004b) und 92% nach über 3 Jahren (TINSCHERT et al 2005), sowie 85% nach 2 Jahren (VULT VON STEYERN et al. 2005). Alle Brücken wurden mit Zinkoxid-Phosphatzement eingesetzt.

In der Studie von POSPIECH et al. (2002) wurde eine 100% Überlebens- und Erfolgsrate der mit dem LAVA[®]-CAD-CAM-System hergestellten und konventionell (Glasionomerzement) zementierten Seitenzahnbrücken nach knapp einem Jahr erzielt.

MOLIN (2003) beschrieb nach 2 Jahren für die Denzir[®]-Brücken eine 100%-ige Überlebensrate, die Restaurationen wiesen jedoch in 33% Abplatzungen auf.

Bisher liegen keine 5-jährigen klinischen Daten mit Zirkoniumdioxidbrücken vor. In der Literatur sind bislang erst 3 Jahres Erfahrungen beschrieben, weshalb eine uneingeschränkte Empfehlung für die Anwendung in der Praxis nicht gegeben werden kann. Aufgrund der bisherigen Ergebnisse sind metallkeramische Restaurationen vor allem im Seitenzahnbereich unter Praxisbedingungen das Mittel der Wahl (KERSCHBAUM 2004).

3. ZIEL DER UNTERSUCHUNG

Das Ziel der vorliegenden in-vitro-Untersuchung war es, die Verbundfestigkeit von verschiedenen Zirkonoxidgerüstkeramiken und Verblendkeramiken vor und nach dem Thermolastwechsel zu ermitteln und zu vergleichen. Die Prüfkörper wurden nach dem Schertest auf kohäsive und adhäsive Frakturmechanismen untersucht.

4. MATERIAL UND METHODE

4.1 Material

Bei der vorliegenden Untersuchung wurde die Verbundfestigkeit folgender 3 Zirkoniumdioxidgerüstmaterialien und 3 Verblendkeramiken überprüft (Tab. 8a-b):

Gerüstmaterial	Hersteller
-- = verwendetes Kürzel	
DC-Zirkon [®] für Precident [®] System -D-	DCS Dental AG, CH-Allschwil/ Metoxit AG (CH-Thayngen)
Cercon [®] Base für Cercon [®] Brain -C-	DeguDent/Dentsply, D-Hanau
Vita In-Ceram [®] YZ Cubes für Cerec [®] -V-	Vita Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG, D-Bad Säckingen/ Metoxit AG (CH-Thayngen)

Tab. 8a: Übersicht der Gerüstmaterialien

Verblendkeramik	Hersteller
(mit jeweils zugehörigem Liner)	
-- = verwendetes Kürzel	
Cercon [®] Ceram S -C-	DeguDent/Dentsply, D-Hanau
Vita VM [®] 9 -V-	Vita Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG, D-Bad Säckingen
IPS e.max [®] Ceram (Pilot Charge - September 2004) -E-	Ivoclar Vivadent AG, FL-Schaan

Tab. 8b: Übersicht der Verblendmassen

Die Werkstoffe wurden von den Herstellern in Originalverpackung zur Verfügung gestellt.

Die Tabellen 9 und 10 zeigen die chemischen Zusammensetzungen, die Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) und Biegefestigkeiten der untersuchten Zirkoniumdioxidgerüst- und Verblendmassen.

Bestandteil (Gew.%) an:	DC-Zirkon[®]	Cercon[®] Base	Vita YZ- Cubes[®]
ZrO ₂ (HfO ₂)	≈ 95	≈ 95 (< 2 HfO ₂)	≈ 95 (< 3 HfO ₂)
Y ₂ O ₃	≤ 5	5	5
Al ₂ O ₃ + andere O	< 1 (+ Na ₂ O)	< 1 (+ SiO ₂)	< 1 (+ SiO ₂)
andere Oxide	< 0,5 (Na ₂ O)		
WAK [10⁻⁶ K⁻¹]	10	10.5	10.5
Biegefestigkeit [MPa]	1200	900	>900
vorgesintert		*	*
HIP	*		

Tab. 9: Zusammensetzung (in Gew.%), WAK, Biegefestigkeit und Bearbeitungszustand des Gerüstmaterials (Herstellerangaben)

Bestandteil (Gew.%) an:	Cercon[®] CeramS	Vita VM[®]9	IPS e.max[®] Ceram
SiO ₂	60,0-70,0	60-64	60-65
Al ₂ O ₃	7,5-12,5	13-15	9-11
K ₂ O	7,5-12,5	7-10	7-8
Na ₂ O	7,5-12,5	4-6	7-8
CaO	01,-1,0	1-2	
Li ₂ O ₃	01,-0,5		
F	0,1-1,0		1-1,5
BaO	0,5-1,5	1-3	
Sb ₂ O ₃)	1,0-2,5		
B ₂ O ₃		3-5	
ZrO ₂		0-1	1-1,5
ZnO			2-3
CeO ₂		< 0,5	
TiO ₂		< 0,5	1-1,5
SnO ₂		< 0,5	
WAK [10⁻⁶ K⁻¹]	9,5	8,8-9,2	9,5 ± 0,25
Biegefestigkeit [MPa]	90-105	~ 100	90

Tab. 10: Zusammensetzung (in Gew.%) WAK und Biegefestigkeit der jeweiligen Verblendkeramik (Herstellerangaben)

4.2 Methode

Die Verbundfestigkeitsprüfung zwischen den Zirkoniumdioxidgerüsten und den Verblendkeramiken wurde auf der Grundlage der modifizierten Prüfmethode nach SCHMITZ und SCHULMEYER (1975) durchgeführt.

Wegen der Prüfkörper-Herstellung durch das CAD-CAM-Verfahren wurden die Maße der Gerüstanteile für diese Untersuchung in folgende Dimension modifiziert: Länge 13 mm, Breite 5,4 mm und Dicke 5 mm (Abb. 17).

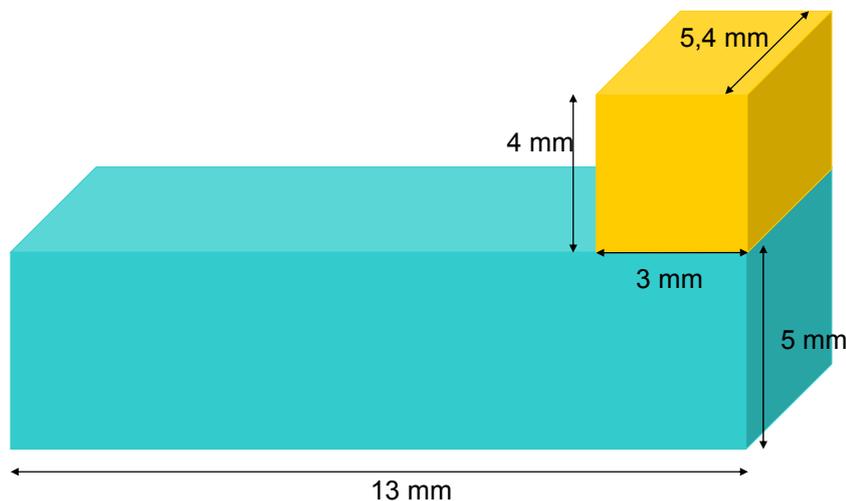


Abb. 17: Schematische Darstellung des Prüfkörpers (unten Gerüst-, oben Verblendkeramik)

4.2.1 Versuchsaufbau

Es wurden insgesamt 270 Prüfkörper auf ihre Verbundfestigkeit hin untersucht. Sie wurden in 9 Gruppen à 30 Prüfkörpern mit jeweils unterschiedlicher Gerüst- und Verblendkeramikkombination unterteilt. Jede Gruppe wurde in 2 Teilgruppen aufgeteilt. Die eine Teilgruppe mit 15 Prüfkörpern wurde direkt dem Schertest und die andere Teilgruppe wurde vor dem Schertest einem Thermolastwechsel unterzogen. Eine Übersicht des Versuchsaufbaus ist in der Tabelle 11 dargestellt:

	Gerüstkeramik	Verblendkeramik	Thermolastwechsel	
Insgesamt 270	DC- Zirkon® 90	30 Cercon® Ceram S	15 nein	DC0
			15 ja	DC1
		30 Vita VM ₉	15 nein	DV0
			15 ja	DV1
		30 IPS e.max® Ceram	15 nein	DE0
			15 ja	DE1
	Cercon® Base 90	30 Cercon® Ceram S	15 nein	CC0
			15 ja	CC1
		30 Vita VM ₉	15 nein	CV0
			15 ja	CV1
		30 IPS e.max® Ceram	15 nein	CE0
			15 ja	CE1
Vita In-Ceram YZ Cubes® 90	30 Cercon® Ceram S	15 nein	VC0	
		15 ja	VC1	
	30 Vita VM ₉	15 nein	VV0	
		15 ja	VV1	
	30 IPS e.max® Ceram	15 nein	VE0	
		15 ja	VE1	

Tab. 11: Übersicht der verwendeten Materialien

4.2.1.1 Temperaturwechsellast (Thermocycling)

Die künstliche Alterung der Prüfkörper erfolgte durch ein Thermocycling in einer Wechselbad-Anlage (Sabri Enterprises, USA-Illinois) (Abb. 18). Die Prüfkörper wurden 20.000 Zyklen von zwei konstant temperierten Wasserbädern unterzogen. Ein Wechsellast-Zyklus umfasste 2 Bäder von 55°C und 5°C mit einer Verweildauer von jeweils 45 s, der Badwechsel dazwischen erfolgte innerhalb von 2 s.



Abb. 18: Das Gerät für Thermolastwechsel

4.2.2 Prüfkörpervorbereitung

4.2.2.1 Herstellung der Gerüstanteile

Die Gerüstprüfkörper wurden gemäß Herstellerangaben folgendermaßen angefertigt (Tab. 12; Abb. 19):

4.2.2.1.1 DC Zirkon[®] für Precident[®]-System

1. Lieferung der dichtgesinterten Prüfkörper durch den Hersteller.
2. Reduktion der Prüfkörper auf das geforderte Maß mittels einer Diamantsäge mit Wasserkühlung.
3. Abdampfen mit Abdampfstrahler (Jaeger, D-Weimsheim) und Lufttrocknung der Prüfkörper.

4.2.2.1.2 Cercon[®] Base für Cercon[®] Brain

1. Ausfräsen des vorgesinterten Gerüstmaterials mit dem Cercon[®] Brain-Kopierfräsverfahren (nach vorbereiteten Vorlagen aus hartem Silikon) (Abb. 19).
2. Mittels Hartmetallfräse Reduktion der Prüfkörper vor dem Sintern auf das geforderte Maß.
3. Sinterung im Cercon[®] Heat-Ofen gemäß Herstellerangaben.
4. Das Abstrahlen der Prüfkörper gemäß Herstellerangaben im Abstrahl-Gerät (P-G400, Harnisch & Rieth, D-Winterbach) mit 110 µm Al₂O₃ Pulver Rocatec[®]-Pre (Espe, D-Seefeld) bei einem Druck von 2,5 bar.
5. Abdampfen mit Abdampfstrahler (Jaeger, D-Weimsheim) und Lufttrocknung der Prüfkörper.

4.2.2.1.3 Vita In-Ceram[®] YZ-Cubes für Cerec[®]-System

1. Lieferung des vorgesinterten Materials vom Hersteller in der gewünschten Größe.
2. Reduktion der Prüfkörper mittels Hartmetallfräse auf das geforderte Maß.
3. Sinterung im Vita ZYrcomat[®]-Ofen gemäß Herstellerangaben.
4. Abdampfen mit Abdampfstrahler (Jaeger, D-Weimsheim) und Lufttrocknung der Prüfkörper.

Gerüst- material	Sintertemperatur (°C)	Sinterzeit (Stunden)	Ofen (Name)
DC- Zirkon®	Herstellung Betriebsgeheimnis von Metoxit AG (CH-Thayngen)		
Cercon® Base	1350	6	Cercon Heat®
Vita In-Ceram® YZ Cubes	1530	7,5	Vita ZYrcomat®

Tab. 12: Sinterung der Gerüstteile der Prüfkörper

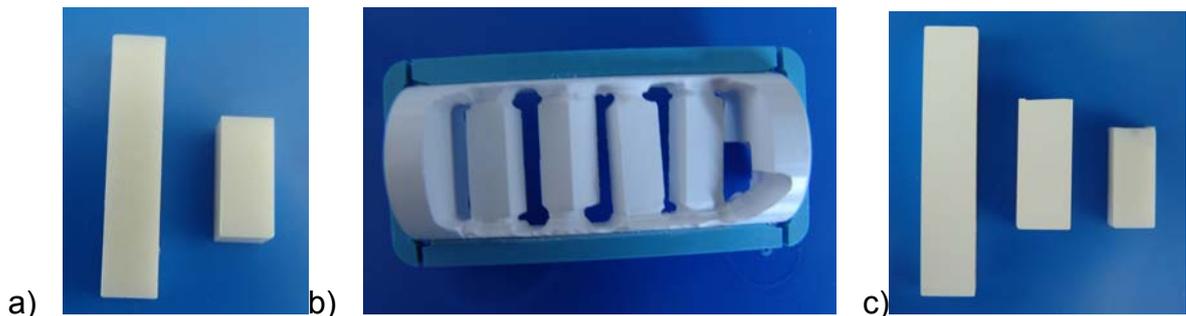


Abb. 19: a) DC-Zirkon® Gerüstteile wie geliefert und nach der Kürzung; b) Cercon®Base maschinell ausgefräste Prüfkörper vor Handbearbeitung und Sinterung; c) Vita In-Ceram® YZ Cubes wie geliefert (r.), nach der Reduktion (m.) und nach der Sinterung (l.)

4.2.2.2 Verblendung

Die Dimension der Verblendung auf den Prüfkörpern betrug 3 mm (Länge) x 5,4 mm (Breite) x 4 mm (Höhe) (Abb. 17); die Verblendung wurde nach folgend beschriebem Procedere aufgebrannt (siehe auch Tab. 13 und 14).

Um die Prüfkörper reproduzierbar verblenden zu können, wurden 3 Metallvorlagen (Abb. 20) verwendet. Dieses Vorgehen wurde bereits im Original-Prüfverfahren nach SCHMITZ und SCHULMEYER (1975) zum standardisierten Aufbringen der Verblendkeramik beschrieben.

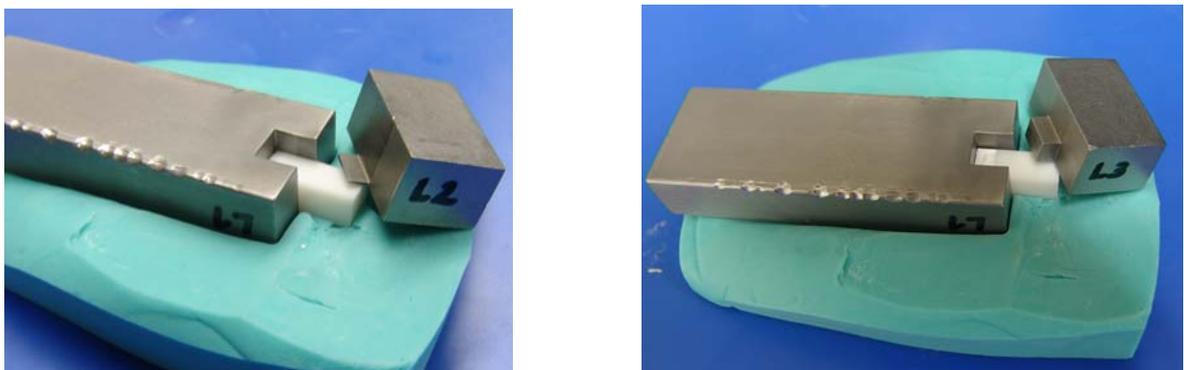


Abb. 20: Vorlage; Lehren (L1) und (L2) (l.) und Lehren (L1) und (L3) auf Silikonunterlage (r.)

Auf die vorbereitete Oberfläche der Prüfkörper wurde als erste Schicht der Verblendkeramik der jeweils von Hersteller empfohlene Liner aufgetragen (Abb. 21a). Nach Trocknung des Liners wurde der Prüfkörper in die Lehre L1 gelegt. Mit der Lehre L2 wurde die genaue Breite der Schicht gekennzeichnet (Abb. 20). Mit einem Skalpell wurden die Überschüsse entfernt (Abb. 21a). Anschließend wurde der Prüfkörper im entsprechenden Ofen gebrannt (Abb. 21b).



Abb. 21a: Prüfkörper vor Sintern der Grundmasse

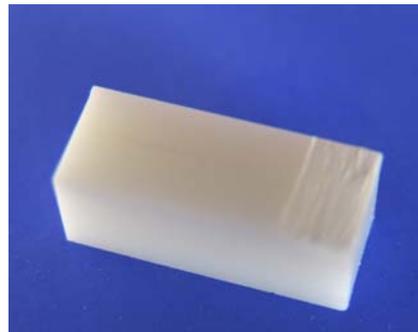


Abb. 21b: Prüfkörper nach dem Sintern der Grundmasse

Nach dem Abkühlen wurde die Dentinmasse als zweite Schicht auf die Prüfkörper aufgetragen. Damit die Prüfkörper aus den Lehren entfernt werden konnten, wurden die Lehren mit einem dünnen Film mit der Keramikisolerflüssigkeit Carat® (De Trey® Dentsply, D-Konstanz) beschichtet.

Jeder Prüfkörper wurde in eine Siliconunterlage gelegt und mit der U-förmigen Aussparung der Lehre L1 umgeben (Abb. 20). Die nicht mit Dentinmasse zu bedeckende Teilfläche der Prüfkörper wurde mit der 4 mm dicken Zunge der Lehre L3 abgedeckt (Abb. 20). Die Dentinmasse wurde mittels Pinsel und Metallspatel in den definierten Raum zwischen L1 und L3 eingebracht und dabei mit Papiertüchern verdichtet und getrocknet. Anschließend wurde die Lehre L3 nach oben hin entfernt. Der Prüfkörper wurde aus der Lehre L1 herausgenommen, Überschüsse wurden entfernt (Abb. 22). Die Dentinmasse wurde gemäß den Herstellerangaben gebrannt (Abb. 23 und 24). Nach dem Abkühlen auf Raumtemperatur wurden die Prüfkörper mittels einer Diamantscheibe ohne Wasserkühlung von eventuellen Überschüssen befreit und gemäß den Herstellerangaben glasiert (Abb. 23).



Abb. 22: Prüfkörper vor dem Sintern der Dentinmasse



Abb. 23: Prüfkörper nach dem Sintern der Dentinmasse



Abb. 24: Prüfkörper vor dem Dentinbrand

Verblendkeramik	Vorbereitungsmassnahmen	Verwendete Materialien zur 1. Schicht	Verwendete Materialien zur 2. Schicht
Cercon[®] Ceram S	Abgestrahlt. Abdampfen und Lufttrocknen	<i>Pulverliner LC 3[®] mit Modellierflüssigkeit OL</i>	<i>CerconCeram[®] S: Chromadentin[®] CD C3 und CD D3 mit Modellierflüssigkeit SD[®]</i>
Vita VM[®]9	Abdampfen und Lufttrocknen	<i>Effect Bonder[®] 1 mit Flüssigkeit: Effect Bonder[®] Fluid</i>	<i>Dentine[®] 2M 3 mit Flüssigkeit: Modelling Liquid Vita VM[®]7 Vita VM[®]9</i>
IPS e.max[®] Ceram	Abdampfen und Lufttrocknen	<i>Test Material Liner 200 mit Flüssigkeit bestehend aus 1/3 Empress[®] Glasur- und Malfarbeflüssigkeit und 2/3 Modellierliquid Universalschicht[®] EAM 462</i>	<i>Test Material Dentin[®] A2 und A3,5 mit Flüssigkeit: Universalschicht[®] EAM 462</i>

Tab. 13: Übersicht der verwendeten Materialien zur Verblendung

Verblendmasse	Brand								
		Vorwärmen °C	Trocknen Min	Vorwärmen Min	Vakuum Min	Brennen Min	Brennen °C	Aufheizen °C/min	Vakuum hPa
	Ofen: <i>Multimat MCI</i>[®] (Biodent, CAN-Queebec)								
Cercon[®]Ceram S	Grundmasse	450	2	3	0,5	1	850	60	40
	Dentinmasse	450	2	3	0,5	1	840	60	40
	Glasur	450	1	2	-	1,5	810	60	-
Vita VM₉	Grundmasse	500	1	1	0,5	1,5	950	75	40
	Dentinmasse	500	2	2	1	2	950	75	40
	Glasur	500	1	2	-	1	900	80	-
Verblendmasse	Brand								
		Vorwärmen °C	Schließzeit Min	Vakuum an °C	Vakuum aus °C	Brennen Min	Brennen °C	Aufheizen °C/min	Vorwärmen °C
	Ofen: <i>Programat[®] P100</i> (Ivoclar Vivadent, FL-Schaan)								
IPS e.max[®] Ceram	Grundmasse	403	4	450	799	2	800	50	40
	Dentinmasse	403	6	450	759	2	760	50	403
	Glasur	403	6	450	724	1	725	50	403

Tab. 14: Angaben zum Sintern gemäß Herstellerangaben

4.2.3 Die Verbundfestigkeitsprüfung gemäß der modifizierten Methode nach SCHMITZ und SCHULMEYER (1975)

In einer Prüfvorrichtung (Abb. 25a und 25b) wurden die Prüfkörper so eingespannt, dass in der Universalprüfmaschine Z010[®] (Zwick, D-Ulm) mit Hilfe eines keilförmigen Metallstempels mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 5 mm/Min die Verblendkeramik vom Gerüst abgeschert werden konnte (Abb. 26 und 27). Die für diesen Abschervorgang erforderliche Kraft wurde mit Hilfe der Software Test-Xpert[®] (Zwick, D-Ulm) registriert.



Abb. 25a: Prüfkörper im Zwick-Gerät Z010

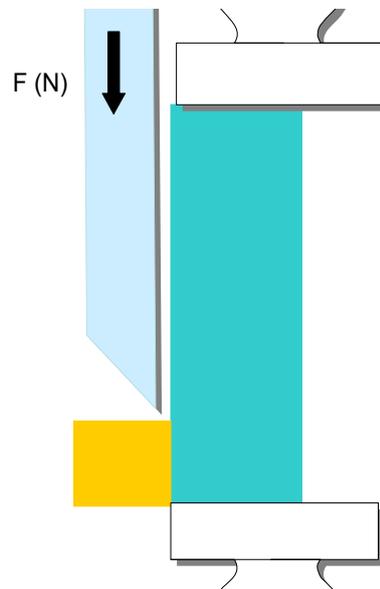


Abb. 25b: Schematische Darstellung des Prüfkörpers im Zwick-Gerät Z010

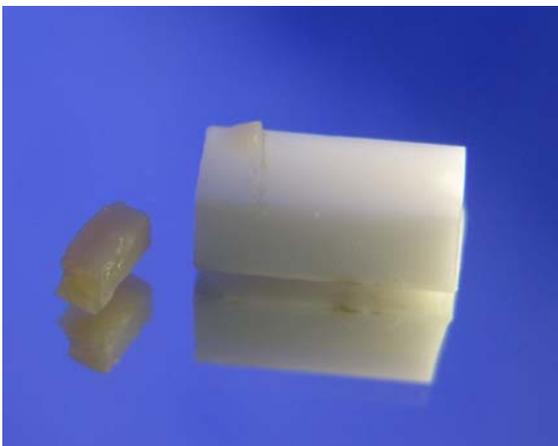


Abb. 26: Prüfkörper nach Abscherversuch



Abb. 27: Verblendkeramik nach Abscheren

Die Abscherflächen wurden im Lichtmikroskop (Axioskop[®], Zeiss, D-Jena), ausgestattet mit einer Videokamera (3CCD, AVT-Horn, Sony, D-Köln) und verbunden mit einem Software-Auswertungssystem (analySIS[®] 3.0, Soft Imaging System, D-Münster) mit den Objektiven von 1,25x und 2,5x, untersucht. Die gesamte Verbundoberfläche jedes Prüfkörpers wurde ausgemessen (Abb. 27). Um die Verbundfestigkeit berechnen zu können, wurde die gemessene, angewendete Kraft durch die gemessene Verbundoberfläche des jeweiligen Prüfkörpers dividiert, gemäß der Formel:

$$\text{Verbundfestigkeit [MPa]} = \frac{\text{Kraft [N]}}{\text{Gesamte Verbundoberfläche [mm}^2\text{]}}$$

Zusätzlich wurde die Oberfläche vermessen, an der die Verblendmasse nach dem Schertest haftete. Der prozentuale Anteil der mit Verblendmasse bedeckten Oberfläche wurde gemäß der Formel berechnet:

$$\text{Anteil der mit Verblendmasse bedeckten Fläche [\%]} = \frac{\text{Die mit der Verblendkeramik bedeckte Fläche [mm}^2\text{]} \times 100 [\%]}{\text{Gesamte Verbundoberfläche [mm}^2\text{]}}$$

Die Prüfkörper wurden nach dem Anteil der mit Verblendmasse bedeckten Fläche bzw. nach der Frakturart in kohäsive und adhäsive Frakturmechanismen unterschieden.

4.3 Statistik

Die Auswertung der Messwerte des Scherversuches wurde am Institut für Medizinische Biometrie und Medizinische Informatik der Albert-Ludwigs-Universität durch Herrn Dr. Thomas Gerds durchgeführt.

Die Analyse der Abscherfestigkeit erfolgte mit Hilfe eines linearen Regressionsmodells und der zugehörigen ANOVA. Eine Normalverteilung der Daten konnte angenommen werden. Als unabhängige Variable wurden das Gerüstmaterial, die Verblendkeramik und der Belastungsstatus (vor und nach künstlicher Alterung) in das Modell einbezogen. Alle Post-hoc-Vergleiche wurden mit dem unverbundenen t-Test durchgeführt und die jeweiligen Testentscheidungen anhand von adjustierten P-Werten berichtet (Adjustierungsmethode: Bonferroni-Holm (BONFERRONI 1936; HOLM 1979)). Die Ergebnisse wurden zudem anhand von Boxplots und 95%-Konfidenzintervallen graphisch dargestellt.

Die Restfläche wurde mit einem linearen Regressionsmodell analysiert, wobei die künstliche Alterung, die Verblendkeramik und das Gerüstmaterial als erklärende Faktoren betrachtet wurden. Zu der üblichen ANOVA wurden Post-hoc-Vergleiche der Verblendkeramiken mithilfe des unverbundenen t-Tests durchgeführt. Dabei konnte von einer Normalverteilung der Daten ausgegangen werden. Außerdem wurde in kohäsive und adhäsive Frakturart unterschieden.

Alle Post-hoc-Vergleiche wurden mit dem unverbundenen t-Test durchgeführt und die jeweiligen Testentscheidungen anhand von adjustierten P-Werten berichtet (Adjustierungsmethode: Bonferroni-Holm (BONFERRONI 1936; HOLM 1979)). Die Ergebnisse wurden zudem anhand von Boxplots und 95%-Konfidenzintervallen graphisch dargestellt.

5. ERGEBNISSE

5.1 Darstellung der Verbundfestigkeitsergebnisse

Die Resultate werden mittels der Tabelle 15 und der Abbildung 28 dargestellt.

Tabelle 15 stellt die Verbundfestigkeitswerte der jeweiligen Gerüst- und Verblendkeramikkombination in MPa, sowie die dazu gehörenden Konfidenzintervalle (95%), sowohl ohne als auch mit Thermolastwechsel dar.

Gerüstkeramik	Verblendkeramik	Th	VF [MPa] mean	95%-KI
DC-Zirkon®	Cercon® Ceram S	0	16,3	13,7-18,9
	Vita VM®9	0	12,1	9,9-14,3
	IPS e.max® Ceram	0	11,5	9,6-13,4
Cercon® Base	Cercon® Ceram S	0	9,4	7,6-11,2
	Vita VM®9	0	12,0	9,0-15,0
	IPS e.max® Ceram	0	13,7	11,6-15,8
Vita In-Ceram® YZ Cubes	Cercon® Ceram S	0	11,5	10,0-13,0
	Vita VM®9	0	12,5	10,7-14,2
	IPS e.max® Ceram	0	12,6	10,7-14,5
DC-Zirkon®	Cercon® Ceram S	1	12,7	11,4-14,0
	Vita VM®9	1	9,1	6,7-11,4
	IPS e.max® Ceram	1	11,5	10,5-12,4
Cercon® Base	Cercon® Ceram S	1	9,6	7,3-12,0
	Vita VM®9	1	7,8	6,0-9,6
	IPS e.max® Ceram	1	12,6	10,2-14,9
Vita In-Ceram® YZ Cubes	Cercon® Ceram S	1	12,0	9,8-14,3
	Vita VM®9	1	9,7	7,4-12,1
	IPS e.max® Ceram	1	11,7	10,5-12,9

Tab. 15: Darstellung der Verbundfestigkeit der Gruppen (Th – Thermolastwechsel; 0 – ohne, 1 – mit, VF – durchschnittliche Verbundfestigkeit (in MPa); KI-95% - Konfidenzintervall 95%)

Aus der Abbildung 28 wird ersichtlich, dass bei 4 Kombinationen (Vita VM®9-Verblendkeramik mit allen 3 Gerüsten – DC-Zirkon®, Cercon® Base und Vita In-Ceram® YZ Cubes und Cercon® Ceram S-Verblendkeramik mit Cercon® Base-Gerüst) eine Verbundfestigkeit von 0 MPa erzielt wurde. Der Wert 0 MPa bedeutet, dass sich bei 4 Prüfkörpern schon während der künstlichen Alterung die Verblendkeramik vom Gerüst löste, daher konnten diese Prüfkörper nicht getestet werden.

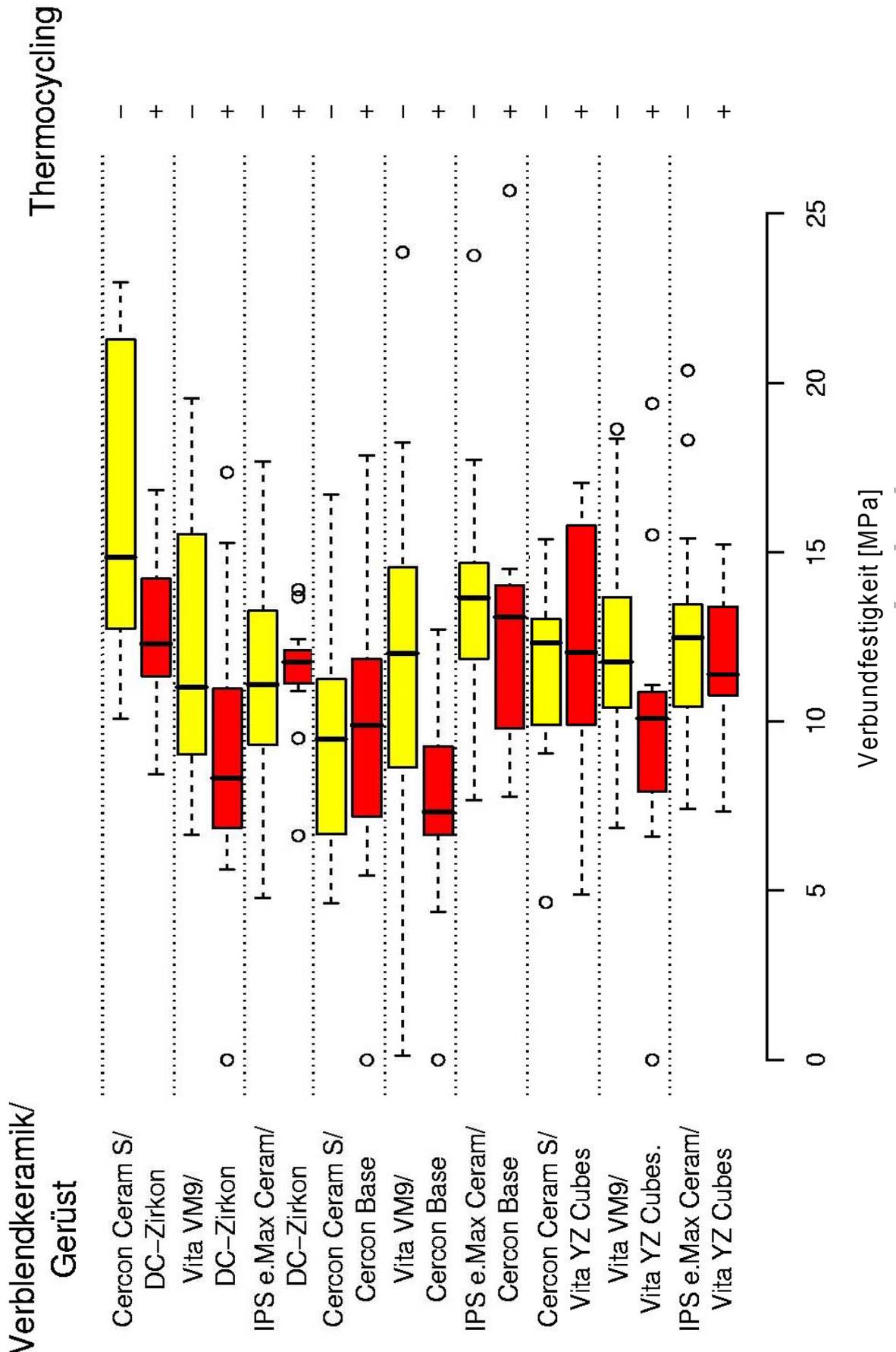


Abb. 28: Darstellung der Ergebnisse mittels Boxplots (Verbundfestigkeit in MPa)

Die Unterschiede der Verbundfestigkeiten in den einzelnen Gruppen ohne und mit Thermolastwechsel werden in der Tabelle 16 dargestellt. Der Unterschied der Verbundfestigkeitswerte der jeweiligen Kombination ohne und mit Thermolastwechsel wird in Prozent angegeben.

Gerüstkeramik	Verblendkeramik	Gruppen	$\Delta\%$
DC-Zirkon [®]	Cercon [®] Ceram S	DC0/DC1	22,1
	Vita VM [®] 9	DV0/DV1	24,8
	IPS e.max [®] Ceram	DE0/DE1	0
Cercon [®] Base	Cercon [®] Ceram S	CC0/CC1	-2,2
	Vita VM [®] 9	CV0/CV1	35,0
	IPS e.max [®] Ceram	CE0/CE1	8,0
Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	Cercon [®] Ceram S	VC0/VC1	-4,3
	Vita VM [®] 9	VV0/VV1	22,4
	IPS e.max [®] Ceram	VE0/VE1	7,1

Tab. 16: Prozentualer Abfall bzw. Anstieg der Verbundfestigkeitswerte der einzelnen Gruppen nach dem Thermolastwechsel

5.1.1 Gruppen mit Cercon[®] Ceram S-Verblendkeramik

Die durchschnittlichen Verbundfestigkeiten und entsprechenden Konfidenzintervalle (KI-95%) werden in der Abbildung 29 dargestellt.

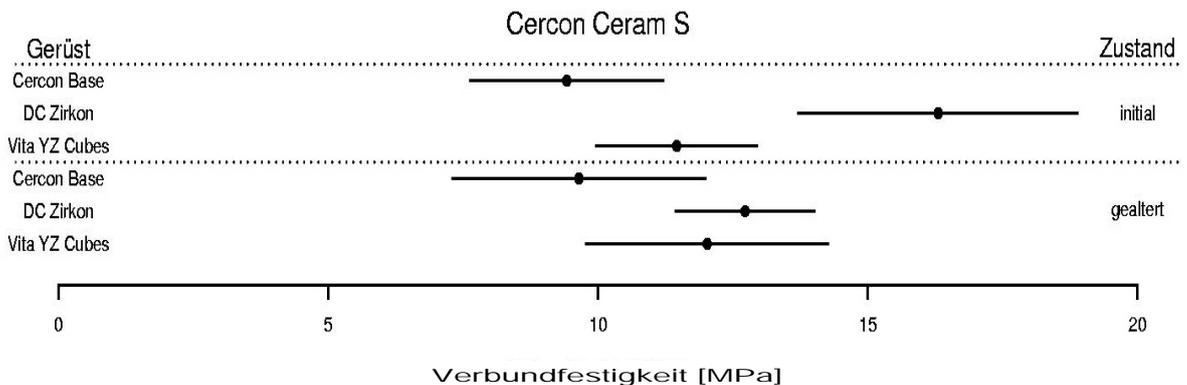


Abb. 29: Durchschnittliche Verbundfestigkeiten (in MPa) und KI-95%

Die Kombination Cercon[®] Ceram S-Verblendkeramik mit dem DC-Zirkon[®]-Gerüst erreichte die höchste Verbundfestigkeit von 16,3 MPa (KI-95%: 12,7-21,3 MPa). Sie war gegenüber der Kombination mit dem Cercon[®] Base-Gerüst signifikant höher (adjustierter P-Wert < 0,01). Nach dem Thermolastwechsel fiel die Verbundfestigkeit der Cercon[®] Ceram S-DC-Zirkon[®]-Kombination um 22,1% auf 12,7 MPa (KI-95%: 11,4-14), was sich innerhalb aller künstlich gealterten Gruppen als die höchste Verbundfestigkeit erwies. Der Abfall der Verbundfestigkeitswerte

nach dem Thermolastwechsel war bei dieser Kombination statistisch nicht signifikant (adjustierter P-Wert > 0,05).

Innerhalb der künstlich gealterten Gruppen erwies sich der Verbundfestigkeitswert der Gruppe **Cercon® Ceram S-DC-Zirkon®** gegenüber der Gruppe **Cercon® Ceram S-Cercon® Base** als statistisch signifikant höher (adjustierter P-Wert=0,0068)

Die Verbundfestigkeiten der **Cercon® Ceram S**-Verblendkeramik mit dem **Cercon® Base**- bzw. mit dem **Vita In-Ceram® YZ Cubes**-Gerüst erwiesen nach dem Thermolastwechsel einen kleinen, statistisch aber nicht-signifikanten Anstieg der Werte (um 2,2% bzw. um 4,3%).

5.1.2 Gruppen mit Vita VM₉-Verblendkeramik

Die durchschnittlichen Verbundfestigkeiten und entsprechenden Konfidenzintervalle (KI-95%) werden in der Abbildung 30 dargestellt.

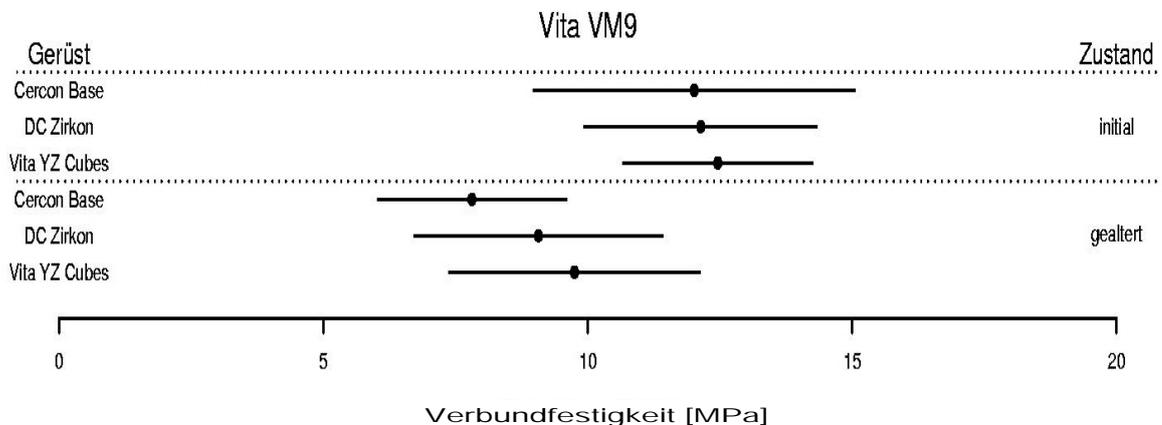


Abb. 30: Durchschnittliche Verbundfestigkeiten (in MPa) und KI-95%

Die erreichten Verbundfestigkeiten der **Vita VM₉**-Verblendkeramik waren ohne künstliche Alterung in allen Gerüst-Kombinationen ähnlich (mit **Cercon® Base** 12,0 MPa, mit **DC-Zirkon®** 12,1 MPa, mit **Vita In-Ceram® YZ Cubes** 12,5 MPa). Nach der künstlichen Alterung erfolgten große, jedoch nicht signifikante Abfälle der Werte (um 35,0% bzw. um 24,8% bzw. um 22,4%) (adjustierter P-Wert > 0,05). Innerhalb der künstlich gealterten Gruppen waren die Unterschiede der Verbundfestigkeitswerte statistisch nicht signifikant.

5.1.3 Gruppen mit IPS e.max® Ceram-Verblendkeramik

Die durchschnittlichen Verbundfestigkeiten und entsprechenden Konfidenzintervalle (KI-95%) werden in der Abbildung 31 dargestellt.

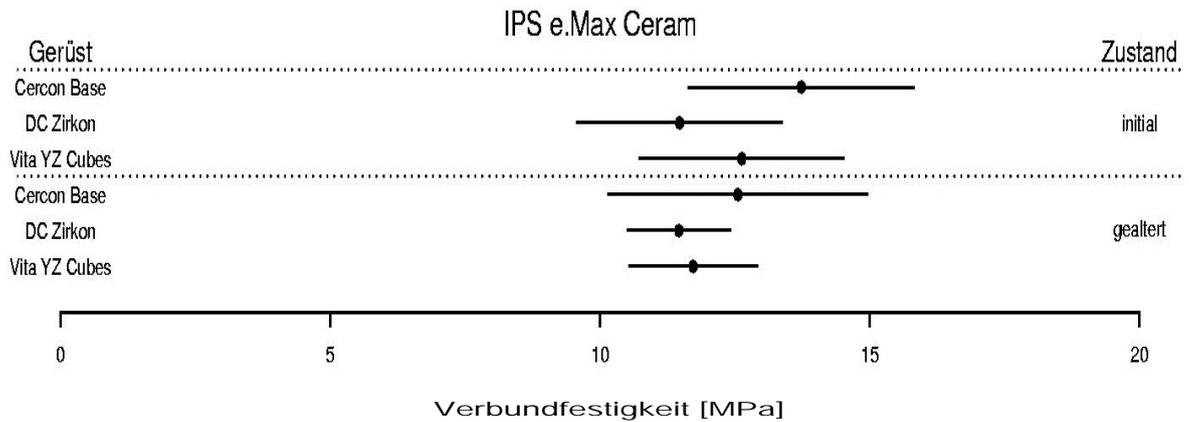


Abb. 31: Durchschnittliche Verbundfestigkeiten (in MPa) und KI-95%

Die geringste erreichte durchschnittliche Verbundfestigkeit von IPS e.max® Ceram-Verblendkeramik betrug 11,5 MPa mit dem DC-Zirkon®-Gerüst, die höchste war 13,7 MPa mit dem Cercon® Base-Gerüst. Der Thermolastwechsel verursachte einen geringeren Abfall der Werte als bei den anderen beiden Verblendkeramiken – von 0% (IPS e.max® Ceram-DC-Zirkon®-) bis 8% (IPS e.max® Ceram-Cercon® Base).

Die Verbundfestigkeitswerte innerhalb der Gruppen mit und der Gruppen ohne künstliche Alterung waren statistisch nicht signifikant. Auch der Vergleich der Verbundfestigkeitswerte vor und nach dem Thermolastwechsel der gleichen Kombinationen ergab keine statistische Signifikanz.

5.1.4 Statistische Ergebnisse: Vergleich der Verbundfestigkeiten

Es konnte ein signifikanter Einfluss der Thermobelastung auf die Verbundfestigkeit nachgewiesen werden (ANOVA-Test) (P-Wert=0,0003). Es gab Unterschiede zwischen den drei getesteten Verblendkeramiken (P-Wert=0,0046), auch bezüglich der Interaktion von Verblendkeramiken und Gerüst (P-Wert<0,0001). Dies ist zum einen durch die geringen Unterschiede und zum anderen durch die fehlende statistische Aussagekraft begründet. Nach der Korrektur der P-Werte sind nur folgende Vergleiche signifikant: CV1 mit DC1 und VE1 (adjustierter

P<0,01 bzw 0,05) und **CC0** mit **DC0** (adjustierter p<0,01). Alle P-Werte sind im Anhang aufgeführt.

5.2 Mikroskopische Oberflächenbeurteilung der Frakturfläche

Auf allen Gerüstflächen wurden Reste von Verblendmaterial gefunden. Die Größe der gemessenen, mit Verblendmaterial bedeckten Flächen (als % der gesamten Verbundfläche) variierte und wird mittels Boxplots in der Abbildung 32, sowie in der Tabelle 17 vorgestellt.

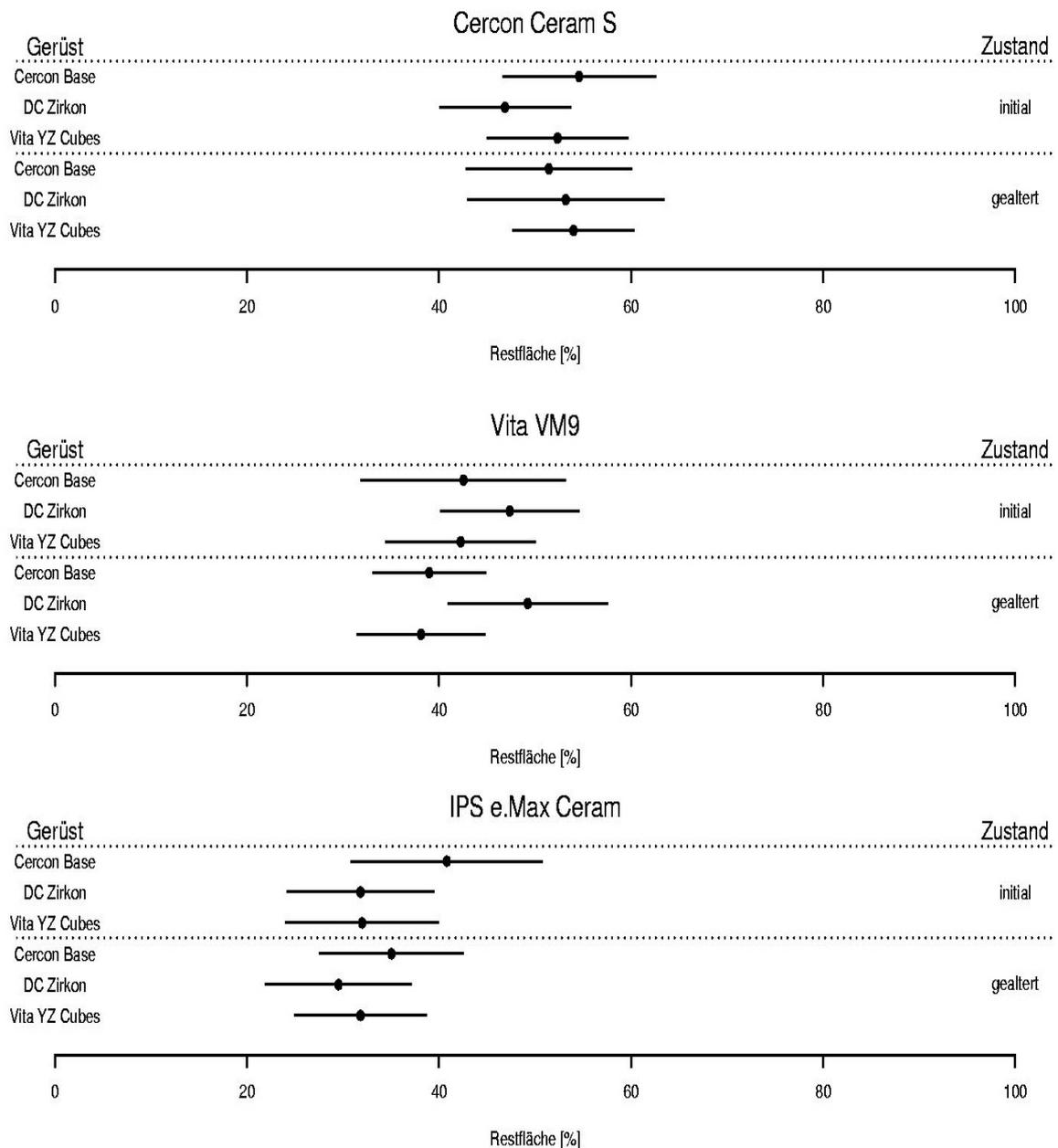


Abb. 32: Menge der Restfläche (in Prozent-%), die eine kohäsive Fraktur darstellt

Verblendkeramik	Gerüstkeramik	Th	RF [%] -mean	KI-95%
Cercon® Ceram S	DC-Zirkon®	0	46,9	40,1-53,7
		1	53,2	43,0-63,4
	Cercon® Base	0	54,6	46,6-62,5
		1	51,4	42,8-60,0
	Vita In-Ceram® YZ Cubes	0	52,3	45,0-59,7
		1	54,0	47,7-60,3
Vita VM®9	DC-Zirkon®	0	47,4	40,1-54,6
		1	49,2	41,0-57,5
	Cercon® Base	0	42,5	31,9-53,2
		1	39,0	33,1-44,8
	Vita In-Ceram® YZ Cubes	0	42,2	34,5-50,0
		1	38,1	31,5-44,8
IPS e.max® Ceram	DC-Zirkon®	0	31,8	24,2-39,4
		1	29,5	27,6-42,5
	Cercon® Base	0	40,8	30,9-53,2
		1	35,0	27,6-43,5
	Vita In-Ceram® YZ Cubes	0	32,0	24,1-39,9
		1	31,8	25,0-38,6

Tab. 17: Menge, der mit Verblendkeramik bedeckten Verbundfläche [%] (RF-durchschnittliche Menge der Restverblendkeramikfläche (in %); Th-Thermocycling; KI-95%-Konfidenzintervall 95%)

Eine kohäsive Fraktur bedeutet, dass es zu Fraktur innerhalb der Verblendkeramik und nicht im Bereich der Verbundzone kam. Die Wahrscheinlichkeit für eine kohäsive Fraktur für jede Kombination wird in der Tabelle 18 dargestellt:

Verblendkeramik	Gerüstkeramik	Th	W-keit	KI-95%
DC-Zirkon®	Cercon® Ceram S	0	0,286	0,106-0,451
		1	0,429	0,050-0,346
	Vita VM®9	0	0,333	1,172-0,546
		1	0,286	0,138-0,500
	IPS e.max® Ceram	0	0,048	0,002-0,227
		1	0,048	0,002-0,227
Cercon® Base	Cercon® Ceram S	0	0,429	0,245-0,635
		1	0,381	0,208-0,591
	Vita VM®9	0	0,238	0,138-0,500
		1	0,143	0,245-0,635
	IPS e.max® Ceram	0	0,190	0,208-0,591
		1	0,095	0,245-0,635
Vita In-Ceram® YZ Cubes	Cercon® Ceram S	0	0,381	0,077-0,400
		1	0,429	0,027-0,289
	Vita VM®9	0	0,190	0,077-0,400
		1	0,048	0,002-0,227
	IPS e.max® Ceram	0	0,095	0,027-0,289
		1	0,048	0,002-0,227

Tab. 18: Wahrscheinlichkeit für eine kohäsive Fraktur (innerhalb der Verblendkeramik) (W-keit: Wahrscheinlichkeit; Th: Thermocycling; KI-95%: Konfidenzintervall 95%)

Die Wahrscheinlichkeit für eine kohäsive Fraktur für jede Verblendkeramikgruppe wird in der Tabelle 19 dargestellt:

Verblendkeramik	Wahrscheinlichkeit (%)	Konfidenzintervall (%)
Cercon[®] Ceram S	54,4	44,2-64,3
Vita VM[®]9	28,9	20,5-39,0
IPS e.max[®] Ceram	12,2	7,0-20,6

Tab. 19: Wahrscheinlichkeit für eine kohäsive Fraktur für die Verblendkeramikgruppen

5.2.1 Verblendkeramik **Cercon[®] Ceram S**

In fast allen mit **Cercon[®] Ceram S** verblendeten Gruppen bedeckte die Verblendkeramik nach Abscherung über 50% der Gerüstfläche. Die Wahrscheinlichkeit, dass die Fraktur kohäsiv verläuft, betrug für diese Verblendkeramik 54,4% (KI-95%: 44,2-64,3%).

Der Riss verlief teilweise (in weniger als 50%) an der Grenze der Verblend- und Gerüstkeramik. Die Keramikreste auf dem Gerüstmaterial wurden hauptsächlich innerhalb der Dentinmasse abgetrennt. Nur ausnahmsweise kam es zur Trennung zwischen der Dentin- und der Grundmasse. (Abb. 33)

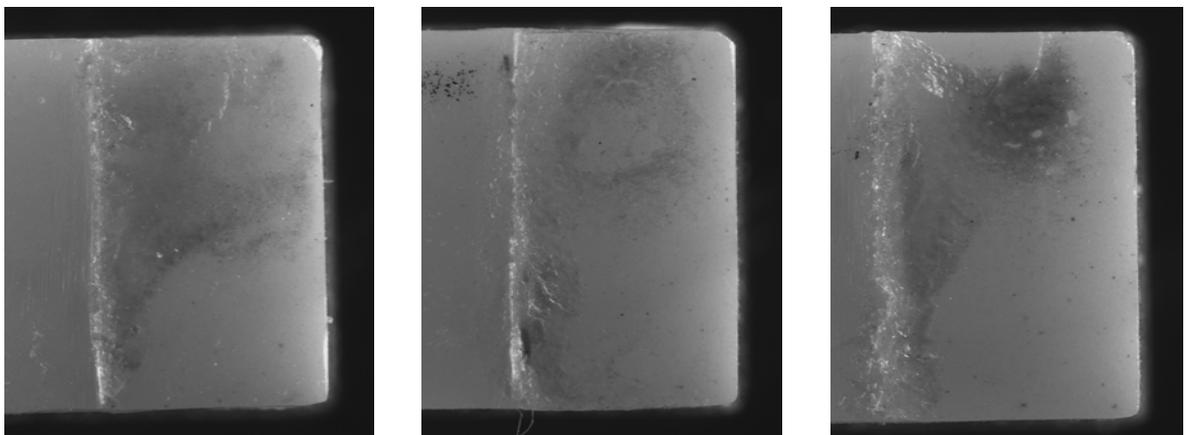


Abb. 33: Reste der Verblendkeramik **Cercon[®] Ceram S** auf verschiedenen Gerüsten: **DC-Zirkon[®]** (links); **Cercon[®] Base** (mitte); **Vita In-Ceram[®] YZ Cubes** (rechts)

5.2.2 Verblendkeramik **Vita VM[®]9**

Die Gruppen mit **Vita VM[®]9**-Verblendkeramik, die nicht künstlich gealtert wurden, bedeckten ca. 45% der Fläche. Die Wahrscheinlichkeit, dass es zu einer kohäsiven Fraktur kam, betrug 28,9% (KI-95%: 20,5-39,0). Der Riss innerhalb der Keramikreste verlief teilweise in der Grundmasse und teilweise in der Dentinmasse (Abb. 34).

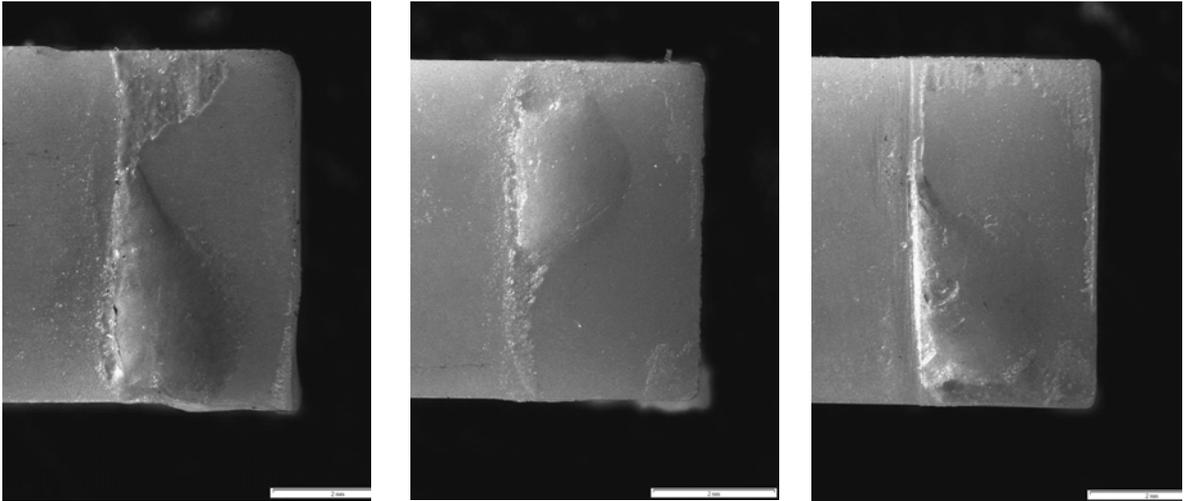


Abb. 34: Reste der Verblendkeramik Vita VM[®]9 auf verschiedenen Gerüsten: Cercon[®] Base (links); Vita In-Ceram[®] YZ Cubes (mitte); DC-Zirkon[®] (rechts)

5.2.3 Verblendkeramik IPS e.max[®] Ceram

Bei der Verblendkeramik IPS e.max[®] Ceram verblieb ca. ein Drittel der Verblendmasse auf dem Gerüst. Die Wahrscheinlichkeit für eine kohäsive Fraktur betrug 12,2% (KI-95%: 7,0-20,6).

Der Riss verlief hauptsächlich an der Grenze zwischen Verblendkeramik und den 3 Gerüstmaterialien, d.h. er war in zwei-drittel der Fälle adhäsiv.

Die Keramikreste aus sowohl Grund- als auch Dentinmasse wiesen einen kohäsiven Rissverlauf innerhalb der Dentinmasse auf (Abb. 35)

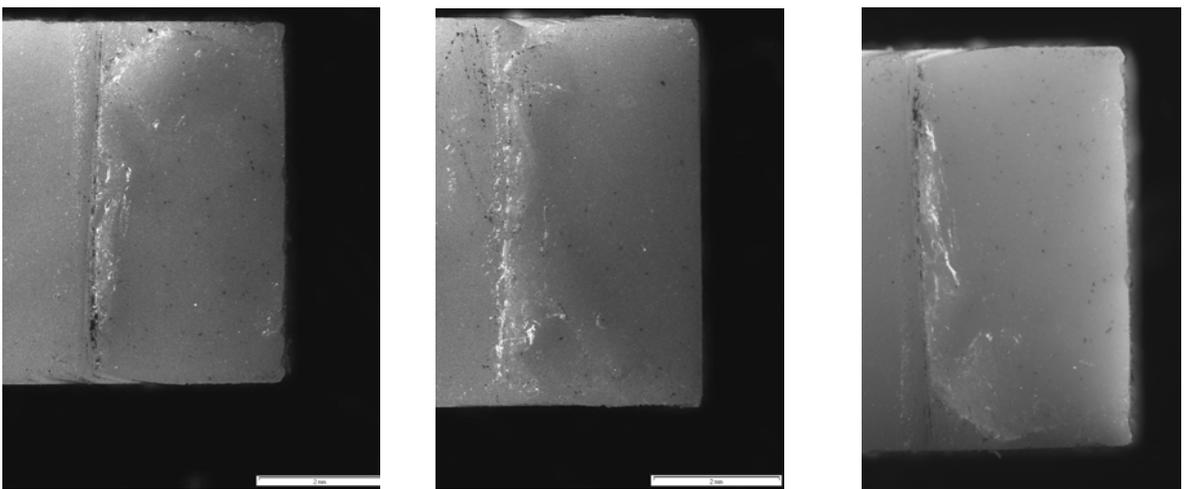


Abb. 35: Reste der Verblendkeramik IPS e.max[®] Ceram auf verschiedenen Gerüsten: DC-Zirkon[®] (links) ; Vita In-Ceram[®] YZ Cubes (mitte) ; Cercon[®] Base (rechts)

5.2.4 Statistische Ergebnisse

5.2.4.1 Vergleich der Menge der Verblendkeramikreste auf der Verbundfläche

Die ANOVA des linearen Regressionsmodells zeigte einen signifikanten Einfluss der Verblendkeramiken auf die Frakturart (P-Wert<0,00001). Die künstliche Alterung (P-Wert=0,55) und das Gerüstmaterial (P-Wert=0,60) hatten keinen signifikanten Einfluss auf die Oberflächenbedeckung mit Verblendkeramik. Im Mittel aller geprüften Gerüstmaterialien und ohne Berücksichtigung der künstlichen Alterung bedeckte **Cercon® Ceram S** nach dem Abscherversuch signifikant mehr Verbundfläche als **IPS e.max® Ceram** (P-Wert=0,00195) und **Vita VM®9** (P-Wert=0,018). Der Vergleich von **IPS e.max® Ceram** und **Vita VM®9** war nicht signifikant (P-Wert=0,45380) (Tab. 20).

Vergleich der Verblendkeramiken			P-Wert
Cercon® Ceram S	mit	Vita VM®9	0,018
Cercon® Ceram S	mit	IPS e.max® Ceram	0,00195
Vita VM®9	mit	IPS e.max® Ceram	0,45380

Tab. 20: Vergleich der Menge, der auf dem Gerüst verbliebenen Verblendkeramik als berechnete P-Werte

5.2.4.2 Verlauf des Risses

Der Einfluss des Gerüstmaterials ($p > 0,05$) und der Thermobelastung auf die Rissart nach dem Abscherversuch war nicht signifikant (P-Wert=0,4). Die **Cercon® Ceram S**-Verblendkeramik zeigte eine signifikant höhere Wahrscheinlichkeit für eine kohäsive Fraktur als die **IPS e.max® Ceram**- ($p < 0,0001$) und die **Vita VM®9**-Verblendkeramik ($p < 0,0001$). Der Vergleich von **Vita VM®9** und **IPS e.max® Ceram** zeigte, dass für **IPS e.max® Ceram** eine signifikant geringere Wahrscheinlichkeit für kohäsive Frakturen bestand ($p = 0,0068$) (Tab. 21).

Vergleich der Verblendkeramiken			P-Wert
Cercon® Ceram S	mit	Vita VM®9	< 0,0001
Cercon® Ceram S	mit	IPS e.max® Ceram	< 0,0001
Vita VM®9	mit	IPS e.max® Ceram	0,0068

Tab. 21: Vergleich jeweils zweier Verblendkeramiken bezüglich der Art des kohäsiven Rissverlaufs

6. DISKUSSION

6.1 Kritische Gegenüberstellung der in-vitro-Methoden und der in-vivo-Bedingungen

Die vorliegende Untersuchung verlief unter in-vitro-Bedingungen, wobei die künstliche Alterung in Form des zyklischen Temperaturwechsels, sowie die Lagerung in Wasser (Hydrolyse) die Bedingungen der Mundhöhle zu imitieren versuchte (KREJCI & LUTZ 1990; SHIMOE et al. 2004; LÜTHY et al. 2006).

Das Thermocycling von 5° bzw. 55° (GRÄF 1960) erscheint in Anbetracht der Tatsache, dass beim Essen zeitnah Temperaturmaxima und -minima auftreten können, von klinischer Relevanz. In-vitro-Untersuchungen stellen eine rasche Methode zur Evaluation dentaler Restaurationsmaterialien und Techniken dar und zeichnen sich im Vergleich zu klinischen Studien durch eine hohe Standardisierbarkeit der Testbedingungen aus (KREJCI & LUTZ 1990).

Die verwendeten Prüfkörper bestanden aus einfachen geometrischen Bauteilen, wodurch jedoch restaurationsbedingte Fertigungsprobleme entfielen. Eine vollkeramische Krone stellt ein komplexes System, aus zwei parallel verlaufenden Schichten, aus Gerüst- und Verblendkeramik, dar. Bei der Methode der vorliegenden Studie konnten durch die fehlende vollständige Verblendung des Gerüsts und die dadurch ausbleibende stabilisierende Wirkung der Verblendkeramik, die Bedingungen, wie sie in der klinischen Anwendung vorkommen, nicht umgesetzt werden (GEHRE 1996). Die gemessenen Verbundfestigkeitswerte können aufgrund dessen nur bedingt in die klinische Situation übertragen werden (TILLER et al. 1989). Die Verbundfestigkeit eines prothetischen Ersatzes ist vermutlich größer (CLAUS 1980).

6.1.1 Einfluss herstellungsbedingter Faktoren auf die Verbundfestigkeit der Gerüst- und Verblendkeramik

Ein nach der Herstellung makroskopisch intakt aussehendes Bauteil kann bei mikroskopischer Betrachtung bereits kritische interne Spannungszustände oder sogar Mikrorisse aufweisen (STEPHAN 2000). Bei Systemen mit zwei mechanisch und thermisch differierenden Phasen erhöht sich die Komplexität der sich

gegenseitig beeinflussenden Faktoren. Drei Arten von Spannungen können auftreten (GUAZZATO et al. 2004b):

- Thermisch induzierte Spannungen

Wegen verschiedener Wärmeausdehnungskoeffizienten zweier verbundener Materialien treten verschiedene innere Spannungen in der Verbundzone auf (TILLER et al. 1988; SHIMOE et al. 2004). Diese Spannungen können Zug-, Druck- oder Scherspannungen sein. Sie können durch Verformung bzw. Krümmung der Materialien kompensiert werden (TILLER et al. 1988) (Abb. 36).

Das Y-TZP erlaubt aufgrund seines großen E-Moduls keine Krümmung (KAPPERT 2003). Deshalb werden alle Spannungen wahrscheinlich auf die Verbundzone übertragen (TILLER et al. 1988). Die Richtung dieser Spannungen ist nicht bekannt. Welche Auswirkungen diese Spannungen auf die Verbundfestigkeit ausüben, ist unklar.

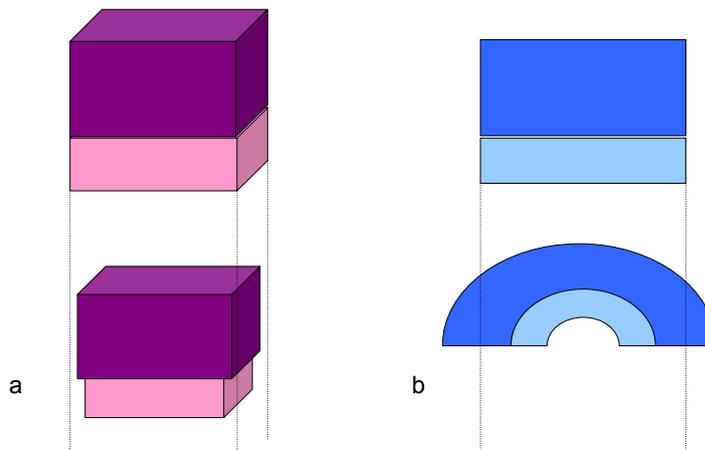


Abb. 36: Prinzipielles Schrupfungsverhalten eines Zweischichtsystems:
 a) oben: Ausgangszustand, unten: freie Ausdehnung ohne festen Verbund;
 b) oben: in biegegehindertem Zustand (Entstehung verschiedener Spannungen)
 z. B. ein vollkeramisches System, unten: im Spannungsgleichgewicht z. B.
 metallkeramisches System (modifiziert nach STEPHAN 2000)

- Mechanisch induzierte Spannungen

ABOUSHELIB et al. (2005a) wiesen in deren Untersuchung zum Verbundverhalten zwischen Y-TZP und Verblendkeramik mit dem Rasterelektronmikroskop auf die Anwesenheit von Mikroräumen in der Verbundzone hin. Die Autoren führten die schlechte Benetzung der Verblendmasse auf dem Gerüst auf lokalisierte Stresszonen zurück, die durch die monokline Phase des Zirkoniumdioxids an der Oberfläche entstehen und Mikrorisse hervorrufen können.

- Spannungsüberlagerungen

Unter realen Bedingungen zeigt sich ein Materialversagen weit unter der kritischen Belastbarkeit, was möglicherweise durch Überlagerung der verschiedenen mechanischen und thermischen Spannungen hervorgerufen wird (STEPHAN 2000; GUAZZATO et al. 2004a). Die internen Spannungen können so entgegengesetzt wirken, dass dadurch die große Streuung der in der vorliegenden Arbeit erzielten Resultate erklärt werden kann.

6.2 Beurteilung der Prüfmethode

Zahlreiche Untersuchungen haben gezeigt, dass mit der Methode nach SCHMITZ-SCHULMEYER (1975) bezüglich des Metall-Keramik-Verbundes quantitativ und qualitativ vergleichbare Resultate, wie mit der Methode nach SCHWICKERATH (1983) erzielt werden können (KAPPERT 1985; RIEDLING 1986; HEERKLOTZ 1990; GROSSE 1997; SIEBERT 1999). Die Methode nach SCHWICKERATH (1983) wurde zur Ermittlung der metallkeramischen Verbundfestigkeit als DIN-Norm (DIN EN ISO 9693 2000) aufgenommen. Diese Versuchsanordnung eignet sich jedoch nicht zur Prüfung der Verbundfestigkeit zweier spröder Materialien. Mit dem Test nach SCHWICKERATH kann der Grenzwert der elastischen und plastischen Belastbarkeit eines Metalls ermittelt werden, während bei keramischen Materialien hingegen die Elastizitätsgrenze der Frakturgrenze entspricht. Zirkoniumdioxidgerüste lassen sich nicht biegen, sondern würden bei Belastung frakturieren, bevor es zur Abplatzung der Verblendung kommt (Abb. 37a-b) (KAPPERT 2003). Die kritische Zugspannung, die zu einer plastischen Verformung bei Metallen führt und das Versagen des Verbundes zwischen Metall und Verblendkeramik ermöglicht, kann bei Zirkoniumdioxidkeramiken nicht erreicht werden.



Abb. 37a: Das Keramikplättchen bricht (KAPPERT 2003)



Abb. 37b: Das Metallplättchen verbiegt sich (KAPPERT 2003)

6.2.1 Begründung der Auswahl des modifizierten Prüfverfahrens nach SCHMITZ und SCHULMEYER (1975)

6.2.1.1 Vorteile der ausgewählten Methode

Die Methode nach SCHMITZ und SCHULMEYER (1975) erlaubt eine gewisse Abweichung der Prüfkörperdimensionen von der Originalbeschreibung, da für die Berechnung der Verbundfestigkeit nur die Verbundfläche relevant ist und sie nachträglich unter dem Mikroskop genau vermessen werden kann. Bei anderen Methoden zur Verbundfestigkeitsuntersuchung sind Modifikationen der Prüfkörperdimensionierung nicht möglich (HATTEMER & KÜBEL 1950; VOSS 1969; SCHWICKERATH 1983; SCHWICKERATH & MOKBEL 1983).

Eine Untersuchung von RIEDLING (1986) zeigte eine umso geringere Streuung der Messergebnisse, je größer der E-Modul der Legierung war. Weil der E-Modul der Y-TZP hoch ist ($E_{ZrO_2} > 200$ GPa), können die Messergebnisse bezüglich Streuung bzw. die Standardabweichung günstig beeinflusst werden.

Die verwendete Methode erzeugt die Belastung der Verbundfläche in Form von Scherkräften, wie sie auch in-vivo vorkommen (TILLER et al. 1988; EICHNER & KAPPERT 1996). Andere Methoden (HATTEMER & KÜBEL 1950; VOSS 1969; SCHWICKERATH 1983; SCHWICKERATH & MOKBEL 1983), die die Verbundfestigkeit untersuchen, wendeten Kräfte an, deren Richtung nicht klinischen Bedingungen entspricht (TILLER et al. 1988; EICHNER & KAPPERT 1996).

6.2.1.2 Nachteile der ausgewählten Methode

Die Methode erfüllt nicht die Bedingung, dass die Prüfkörper in Verblend- und Gerüstmaterialstärke mit der Gestaltung von feststehendem Zahnersatz vergleichbar sind. Sowohl das Verhältnis zwischen Gerüst- und Verblendkeramikdicke, als auch die Verblendkeramikummantelung des Gerüsts entsprechen nicht den klinischen Gegebenheiten.

Die gemessene Scherbelastung im Bereich der Verbundzone könnte von mindestens 5 Faktoren beeinflusst werden:

- Geringe Reibungskräfte beim Gleiten des Abscherstempels während des Abscherens der Verblendmasse vom Gerüst können eine größere Haftkraft vortäuschen.

- Bei einem kleinen Abstand der Scherkante bzw. des Scherwerkzeugs zum Gerüst kann ein geringer Hebelweg entstehen (MARX 1988) (Abb. 38). Das entstehende Drehmoment wirkt als zusätzliche Entbindekraft und kann eine kleinere Verbundfestigkeit vortäuschen. Bei einer im Vergleich zum Verbund geringeren Festigkeit der Verblendkeramik kann diese frakturieren, womit die Festigkeit der Verblendkeramik und nicht die des Verbundes geprüft würde (TILLER et al. 1988).

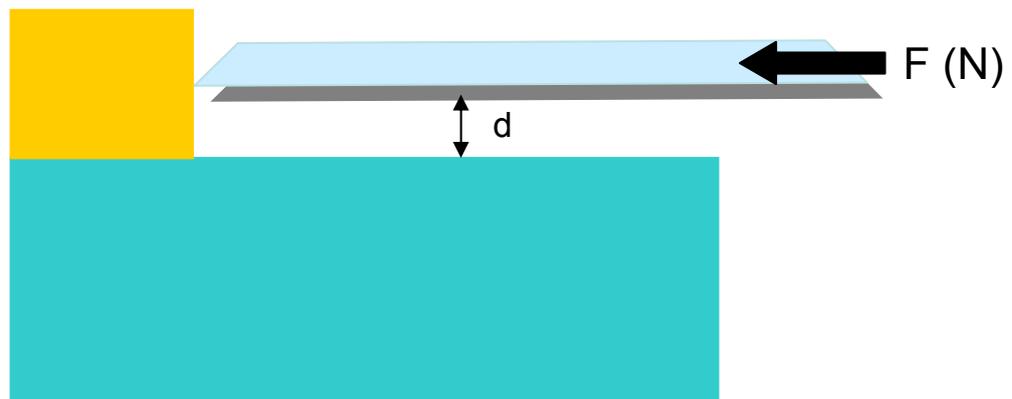


Abb. 38.: Darstellung des Drehmoments (M), ($M = F \cdot d$), das zusätzlich als Entbindekraft wirkt (Verbundfestigkeit – V_{Verbund} ; $V_{\text{Verbund}} = V_{\text{gemessen}} + M$); $d < 1 \text{ mm}$

- Vorhandene innere Spannungen im Verbund können zu mikroskopischer Rissbildung, sowie Ablösung der Verblendung in der Verbundzone führen (KAPPERT 1985; HEERKLOTZ 1990; ABOUSHELIB et al. 2005a). Die Verbundfestigkeit, die in einem solchen Fall gemessen würde, erscheint kleiner als bei einer fehlerfreien Verbundfläche.
- Es können unregelmäßige Belastungsverteilungen auftreten, bei denen an den Grenzen höhere Kräfte wirken als im Zentrum (TILLER et al. 1988).
- Bei Dentalkeramiköfen können Abweichungen von der einprogrammierten Brenntemperatur vorkommen, welche zur Änderung der Mikrostruktur der Verblendkeramik und dadurch des WAK-Wertes führen, was sich in der Änderung der Haftfestigkeit widerspiegeln könnte (SCHWEBKE 2002).

Ein wichtiger Nachteil der durchgeführten Untersuchung ist der Mangel der Vergleichbarkeit zu einer Kontrollgruppe, die eine konventionelle klinisch bewährte metallkeramische Kombination darstellen könnte.

6.2.1.3 Beurteilung der ausgewählten Methode

Die in der vorliegenden Studie eingesetzte Methode zur Beurteilung der Verbundfestigkeit kann aufgrund der oben genannten einflussnehmenden Faktoren keine absolute Aussage über die Verbundfestigkeit der untersuchten Materialien treffen. Sie erlaubt jedoch einen aussagekräftigen Vergleich mehrerer verschiedener Systeme.

Da eine vergleichbare quantitative und qualitative Beurteilung des Keramikverbundes, sowohl für die Hersteller von Verblend- und Gerüstkeramiken als auch für die klinische Anwendung unerlässlich ist, sollte eine geeignete Methode ausgewählt werden. Bezüglich der Materialeigenschaften und der Prüfkörperherstellung erscheint die Methode nach SCHMITZ und SCHULMEYER (1975) tauglich.

6.3 Die Verbundfestigkeit

Das Y-TZP-Vollkeramiksystem weist unter Belastung ein Frakturbild auf, was mit metallkeramischen Restaurationen vergleichbar ist und zeigt vor dem Gerüstversagen Verblendungsabplatzungen (THOMPSON 2000; FILSER et al. 2002). Als Hauptgrund ist dafür, die im Vergleich zur Verblendkeramik, erheblich größere Bruchfestigkeit des Y-TZP-Gerüstes verantwortlich, weswegen die Risse beim Kontakt mit Y-TZP vom Gerüst weggeleitet werden, was zum Abplatzen der Verblendung führt (GUAZZATO et al. 2004b).

Auch andere Faktoren wie die unterschiedlichen Elastizitätsmodule der Gerüst- und Verblendkeramik, sowie die Eigenschaften der jeweiligen Schicht und die Verbundzone selbst können zum Versagen im Verbund beitragen. Weiter können die Gestaltung von Verblend- und Gerüstkeramik, sowie bei der Herstellung entstandene mechanische und thermische Spannungen die Verbundfestigkeit negativ beeinflussen (ZENG et al. 1998; THOMPSON 2000; GUAZZATO et al. 2004b).

International wurde bislang noch keine Mindestanforderung zur Scherfestigkeit des Metallkeramikverbundes beim Test nach SCHMITZ und SCHULMEYER (1975) festgelegt. Auch wurde bisher keine Anforderung zur Verbundfestigkeit zweier Keramiken vorgegeben. Für den Biegescherversuch nach SCHWICKERATH (1983; DIN EN ISO 9693 2000), der qualitativ und quantitativ vergleichbare Resultate zu

dem Schertest nach SCHMITZ und SCHULMEYER (1975) aufweist, wird als Mindestanforderung zur Verbundfestigkeit zwischen Metall und Keramik eine Biegescherkraft von 25 MPa (DIN EN ISO 9693 2000) und für Kunststoff von mindestens 10 MPa gefordert (JAKOB & MARX 1988; KAPPERT et al. 1989; LUDWIG 1996). Keramiken mit geringerer Festigkeit, die adhäsiv befestigt werden (PAGNIANO et al. 2005; DGZMK 2006), sollten einen gegen Hydrolyse und Temperaturbelastung stabilen Verbund bei einer Dauerschermfestigkeit von mindestens 10 MPa aufweisen (JAKOB & MARX 1988; KAPPERT et al. 1989; KAPPERT 1998).

Vergleichbar könnte für die Verbundfestigkeit zwischen einem keramischen Gerüst und einer Verblendkeramik eine Mindestanforderung von mindestens 10 MPa gefordert werden.

Untersuchungen zur Verbundfestigkeit zweier Keramiken wurden in der Literatur bislang kaum beschrieben (LUTHARDT et al. 1999; SCHWEBKE 2002; AL-DOHAN et al. 2004; ABOUSHELIB et al. 2005a; 2005b; DÜNDAR et al. 2005).

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung können mit den Resultaten anderer Y-TZP-Verblendkeramik-Verbundfestigkeitswerten nicht direkt verglichen werden (EICHNER & KAPPERT 1996), da die jeweils angewendeten Testverfahren Vor- und Nachteile aufweisen, die sich auf die Ergebnisse unterschiedlich auswirken (VAN NOORT et al. 1989; CARDOSO et al. 1998; EL ZOHAIRY et al. 2004).

In der vorliegenden Untersuchung war keine metallkeramische Kontrollgruppe vorhanden. Die Verbundfestigkeiten von Metall und Keramik nach SCHMITZ und SCHULMEYER-Methode aus anderen Untersuchungen sind in der Tabelle 22 zu entnehmen und können als Vergleichswerte dienen:

Legierungstyp	(Kombinationen)	Verbundfestigkeit [MPa]
NEM-Legierung	(Wiron 88-Vita VMK 68)	14 (KAPPERT et al. 1985)
NEM-Legierung	(Elite-Vita VMK 68)	28 (KAPPERT et al. 1985)
NEM-Legierung	(NP2-Microbond-Keramik)	23 (KAPPERT et al. 1985)
NEM-Legierung	(Dentitan-Vita VMK 68)	28 (KAPPERT et al. 1985)
NEM-Legierung	(Dentitan-Vita VMK 68)	24 (HEERKLOTZ 1990)
EM-Legierung	(Degudent U-Vita VMK 68)	31 (HEERKLOTZ 1990)
Pd-Legierung	(Degupal U- Vita VMK 68)	27 (HEERKLOTZ 1990)
	unbekannte Kombination	35 (SCHMITZ & SCHULMEYER 1975)
Ti-Legierung	(Titan-Ti-Bond)	29 (23*) (MOORMANN et al. 2000)
Ti-Legierung	(Titan-Vita Titan)	21 (16,5*) (MOORMANN et al. 2000)
Ti-Legierung	(Titan- Duceratin)	23 (17*) (MOORMANN et al. 2000)

Tab. 22: Verbundfestigkeiten verschiedener metallkeramischer Kombinationen erzielt nach der Methode nach SCHMITZ-SCHULMEYER (1975) (* - Ergebnisse nach Thermolastwechsel)

Die Resultate für bewährte Metall-Keramik-Systeme betragen nach der Versuchsanordnung von SCHMITZ und SCHULMEYER (1975) in der Regel zwischen 20 und 30 MPa (Tab. 22). Gleiche Kombinationen, die mit der Versuchsanordnung nach SCHWICKERATH (1983) getestet wurden, erwiesen in den Studien vergleichbare jedoch höhere Verbundfestigkeiten (z.B. für Dentitan-Vita VMK 68 nach SCHMITZ und SCHULMEYER 24 MPa, nach SCHWICKERATH 43 MPa) (RIEDLING 1986; HEERKLOTZ 1990).

Werden die Ergebnisse mit den Werten der vorliegenden Untersuchung in Relation gesetzt, so wird deutlich, dass diese mit 7,8 MPa und 16,3 MPa deutlich geringer ausfielen.

Als Ursache für die niedrigen Verbundfestigkeitswerte wird die geringe Benetzbarkeit der Verblendkeramiken und der dicht gesinterten Hochleistungskeramiken verantwortlich gemacht. Dies wird bei Aluminiumoxid schon von HEGENBARTH (1995) beschrieben. In einer Untersuchung von ANDERSSON und ODEN (1993) wurde zwar vermutet, dass zwischen Al_2O_3 und der Verblendkeramik eine ionische chemische Verbindung stattfand, was in anderen Studien (ODEN et al. 1998; AL-DOHAN et al. 2004) auch übernommen wurde, jedoch nie direkt nachgewiesen werden konnte.

Bei Zirkoniumdioxid und deren Verblendkeramik wurde festgestellt, dass der Verbund die schwächste Stelle des Systems darstellt (GAUZZATO et al. 2004a; ABOUSHELIB et al. 2005a). Dazu können neben der fehlenden chemischen Verbindung zwischen dem inerten Y-TZP und der Verblendkeramik (STEPHAN 1996) (Abb. 39) auch andere Faktoren beitragen. Unter anderem werden große Unterschiede zwischen den Wärmeausdehnungskoeffizienten, eine ungenügende Benetzung von Verblendungsmasse und Gerüst, Schrumpfung der Verblendkeramik nach dem Aufbrennen, Transformation der tetragonalen Phase des Y-TZP in die monokline aufgrund thermischer oder mechanischer Bearbeitung und herstellungsbedingte Fehler als Ursache in Betracht gezogen (TILLER et al. 1988; KOSMAČ et al. 1999; ABOUSHELIB et al. 2005b; DE JAGER et al. 2005).

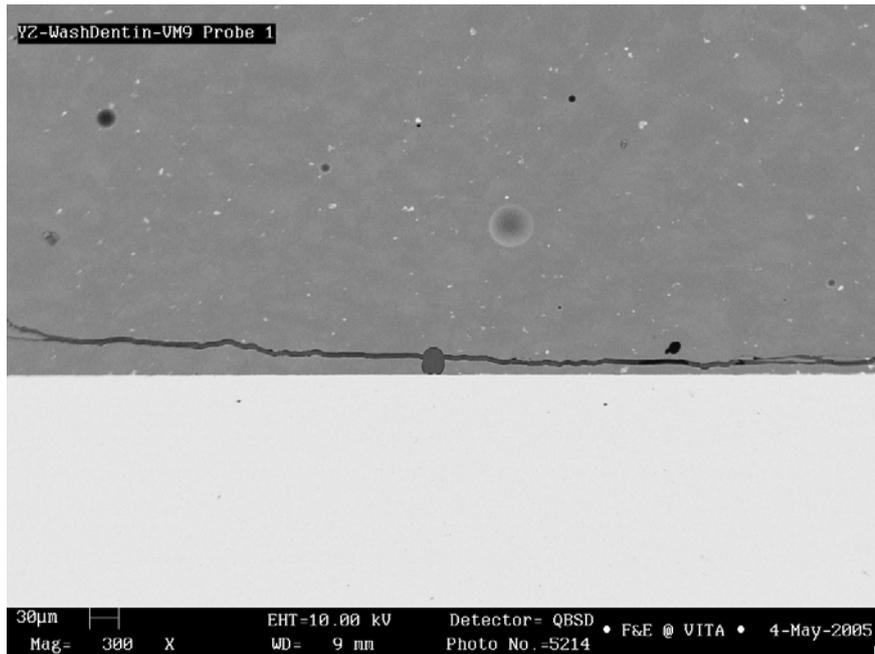


Abb. 39: Verbundzone zwischen Vita In-Ceram[®] YZ Cubes-Gerüst (unten) und Vita[®] VM9-Verblendkeramik (oben). Der Riss verläuft ausschließlich in der Vita[®] VM9-Verblendkeramik. (Dank an Hr. M. THOLEY, Vita Zahnfabrik)

In einer Studie zur Prüfung der Verbundfestigkeit zwischen TZP-Gerüstmaterialien und Verblendkeramiken verwendeten AL-DOHAN et al. (2004) die Methode nach DIN EN ISO 11405 (2003). Diese Methode ähnelt vom Versuchsaufbau her der Methode nach SCHMITZ und SCHULMEYER (1975). Die getesteten Kombinationen: Procera[®] allZirkon mit Cerabien[®] bzw. DC Zirkon[®] mit Vita[®] D ergaben Werte von 28,03 MPa bzw. 27,9 MPa. Die Werte von IPS Empress[®] 2 mit Eris[®] und einer metallkeramischen Gruppe betragen 30,86 MPa bzw. 30,16 MPa. Die Unterschiede der Verbundfestigkeitswerte erwiesen sich als nicht statistisch signifikant.

ABOUSHELIB et al. (2005a; 2005b) verwendeten in beiden Untersuchungen ein "microtensile" Verbundfestigkeitstest (VAN NOORT et al. 1989; EL ZOHAIRY et al. 2004). Es wurden Cercon[®] Base-Gerüste mit CerconCeram[®] S verblendet, ohne bzw. mit Linerschicht. Die Verbundfestigkeiten betragen in der ersten Studie von ABOUSHELIB et al. (2005a) 16,9 MPa ohne und 29,1 MPa mit Liner und in einer weiteren Untersuchung (ABOUSHELIB et al. 2005b) 17,2 MPa ohne und 26,3 MPa mit Liner. In der ersten Untersuchung von ABOUSHELIB et al. (2005a) wurde Cercon[®] Base mit IPS Empress[®] 2 (ca. 45 MPa) verglichen und in der zweiten (ABOUSHELIB et al. 2005b) wurde Cercon[®] Base mit zusätzlich 6 anderen Verblendkeramiken (jeweils mit und ohne Liner) beschichtet und die

Verbundfestigkeiten gemessen. Als beste Kombinationen erwiesen sich Cercon[®] Base mit Rondo[®]- (ca. 41 MPa) und Cercon[®] Ceram Express-Verblendkeramik (39 MPa) jeweils ohne Liner. In keiner der drei Untersuchungen wurde künstliche Alterung angewendet.

DÜNDAR et al. (2005) untersuchten Verbundfestigkeiten anderer vollkeramischer Systeme mit dem Schertest nach DIN EN ISO 11405 (2003). Die erhaltenen Verbundfestigkeitswerte ohne Thermolastwechsel waren wie folgt: IPS Empress[®] 2 -Gerüst 41 MPa, Evopress[®]-Gerüst 23 MPa, Finesse[®]- 28 MPa und In-Ceram[®] Alumina-Gerüst 26 MPa.

Der Vergleich einiger Ergebnisse der ausgewählten Methoden zur Scherprüfung ist in der Tabelle 23 dargestellt:

Material	Schertest DIN EN ISO 11405 (2003) Verbundfestigkeit [MPa]	„microtensile“ Verbundfestigkeitstest Verbundfestigkeit [MPa]
IPS Empress [®] 2 mit IPS Empress [®] 2-Verblendmasse	42 (DÜNDAR et al. 2005)	37 (ABOUSHELIB et al. 2005a)
IPS Empress [®] 2 mit IPS Eris [®] -Verblendmasse	31 (AL-DOHAN et al. 2004)	45 (ABOUSHELIB et al. 2005a)

Tab. 23: Verbundfestigkeitswerte in MPa verschiedener Materialkombinationen erzielt mit Schertest DIN EN ISO 11405 (2003) und "microtensile"-Verbundfestigkeitstest

SCHWEBKE (2002) untersuchte nach der modifizierten Methode nach SCHMITZ und SCHULMEYER die Verbundfestigkeiten zwischen Y-TZP-Prüfkörpern, die mit Vita[®] D und Vita[®] Titankeramik, sowie In-Ceram[®] Zirconia-Proben, die mit Vitadur[®] α verblendet wurden. Thermolastwechsel von 20.000 Zyklen verursachte bei der Gruppe Y-TZP mit Vita[®] D-Verblendkeramik einen Haftfestigkeitsverlust von 21,5%, wobei bei einem Viertel der Prüfkörper die Messwerte um den für klinische Anwendung kritischen Bereich von 15 MPa lagen. Bessere Werte erreichte die Kombination Y-TZP mit Vita[®] Titankeramik (23,7 MPa ohne und 25,4 mit Thermolastwechsel). Die Verbundfestigkeit von In-Ceram[®] Zirconia mit Vitadur[®] α wies mit einem Verbundfestigkeitsverlust von 19,2% nach Thermolastwechsel ähnliche Resultate auf. Die Hälfte der Messwerte lag unterhalb der Grenze von 20 MPa, ein Viertel sogar unterhalb der klinisch kritischen Grenze von 15 MPa.

Die Resultate der Untersuchung von SCHWEBKE (2002) sind mit den Ergebnissen der vorliegenden Studie vergleichbar.

6.3.1 Gruppenvergleich der Verbundfestigkeiten

In der vorliegenden Untersuchung konnte ein signifikanter Unterschied in der Verbundfestigkeit zwischen den Verblendkeramiken (P-Wert < 0,005), sowie bei den Verblend-Gerüstkeramik-Kombinationen (P-Wert < 0,0001) (ANOVA) nachgewiesen werden.

Die Verblendkeramik Cercon®Ceram S erzielte mit dem Gerüst DC-Zirkon® die größte Verbundfestigkeit (16,3 MPa). Allerdings ist die Abnahme des Verbundfestigkeitswertes durch künstliche Alterung in dieser Gruppe besonders groß (22,1%). Trotzdem wies diese Gruppe auch nach der zyklischen Belastung die größte Verbundfestigkeit (12,7 MPa) aller thermobelasteten Gruppen auf. Sie war statistisch signifikant besser als die Gruppe mit der niedrigsten Verbundfestigkeit aller thermisch unbelasteten Gruppen: Cercon®Ceram S mit Cercon® Base (9,4 MPa) (adjustierter $p < 0,01$, unverbundener t-Test).

Die Verbundfestigkeitswerte der Verblendkeramik IPS e.max® Ceram waren mit allen drei Gerüsten vergleichbar; der Einfluss der künstlichen Alterung war gering. Als zweitbeste Gruppe, sowohl ohne (13,7 MPa) als auch mit Thermolastwechsel (12,6 MPa) erwies sich die Kombination IPS e.max® Ceram und Vita In-Ceram® YZ Cubes.

Die Verblendkeramik Vita VM®9 erzielt eine ähnlich gute Verbundfestigkeit vor künstlicher Alterung, wie IPS e.max® Ceram. Die Verbundfestigkeitswerte werden bei Vita VM®9 Verblendkeramiken jedoch wesentlich stärker von der künstlichen Alterung gemindert. Die Gruppe Vita VM®9 in Kombination mit Cercon® Base wies nach dem Thermolastwechsel die niedrigste Verbundfestigkeit (7,8 MPa) auf, was sich gegenüber den zwei besten thermobelasteten Gruppen (Cercon®Ceram S mit DC-Zirkon® und IPS e.Max® Ceram mit Vita In-Ceram® YZ Cubes) als statistisch signifikant geringer erwies (adjustierter $p < 0,01$ bzw. $p < 0,05$, unverbundener t-Test).

6.3.2 Beurteilung des Einflusses des Thermolastwechsels auf die Verbundfestigkeit

Es konnte ein signifikanter Einfluss der Thermobelastung nachgewiesen werden (ANOVA) (P-Wert < 0,0005). Fast alle Gruppen außer Cercon®Ceram S mit Cercon® Base und mit Vita In-Ceram® YZ Cubes erzielten niedrigere Werte nach Temperaturlastwechsel. Bisher wurde der Einfluss des Thermolastwechsels auf

die Verbundfestigkeit zweier Keramiken nur in der Studie von DÜNDAR et al. (2005) untersucht. Es wurde festgestellt, dass bei dem IPS Empress® 2-System schon 5 thermische Zyklen (5° und 55° C) zu einer signifikanten Abnahme der Verbundfestigkeit führten. Bei anderen Systemen (Evopress®, Finesse® und In-Ceram® Alumina) war der Abfall der Werte nicht signifikant. SCHWEBKE (2002) stellte einen Verlust der Verbundfestigkeitswerte von ca. 20% nach der künstlichen Alterung bei Y-TZP mit Vita® D und bei In-Ceram® Zirconia fest. Bei der Kombination Y-TZP mit Vita® Titankeramik trat hingegen keine Verminderung der Verbundfestigkeit nach Thermocycling auf.

Jeweils bei einem Prüfkörper in allen Gerüstgruppen mit der Verblendkeramik Vita VM®9 und bei einem Prüfkörper aus der Gruppe Cercon® Ceram S mit Cercon® Base löste sich in dieser Studie die Verblendkeramik schon während des Temperaturlastwechsels vom Gerüst. Der Grund dafür ist wahrscheinlich, dass es wegen einer zu großen Differenz bei der thermischen Dehnung der Materialien zum Entstehen großer Spannungen zwischen Gerüst- und Verblendkeramik kam (GEHRE 1996; STEPHAN 2000; KAPPERT 2005). Die Wärmeausdehnungskoeffizienten verhalten sich in Abhängigkeit mit der Temperatur nicht linear; ein so entstandener intermittenter Unterschied zwischen den Wärmeausdehnungskoeffizienten könnte unerwartete Spannungen erzeugen, die die erzielte Verbundfestigkeit zwischen TPZ-Gerüst und Verblendkeramik übertreffen und zu „interfacial“-Frakturen führen können (ABOUSHELIB et al. 2005b). Eine weitere Ursache könnte die ungenügende Benetzbarkeit der Verbundpartner sein (GEHRE 1996; ABOUSHELIB et al. 2005a). Auch Fehler während der Herstellung der Prüfkörper wie z.B. eine Trennung der Verblendmasse vom Gerüst bei der Entfernung aus den Lehren, sowie eine ungenügende Verdichtung der Verblendmasse könnte als Grund für den Zerfall eines Prüfkörpers während des thermozyklischen Verfahrens in Frage kommen.

Die Angaben der Wärmeausdehnungskoeffizienten (Tab. 10) der Verblendkeramiken ergaben v.a. Unterschiede zwischen den Verblendkeramiken Vita VM®9 (WAK: 8,8-9,2) und IPS e.max® Ceram (WAK: 9,25-9,75), sowie Cercon® Ceram S (WAK: 9,5). Wahrscheinlich könnte eine bessere Anpassung des Wärmeausdehnungskoeffizienten der Vita VM®9-Verblendkeramik an den WAK von Zirkoniumdioxidgerüsten einen geringeren Einfluss der künstlichen Alterung hervorrufen.

Die Gerüste mit IPS e.max[®] Ceram-Verblendkeramik erzielten ausnahmslos eine Verbundfestigkeit von über 11,5 MPa und zwar sowohl vor als auch nach dem Temperaturlastwechsel. Der Abfall der Werte nach der künstlichen Alterung war gering (um 8,0%, 0% bzw. 7,1%).

Die Anwendung der Cercon[®] Ceram S-Verblendkeramik zeigte als einzige Gruppe inhomogene Ergebnisse: mit DC-Zirkon[®]-Gerüsten konnten die besten Verbundfestigkeitswerte erzielt werden, mit Cercon[®] Base-Gerüsten ergaben sich hingegen die geringsten Werte. Auch führte das Thermocycling bei DC-Zirkon[®]-Gerüsten zu einer deutlichen Abnahme der Werte; bei Vita In-Ceram[®] YZ Cubes- und Cercon[®] Base-Gerüsten hingegen war eine geringe Zunahme der Werte erkennbar.

Um die relativ niedrige Verbundfestigkeit verbessern zu können, sind weitergehende Untersuchungen zur Verbundfestigkeit notwendig, die Aufschluss zur Frage des Verbundverhaltens von Y-TZP-Systemen bringen.

6.3.3 Beurteilung des Einflusses des Abstrahlens auf die Verbundfestigkeit

Der Einfluss des Abstrahlens auf die Verbundfestigkeit zweier Keramiken ist in der Literatur bislang noch nicht beschrieben worden.

Der Vergleich der in der vorliegenden Studie erzielten Verbundfestigkeiten der Y-TZP-Gerüste, die vor der Verblendung abgestrahlt wurden (Cercon[®] Base) und den Y-TZP-Gerüsten, die ohne Abstrahlung verblendet wurden (DC-Zirkon[®], Vita In-Ceram[®] YZ Cubes) ergab keinen statistisch signifikanten Unterschied. Diese Resultate weisen darauf hin, dass das Abstrahlen von Y-TZP-Gerüsten keinen Einfluss auf die Verbundfestigkeit hat.

6.4 Mikroskopische Beurteilung der Frakturflächen

Die Messung der Menge, der auf dem Gerüst haftenden Verblendmasse nach Scherbelastung, gibt vergleichende Informationen über die relative Festigkeit der Verblendkeramik, des Verbundes und des Gerüstes. Eine während der Scherprüfung entstehende kohäsive Fraktur zeigt, dass es innerhalb eines Materials und nicht im Verbund der beiden Materialien zur Fraktur kam (ELIADES et

al. 1993). Eine adhäsive bzw. „interface“-Fraktur zeigt demgegenüber, dass die Verbundfestigkeit zweier Materialien kleiner als die Festigkeit eines der beiden Materialien ist (ABOUSHELIB et al. 2005b).

Ergebnisse anderer Untersuchungen (AL-DOHAN et al. 2004; ABOUSHELIB et al. 2005a; 2005b) bezüglich der Lokalisation der Risse nach Scherprüfung sind bei Y-TZP-Vollkeramiksystemen nicht schlüssig. AL-DOHAN et al. (2004) fanden für Procera® allZirkon mit Cerabien®-Verblendkeramik eine kohäsive Fraktur in ca. 40% und für DC Zirkon® und Vita® D in ca. 60% der gesamten Verbundfläche. ABOUSHELIB et al. (2005a) fanden für Cercon® Base und CerconCeram® S in < 10% kohäsive Frakturen. In einer weiteren Studie der gleichen Autorengruppe (2005b) mit gleicher Versuchsanordnung wurden zu 60% kohäsive Frakturen beobachtet. In der vorliegenden Untersuchung wiesen die Prüfkörper mit Cercon®Ceram S-Verblendung eine höhere Wahrscheinlichkeit (54,4%) für eine kohäsive als für eine adhäsive Fraktur auf, was mit den Ergebnissen von ABOUSHELIB et al. (2005b) übereinstimmt. In der Studie von ABOUSHELIB et al. (2005b) wurden auch andere Verblendkeramiken auf Cercon® Base-Gerüsten untersucht. Die Ergebnisse waren unabhängig von den erzielten Verbundfestigkeiten sehr unterschiedlich bezüglich des Auftretens von kohäsiven Frakturen (von 5% (Sacura® Interaction ohne- und Express® mit Liner) bis 100% bei Rondo®, Express® (ohne Liner)).

In der vorliegenden Untersuchung zeigten die Verblendkeramiken Vita VM®9 bzw. IPS e.max® Ceram mit 71,1% bzw. 87,8% eine größere Wahrscheinlichkeit für adhäsive Frakturen.

Bei dem in der Studie durchgeführten Schertest wird durch die standardisierten Testbedingungen vorausgesetzt, dass die Belastung gleichmäßig über die gesamte Verbundfläche wirkt. Daraus folgt, dass bei Frakturen, die nicht im Bereich der Grenzfläche auftreten, die Haftfestigkeit die Kohäsionskraft bzw. die Bruchfestigkeit der Keramik übertrifft. Diese Schlussfolgerung könnte falsch sein, wenn aufgrund einer nicht erkannten Belastungskonzentration oder Abweichung der Testbedingungen das Belastungsmaximum nicht an der Verbundstelle liegt.

Diese Untersuchung konnte zeigen, dass der Verbund in den meisten Fällen eine niedrigere Festigkeit als die Verblendmaterialien hat. Die IPS e.max® Ceram-Verblendkeramik (87,8 % der Fälle) und Vita VM®9-Verblendkeramik (71,1 % der Fälle) zeigten am häufigsten ein adhäsives Frakturverhalten. Die Cercon® Ceram

S-Verblendkeramik wies hingegen eine Wahrscheinlichkeit von 54,4% für eine kohäsive Fraktur auf. Der Unterschied zwischen IPS e.max[®] Ceram- und Vita VM[®]9-Verblendkeramik ($P < 0,001$), zwischen Cercon[®] Ceram S- und IPS e.max[®] Ceram-Verblendkeramik ($P < 0,0001$), sowie zwischen Cercon[®] Ceram S- und Vita VM[®]9-Verblendkeramik ($P < 0,0001$) war statistisch signifikant.

Sollte es zu einer Abplatzung der Verblendkeramik kommen, wird der Riss am Wahrscheinlichsten (in 90%) bei IPS e.max[®] Ceram durch die Verbundfläche verlaufen, gefolgt von Vita VM[®]9 (71,1%) und weniger wahrscheinlich (in knapp 50%) bei Cercon[®] Ceram S. Ob diese Feststellung auch eine klinische Relevanz hat, sollten weitere Untersuchungen zeigen.

7. SCHLUSSFOLGERUNGEN

Die Methode nach SCHMITZ-SCHULMEYER (1975) scheint zur Überprüfung der Verbundfestigkeit zwischen TZP-Gerüst- und Verblendkeramiken geeignet zu sein.

Die in der Untersuchung gefundenen, niedrigen Verbundfestigkeitsergebnisse zwischen den getesteten TZP-Gerüsten und Verblendkeramiken könnten Ursache für die in der klinischen Anwendung gehäuft auftretenden Verblendungsfrakturen sein.

Weitere Untersuchungen zur Verbundfestigkeit von Zirkoniumdioxid und Verblendkeramiken müssen durchgeführt werden, die vor allem den mikromechanischen, sowie chemischen Verbund beider Materialien analysieren.

8. ZUSAMMENFASSUNG

Das Ziel der Studie war es, die Verbundfestigkeit von verschiedenen Zirkoniumdioxidgerüsten und Verblendkeramiken standardisiert zu prüfen.

Mit dem Test nach SCHMITZ-SCHULMEYER (1975) wurden 3 Zirkoniumdioxidgerüstmaterialien (Cercon[®] Base; DC-Zirkon[®]; Vita In-Ceram[®] YZ Cubes) und 3 Verblendkeramiken für Y-TZP-Gerüste (Cercon[®] Ceram S; Vita VM₉[®]; IPS e.max[®] Ceram), die jeweils mit einander kombiniert wurden, untersucht. Insgesamt wurden 270 Prüfkörper hergestellt und in 9 Gruppen à 30 Prüfkörper aufgeteilt. Eine Hälfte der jeweiligen Gruppen (n=15) wurde vor der Verbundfestigkeitsprüfung dem Thermolastwechsel (5° bzw. 55°; 20.000 Zyklen, 2x 45 sec Verweildauer/Zyklus) unterzogen. Der Schertest erfolgte mit einer Universalprüfmaschine Z010[®] (Zwick, D-Ulm) mit einer senkrechten Krafrichtung auf die Keramik und einer Vorschubgeschwindigkeit von 5 mm/Min. Die statistische Analyse der Abscherfestigkeit und der Art des Rissverlaufs erfolgte mit Hilfe eines linearen Regressionsmodells und der zugehörigen ANOVA. Alle Post-hoc-Gruppenvergleiche wurden mit dem unverbundenen t-Test durchgeführt. Die jeweiligen Testentscheidungen wurden anhand von adjustierten P-Werten berichtet (Adjustierungsmethode: Bonferroni-Holm (BONFERRONI 1936; HOLM 1979)).

Als beste Kombinationen ohne künstliche Alterung erwiesen sich Cercon[®] Ceram S auf DC-Zirkon[®] (16,3 MPa) und IPS e.max[®] Ceram auf Cercon[®] Base (13,7 MPa); als am wenigsten geeignet war Cercon[®] Ceram S mit Cercon[®] Base-Gerüst (9,4 MPa). Die künstliche Alterung verursachte in 7 von 9 Kombinationen einen nichtsignifikanten Abfall der Verbundfestigkeitswerte, wobei es bei 4 Prüfkörpern zum Zerfall des Verbundes kam. Innerhalb der künstlich gealterten Gruppen wies die Cercon[®] Ceram S auf DC-Zirkon[®]-Kombination die höchste (12,7 MPa), die Vita VM₉[®] auf Cercon[®] Base-Kombination die niedrigste Verbundfestigkeit (7,8 MPa) auf.

Mikroskopische Untersuchungen der Rissfläche zeigten hauptsächlich in der Verbundzone verlaufende Risse. Bei Cercon[®] Ceram S waren 45,6%, bei Vita VM₉[®] 71,1% und bei IPS e.max[®] Ceram 87,8% der Fläche betroffen.

Die Ergebnisse dieser Untersuchung weisen darauf hin, dass die schwächste Stelle des Y-TZP-Verblendkeramik-Systems im Verbundbereich liegt.

9. SUMMARY

The purpose of the study was to evaluate the bonding strength between different zirconia cores and veneering ceramic materials by means of standardized testing. Using the SCHMITZ-SCHULMEYER (1975)-test, 3 zirconia-core materials (Cercon[®] Base; DC-Zirkon[®]; Vita In-Ceram[®] YZ Cubes) and 3 zirconia-veneering porcelains (Cercon[®] Ceram S; Vita VM[®]9; IPS e.max[®] Ceram) were assessed in different combinations. Two-hundred seventy specimens were fabricated and divided in 9 groups of 30 specimens each. Half of each group was subjected to 20000 cycles of thermal cycling between 5° and 55° C with dwell time of 45 s. Subsequently, all specimen were tested for shear bond strength in a universal testing machine (Z010[®], Zwick, D-Ulm) with a perpendicular force axis and a crosshead speed of 5 mm/min. Statistical analysis of the bonding strength and the crack-surfaces was carried out using the linear regression model and matching ANOVA. Post-hoc comparisons were performed using unpaired *t* tests, and adjusted *p*-values were obtained via the Bonferroni-Holm method.

The highest mean values before thermal cycling were 16.3 MPa and 13.7 MPa for groups Cercon[®]Ceram S-DC-Zirkon[®] and IPS e.Max[®] Ceram-Cercon[®] Base, respectively and the lowest 9.4 MPa for Cercon[®]Ceram S-Cercon[®] Base. With the exception of groups Cercon[®]Ceram S-Cercon[®] Base and Cercon[®]Ceram S-Vita In-Ceram[®] YZ Cubes, the bonding strength of all test groups was insignificantly negatively influenced by thermal cycling. The veneering material debonded during thermal cycling in 4 test specimens. After thermal cycling, the highest shear bond strength values were observed in group Cercon[®]Ceram-S-DC-Zirkon[®] (12.7 MPa), whereas the lowest values were observed in group Vita[®] VM9-Cercon[®] Base (7.8 MPa).

Microscopic examination of the crack surface of different specimens revealed that cracks develop most frequently at the veneer-core interface area. In Cercon[®] Ceram S, 45.6% of the surface was affected, whereas the corresponding percentages for Vita VM[®]9 and IPS e.max[®] Ceram were 71.1% and 87.8%, respectively.

The results of this study indicate that the weakest part of the zirconia and veneering porcelain system is at the interface area.

10. ANHANG

Gruppe 1	Gruppe 2	KA*	P-Wert	Adjustierter P-Wert
Cercon [®] Ceram S Cercon [®] Base	Vita VM [®] 9 Cercon [®] Base	1	0,1924	1
Cercon [®] Ceram S Cercon [®] Base	IPS e.max [®] Ceram Cercon [®] Base	1	0,0733	1
Cercon [®] Ceram S Cercon [®] Base	Cercon [®] Ceram S DC-Zirkon [®]	1	0,0219	1
Cercon [®] Ceram S Cercon [®] Base	Vita VM [®] 9 DC-Zirkon [®]	1	0,7120	1
Cercon [®] Ceram S Cercon [®] Base	IPS e.max [®] Ceram DC-Zirkon [®]	1	0,1400	1
Cercon [®] Ceram S Cercon [®] Base	Cercon [®] Ceram S Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,1273	1
Cercon [®] Ceram S Cercon [®] Base	Vita VM [®] 9 Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,9476	1
Cercon [®] Ceram S Cercon [®] Base	IPS e.max [®] Ceram Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,1045	1
Vita VM [®] 9 Cercon [®] Base	IPS e.max [®] Ceram Cercon [®] Base	1	0,0022	0,1638
Vita VM [®] 9 Cercon [®] Base	Cercon [®] Ceram S DC-Zirkon [®]	1	0,2221	0,0048
Vita VM [®] 9 Cercon [®] Base	Vita VM [®] 9 DC-Zirkon [®]	1	0,3684	1
Vita VM [®] 9 Cercon [®] Base	IPS e.max [®] Ceram DC-Zirkon [®]	1	0,0008	0,0647
Vita VM [®] 9 Cercon [®] Base	Cercon [®] Ceram S Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,0039	0,2879
Vita VM [®] 9 Cercon [®] Base	Vita VM [®] 9 Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,1716	1
Vita VM [®] 9 Cercon [®] Base	IPS e.max [®] Ceram Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,0006	0,0493
IPS e.max [®] Ceram Cercon [®] Base	Cercon [®] Ceram S DC-Zirkon [®]	1	0,8945	1
IPS e.max [®] Ceram Cercon [®] Base	Vita VM [®] 9 DC-Zirkon [®]	1	0,0342	1
IPS e.max [®] Ceram Cercon [®] Base	IPS e.max [®] Ceram DC-Zirkon [®]	1	0,3755	1
IPS e.max [®] Ceram Cercon [®] Base	Cercon [®] Ceram S Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,7309	1
IPS e.max [®] Ceram Cercon [®] Base	Vita VM [®] 9 Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,0846	1
IPS e.max [®] Ceram Cercon [®] Base	IPS e.max [®] Ceram Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,5150	1
Cercon [®] Ceram S DC-Zirkon [®]	Vita VM [®] 9 DC-Zirkon [®]	1	0,0079	0,5696
Cercon [®] Ceram S DC-Zirkon [®] Cercon [®]	IPS e.max [®] Ceram DC-Zirkon [®]	1	0,1021	1
Cercon [®] Ceram S DC-Zirkon [®]	Cercon [®] Ceram S Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,5662	1
Cercon [®] Ceram S DC-Zirkon [®]	Vita VM [®] 9 Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,0270	1
Cercon [®] Ceram S DC-Zirkon [®]	IPS e.max [®] Ceram Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,2328	1

Vita VM ₉ DC-Zirkon [®]	IPS e.max [®] Ceram DC-Zirkon [®]	1	0,0575	1
Vita VM ₉ DC-Zirkon [®]	Cercon [®] Ceram S Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,0613	1
Vita VM ₉ DC-Zirkon [®]	Vita VM ₉ Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,6650	1
Vita VM ₉ DC-Zirkon [®]	IPS e.max [®] Ceram Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,0424	1
IPS e.max [®] Ceram DC-Zirkon [®]	Cercon [®] Ceram S Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,6273	1
IPS e.max [®] Ceram DC-Zirkon [®]	Vita VM ₉ Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,1653	1
IPS e.max [®] Ceram DC-Zirkon [®]	IPS e.max [®] Ceram Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,7123	1
Cercon [®] Ceram S Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	Vita VM ₉ Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,1455	1
Cercon [®] Ceram S Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	IPS e.max [®] Ceram Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,8053	1
Vita VM ₉ Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	IPS e.max [®] Ceram Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	1	0,1239	1

Tab. 24: Vergleich der Verbundfestigkeiten verschiedener Gruppen, die künstlich gealtert wurden (KA* – künstliche Alterung)

Gruppe 1	Gruppe 2	KA*	P-Wert	Adjustierter P-Wert
Cercon [®] Ceram S Cercon [®] Base	Vita VM ₉ Cercon [®] Base	0	0,1293	1
Cercon [®] Ceram S Cercon [®] Base	IPS e.max [®] Ceram Cercon [®] Base	0	0,0023	0,1713
Cercon [®] Ceram S Cercon [®] Base	Cercon [®] Ceram S DC-Zirkon [®]	0	< 0,0001	0,0068
Cercon [®] Ceram S Cercon [®] Base	Vita VM ₉ DC-Zirkon [®]	0	0,0497	1
Cercon [®] Ceram S Cercon [®] Base	IPS e.max [®] Ceram DC-Zirkon [®]	0	0,1023	1
Cercon [®] Ceram S Cercon [®] Base	Cercon [®] Ceram S Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,0722	1
Cercon [®] Ceram S Cercon [®] Base	Vita VM ₉ Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,0157	1
Cercon [®] Ceram S Cercon [®] Base	IPS e.max [®] Ceram Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,0133	0,9476
Vita VM ₉ Cercon [®] Base	IPS e.max [®] Ceram Cercon [®] Base	0	0,3266	1
Vita VM ₉ Cercon [®] Base	Cercon [®] Ceram S DC-Zirkon [®]	0	0,0291	1
Vita VM ₉ Cercon [®] Base	Vita VM ₉ DC-Zirkon [®]	0	0,9428	1
Vita VM ₉ Cercon [®] Base	IPS e.max [®] Ceram DC-Zirkon [®]	0	0,7514	1
Vita VM ₉ Cercon [®] Base	Cercon [®] Ceram S Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,7299	1
Vita VM ₉ Cercon [®] Base	Vita VM ₉ Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,7880	1
Vita VM ₉ Cercon [®] Base	IPS e.max [®] Ceram Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,7157	1
IPS e.max [®] Ceram Cercon [®] Base	Cercon [®] Ceram S DC-Zirkon [®]	0	0,1088	1

IPS e.max [®] Ceram Cercon [®] Base	Vita VM ₉ [®] DC-Zirkon [®]	0	0,2686	1
IPS e.max [®] Ceram Cercon [®] Base	IPS e.max [®] Ceram DC-Zirkon [®]	0	0,0979	1
IPS e.max [®] Ceram Cercon [®] Base	Cercon [®] Ceram S Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,0688	1
IPS e.max [®] Ceram Cercon [®] Base	Vita VM ₉ [®] Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,3293	1
IPS e.max [®] Ceram Cercon [®] Base	IPS e.max [®] Ceram Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,4063	1
Cercon [®] Ceram S DC-Zirkon [®]	Vita VM ₉ [®] DC-Zirkon [®]	0	0,0139	0,9718
Cercon [®] Ceram S DC-Zirkon [®] Cercon [®]	IPS e.max [®] Ceram DC-Zirkon [®]	0	0,0034	0,2534
Cercon [®] Ceram S DC-Zirkon [®]	Cercon [®] Ceram S Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,0021	0,1632
Cercon [®] Ceram S DC-Zirkon [®]	Vita VM ₉ [®] Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,0149	1
Cercon [®] Ceram S DC-Zirkon [®]	IPS e.max [®] Ceram Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,021	1
Vita VM ₉ [®] DC-Zirkon [®]	IPS e.max [®] Ceram DC-Zirkon [®]	0	0,6284	1
Vita VM ₉ [®] DC-Zirkon [®]	Cercon [®] Ceram S Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,5883	1
Vita VM ₉ [®] DC-Zirkon [®]	Vita VM ₉ [®] Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,8099	1
Vita VM ₉ [®] DC-Zirkon [®]	IPS e.max [®] Ceram Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,7203	1
IPS e.max [®] Ceram DC-Zirkon [®]	Cercon [®] Ceram S Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,9877	1
IPS e.max [®] Ceram DC-Zirkon [®]	Vita VM ₉ [®] Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,4256	1
IPS e.max [®] Ceram DC-Zirkon [®]	IPS e.max [®] Ceram Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,3640	1
Cercon [®] Ceram S Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	Vita VM ₉ [®] Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,3660	1
Cercon [®] Ceram S Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	IPS e.max [®] Ceram Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,3075	1
Vita VM ₉ [®] Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	IPS e.max [®] Ceram Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0	0,8912	1

Tab. 25: Vergleich der Verbundfestigkeiten verschiedener Gruppen, die nicht künstlich gealtert wurden (KA*– künstliche Alterung)

Gruppe 1 KA*	Gruppe 2 KA*	Name	P-Wert	Adjust. P-Wert
1	0	Cercon [®] Ceram S - Cercon [®] Base	0,8707	1
1	0	Vita VM ₉ [®] - Cercon [®] Base	0,0178	1
1	0	IPS e.max [®] Ceram - Cercon [®] Base	0,4343	1
1	0	Cercon [®] Ceram S - DC-Zirkon [®]	0,0151	1
1	0	Vita VM ₉ [®] - DC-Zirkon [®]	0,0504	1
1	0	IPS e.max [®] Ceram - DC-Zirkon [®]	0,9910	1
1	0	Cercon [®] Ceram S - Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0,6564	1
1	0	Vita VM ₉ [®] - Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0,0608	1
1	0	IPS e.max [®] Ceram - Vita In-Ceram [®] YZ Cubes	0,3970	1

Tab. 26: Vergleich der Verbundfestigkeiten der künstlich gealterten (1) und nicht-gealterten (0) Gruppen (KA - künstliche Alterung)

11. LITERATURVERZEICHNIS

- ABDIN-BEY S (2003): Untersuchungen zur Passgenauigkeit vollkeramischer Systeme. Inaug.-Diss., Med. Fak., Universität München
- ABOUSHELIB M N, DE JAGER N, KLEVERLAAN C J, FEILZER A J (2005a): Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dent Mater* 21: 984-991
- ABOUSHELIB M N, KLEVERLAAN C J, FEILZER A J (2005b): Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations Part II: Zirconia veneering ceramics. *Dent Mater*
- AL-DOHAN H M, YAMAN P, DENNISON J B, RAZZOOG M E, LANG B R (2004): Shear strength of core-veneer interface in bi-layered ceramics. *J Prosthet Dent* 91: 349-355
- ALLAIN J, LE MOUËL S, GOUTALLIER D, VOISIN M C (1999): Poor eight-year survival of cemented zirconia-polyethylene total hip replacements. *J Bone Joint Surg Br* 81: 835-842
- ANDERSSON M, ODEN A (1993): A new all-ceramic crown. A dense-sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 51: 59-64
- ANUSAVICE K J (2003): Dental ceramics. In: Anusavice K J (Hrsg.): *Phillips' Science of Dental Materials*. Saunders, St. Louis, pp. 655-719
- ARDLIN B I (2002): Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dent Mater* 18: 590-595
- BALTZER A, KAUFMANN-JONIAN V (2003): Die Belastbarkeit von VITA In-Ceram. *Quintessenz Zahntech* 29: 1318-1342
- BARAN G, BOBERICK K, MCCOOL J (2001): Fatigue of restorative materials. *Crit Rev Oral Biol Med* 12: 350-360
- BARTOLOME J F, MONTERO I, DIAZ M, LOPEZ-ESTEBAN S, MOYA J J, DEVILLE S, GREMILLARD L, CHEVALIER J, FANTOZZI G (2004): Accelerated aging in 3-mol%-Yttria-stabilized tetragonal zirconia ceramics sintered in reducing conditions. *J Am Ceram Soc* 87: 2282-2285
- BESIMO C E, SPIELMANN H P, ROHNER H P (2001): Computer-assisted generation of all-ceramic crowns and fixed partial dentures. *Int J Comput Dent* 4: 243-262
- BEUER F F, K; ERDELT, KJ; GERNET, W (2003): Marginale und innere Passung von CAM-gefrästen Zirkoniumoxid-Einzelkronen-Gerüsten bei unterschiedlichen Präparationswinkeln. *Dtsch Zahnärztl Z* 58: 517-521
- BEUER F, KERLER T, ERDELT K J, SCHWEIGER J, EICHBERGER M, GERNET W (2004): Der Einfluss der Verblendung auf die Bruchfestigkeit von Zirkoniumdioxidrestorationen. *Dtsch Zahnärztl Z* 59: 527-530
- BLATZ M B, SADAN A, KERN M (2003): Resin-ceramic bonding: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 89: 268-274
- BINDL A, MÖRMANN W H (2005): Marginal and internal fit of all-ceramic CAD/CAM crown-copings on chamfer preparations. *J Oral Rehabil* 32: 441-447
- BONFERRONI C E (1936): *Teoria statistica classi e calcolo delle probabilità*. Pubbl R Int Super Sci Econ Comm Firenze 8: 1-62

- BORNEMANN G, RINKE S, HÜLS A (2003): Prospective clinical trial with conventionally luted zirconia-based fixed partial dentures -18-month results.
http://iadr.confex.com/iadr/2003Goteborg/techprogram/abstract_31779.htm
- CALES B, STEFANI Y, LILLEY E (1994): Long-term in vivo and in vitro aging of a zirconia ceramic used in orthopaedy. J Biomed Mater Res 28: 619-624
- CHEVALIER J, DEVILLE S, MUNCH E, JULIAN R, LAIR F (2004): Critical effect of cubic phase on aging in 3 mol% yttria-stabilized zirconia ceramics for hip replacement prosthesis. Biomaterials 25: 5539-5545
- CHRISTEL P, MEUNIER A, HELLER M, PEILLE C N (1989): Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. J Biomed Mat Res 23: 45-61
- CLAUS H (1980): Werkstoffkundliche Grundlagen der Dentalkeramik. Dent Lab 23: 1743-1750
- COLI P, KARLSSON S (2004): Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. Int J Prosthodont 17: 59-64.
- COORNAERT J, ADRIAENS P, DE BOEVER J (1984): Long-term clinical study of porcelain-fused-to-gold restorations. J Prosthet Dent 51: 338-342
- CREUGERS N H, KÄYSER A F, VAN 'T HOF M A (1994): A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. Community Dent Oral Epidemiol 22: 448-452
- CURTIS A R, WRIGHT A J, FLEMING G J (2006): The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. J Dent 34: 317-325
- DCS DENTAL (2004): www.dcs-dental.com.
- DE JAGER N, PALLAV P, FEILZER A J (2005): The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. Dent Mater 21: 242-251
- DECIM NORDEN (2004): www.decim.com.
- DEGDENT DENTSPLY (2003): Gebrauchsanweisung. Cercon smart ceramics-das CAM-gestützte Vollkeramiksystem. Cercon smart ceramics® 1: 1-35
- DEGDENT DENTSPLY (2004): www.cercon-smart-ceramics.de
- DELLA BONA A, VAN NOORT R (1995): Shear vs. tensile bond strength of resin composite bonded to ceramic. J Dent Res 74: 1591-1596
- DENG Y, LAWN B R, LLOYD I K (2002): Characterization of damage modes in dental ceramic bilayer structures. J Biomed Mater Res 63: 137-145
- DENG Y, MIRANDA P, PAJARES A, GUIBERTEAU F, LAWN B R (2003): Fracture of ceramic/ceramic/polymer trilayers for biomechanical applications. J Biomed Mater Res A 67: 828-833
- DGZMK (2006): Wissenschaftliche Stellungnahme der deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. www.dgzmk-service.de/stellung/Stellungnahme_Proebster.pdf
- DIN EN ISO 9693 (2000): Dentale restaurative Metallkeramiksysteme.
- DIN EN ISO 11405 (2003): Zahnärztliche Werkstoffe - Prüfung der Adhäsion an der Zahnhartsubstanz.

- DRUMMOND J L (1989): In vitro aging of yttria stabilised zirconia. *J Am Ceram Soc* 72: 675-676
- DRUMMOND J L (2003): Ceramic behavior under different environmental and loading conditions. In: Eliades G, Eliades T, Branthley W A, Watts D C (Hrsg.): *Dental Material In Vivo: Aging and Related Phenomena*. USA, Chicago: Quintessence Publ. Co., p. 35-46
- DÜNDAR M, ÖZCAN M, COMLEKOGLU E, GÜNGÖR M A, ARTUNC C (2005): Bond strengths of veneering ceramics to reinforced ceramic core materials. *Int J Prosthodont* 18: 71-72
- DURET F, BLOUIN J L, DURET B (1988): CAD-CAM in dentistry. *J Am Dent Assoc* 117: 715-720
- EDELHOFF D, JUNGE L M, SPIEKERMANN H, YILDIRIM M (2002): Three-year clinical results of two all-ceramic post systems. *J Dent Res (Spec Iss A)* 81: (Abstract 2586)
- EICHNER K, KAPPERT H F (1996): *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Band I. Hüthig, Heidelberg
- EL ZOHAIRY A A, DE GEE A J, DE JAGER N, VAN RUIJVEN L J, FEILZER A J (2004): The influence of specimen attachment and dimension on microtensile strength. *J Dent Res* 83: 420-424
- ELIADES T, VIAZIS A D, LEKKA M (1993): Failure mode analysis of ceramic brackets bonded to enamel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 104: 21-26
- ETEMADI S, SMALES R J (2006): Survival of resin-bonded porcelain veneer crowns placed with and without metal reinforcement. *J Dent* 34: 139-145
- FÉHER A, EGGER B, LÜTHY H, SCHUMACHER M, LOEFFEL O, SCHÄRER P (1999): ISO-Zementevaluation und klinische Untersuchung von Zirkonoxidbauten. *Acta Med Dent Helv* 4: 201-209
- FILSER F, KOCHER P, WEIBEL F, LÜTHY H, SCHÄRER P, GAUCKLER L J (2001): Zuverlässigkeit und Festigkeit vollkeramischen Zahnersatzes hergestellt im DCM-Verfahren. *Int J Comput Dent* 4: 89-106
- FILSER F, LÜTHY, H, KOCHER, P, SCHÄRER, P, GAUCKLER, L J (2002): Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich. *Quintessenz Zahntech* 28: 48-60
- FILSER F, LÜTHY, H, KOCHER, P, SCHÄRER, P, GAUCKLER, L J (2003): Posterior all-ceramic bridgework. *Quintess J Dent Technol* 1: 28-41
- FISCHER H, EDELHOFF, D, MARX, R (1998): Mechanische Beanspruchbarkeit von Zirkonoxid-Wurzelstiften. *Dtsch Zahnärztl Z* 53: 854-858
- FISCHER H, WEBER M, MARX R (2003): Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *J Dent Res* 82: 238-242
- FRITZSCHE J (2003): Zirconium oxide restorations with the DCS precedent system. *Int J Comput Dent* 6: 193-201
- GARVIE R C, HANNIK R H, PASCOE R T (1975): Ceramic steel? *Nature* 258: 703-704
- GARVIE R C, NICHOLSON P S (1972): Structure and thermodynamical properties of partially stabilised zirconia in the CaO-ZrO₂ system. *J Amer Ceram Soc* 55: 152-157
- GEHRE G (1996): *Keramische Werkstoffe*. In: Eichner K, Kappert H F (Hrsg.): *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. Hüthig, Heidelberg, p. 326-372
- GEIS-GERSTORFER J, KANJARA P, PRÖBSTER P, WEBER H (1993): Untersuchung der Bruchzähigkeit und des Risswachstums zweier vollkeramischer Kronen- und Brückensysteme. *Dtsch Zahnärztl Z* 48: 685-691

- GEIS-GERSTORFER J, FÄSSLER P (1999): Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z 54: 692-694
- GLAUSER R, ZEMBIC I, WOHLWEND A, HÄMMERLE C H F, SCHÄRER P (2002): 4-year Clinical Results of an Experimental Zirconia Abutment. J Dent Res 81 (Spec Iss A): (Abstract 3163)
- GLAUSER R, SAILER I, WOHLWEND A, STUDER S, SCHIBLI M, SCHÄRER P (2004): Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. Int J Prosthodont 17: 285-290
- GOODACRE C J, BERNAL G, RUNGCHARASSAENG K, KAN J Y (2003): Clinical complications in fixed prosthodontics. J Prosthet Dent 90: 31-41
- GRABER G, BESIMO C E (1994): Das DCS-Hochleistungskeramik-System. Quintessenz Zahntech 20: 57-64
- GRÄF W (1960): Die thermische Belastung der Zähne beim Verzehr extrem heißer und kalter Speisen. Dtsch Zahnärztl Z 15: 30-34
- GRIGORIDAOU M (2006): In-vitro-Untersuchung der Bruchfestigkeit von dreigliedrigen Zirkoniumdioxid-Seitenzahnbrücken. Poster 9. Gemeinschaftskongress DGZPW-SSRD; Basel
- GROSSE M (1997): Prüfung der Verbundfestigkeit bei einem neuen Metallkeramik-System. Inaug.-Diss., Med. Fak., Universität Freiburg
- GUAZZATO M, ALBAKRY M, SWAIN M V, IRONSIDE J (2002): Mechanical properties of In-Ceram Alumina and In-Ceram Zirconia. Int J Prosthodont 15: 339-346
- GUAZZATO M, ALBAKRY M, RINGER S P, SWAIN M V (2004a): Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. Dent Mater 20: 449-456
- GUAZZATO M, PROOS K, QUACH L, SWAIN M V (2004b): Strength, reliability and mode of fracture of bilayered porcelain/zirconia (Y-TZP) dental ceramics. Biomaterials 25: 5045-5052
- GUAZZATO M, PROOS K, SARA G, SWAIN M V (2004c): Strength, reliability, and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. Int J Prosthodont 17: 142-149
- GUAZZATO M, QUACH L, ALBAKRY M, SWAIN M V (2005): Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. J Dent 33: 9-18
- GÜNGÖR M A, KUCUK M, DÜNDAR M, KARAOGLU C, ARTUNC C (2004): Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using a three-dimensional finite element analysis. J Oral Rehabil 31: 172-178
- HAHN R (1994): Kennzeichnende Eigenschaften keramischer Restaurationswerkstoffe und deren Auswirkung auf die klinische Anwendung. Teil 2: Hochleistungskeramik und sonoerosive Fertigungstechnik. Dent Lab 42: 169-173
- HAHN R, WOLF, M. (1994): Fraktographische Bruchflächenanalyse laminiertes vollkeramischer Frontzahnkronen. Dtsch Zahnärztl Z 49: 316-320
- HAHN R, WOLF M, BREUNING A (1996): Hochleistungskeramik - eine aktuelle Standortbestimmung. Phillip J 13: 311-320
- HATTEMER A, KÜBEL K (1950): Zur Frage der Prüfungsvorschriften für zahnärztliche Werkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 5: 1031-1033
- HAUPTMANN H, SUTTOR D, FRANK S, HÖSCHELER H (2000): Material properties of all ceramic zirconia prostheses. J Dent Res 79: 507 (Abstract 2910)

- HEERKLOTZ C (1990): Vergleich von Versuchsmethoden zur Prüfung der metallkeramischen Haftung. Inaug.-Diss., Med. Fak., Universität Freiburg
- HEGENBARTH E A (1995): Die Symbiose aus Computertechnologie und Kreativität. Dent Lab 18: 797-809
- HELMER J D, DRISKELL T D (1969): Research on bioceramics. Symposium on use of ceramics as surgical implants. Clemson University, South Carolina (USA)
- HENNING G (1976): Metall-Keramik-Bindung. Dent Lab 24: 1065-1067
- HERTLEIN G, HISCHELER S, FRANK S, SUTTOR D (2001): Marginal fit of CAD/CAM manufactured all ceramic zirconia prostheses. J Dent Res 80: Abstract 49
- HOLM S (1979): A simple sequentially rejective multiple test procedure. Scand J Statist 6: 65-70
- HÖLSCH W, KAPPERT, H F (1992): Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich. Dtsch Zahnärztl Z 47: 621-623
- JAKOB E, MARX R (1988): Silanisierung der Klebebrückenflügel. Zahnärztl Praxis 17: 124
- JUNG Y G, PETERSON I M, KIM D K, LAWN B R (2000): Lifetime-limiting strength degradation from contact fatigue in dental ceramics. J Dent Res 79: 722-731
- KAISER M, WASSERMAN A, STRUB J R (2006): [Long-term clinical results of VITA In-Ceram Classic: a systematic review]. Schweiz Monatsschr Zahnmed 116: 120-128
- KANTERS J (2000): Sinterverhalten von Verbunden aus nanokristallinem Zirkoniumdioxid. Inaug.-Diss., Tech. Fak., Fachbereich: Material- und Geowissenschaften, Universität Darmstadt
- KAPPERT H F, RIEDLING, W, WEHMANN, J (1985): Eine vergleichende Studie von drei Methoden zur Untersuchung des Metall-Keramik-Verbundes bei NEM-Legierungen. Dtsch Zahnärztl Z 40: 1179-1186
- KAPPERT H F, SCHRECK U, PRUNTE H, BARUCHA A, ERPELDING E, BANHOLZER M (1989): Prüfung von Metall-Kunststoff-Verbundsystemen durch Scher-, Biege- und axialen Zugversuch. Dtsch Zahnärztl Z 44: 879-881
- KAPPERT H F, KNOBE H, MANZOTTI L (1990): Metallfreie Brücken für Seitenzahnbereich. Dent Lab 28: 177-183
- KAPPERT H F (1996): Dental materials: new ceramic systems. Acad Dent Mat, Transactions 9: 180-199
- KAPPERT H F (1998): Vollkeramischer Zahnersatz. In: Meiners H, M. LK (Hrsg.): Klinische Materialkunde für Zahnärzte. Carl Hanser, München
- KAPPERT H F (2001): Bruchfestigkeit und Frakturverhalten von DCS-gefrästen Frontzahnkronen nach Verblendung mit Vitadur D und Triceram. ZWR- Das Deutsche Zahnärzteblatt 110: 134-139
- KAPPERT H F, KRAH M (2001): Keramiken - eine Übersicht. Quintessenz Zahntech 27: 668-704
- KAPPERT H F (2003): Zur Festigkeit von Dentalkeramiken. www.zm-online.de
- KAPPERT H F (2005): Keramik als Zahnärztlicher Werkstoff. In: Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M (Hrsg.): Curriculum Prothetik. 3. Aufl. Quintessenz Verlag, Berlin, pp. 607-639

- KEITH O, KUSY R P, WHITLEY J Q (1994): Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 106: 605-614
- KELLY J R, CAMPBELL S D, BOWEN H K (1989): Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent* 62: 536-541
- KELLY J R, GIORDANO R, POBER R, CIMA M J (1990): Fracture surface analysis of dental ceramics: clinically failed restorations. *Int J Prosthodont* 3: 430-440
- KELLY J R, TRESK J A, SORENSEN J A (1994): Clinical failure of InCeram FPD's: Fractography, stress and probability of failure analysis. *J Dent Res* 73: 191 (Abstract 718)
- KELLY J R (1995): Perspectives on strength. *Dent Mater* 11: 103-110
- KELLY J R, TESK J A, SORENSEN J A (1995): Failure of all-ceramic fixed partial dentures in vitro and in vivo: analysis and modeling. *J Dent Res* 74: 1253-1258
- KELLY J R, NISHIMURA I, CAMPBELL S D (1996): Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *J Prosthet Dent* 75: 18-32
- KERN M, SIMON M H P, STRUB J R (1998): Erste klinische Erfahrungen mit Wurzelstiften aus Zirkonoxidkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 53: 266-268.
- KERN M, WEGNER S M (1998): Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater* 14: 64-71
- KERN M, SCHUBINSKI P (2004): Frakturquote unter der "Scheidungsrate".
<http://www.ag-keramik.de/Frakturquote.pdf>
- KERN M (2005): Clinical long-term survival of two-retainer and single-retainer all-ceramic resin-bonded fixed partial dentures. *Quintessence Int* 36: 141-147
- KERSCHBAUM T (2004): Langzeitüberlebensdauer von Zahnersatz. Eine Übersicht. *Quintessenz* 55: 1113-1126
- KIM J W, BHOWMICK S, HERMANN I, LAWN B R (2006): Transverse fracture of brittle bilayers: Relevance to failure of all-ceramic dental crowns. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*
- KOHAL R J, PAPAVALIOU G, KAMPOSIOA P, TRIPODAKIS A, STRUB J R (2002): Three-dimensional computerized stress analysis of commercially pure titanium and yttrium-partially stabilized zirconia implants. *Int J Prosthodont* 15: 189-194
- KOHAL R J, WENG D, BÄCHLE M, STRUB J R (2004): Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol* 75: 1262-1268
- KOMINE F, GERDS T, WITKOWSKI S, STRUB J R (2005): Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. *Acta Odontol Scand* 63: 361-366
- KOMINE F, TOMIC M (2005): A single-retainer zirconium dioxide ceramic resin-bonded fixed partial denture for single tooth replacement: a clinical report. *J Oral Sci* 47: 139-142
- KÖRBER K H, LUDWIG, K. (1983): Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *Dent Lab* 31: 55-60
- KOSMAČ T, OBLAK C, JEVNIKAR P, FUNDUK N, MARION L (1999): The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* 15: 426-433
- KOSMAČ T, OBLAK C, JEVNIKAR P, FUNDUK N, MARION L (2000): Strength and reliability of surface treated Y-TZP dental ceramics. *J Biomed Mater Res* 53: 304-313

- KREJCI I, LUTZ F (1990): In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Korrelation mit In-vivo-Resultaten. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100: 1445-1449
- KREJCI I, REICH T, LUTZ F, ALBERTONI M (1990): In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 1. Computergesteuerter Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100: 953-960
- LANGE F F, DUNLOP G I, DAVIS B I (1986): Degradation during aging of transformation-toughened ZrO₂-Y₂O₃ Materials at 250°C. J Am Ceram Soc 69: 237-240
- LAWN B R, DENG Y, THOMPSON V P (2001): Use of contact testing in the characterization and design of all-ceramic crownlike layer structures: a review. J Prosthet Dent 86: 495-510
- LAWN B R, DENG Y, LLOYD I K, JANAL M N, REKOW E D, THOMPSON V P (2002): Materials design of ceramic-based layer structures for crowns. J Dent Res 81: 433-438
- LAWN B R, PAJARES A, ZHANG Y, DENG Y, POLACK M A, LLOYD I K, REKOW E D, THOMPSON V P (2004): Materials design in the performance of all-ceramic crowns. Biomaterials 25: 2885-2892
- LIAO T W, LI K, BREDER K. (1997): Flexural strength of ceramics ground under widely different conditions. J Mater Process Tech 70: 198-206
- LUDWIG K (1996): Metall-Kunststoff- Verbundsysteme. In: Eichner K, Kappert H F (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band I. Hüthig, Heidelberg, pp. 256-272
- LUTHARDT R (1997): Stand und Perspektiven der Bearbeitung von Zirkondioxid-Keramik. Dental Labor XLV: 2187-2195
- LUTHARDT R, MUSIL R. (1997): CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkoniumdioxid Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 52: 380-384
- LUTHARDT R G, HEROLD V, SANDKUHL O, REITZ B, KNAAK J P, LENZ E (1998): Kronen aus Hochleistungskeramik. Dtsch Zahnärztl Z 53: 280-285
- LUTHARDT R G, SANDKUHL O, REITZ B (1999): Zirconia-TZP and alumina--advanced technologies for the manufacturing of single crowns. Eur J Prosthodont Restor Dent 7: 113-119
- LUTHARDT R, HOLZHÜTER M, SANDKUHL O, HEROLD V, WALTER M (2000): Festigkeit und Randzonenschädigung von Zirconia-TZP-Keramik nach simulierter innenbearbeitung von Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 55: 785-789
- LUTHARDT R G, HOLZHÜTER M, SANDKUHL O, HEROLD V, SCHNAPP J D, KUHLSCH E, WALTER M (2002): Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. J Dent Res 81: 487-491
- LUTHARDT R G, HOLZHÜTER M S, RUDOLPH H, HEROLD V, WALTER M H (2004): CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. Dent Mater 20: 655-662
- LÜTHY H, FILSER F, GAUCKLER L, SCHÄRER P (1999): Reliability of DCM machined zirconia bridges: comparison for different connector areas. J Dent Res 78: 205 (Abstract 793)
- LÜTHY H, FILSER F, LOEFFEL O, SCHUMACHER M, GAUCKLER L J, HÄMMERLE C H (2005): Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. Dent Mater 21: 930-937
- LÜTHY H, LOEFFEL O, HÄMMERLE C H (2006): Effect of thermocycling on bond strength of luting cements to zirconia ceramic. Dent Mater 22: 195-200
- MAGNE P, KWON K R, BELSER U C, HODGES J S, DOUGLAS W H (1999): Crack propensity of porcelain laminate veneers: A simulated operatory evaluation. J Prosthet Dent 81: 327-334

- MARQUARDT P, STRUB J R (2006): Survival rates of IPS Empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: Results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int* 37: 253-259
- MARX H (1986): Die metall-keramische Verbundfestigkeitsprüfung - Ein besonderes werkstoffkundliches Problem. *ZWR* 95: 524-527
- MARX H (1988): Zur Frage der Festigkeitsprüfung des Metall-Kunststoff-Verbundes. *Dtsch Zahnärztl Z* 43: 1024-1027
- 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
- MARX R, JUNGWIRTH F, WALTER P O (2004): Threshold intensity factors as lower boundaries for crack propagation in ceramics. *Biomed Eng Online* 3: 41-6
- MAY K B, RUSSELL M M, RAZZOOG M E, LANG B R (1998): Precision of fit: the Procera AllCeram crown. *J Prosthet Dent* 80: 394-404
- MEIRA J B, SOUZA R M, DRIEMEIER L, BALLESTER R Y (2004): Stress concentration in microtensile tests using uniform material. *J Adhes Dent* 6: 267-273
- MCLEAN J W, VON FRAUNHOFER J A (1971): The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 131: 107-111
- MEYENBERG K H, LÜTHY H, SCHÄRER P (1995): Zirconia posts: a new all-ceramic concept for nonvital abutment teeth. *J Esthet Dent* 7: 73-80
- MOLIN M K (2003): A 2-year clinical study of ceramic fixed partial dentures. http://iadr.confex.com/iadr/2003Goteborg/techprogram/abstract_31779.htm
- MOORMANN A, WEHNERT L, KESSLER K, FREESMEYER W B, RADLANSKI R J (2000): Haftfestigkeit des Titan-Keramik-Verbunds in Abhängigkeit von der Anzahl der Temperaturwechsel im Thermocyclingverfahren. *Dtsch Zahnärztl Z* 55: 34-37
- MORENA R, BEAUDREAU G M, LOCKWOOD P E, EVANS A L, FAIRHURST C W (1986a): Fatigue of dental ceramics in a simulated oral environment. *J Dent Res* 65: 993-997
- MORENA R, LOCKWOOD P E, FAIRHURST C W (1986b): Fracture toughness of commercial dental porcelains. *Dent Mater* 2: 58-62
- MÖRMANN W H, BRANDESTINI M (1987): Cerec-System: komputersierte Inlays, Onlays und Schallen. *Zahnärztl Mitt* 77: 2400-2405
- NAKAMURA T, TANAKA H, KINUTA S, AKAO T, OKAMOTO K, WAKABAYASHI K, YATANI H (2005): In vitro study on marginal and internal fit of CAD/CAM all-ceramic crowns. *Dent Mater J* 24: 456-459
- NOBEL BIOCARE® (2003): Procera® WAK Werte. Telefonische Mitteilung der Firma
- OBLAK C, JEVNIKAR P, KOSMAČ T, FUNDUK N, MARION L (2004): Fracture resistance and reliability of new zirconia posts. *J Prosthet Dent* 91: 342-348
- ODEN A, ANDERSSON M, KRYSZEK-ONDRACEK I, MAGNUSSON D (1998): Five-year clinical evaluation of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 80: 450-456
- ODMAN P, ANDERSSON B (2001): Procera AllCeram crowns followed for 5 to 10.5 years: a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 14: 504-509

- OLSSON K G, FURST B, ANDERSSON B, CARLSSON G E (2003): A long-term retrospective and clinical follow-up study of In-Ceram Alumina FPDs. *Int J Prosthodont* 16: 150-156
- PAGNIANO R P, SEGHI R R, ROSENSTIEL S F, WANG R, KATSUBE N (2005): The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent* 93: 459-466
- PALLIS K, GRIGGS J A, WOODY R D, GUILLEN G E, MILLER A W (2004): Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent* 91: 561-569
- PELLECCHIA R, KANG K H, HIRAYAMA H (2004): Fixed partial denture supported by all-ceramic copings: a clinical report. *J Prosthet Dent* 92: 220-223
- PFEIFFER W, HOLLSTEIN, T. (1997): Characterisation and assessment of machined ceramic surfaces. *Interceram* 46: 98-102
- PICONI C, MACCAURO G (1999): Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20: 1-25
- POSPIECH P, SCHWEIGER J, MEINEN J (2002): Vom Zirkoniumoxidgerüst zur Lava-Vollkeramik. *Dent Lab* 1: 56-67
- POTIKET N, CHICHE G, FINGER I M (2004): In vitro fracture strength of teeth restored with different all-ceramic crown systems. *J Prosthet Dent* 92: 491-495
- PRÖBSTER L, MAIWALD U, WEBER H (1996): Three-point bending strength of ceramics fused to cast titanium. *Eur J Oral Sci* 104: 313-319
- REICH S, WICHMANN M, NKENKE E, PROESCHEL P (2005): Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 113: 174-179
- RIEDLING W (1986): Eine vergleichende Studie der Methoden nach Schmitz und Schulmeyer und Schwickerath zur Untersuchung des Metall-Keramik-Verbundes bei Nichtedelmetalllegierungen. Inaug.-Diss., Med. Fak., Universität Freiburg
- RIEGER W (1993): Aluminium und Zirkonoxidkeramik in der Medizin. Sonderdruck aus Industrie Diamanten Rundschau, Metoxit AG, CH-Thayngen
- RIEGER W (2001): Ceramics in Orthopedics - 30 years of evolution and experience. In: Rieker C, Oberholzer S, Wyss U (Hrsg.): *World Tribology Forum in Arthroplasty*. Hans Huber, Bern, 3-13
- RINKE S (2004): Klinische Bewährung von vollkeramischen Extensionsbrücken: 1-Jahres-Ergebnisse. *Dtsch Zahnärztl Z* 59: 523-526
- ROITH A (2001): Zirkonium. www.uni-bayreuth.de/departments/didaktikchemie/
- ROSENTRITT M, BEHR M, LANG R, KLEINMAYER S, HANDEL G (2001): Fracture strength of tooth coloured posterior fixed partial dentures. *J Dent Res* 80: 57 (Abstract 174)
- ROSENTRITT M, BEHR M, HANDEL G (2003): Fixed partial dentures: all-ceramics, fibre-reinforced composites and experimental systems. *J Oral Rehabil* 30: 873-877
- ROSSBACH A (1969): Vergleichende Untersuchungen zur Kunststoffretention an Verblendkronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 24: 861-863
- ROUNTREE P, NOTHDURFT F, POSPIECH P (2001): In-vitro-investigation on the fracture strength of all-ceramic posterior bridges of ZrO₂-ceramic. *J Dent Res* 80: 57 (Abstract 173)
- SAILER I, LÜTHY H, FEHER A, SCHUMACHER M, SCHÄRER P, HÄMMERLE C H F (2003): 3-year Clinical Results of Zirconia Posterior Fixed Partial Dentures Made by Direct Ceramic Machining (DCM). http://iadr.confex.com/iadr/2003Goteborg/techprogram/abstract_31779.htm

- SANTOS E M, VOHRA S, CATLEDGE S A, MCCLENNY M D, LEMONS J, MOORE K D (2004): Examination of surface and material properties of explanted zirconia femoral heads. *J Arthroplasty* 19: 30-34
- SCHMID M, FISCHER J, HOFFMANN C, STRUB J R (1990): Chemische und thermische Kompatibilität vollkeramischer Verbundsysteme. *Dtsch Zahnärztl Z* 45: 505-508
- SCHMITZ K, SCHULMEYER H (1975): Bestimmung der Haftfestigkeit dentaler metallkeramischer Verbundsysteme. *Dent Lab* 23: 1416-1420
- SCHWARZ S, SCHWICKERATH H (1988): Zur Festigkeit des metallkeramischen Verbundes bei der Biegeprüfung. *Dtsch Zahnärztl Z* 43: 1152-1158
- SCHWEBKE K (2002): Untersuchungen zum Haftverbund dreier vollkeramischer Systeme. Inaug.-Diss., Med. Fak., Universität Berlin
- SCHWICKERATH H (1983): Prüfung der Verbundfestigkeit Metall-Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 38: 21-25
- SCHWICKERATH H, MOKBEL M A (1983): Grundlagen zur Prüfung des Verbundes Metall-Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 38: 949-952
- SCHWICKERATH H (1984): Dauerfestigkeit von Metallkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 39: 143-145
- SCHWICKERATH H (1986): Dauerfestigkeit von Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 41: 264-266
- SCHWICKERATH H (1994): Neue Keramiksysteeme unter Dauerbeanspruchung. *Quintessenz Zahntech* 20: 1495-1499
- SCOTT H G (1975): Phase relationships in the zirconia-yttria system. *J Mat Sci* 10: 1527-1535
- SCURRIA M S, BADER J D, SHUGARS D A (1998): Meta-analysis of fixed partial denture survival: prostheses and abutments. *J Prosthet Dent* 79: 459-464
- SEGGI R R, SORENSEN J A (1995): Relative flexural strength of six new ceramic materials. *Int J Prosthodont* 8: 239-246
- SHIAU J Y, RASMUSSEN S T, PHELPS A E, ENLOW D H, WOLF G R (1993): Analysis of the "shear" bond strength of pretreated aged composites used in some indirect bonding techniques. *J Dent Res* 72: 1291-1297
- SHIMIZU K, OKA M, KUMAR P, KOTOURA Y, YAMAMURO T, MAKINOCHI K, NAKAMURA T (1993): Time-dependent changes in the mechanical properties of zirconia ceramic. *J Biomed Mater Res* 27: 729-734
- SHIMOE S, TANOUE N, YANAGIDA H, ATSUTA M, KOIZUMI H, MATSUMURA H (2004): Comparative strength of metal-ceramic and metal-composite bonds after extended thermocycling. *J Oral Rehabil* 31: 689-694
- SIEBERT S (1999): Die Verbundfestigkeit zwischen Galvanogold und Keramik. Inaug.-Diss., Med. Fak., Universität Freiburg
- SNYDER M D, HOGG K D (2005): Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. *J Contemp Dent Pract* 6: 54-63
- SOERENSEN J A, CRUZ, M, MITO, W.T., RAFFEINER, O., MEREDITH, H. R., FOSER, H. P. (1998): A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 11: 95-106

- SORENSEN J A, CRUZ M, MITO W T, RAFFEINER O, MEREDITH H R, FOSER H P (1999): A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 11: 95-106
- STEPHAN M (1996): Beschichtungsverhalten von Verblendmaterialien auf Dentalkeramiken. Diplomarbeit. Geowiss. Fak., Universität Tübingen
- STEPHAN M (2000): Zur Entwicklung von ZrO₂-verstärkten Dentalkeramiken. Inaug.-Diss., Geowiss. Fak., Universität Tübingen
- STEVENS R, HENNIKE D (1992): ZrO₂-Keramik. In: Kriegsmann J (Hrsg.): Technische Keramische Werkstoffe. Grundwerk. Deutscher Wirtschaftsdienst, Köln, 1-101
- STRUB J R, STIFFLER S, SCHÄRER P (1988): Causes of failure following oral rehabilitation: biological versus technical factors. *Quintessence Int* 19: 215-222
- STRUB J R (1992): Vollkeramische Systeme. *Dtsch Zahnärztl Z* 47: 566-571
- STRUB J R, TÜRP J C, WITKOWSKI S, HÜRZELER M B, KERN M (2005): Curriculum Prothetik. 3. Aufl. Quintessenz, Berlin
- STUDART A R, FILSER F, KOCHER P, LÜTHY H, GAUCKLER L (2004): Lifetime of zirconia under wet and cyclic loading conditions. http://iadr.confex.com/iadr/2004Hawaii/techprogram/abstract_46758.htm
- STUDART A R, FILSER F, KOCHER P, GAUCKLER L J (2006a): Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater*
- STUDART A R, FILSER F, KOCHER P, LÜTHY H, GAUCKLER L J (2006b): Cyclic fatigue in water of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater*
- STUDART A R, FILSER F, KOCHER P, LÜTHY H, GAUCKLER L J (2006c): Mechanical and fracture behavior of veneer-framework composites for all-ceramic dental bridges. *Dent Mater*
- STUDER S, WOHLWEND A, SCHÄRER P (1996): Ein Behandlungskonzept für Implantatversorgung der Einzelzahnlücke unter Berücksichtigung parodontaler Aspekte bei Anwendung eines experimentellen Zirkonoxidabutments. Teil II: Prothetische und zahntechnische Erfahrungen. *Parodontologie* 2: 97-118
- STURZENEGGER B, FEHER A, LÜTHY H, SCHUMACHER M, LOEFFEL O, FILSER F, KOCHER P, GAUCKLER L, SCHÄRER P (2000): Klinische Studie von Zirkonoxidbrücken im Seitenzahnggebiet, hergestellt mit dem DCM-System. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 110: 131-139
- SUAREZ M J, LOZANO J F, PAZ SALIDO M, MARTINEZ F (2004): Three-year clinical evaluation of In-Ceram Zirconia posterior FPDs. *Int J Prosthodont* 17: 35-38
- SUNDH A, SJOGREN G (2004): A comparison of fracture strength of yttrium-oxide- partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 31: 682-688
- 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* 21: 476-482
- SUNDH A, SJOGREN G (2006): Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater*
- TAN K, PJETURSSON B E, LANG N P, CHAN E S (2004): A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 15: 654-666

- THOMPSON G A (2000): Influence of relative layer height and testing method on the failure mode and origin in a bilayered dental ceramic composite. *Dent Mater* 16: 235-243
- THOMPSON I, RAWLINGS R D (1990): Mechanical behaviour of zirconia and zirconia-toughened alumina in a simulated body environment. *Biomaterials* 11: 505-508
- THOMPSON J Y, ANUSAVICE, K. J., NAMAN, A., MORRIS, H. F. (1994): Fracture surface characterisation of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res* 73: 1824-1832
- TIETZ H D (1994): Technische Keramik: Aufbau, Eigenschaften, Herstellung, Bearbeitung, Prüfung. VDI-Verlag, Düsseldorf
- TILLER H J, EICHLER D, MUSIL R (1988): Prüftests für Kunststoff-Metall-Verbunde. Bedeutung und Probleme der Anwendung. *Dent Lab* 11: 1425-1431
- TINSCHERT J, MARX, R. (1997): Klinische Bewertung von Materialien für die Vollkeramik mit bruchmechanischen Methoden. *Stomatologie* 97: 7
- TINSCHERT J, NATT G, DOOSE B, FISCHER H, MARX R (1999): Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 54: 545-550
- TINSCHERT J, NATT G, JOREWITZ A, FISCHER H, SPIEKERMANN H, MARX R (2000a): Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 55: 610-616
- TINSCHERT J, ZWEZ D, MARX R, ANUSAVICE K J (2000b): Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 28: 529-535
- TINSCHERT J, NATT G, MAUTSCH W, AUGTHUN M, SPIEKERMANN H (2001a): Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 14: 231-238
- TINSCHERT J, NATT G, MAUTSCH W, SPIEKERMANN H, ANUSAVICE K J (2001b): Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 26: 367-374
- TINSCHERT J, NATT G, SPIEKERMANN H (2001c): Aktuelle Standortbestimmung von Dentalkeramiken. *Dental-Praxis* 18: 293-309
- TINSCHERT J (2002): Erste klinische Langzeiterfahrungen mit vollkeramischen Brücken aus DC-Zirkon. 31. Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft Dentale Technologie, Sindelfingen. <http://www.ag-dentale-technologie.de/kurzref-fr-02.htm#10>
- TINSCHERT J, NATT G, HASENPFLUG S, SPIEKERMANN H (2004a): Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 7: 25-45
- TINSCHERT J, NATT G, SCHULZE K, SPIEKERMANN H (2004b): Three-year clinical results of zirconia-based all-ceramic bridges. Poster 17. http://www.quintpub.com/PDFs/isprd2004_posters.pdf
- TROIA M G, JR., HENRIQUES G E, NOBILO M A, MESQUITA M F (2003): The effect of thermal cycling on the bond strength of low-fusing porcelain to commercially pure titanium and titanium-aluminium-vanadium alloy. *Dent Mater* 19: 790-796
- TUAN W H, KUO J C (1998): Effect of abrasive grinding on the strength and reliability of alumina. *J Eur Ceram Soc* 18: 799-806
- VAN NOORT R, NOROOZI S, HOWARD I C, CARDEW G (1989): A critique of bond strength measurements. *J Dent* 17: 61-67
- VITA ZAHNFABRIK (2004): Veneering Material Vita VM9 für vollkeramische Gerüstmaterialien. Verarbeitungsanleitung.

- VÖLKL L (2001): Cercon® - das CAM-Vollkeramiksystem von Degussa Dental. Quintessenz 52: 811-814
- VOSS R (1969): Festigkeit metallkeramischer Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 24: 726-731
- VULT VON STEYERN P, JONSSON O, NILNER K (2001): Five-year evaluation of posterior all-ceramic three-unit (In-Ceram) FPDs. Int J Prosthodont 14: 379-384
- VULT VON STEYERN P (2005): All-ceramic fixed partial dentures. Studies on aluminum oxide- and zirconium dioxide-based ceramic systems. Swed Dent J Suppl 1-69
- VULT VON STEYERN P, CARLSON P, NILNER K (2005): All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. J Oral Rehabil 32: 180-187
- WATANABE I, NAKABAYASHI N (1994): Measurement methods for adhesion to dentine: the current status in Japan. J Dent 22: 67-72
- WEBER W, RIEGER W (2001): ZrO₂-TZB in Dentistry - Material, Properties and Applications. Key Engineering Materials Vols. 192-195: 929-932
- WEIGL P, LAUER H C (2000): Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures. J Biomed Mater Res 53: 337-347
- WHITE S N, CAPUTO A A, VIDJAK F M, SEGHI R R (1994): Moduli of rupture of layered dental ceramics. Dent Mater 10: 52-58
- WHITE S N, MIKLUS V G, MCLAREN E A, LANG L A, CAPUTO A A (2005): Flexural strength of a layered zirconia and porcelain dental all-ceramic system. J Prosthet Dent 94: 125-131
- WITKOWSKI S (2005): (CAD-)/CAM in Dental Technology. Quintessence Dental Technology - Yearbook 2005. Chicago, USA: Quintessence; pp. 169-184
- WLOCHOWITZ A, WOHLWEND A, SCHÄRER P (1998): Das Zirkonoxidabutment - ein Fallbericht. Implantologie 3: 281-294
- WOHLWEND A, STUDER S, SCHÄRER P (1996): Das Zirkonoxidabutment - ein neues vollkeramisches Konzept zur ästhetischen Verbesserung der Suprastruktur in der Implantologie. Quintessenz Zahntech 22: 364-381
- WOLFART S, KERN M (2006): A new design for all-ceramic inlay-retained fixed partial dentures: a report of 2 cases. Quintessence Int 37: 27-33
- YILDIRIM M, FISCHER H, MARX R, EDELHOFF D (2003): In vivo fracture resistance of implant-supported all-ceramic restorations. J Prosthet Dent 90: 325-331
- ZEMBIC I, LÜTHY H, SCHUMACHER M, SCHÄRER P, HÄMMERLE C H F (2002): 2- and 3-year results of zirconia posterior fixed partial dentures, made by direct ceramic machining (DCM). European Cells and Materials. Abstracts of the 8th General Meeting of the Swiss Society for Biomaterials. Centre Médical Universitaire Genève 3: 38
- ZENG K, ODEN A, ROWCLIFFE D (1998): Evaluation of mechanical properties of dental ceramic core materials in combination with porcelains. Int J Prosthodont 11: 183-189

12. DANKSAGUNG

Als Erstes möchte ich mich herzlichst bei meiner lieben Familie, für Eure Liebe und Selbstlosigkeit bedanken. Ich hoffe, dass mir Euer Geschenk hier sein zu dürfen das ganze Leben lang meinen Weg erwärmt.

Prof. Dr. Jörg R. Strub – mit Ihrer Kompetenz gaben Sie mir auch in schweren Momenten Zuversicht.

Prof. Dr. Jürgen Hausselt – vielen Dank für Ihre Bereitschaft und Erstellung des Zweitgutachtens

Dr. Manfred Krah – danke für Deine menschliche und fachliche Betreuung. Es ist schön, dass es Leute wie Dich gibt!

PD Dr. Guido Heydecke – danke, dass Du den letzten und entscheidenden Schub für's Vorankommen geleistet hast.

Dr. Petra Güß – vielen Dank für Deinen kompetenten und herzlichen Einsatz, der diese Dissertation in ihre endgültige Form zu bringen half.

Dr. Thomas Gerds – tausend Dank für Deine Hilfe auf dem langen Weg.

ZTM Siegbert Witkowski – danke, dass Du für mich und für meine vielen Anliegen immer Zeit hattest.

ZT Michael Barthel – lieben Dank für Deine Hilfe.

Fr. Ulrike Feger – danke für Rat und Tat und das immer wieder vermittelte Gefühl, dass ich nicht alleine dastehe.

Fr. Maly Pfumpfei-Vukovic – danke für Deine freundliche Art.

Prof. Dr. Jens C. Türp – ganz herzlichen Dank für Deine Freundschaft, Zuneigung und Rat. Und natürlich für die genauesten Korrekturen, die ich jemals gesehen habe.

Dr. Kim Schneider – dass Du meinen Frust, aber auch meine Lust am Schreiben so freundlich ertragen hast.

Prof. Dr. Heinrich F. Kappert – danke für die Zeit, die Sie sich für die Erörterung fachlicher Fragen und Diskussionen genommen haben.

13. CURRICULUM VITAE

Name: KULIŠ
Vorname: ANDREJA
Geburtsdatum: 31. Januar 1976
Geburtsort: LJUBLJANA/LAIBACH, SLOWENIEN
Vater: Prim. Mag. Dr. med. dent. MARKO KULIŠ, Spez. Proth.
Mutter: Dr. med. HELENA KULIŠ, Spez. Pulm.
Geschwister: TINA (*1973), KATARINA (*1983), BLAZ (*1989)

Schulbildung:

1982 - 1990: Grundschule Šentvid, Ljubljana
1990 - 1994: Gymnasium Bezigrad, Ljubljana

Studium:

1994 - 2001: Medizinische Fakultät, Zahnklinik, Universität Ljubljana

Berufstätigkeit:

2002 – Assistenz Zahnärztin in Privatpraxis für zahnärztliche Prothetik,
Ljubljana
2003 – 2006 Postgraduiertenstudentin in der Abteilung für Zahnärztliche
Prothetik, Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde,
Universitätsklinikum Freiburg i. Brg.