

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der  
Ludwig-Maximilians-Universität München  
Direktor: Professor Dr. Dr. h.c. W. Gernet

---

**Die mechanische und thermische Belastbarkeit  
von Zirkonoxidgerüst-Kronen und -Brücken  
in Abhängigkeit vom Verblendmaterial**

**Eine In-Vitro-Studie**

DISSERTATION  
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Carolin Pohl  
aus Deggendorf  
2006

---

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. h.c. Wolfgang Gernet

Mitberichterstatter: Prof. Dr. K.H. Kunzelmann

Prof. Dr. W. Plitz

Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter: Dr. Florian Beuer

Dekan: Prof. Dr. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 19.10.2006

Meinem Großvater Michael Greil in großer Dankbarkeit gewidmet.



<b>INHALTSVERZEICHNIS</b>	<b>I</b>
<b>1 EINLEITUNG</b>	<b>1</b>
<b>2 LITERATURÜBERSICHT</b>	<b>3</b>
<b>2.1 Historischer Überblick</b>	<b>3</b>
2.1.1 Geschichte der Keramik	3
2.1.2 Keramik in der Zahnheilkunde	3
<b>2.2 Werkstoffkundliche Grundlagen</b>	<b>5</b>
2.2.1 Klassifizierung der Keramik	5
2.2.2 Physikalische Eigenschaften	6
<b>2.3 Moderne Vollkeramiksysteme</b>	<b>7</b>
2.3.1 Konventionelle Keramik	8
2.3.2 Glaskeramik	8
2.3.2.1 Gegossene Glaskeramik	8
2.3.2.2 Gepresste Glaskeramik	8
2.3.3 Glasinfiltrierte Keramik	9
2.3.4 Polykristalline Hochleistungskeramik	10
2.3.5 Keramik abtragende Verfahren	13
2.3.5.1 Celay <sup>®</sup> -Kopierschleifverfahren	14
2.3.5.2 Cerec <sup>®</sup> CAD/CAM für Praxis und Labor	14
2.3.5.3 Procera <sup>®</sup> AllCeram	15
2.3.5.4 DCS Precident <sup>®</sup> Zirkonoxidkeramik	16
2.3.5.5 GIRRbach digident	16
2.3.5.6 Everest <sup>®</sup>	17
2.3.5.7 Cerco <sup>®</sup> Zirkonoxidkeramik	17
2.3.5.8 ZENO Tec System	17
2.3.5.9 Weitere CAD/CAM-Systeme	18
2.3.6 Verblendkeramik	21
2.3.6.1 Cercon <sup>®</sup> Verblendkeramik	21
2.3.6.2 Ivoclar <sup>®</sup> Verblendkeramik	22

<b>2.4 Werkstoffprüfung vollkeramischer Systeme</b>	<b>23</b>
2.4.1 Untersuchungen zur Bruchfestigkeit	23
2.4.2 Alterungssimulation	24
2.4.3 Hitzeschocktest	25
<b>3 MATERIAL UND METHODE</b>	<b>27</b>
<b>3.1 Versuchsreihe vollkeramische Seitenzahnkronen</b>	<b>27</b>
3.1.1 Herstellung der Prüfmodelle für die Seitenzahnkronen	27
3.1.2 Herstellung der Zirkonoxidgerüste	27
3.1.3 Verblendung der Kerngerüste	28
3.1.4 Seitenzahnkronen im Thermoschockversuch	30
3.1.5 Zementieren der Kronen	31
3.1.6 Untersuchung der Bruchfestigkeit der Seitenzahnkronen	31
<b>3.2 Versuchsreihe vollkeramische Seitenzahnbrücken</b>	<b>32</b>
3.2.1 Herstellung der Prüfmodelle für die Seitenzahnbrücken	32
3.2.2 Herstellung der Zirkonoxidgerüste	34
3.2.3 Verblendung der Kerngerüste	35
3.2.4 Zementieren der Brücken	36
3.2.5 Kausimulation	36
3.2.6 Untersuchung der Bruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken	37
<b>3.3 Statistische Verfahren zur Auswertung der Ergebnisse</b>	<b>37</b>
<b>4 ERGEBNISSE</b>	<b>39</b>
<b>4.1 Ergebnisse Kronen</b>	<b>39</b>
4.1.1 Hitzeschocktest	39
4.1.2 Bruchfestigkeit der Kronen	40
<b>4.2 Ergebnisse Brücken</b>	<b>45</b>
4.2.1 Technische Komplikationen nach Alterungssimulation	45
4.2.2 Bruchfestigkeit der Brücken	45

<b>5 DISKUSSION</b>	<b>51</b>
<b>5.1 Allgemeiner Teil</b>	<b>51</b>
5.1.1 In-vitro-Untersuchung	51
5.1.2 Bruchfestigkeitsprüfung	51
<b>5.2 Diskussion Kronen</b>	<b>55</b>
5.2.1 Thermoschockversuch	55
5.2.2 Einfluss des Verblendmaterials auf die Bruchfestigkeit	56
<b>5.3 Diskussion Brücken</b>	<b>58</b>
5.3.1 Simulation der Pfeilerresilienz	58
5.3.2 Alterungssimulation	59
5.3.3 Schaden in der Verblendkeramik durch die Kausimulation	60
5.3.4 Einfluss des Verblendmaterials auf die Bruchfestigkeit	61
<b>5.4 Schlussfolgerung</b>	<b>63</b>
<b>6 ZUSAMMENFASSUNG</b>	<b>64</b>
<b>7 LITERATURVERZEICHNIS</b>	<b>66</b>
<b>8 ANHANG</b>	<b>75</b>
<b>8.1 Messtabellen</b>	<b>75</b>
<b>8.2 Verwendete Materialien und Geräte</b>	<b>77</b>
<b>8.3 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis</b>	<b>79</b>
<b>8.4 Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>81</b>
<b>8.5 Danksagung</b>	<b>82</b>
<b>8.6 Curriculum vitae</b>	<b>83</b>

---

## 1 Einleitung

Schon seit 25 Jahren wird die Hochleistungskeramik Zirkoniumdioxid in allen Industrien verwendet und ist seit langem in der Orthopädie im Einsatz. Jährlich werden weltweit rund zwei Millionen Hüftgelenkimplantate aus diesem Material eingesetzt, seine Biokompatibilität steht außer Frage [15].

Auch auf dem Dentalsektor führten der Anstieg von Allergien und der Wunsch nach ästhetisch anspruchsvollem Zahnersatz zu intensiver Forschung nach neuen, vollkeramischen Werkstoffen [7, 58]. Die ersten entwickelten Vollkeramiksysteme waren aufgrund mangelnder Lebensdauer und Festigkeit oder wegen unwirtschaftlicher Herstellungsweisen nur begrenzt einsetzbar [10, 98]. Heute jedoch gelten moderne vollkeramische Restaurationen als bruchsicher und bewährt. Inlays, Teilkronen, Kronen und Brücken aus Keramik übertreffen im Durchschnitt die „Überlebensrate der in den letzten zehn Jahren erfolgten Eheschließungen“. Dennoch sind vollkeramische Brücken bisher keine Standard-Therapielösung [41].

Im Juni 1999 bildete sich eine interdisziplinäre Forschungsgruppe mit der weltweit renommierten Eidgenössischen Technischen Hochschule (ETH) in Zürich. Daran beteiligt waren namhafte Größen wie etwa *Prof. Dr. Ludwig Gauckler* oder *Prof. Dr. Peter Schärer*. Das Ziel war, den vollkeramischen Hochleistungswerkstoff Zirkonoxid ins zahntechnische Labor zu integrieren und zur Marktreife zu bringen. Das in der Keramikwelt für höchste Festigkeit und Lebensdauer bekannte Zirkonoxid wird auch als „keramischer Stahl“ bezeichnet und sollte als Gerüstwerkstoff vielspannigen Brücken die nötige Festigkeit verleihen [98].

Mittlerweile ist dieses Material in der Zahnmedizin seit über vier Jahren in kontrollierten Studien im Einsatz, bisher ließen sich weder im Front- noch im Seitenzahnbereich Gerüstfrakturen verzeichnen [44]. Allerdings sind mit 2,6 bis 11 Prozent die Abplatzraten der speziell für Zirkonoxid-Gerüste entwickelten Verblendkeramiken recht hoch [15]. Durch intelligentes Gerüstdesign, gleichmäßige Schichtstärken und die Entwicklung neuer Verblendkeramiken mit Zirkonoxidjustierten Wärmeausdehnungskoeffizienten wird dieses Problem lösbar sein [41].

Diese Dissertation befasst sich mit der Prüfung einer neu entwickelten Verblendkeramik für Zirkonoxidgerüste. In einer In-vitro-Untersuchung wurde der Einfluss von künstlicher Alterung auf die Bruchfestigkeit physiologisch gelagerter vollkeramischer Seitenzahnbrücken überprüft. Im Blickpunkt standen die verschiedenen

Schichtkeramiken, die für die Verblendung der Zirkonoxidgerüste verwendet wurden. Die Studie verglich die im klinischen Einsatz bewährte Verblendkeramik Cercon® ceram S mit einer experimentellen Schichtkeramik der Firma Ivoclar®.

Ein weiterer Teil der Arbeit widmet sich den Auswirkungen einer Hitzeschockbehandlung auf die Bruchfestigkeit von Vollkeramikronen im Seitenzahnbereich, auch hier in Hinblick auf die zwei verschiedenen Verblendkeramiken.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Historischer Überblick

#### 2.1.1 Geschichte der Keramik

Keramik war vermutlich der erste vom Menschen künstlich erzeugte Werkstoff. Die Ursprünge reichen weit zurück. Archäologische Funde, wie etwa die Venus von Dolni Vestonice (Mähren), eine 11 cm hohe Fruchtbarkeitsgöttin aus gebranntem Ton, werden auf das Jahr 20 000 vor Christus datiert [85].

Durch Wärmebehandlung unterhalb der Schmelztemperatur wird geformter Ton verdichtet und gehärtet. Die schuppenförmigen Tonkristalle sintern zu einem Festkörper zusammen, enthaltenes Wasser wird unter Volumenschwund abgespalten [18].

Die Qualität der Sinterung wurde durch Verbesserung der Brennöfen gesteigert. Um Porositäten entgegenzuwirken, brannten ägyptische Töpfer bereits 3500 vor Christus ihre Gefäße ein zweites Mal mit Kupfer- oder Zinnglasuren. Früh mischten die Chinesen verschiedene Tonerden und erzeugten mit immer besseren Öfen hohe Temperaturen. Schon während der Tang-Dynastie (618-907 nach Christus) gelang es chinesischen Töpfern, Porzellan herzustellen. *Marco Polo* beschreibt 1292 in seinen Aufzeichnungen den Porzellanexport aus China „in die ganze Welt“ [85].

In Europa glückte diese Erfindung erst 1708, als der Alchimist *Friedrich August Böttger* am Sächsischen Hof versuchte, für seinen Landesherrn Gold zu erzeugen und stattdessen Porzellan herstellte. Das Meißner Porzellan wurde als „weißes Gold“ weltberühmt [40]. Nach Preisgabe des Fabrikationsgeheimnisses entwickelten sich vielerorts Porzellanmanufakturen, wie etwa 1751 in Berlin [18].

#### 2.1.2 Keramik in der Zahnheilkunde

Im zahnmedizinischen Bereich experimentierte zuerst *Fauchard* 1728 mit Keramiken. In seinem „Tractat von den Zähnen“ (1733) empfahl er, metallene Kunstzähne und -kiefer mit glasartigem Email zu überziehen, damit sie optisch ansprechender würden. 1774 ließ der Apotheker *Duchâteau* in Frankreich die erste Porzellanprothese brennen [77]. Der Zahnarzt *de Chémant* setzte dessen Forschungen fort und auf dieser Grundlage begann *Claudius Ash* 1837 in England die industrielle Fertigung künstlicher Zähne aus Porzellan. In Deutschland entstanden die ersten

Fabriken dieser Art um 1900, wie etwa 1893 die Zahnfabrik Wienand, heute DeTrey [18].

Die Porzellanmantelkrone, bzw. Jacketkrone wurde von *Land* um 1887 eingeführt. Er verwendete Platinfolie als Brennträger für Dentalkeramiken [73]. Geringfügig abgewandelt findet das von ihm 1896 publizierte Verfahren noch heute Anwendung. Vor allem die Arbeiten von *Brill und Lewin* trugen dazu bei, dass sich die Keramikmantelkrone im Deutschland der dreißiger Jahre etablierte [18]. Aus Gründen des Materials und der Technik wurde sie aber wegen des hohen Zahnhartsubstanzverlustes, der hohen Frakturanfälligkeit und der klassischen Form nur im Frontzahnbereich eingesetzt [89].

Die Einführung des Vakuumbrennverfahrens durch *Gatzka* 1949 führte zu einer entscheidenden Verbesserung von Farbe und Transparenz der Dentalkeramiken. In den keramischen Massen eingeschlossene Luft wurde vor dem Dichtbrennen fast vollständig entfernt und damit das Porenvolumen von 5 Prozent auf 0.5 Prozent gesenkt [11, 17, 51].

Sprödigkeit und Bruchanfälligkeit begrenzten die Einsatzfähigkeit der Dentalkeramiken und waren von Anfang an Forschungsgegenstand. Schon Ende des 19. Jahrhunderts versuchte *Parmely Brown* Porzellankronen durch eine Platin-Iridium-Legierung zu verstärken [17]. *Swann und Hildebrandt* verbesserten 1934 diese Methode, aber auch sie scheiterten an der thermischen Inkompatibilität beider Komponenten, was zu häufigen Abplatzungen der Keramik vom Metall führte [89].

Der Durchbruch der Metallkeramiken gelang erst in den 50er und 60er Jahren. 1952 meldete *Weinstein* in den USA ein Patent für eine Aufbrennkeramik an. Durch Erhöhung des Kaliumoxidgehaltes hatte ihr Wärmeausdehnungskoeffizient eine geringere Differenz zum Metall, die Keramik sprang beim Abkühlen nicht mehr vom Gerüst ab [51].

1962 brachte die Firma Vita Zahnfabrik (Bad Säckingen) das erste in Europa entwickelte metallkeramische System, die VMK<sup>®</sup>-Technik (Vita-Metall-Keramik), auf den Markt. 1966 folgte die Biodent-Herador-Goldkeramik [89]. Der metallkeramische Verbund wird heute weltweit angewendet und setzt als „goldener Standard“ Qualitätsmaßstäbe [40].

Dieser überragende Erfolg drängte zunächst vollkeramische Systeme in den Hintergrund, aber auf diesem Sektor wurde beständig geforscht.

Schon 1911 verfolgte *Nies* den Gedanken, dentalkeramische Massen direkt auf feuerfestes Material aufzubrennen [66]. *Lund und Bonlie* griffen 1962 diese Idee wieder auf [57] und 1965 gelang es *McLean und Hughes*, ein mit Aluminiumoxid verstärktes Kernmaterial mit vergleichsweise hohen Festigkeitswerten zu entwickeln [37]. Auf dieser Basis konnte 1968 die Vitadur-N<sup>®</sup>-Technik eingeführt werden, welche spezielle Kernmassen verwendete. Nahezu reines, bei 1800°C gebranntes Aluminiumoxid (Tonerde), ließ erstmals die Herstellung kleiner Brückenkonstruktionen unter Verzicht auf ein Metallgerüst zu [37, 91].

## 2.2 Werkstoffkundliche Grundlagen

### 2.2.1 Klassifizierung der Keramik

Definitionsgemäß gelten heute keramische Werkstoffe als anorganisch-nichtmetallische, weitgehend kristalline oder ganzkristalline Körper, die aus Pulver gefertigt und durch Brennen verfestigt werden [59].

Bei Einteilung nach der Rohstoffart unterscheidet man zwei Arten von Keramiken. Die klassische Keramik wird aus natürlich vorkommenden Rohstoffen hergestellt und besteht meist aus Ton, Kaolin, Quarz und Feldspat. Es handelt sich um Silikatkeramiken, sie werden in Haushalt und Bauwirtschaft verwendet.

Die Ingenieurkeramik oder Hochleistungskeramik andererseits basiert auf chemisch aufbereiteten oder künstlich hergestellten Rohstoffen [103].

Dentalkeramik ist Hochleistungskeramik. Die Ausgangsstoffe Feldspat (60-80%), Quarz (15-25%) und Kaolin (0-5%) werden industriell aufbereitet und im vorgesehenen Verhältnis gemischt. Um Farbe, Schmelzpunkt, Viskosität und Festigkeit zu beeinflussen, werden verschiedene Oxide zugesetzt. Durch Vorbrennen, das Fritten, entsteht ein Scherben, welcher nach dem Erkalten zu Pulver gemahlen wird. Dieses Verfahren garantiert hohen Reinheitsgrad, gleichmäßige Zusammensetzung der Rohstoffe und verbesserte Materialeigenschaften [18].

Die fertigen Keramikpulver werden mit wenig wässriger Lösung modelliert. Beim anschließenden Vakuumbrand verdichtet sich die Gefügestruktur und unter Volumenschrumpfung entsteht aus der Siliziumdioxidschmelze ein Festkörper. Da die enthaltenen Silikate beim Erkalten kristalline als auch amorphe Strukturen ausbilden, nehmen dentalkeramische Produkte eine Stellung zwischen Keramik und Glas ein [18].

Im Gefüge liegen ionische und kovalente Bindungen neben ionisch-kovalenten Mischbindungen vor [103]. In den Kristallgitterstrukturen ist die Packungsdichte der Moleküle hoch. Um diese Ordnung aufzubrechen, benötigt man viel Energie, was die große Festigkeit erklärt [83]. Auch die hohe chemische Stabilität beruht hierauf. Keramische Werkstoffe sind weitgehend unlöslich, überaus mundbeständig und biokompatibel [18].

### **2.2.2 Physikalische Eigenschaften**

Die Festigkeit eines Werkstoffes wird von der Stärke der vorhandenen Bindungen bestimmt. Die realen Festigkeitswerte der Dentalkeramiken liegen jedoch unterhalb der theoretisch ermittelten Bindungsenergien. Dies ist auf Materialfehler zurückzuführen. Während Druckbeanspruchung vorhandene Risse bremst oder stoppt, konzentriert sich unter Biege-, Scher- und Zugbeanspruchung die von außen aufgebrachte Spannung an der Risspitze. Die Bruchzähigkeit ist ein Maß, wie gut ein Werkstoff dem Fortschreiten eines Risses widerstehen und einen Bruch vermeiden kann. Steht ein keramischer Werkstoff unter mechanischer Belastung, beginnt ein vorhandener Riss zu wachsen. Ist die Ausbreitungsgeschwindigkeit klein, spricht man von unterkritischem Risswachstum, da es nicht zum Bruch kommt. Bei konstanter Last breitet sich der Riss mit zunehmender Geschwindigkeit aus, die Bruchzähigkeit wird überschritten und die Keramik versagt. Feuchtes Milieu begünstigt das Rissfortschreiten, da Wasser die Bindungen an der Risspitze schwächt. Durch optimale Verarbeitung, Brennführung und Abkühlung versucht man, herstellungsbedingte Materialfehler zu vermeiden und die Festigkeitseigenschaften zu verbessern. Zusätze, wie beispielsweise Aluminiumoxid oder Zirkonoxid, verstärken das Gefüge und steigern die Biegefestigkeit [18, 103].

Keramiken lassen sich durch äußere Kräfte bei Raumtemperatur nicht deformieren, die große Härte keramischer Materialien übertrifft sogar Schmelz und Stahl. Diese Tatsache birgt Vor- und Nachteile. Während sich natürliche Antagonisten stärker abnutzen, bleibt die keramische Oberfläche im Gegensatz zu Kunststoff trotz abrasiver Einwirkung erhalten [12].

Nun zu einigen Gemeinsamkeiten der Dentalkeramiken mit den natürlichen Zahnhartsubstanzen. Der mittlere Wärmeausdehnungskoeffizient ähnelt mit  $4-8 \times 10^{-6}/K$  dem von Schmelz und Dentin. Durch thermische Wechselbelastungen bedingte

Volumenänderungen stellen folglich kein Problem dar. Die thermische Leitfähigkeit ist schlecht, wodurch die Pulpa geschont wird. Beim Brennen führt dies zu einem Schmelzintervall, bei ansteigender Temperatur erweicht die Keramik allmählich, ihre Viskosität sinkt.

Vor allem ihre optischen Eigenschaften verleihen der Dentalkeramik einen wichtigen Stellenwert, erst die keramische Verblendung verlieh der Goldkrone die für den Frontzahnbereich notwendige Ästhetik. Moderne Vollkeramikkrone sind vom eigenen Zahn kaum mehr zu unterscheiden.

Reine Gläser sind voll lichtdurchlässig, Keramiken hingegen enthalten durch Kristall- oder Gaseinschlüssen Grenzflächen, an denen Licht reflektiert, adsorbiert und gestreut wird. Durch Zusatz von Metalloxiden werden Dentalkeramiken in allen gängigen Zahnfarben hergestellt. Geschicktes Schichten opaker Dentinmassen und transluzenter Schmelzmassen lässt naturgetreue Restaurationen entstehen, die höchsten ästhetischen Ansprüchen genügen [18].

### **2.3 Moderne Vollkeramiksysteme**

Der Weg von den ersten Keramikrestaurationen in den 60er Jahren bis heute war lang aber erfolgreich. Heute stehen Zahnarzt und Patient zahlreiche Vollkeramiksysteme zur Verfügung, die die Forderung nach Biokompatibilität, Ästhetik und dauerhafter Haltbarkeit erfüllen.

Moderne Vollkeramiken werden nach mehreren Gesichtspunkten klassifiziert, sie können nach der werkstoffkundlichen Zusammensetzung, dem Herstellungsverfahren oder der klinischen Anwendung eingeteilt werden. Bisher gibt es keinen universell einsetzbaren Werkstoff, verschiedene Systeme sind für unterschiedliche Indikationen geeignet. Die Einschätzung und Auswahl des passenden Systems obliegt dem Zahnarzt [104].

Nach dem Herstellungsverfahren werden vier Klassen vollkeramischer Materialien unterschieden: konventionelle Keramik, Glaskeramik, glasinfiltriertes Aluminiumoxid und polykristalline Hochleistungskeramik [63].

Es folgen verschiedene Systeme auf dem Markt entsprechend dieser Einteilung.

### **2.3.1 Konventionelle Keramik**

Diese Keramik wird nach der herkömmlichen Schichttechnik verarbeitet. Opakermasse wird direkt auf Platinfolie oder einen feuerfesten Stumpf geschichtet und gebrannt. Im Anschluss werden die Folie, bzw. der feuerfester Stumpf entfernt und das Keramikgerüst wird mit speziellen Dentin- und Schmelzmassen verblendet [35, 53].

Sinterkeramiken wie Vitadur N<sup>®</sup>, Optec<sup>®</sup> und Mirage<sup>™</sup> erreichen ihre Verfestigung durch feinverteilte Leuzit- und Feldspatkristalle. Aufgrund nicht hinreichender Eigenstabilität müssen die Restaurationen adhäsiv befestigt werden. Bei genügend konditionierbarer Zahnhartsubstanz werden mit Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers ästhetisch gute und haltbare Ergebnisse erzielt [75].

### **2.3.2 Glaskeramik**

#### **2.3.2.1 Gegossene Glaskeramik**

Hier wird mit der Hilfe des Lost-Wax-Verfahrens ein Glasrohling in Form der künftigen Restauration gegossen. Zur Kristallisation, dem „Keramisieren“, wird der Rohling in spezieller Einbettmasse bei 1075°C sechs Stunden wärmebehandelt. Während dieser Zeit findet die kontrollierte Kristallisierung des Glases statt. Durch das Kristallwachstum verliert das Glas die Transparenz und seine Festigkeit steigert sich [96].

Das derzeit am weitesten verbreitete System ist unter dem Handelsnamen Dicor<sup>®</sup> bekannt. Im Gegensatz zu den bisher genannten Keramiken setzt es sich überwiegend aus Silizium- und Magnesiumoxid zusammen. Während sich die Anwendung im Seitenzahnbereich nicht bewährt hat, ist es für Einzelkronen in der Front sehr gut geeignet [9, 62].

#### **2.3.2.2 Gepresste Glaskeramik**

1990 entwickelten *Schärer und Wohlwend* in Zürich ein System zum Pressen von Glaskeramik. IPS-Empress ist der Ursprung vieler Presskeramiken, die heute auf dem Markt sind. Es handelt sich um eine leuzitverstärkte Glaskeramik aus Siliziumoxid, Aluminiumoxid und Kaliumoxid. Die Keramikstruktur wird durch Erhöhung des Leuzitanteils in der Glasmatrix stabilisiert [29, 100].

IPS-Empress wurde auf der Basis der Keramik-Gießtechnik entwickelt. Die Keramik-restaurationen werden im Lost-Wax-Verfahren hergestellt, allerdings kommt der Schleuderguss (Dicor<sup>®</sup>) nicht mehr zum Einsatz. Die erweichte Keramik wird durch ein pneumatisches System bei 1100°C in die Hohlform gepresst [90].

Die Bemalung der Oberfläche oder die abschließende Verblendung, falls nur ein Käppchen hergestellt wurde, vervollständigen die Restauration. Empress eignet sich aufgrund seiner Eigenfestigkeit von ca. 220 MPa für adhäsiv befestigte Inlays, Onlays, Teilkronen und Veneers.

Empress 2 ist eine Modifikation, welche für Kronen und engspannige Brücken bis zum zweiten Prämolare entwickelt wurde. Durch Verwendung von Lithiumdisilikat resultiert eine erhöhte Festigkeit von ca. 350-400 MPa. Die Struktur und Anordnung der Lithiumdisilikatkristalle in der Keramik hindert Mikrorisse am Weiterlaufen, ein Riss muss Grenzflächen überwinden oder Kristalle umgehen, so dass Rissenergie umgewandelt und zerstreut wird [52, 104].

### **2.3.3 Glasinfiltrierte Keramik**

Man unterscheidet bei den Infiltrationskeramiken der Firma Vita<sup>®</sup> glasinfiltriertes Aluminiumoxid (InCeram<sup>®</sup> Alumina), glasinfiltriertes Aluminiumoxid-Zirkonoxid-Gemisch (InCeram<sup>®</sup> Zirkonia) und glasinfiltriertes Magnesium-Aluminium-Spinell (InCeram<sup>®</sup> Spinell) [75].

Durch ein spezielles Verfahren erreicht InCeram<sup>®</sup> Alumina seine hohe Festigkeit. Das Meistermodell wird mit Spezialgips dupliert. Auf dem Duplikat modelliert der Zahntechniker mit Aluminiumoxid-Schlicker das Kronen- oder Brückengerüst. Nach dem anschließenden Sinterbrand erscheinen die Gerüste kreideartig porös. Die Poren der Keramik werden durch Infiltration mit Lanthanglas aufgefüllt. Auf diese Art steigert sich die Festigkeit auf 400-600 MPa. Das entstandene opake, glasinfiltrierte Aluminiumoxidgerüst wird konventionell verblendet [104].

Die Anwendung ist auf Einzelkronen und kurzspannige Brücken im Front- und Seitenzahnbereich beschränkt [9].

InCeram<sup>®</sup> Zirkonia zeichnet sich durch eine verbesserte Bruchfestigkeit und Bruchzähigkeit aus. Dies wird durch einen Zusatz von 30 Prozent Zirkonoxid-Partikeln zum Aluminiumoxidgerüst erreicht, dreigliedrige Brücken für den Seitenzahnbereich liegen mit diesem Werkstoff im Bereich des möglichen [60].

Durch Beimischen von Magnesiumoxid (InCeram<sup>®</sup> Spinnell) erhöht sich die Lichtdurchlässigkeit der vergleichsweise opaken Oxidkeramik, wobei die geringere Festigkeit die Indikation auf das Frontzahnggebiet beschränkt [32].

Vorgesinterte, industriell gefertigte InCeram<sup>®</sup>-Keramikblöcke werden für die Kopierschleiftechnik mit Celay<sup>®</sup> und für das CAD/CAM-Fräsverfahren mit Cerec<sup>®</sup> inLab verwendet. Das Vorsintern spart Zeit und wegen der höheren Kapillarität verkürzt sich auch die Infiltrationszeit wesentlich. In der Praxis ist somit wirtschaftlicheres Arbeiten bei besserer Materialqualität möglich.

Eine Sonderstellung nimmt das Wolceram-System für labortechnische Fertigungszentren ein. Unter Nutzung moderner Digitaltechniken wird das Kronenkäppchen elektrophoretisch geschlickert, gebrannt und gesintert. Die Festigkeit wird abschließend ebenfalls durch Infiltration gesteigert [104].

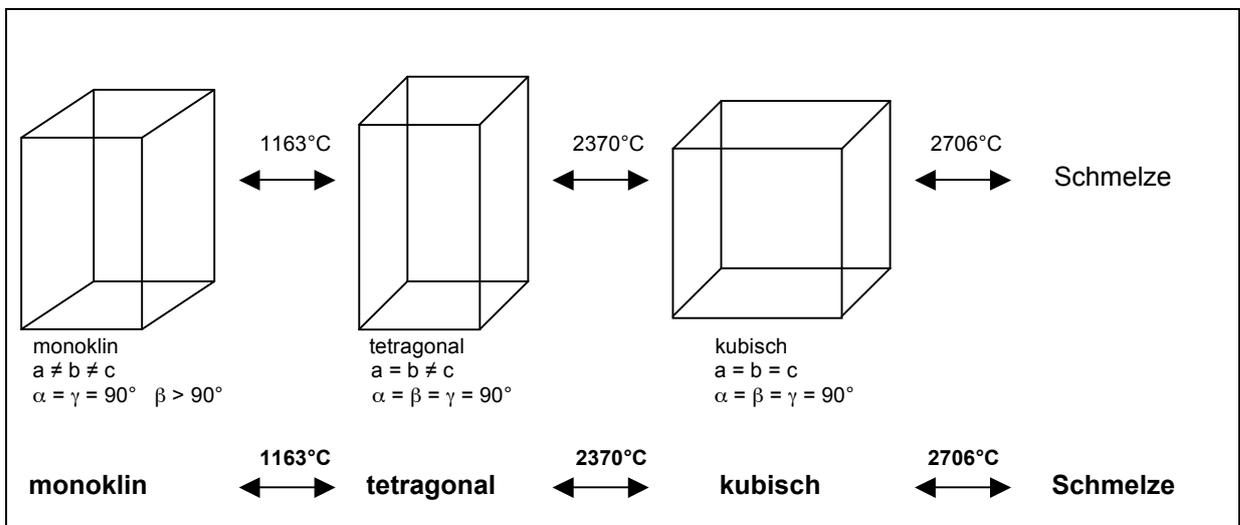
### **2.3.4 Polykristalline Hochleistungskeramik**

Hochleistungskeramiken sind oxidische ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{ZrO}_2$ ) und nichtoxidische ( $\text{SiC}$ ,  $\text{SiN}$ ) Werkstoffe, die im Gegensatz zu konventionellen Dentalkeramiken nur einen vernachlässigbar geringen Anteil an amorpher Glasphase aufweisen [25]. Während die nichtoxidischen Hochleistungskeramiken Siliziumcarbid und Siliziumnitrid durch ihre schwarze Färbung nicht für die Wiederherstellung zerstörter Zahnhartsubstanz verwendet werden, erscheinen die oxidischen Hochleistungskeramiken wegen ihrer gelblich-weißen Farbe für diesen Zweck geeignet [94]. Da Aluminiumoxid oben behandelt wurde, nun zu Zirkonoxid.

Die chemisch korrekte Bezeichnung für die in der Zahnmedizin am häufigsten verwendete Variante des Werkstoffs lautet „Yttriumoxid stabilisiertes tetragonales polykristallines Zirkoniumdioxid“, kurz Y-TZP [15].

Zirkoniumdioxid, welches aus Zirkonsand ( $\text{ZrSiO}_4$ , Alvit) und Zirkonerde ( $\text{ZrO}_2$ , Baddeleyt) hergestellt wird, ist höchst biokompatibel, besonders dicht und nahezu porenfrei. Die Strukturkeramik besitzt eine extrem hohe Widerstandsfähigkeit gegenüber chemischen, thermischen und mechanischen Einflüssen. Außergewöhnlich ist die sehr hohe initiale Biegefestigkeit (bis über 1000 MPa) in Kombination mit herausragender Bruchzähigkeit (bis zu  $10 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{1/2}$ ). Diese mechanischen Eigenschaften leiten sich von der Polymorphie des  $\text{ZrO}_2$  ab. Beim Abkühlen aus der Schmelze durchläuft es kristallographische Veränderungen. Der Schmelzpunkt liegt

bei 2715°C, bei 2706°C erreicht  $ZrO_2$  die kubische Phase, bei 2370°C die tetragonale und bei 1163°C wird es in die monokline Tieftemperaturphase umgewandelt (siehe auch Abbildung 1). Beim tetragonal-monoklinen Phasenübergang tritt eine Volumenzunahme von mehr als drei Prozent auf. Die Zugabe von circa fünf Gewichtsprozenten Yttriumoxid stabilisiert die tetragonale Phase bei Raumtemperatur. Falls es jedoch unter Belastung im Bereich eines Defektes oder einer Mikropore zur Rissentstehung kommt, findet in unmittelbarer Nähe dieses Risses eine Phasenumwandlung von tetragonal zu monoklin statt. Durch die Gitterumklappung vergrößert sich das Volumen, Druckspannung entsteht, der Riss wird zusammengedrückt. Man spricht von einem „Airbageffekt“. Zirkoniumdioxid ist dadurch in der Lage, auftretende Risse selbständig zu „reparieren“ und bereits entstandene Risse zu schließen [15, 39, 103].



**Abb. 1: Schematische Darstellung der Kristallsysteme monoklin, tetragonal und kubisch und Temperaturabhängigkeit der entsprechenden  $ZrO_2$ -Kristallphasen (Polymorphie) [86]**

Ausgangspunkt für die Bearbeitung von  $ZrO_2$  im zahntechnischen Labor ist Y-TZP, das zu fräsbaren porösen Blanks, den so genannten Grünkörpern, gepresst wird. Durch Teilsinterung entsteht daraus der Weißling mit einem Verdichtungsgrad von 55-70 Prozent. Auch er ist porös und kann in kürzester Zeit mithilfe von CAM-Systemen werkzeugschonend gefräst werden. Das Schleifprodukt wird überdimensioniert gefertigt, da bei der abschließenden Sinterung eine lineare Schwindung von 15-25 Prozent zu erwarten ist. Auf diese Art werden Brückengerüste mit bis zu vier Gliedern hergestellt, auf eine ausreichende Dimensionierung der Verbinderquerschnittsflächen ist zu achten.

Eine weitere Möglichkeit ist die Bearbeitung hochverdichteter Keramikblanks. Um sie herzustellen, werden gesinterte  $ZrO_2$ -Rohlinge „gehipt“ (HIP: heißisostatisches Pressen). Die Restporosität verringert sich auf nahezu null. Die erhöhte Biegefestigkeit (initial ca. 1150 MPa und mehr) und Bruchzähigkeit erlauben das Ausschleifen von Brückengerüsten mit bis zu 14 Gliedern [39].

Die fertigen Gerüste verfügen über zahnähnliche Farbe und Transluzenz. Für gehiptes  $ZrO_2$  wurden in Lichttransmissionsmessungen bessere Werte ermittelt als für  $Al_2O_3$ -Keramik. Durch fachgerechte Verblendung im letzten Arbeitsschritt entstehen Restaurationen, die vom eigenen Zahn kaum zu unterscheiden sind. Wegen der hohen Eigenfestigkeit obliegt es dem Zahnarzt, ob er adhäsiv befestigt oder klassisch zementiert [15].

Im klinischen Alltag zeigen Zirkonoxidrestaurationen bisher gute Ergebnisse. Seit etwa fünf Jahren stehen sie unter Beobachtung und zeigen günstige Prognosen für den Molareneinsatz. Es folgen einige aktuelle Studien im Überblick.

Für Brücken aus TZP-A, gehiptem  $ZrO_2$  mit 0,25 Prozent Aluminiumoxid (DC-Zirkon) liegen 3-Jahreswerte vor. Unter Beobachtung standen 15 Frontzahn- und 50 Seitenzahnbrücken, 44 Brücken waren dreigliedrig, 21 mehrgliedrig. Es traten keine Frakturen auf, lediglich 4,6 Prozent der Verblendungen platzten ab [93].

Eine andere Studie prüfte 50 Seitenzahnbrücken nach durchschnittlich 26 Monaten. Bei drei Brücken waren Abplatzungen der Verblendung zu verzeichnen, zwei zeigten Friktionsverlust und in drei Fällen trat Vitalitätsverlust ein. Es gab keine Gerüstfrakturen [93].

In Zürich wurden 44 Cercon<sup>®</sup>-Molarenbrücken mit drei bis fünf Gliedern eingesetzt, sie waren nach 42 Monaten in vivo noch weitgehend perfekt. Die Überlebensrate lag bei 84 Prozent. Bei sieben Brücken war ein Verlust der Zementretention oder ein Schaden an der Verblendung zu beobachten [81].

Eine weitere Studie aus Zürich untersuchte DCM-gefertigte Zirkoniumdioxidbrücken ohne das die Alterungsbeständigkeit steigernde Aluminiumoxid. Nach drei Jahren zeigten die 58 Seitenzahnbrücken keine Fraktur; bei 6,3 Prozent platzte die Verblendung ab [81].

Eine Studie in München überwachte 38 Zirkonoxid-Seitenzahnbrücken, welche dreigliedrig aus Weißkörpern gefräst und im Labor gesintert wurden. Die Axialwandstärke betrug 0,6 mm und die Verbinderfläche 9 mm<sup>2</sup>. Die Brücken

wurden konventionell zementiert und zeigten nach eineinhalb Jahren sowie nach drei Jahren keine Fraktur, lediglich einige Verblendungs-Craquelé [69].

Für Kronen und mehrgliedrige Brücken aus Zirkonoxidkeramik liegen inzwischen Daten zur klinischen Bewährung über fünf Jahre vor. Bei allen durchgeführten klinischen Studien an Universitäten traten bislang keine absoluten Misserfolge in Form von Gerüstfrakturen auf [54].

Dennoch ist Zirkoniumdioxid alterungsanfällig auf Feuchtigkeit in der Mundhöhle. In-vitro-Studien zeigten einen Rückgang der anfänglich hohen Biegefestigkeit um bis zu 77 Prozent. Zwar konnte durch Zugabe von 0,25 Prozent Aluminiumoxid die Anfangsfestigkeit des Materials von 900 MPa auf 1200 MPa gesteigert werden, aber nach einer 5-Jahres-Simulation unter Feuchtigkeitsbelastung sank auch der Wert von TZP-A um 50 Prozent auf 650 MPa. Trotz dieser Alterungseffekte zeigte sich der Werkstoff im klinischen Einsatz bislang nicht überfordert, er scheint über ausreichend große Festigkeitsreserven zu verfügen [44].

Um diese zu gewährleisten, muss die Indikation für vollkeramische Kronen und Brücken sorgfältig gestellt werden. Der notwendige Platzbedarf für Präparation und Mindestwandstärken muss gegeben sein [42]. Die Statik spielt eine sehr wichtige Rolle. Im Druckversuch werden fünf- bis zehnmal höhere Festigkeitswerte erzielt als bei Biegung oder Zugbelastung, weswegen das Mindestmaß von 12mm<sup>2</sup> für die Querschnittsfläche der Verbinder nicht unterschritten werden soll [70]. Vorsicht geboten ist bei kurzen klinischen Kronen, welche geringe Konnektorenhöhen nach sich ziehen. Auch Bruxismus gilt nach wie vor als mögliche Kontraindikation [69].

### **2.3.5 Keramik abtragende Verfahren**

Die anspruchsvolle Verarbeitung von Hochleistungskeramiken hat die Entwicklung auf dem Gebiet der CAD/CAM-Technologien (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing) in den letzten Jahren stark vorangetrieben [79].

CAD-/CAM-Systeme arbeiten im Wesentlichen in drei Schritten: Nach der dreidimensionalen Vermessung der Präparation wird der Datensatz für die Restauration erstellt; dies geschieht möglichst unter Berücksichtigung aller funktionellen Gesichtspunkte. Im Anschluss wird der Datensatz in der CNC-Fräsmaschine aufbereitet und gefräst [61]. Vorgefertigte Keramikblöcke erhalten dort durch subtraktive Bearbeitung ihre endgültige Form. Der Einsatz von industriell gefertigten,

hochwertigen Keramikrohlingen gewährleistet fehlerfreie Gefügestruktur von gleichbleibender Qualität [50].

Bei einer anderen Technologie wird im letzten Schritt Keramikpulver oder -schlicker aufgetragen, die Bearbeitung erfolgt hier additiv. Ein Beispiel hierfür ist das WolCeram<sup>®</sup>-System, welches die InCeram<sup>®</sup>-Schlickertechnik automatisiert und durch Elektrophorese erweitert. Da die Keramikpartikel mit hoher Dichte abgeschieden werden, ist die Sinterschrumpfung vernachlässigbar gering. Die abschließende Glasinfiltration gewährleistet ausreichende Festigkeit. Mit diesem Verfahren ist es möglich, Kronenkäppchen, dreigliedrige Brückengerüsten, Implantatsuprakonstruktionen und Primärteleskope aus Aluminium-, Zirkondioxid- oder Spinell-Schlicker herzustellen [79].

Es folgt ein Überblick über die wichtigsten CAD/CAM-Systeme.

#### **2.3.5.1 Celay<sup>®</sup>-Kopierschleifverfahren**

Das Celay<sup>®</sup>-System ist heute kaum mehr in Gebrauch, gilt aber als Vorläufer aller modernen Technologien. Es handelt sich um ein rein mechanisches Kopierschleifverfahren. Ein Kunststoffmodell der Restauration wird per Sensor abgetastet und zeitgleich aus einem Keramikrohling gefräst. Ursprünglich wurde das System für Inlays und Onlays aus Feldspatkeramik entwickelt. Seit der Verwendung industriell gesinterter Aluminiumoxidrohlinge, die nach dem Kopierfräsen mit der InCeram<sup>®</sup>-Technik glasinfiltriert werden, können auch Kronen und Brückengerüste mit kleiner Spannweite hergestellt werden [78].

#### **2.3.5.2 Cerec<sup>®</sup> CAD/CAM für Praxis und Labor**

Das von *Mörmann und Brandestini* in den 80er Jahren entwickelte Cerec<sup>®</sup>-System [64] ist das erste brauchbare CAD/CAM-gestützte Verfahren, das sich mit Cerec<sup>®</sup> 3 für den multiplen Praxiseinsatz eignet.

Mit einer kleinen Digitalkamera wird von der fertigen Präparation oder vom Modell ein optischer Abdruck genommen. Die Software verarbeitet die Bilddaten zur dreidimensionalen Darstellung. Es folgt die interaktive Konstruktion der Restauration am Bildschirm unter Zuhilfenahme der Zahndatenbank, die Präparationsgrenzen sind als Schnittbild kontrollierbar. Der virtuelle Entwurf wird an die Schleifeinheit übermittelt und durch Kegel- und Zylinderschleifer in einigen Minuten aus dem eingesetzten

Keramikblock geschliffen. Der geringe Zeitaufwand macht die Versorgung des Patienten innerhalb einer Sitzung möglich. Wird Individualisierung gewünscht, so kann in einem separaten Arbeitsgang Keramikmalfarbe aufgebrannt werden.

Es liegen aus Anwenderpraxen gesammelte klinische Daten über zwölf Jahre hinweg vor. Die hohen Überlebensraten der Cerec<sup>®</sup>-Restorationen können sich mit dem „Goldstandard“ messen [67, 104].

Das Cerec<sup>®</sup> inLab ist eine Variante für das zahntechnische Labor. Nach der konventionellen Erstellung eines Sägemodells wird dieses in einem Laserscanner abgetastet. Nach der Verrechnung der Bilddaten folgt die Konstruktion von Kronen oder bis zu fünfgliedrigen Brücken auf dem PC-Bildschirm. Die Schleifeinheit verarbeitet Blöcke aus Oxidkeramiken, Feinstruktur-Feldspatkeramiken und Zirkonoxid. Je nach ausgewähltem Material ist eine Sinterung bzw. Infiltration nötig oder nicht. Ein weiteres Einsatzspektrum ist die Herstellung von Kronenkäppchen und Brückengerüsten, die für ästhetisch optimale Ergebnisse aufbrennkeramisch verblendet werden [104, 105].

### **2.3.5.3 Procera<sup>®</sup> AllCeram**

1993 wurde von Anderson und Oden und der Firma Noble Biocare das CAD/CAM-System Procera<sup>®</sup>-AllCeram vorgestellt, welches als einziges System einen mechanischen Scanner verwendet [2].

Das Meistermodell wird im zahntechnischen Labor mithilfe dieses Digitizers gescannt und via Modem zum Herstellerwerk in Schweden übermittelt. Dort folgt die Fertigung eines um 20 Prozent größeren Modellstumpfes aus feuerfestem Material zum Ausgleich der Sinterschrumpfung. Reines Aluminiumoxid wird unter hohem Druck auf diesen Stumpf gepresst, was eine hohe Packungsdichte der Aluminiumoxidkörner gewährleistet. Vor dem Sintervorgang kann die Oberfläche mit einer Fräse gestaltet werden. Die Biegefestigkeit von über 600 MPa ermöglicht den Einsatz im Seitenzahnbereich. Neben der Fertigung von Kronen ist auch die Herstellung dreigliedriger Brücken möglich. Es werden jedoch Einzelteile gesintert und erst im zahntechnischen Labor zusammengeklebt [20, 27].

#### **2.3.5.4 DCS Precident<sup>®</sup> Zirkonoxidkeramik**

Das DCS-System digitalisiert die Stumpfgeometrie durch einen mechanischen Abtaster, die Konstruktion erfolgt computergestützt am Bildschirm [22]. Die Restauration wird aus einem dichtgesinterten Zirkoniumdioxidblock gefräst, wodurch der Zahntechniker unmittelbar nach dem Ausschleifen die Passgenauigkeit am Modell prüfen kann. Weitspannige Brückengerüste mit zwölf und mehr Gliedern sind wegen der Festigkeit von über 1000 MPa technisch möglich. Jedoch ist der Zeitaufwand hoch, die Sinterdiamantwerkzeuge bearbeiten das Zirkonoxid über mehrere Stunden hinweg [55].

Ungeklärt ist bis jetzt jedoch das klinische Langzeitverhalten der weitspannigen, absolut verwindungssteifen Zirkonoxidgerüste und ihre Wirkung auf das Parodont und den Alveolarknochen [104].

#### **2.3.5.5 GIRRBACH digident**

Dieses CAD/CAM-System ist für Laborzentren konzipiert, die Lohnarbeit betreiben. Wegen seiner Produktivität geht es weit über die Möglichkeiten eines einzelnen Dentallabors hinaus.

Für hohe Präzision wird das Modell mit Scannern von verschiedenen Seiten vermessen [61]. Gegenbiss, Achs- und Kieferrelationen können eingelesen werden. Ein „virtueller Artikulator“ simuliert die Kaufunktion, wobei Interferenzen ausgeschaltet werden können. Ein Einschleifen im Voraus ist durch Simulation von Zahn-zu-Zahn und Zahn-zu-Zweizahn-Beziehungen möglich.

Das System ist universell einsetzbar. Es verarbeitet Hartkernkeramik wie Zirkonoxid, Keramik-Grünlinge vor der Sinterung, Metalle wie Titan, Chrom-Kobalt, Gold und Kunststoff. Die Fräszeiten für eine einfache Zirkonoxidkeramikbrücke liegen bei 90 bis 120 Minuten. Verblendete Vollkeramikbrücken können innerhalb eines Tages gefertigt werden. Durch die Bearbeitung von dichtgesintertem Zirkonoxidkeramik liegt die Herstellung bis zu 14-gliedriger Brücken im Bereich des möglichen [61, 79, 104].

### **2.3.5.6 Everest®**

Dieses CAD/CAM-System der Firma KaVo enthält verschiedene Bausteine für Digitalisierung, Schleifprozess und Sinterung. Die Daten werden mit einer CCD-Kamera im topometrischen 3D-Verfahren eingelesen, der Messvorgang für eine Krone dauert etwa vier Minuten. Die Konstruktion erfolgt am Bildschirm mithilfe spezieller Software und automatischer Berechnung des kritischen Randbereiches.

Der fünfachsiges Fräs- und Schleifautomat ist für verschiedene Werkstoffe einsetzbar. Leuzitverstärkte Silikatkeramik, Zirkonoxidkeramik in teilgesintertem oder heißisostatisch gepresstem Zustand, Edelmetalllegierungen, Titan und Kunststoff werden, je nach spezifischer Eignung, zu Einlagefüllungen, Kronen oder Brücken verarbeitet [39].

### **2.3.5.7 Cercon® Zirkonoxidkeramik**

Degussa verarbeitet bei diesem CAM-System Zirkonoxidkeramik im teilgesinterten Zustand als „Weißling“. Die Formgebung der Keramik im weichen Zustand hält die Schleifzeiten kurz und schont die Hartmetallfräsen. Als Vorbereitung werden die Krone oder das Brückengerüst konventionell in Wachs modelliert. Die Modellation wird in einem Modellrahmen befestigt und berührungsfrei gescannt. Der Fräsvorgang startet eigenständig. Die Restauration wird um 32 Prozent vergrößert aus einem Keramikblock ausgeschliffen. Die Ausgangsgröße wird durch die Schrumpfung beim Sintern wieder erreicht, das Ergebnis sind hochfeste Keramikgerüste. Die abschließende Verblendung ermöglicht die Fertigung von ästhetisch anspruchsvollem Zahnersatz [43, 102].

### **2.3.5.8 ZENO Tec System**

Das ZENO Tec System ist das Ergebnis der Vollkeramik-Allianz der Firmen Wieland, i-mes sowie Xawex und umfasst ein breites Spektrum. Sowohl die Verarbeitung von Titan, verschiedenen Kunststoffen, Kobalt-Chrom (NEM) aber vor allem von gehiptem oder teilgesintertem Zirkonoxid ist möglich.

Zunächst werden Kiefer- und Stumpfsituationen mit einer 3D-Laserkamera digitalisiert und die Daten mithilfe von Softwarewerkzeugen zugeschnitten. Das integrierte CAD/CAM-System berechnet die Restauration, die vom Anwender individuell

angepasst werden kann. Das Fräsgerät erlaubt sowohl Trocken- als auch Nassbearbeitung. Im Hochtemperatur-Sinterofen durchlaufen aus Grünlingen geschliffene Zirkonoxidrestaurationen einen abschließenden Sinterbrand. So können neben Gerüsten für Einzelzahnkronen und mehrgliedrige Brücken auch Primärteleskope, gefräste Stege, individuelle Geschiebe und Implantatsuprastrukturen gefertigt werden [106].

#### **2.3.5.9 Weitere CAD/CAM-Systeme**

Durch die rasante Entwicklung im Bereich der CAD/CAM-Technologie ist die Zahl der angebotenen Systeme stark gestiegen. Hier wurden nur die wichtigsten erwähnt. Der Vollständigkeit halber folgt auf den nächsten beide Seiten eine Tabelle, in der in der die genannten Systeme und weitere in einer Übersicht gelistet sind [79].

Literaturübersicht

Systeme, Hersteller	Digitalisierung			Befestigung		Indikationen					
	Mechanisch	Optisch			adhäsiv	konv. Zement	Inlay	Onlay / Teilkrone	Kronengerüst	Vollkrone	3gliedriges Brückengerüst
		extraoral	intraoral	Lichtquelle							
Lava® 3M ESPE Dental AG (Seefeld, D) www.3m.com/espe		+		Weißlicht	+	+			+		+
Bego Manufacturing Bego Medical (Bremen, D) www.bego.com		+		Weißlicht		+			+	+	+
ce.novation CE.NOVATION www.cenovation.de	+	+	+	beliebig	+				+	+	+
Pro 50™, WaxPro™ Cynovad (Montreal, CAN) www.cynovad.com		+		Weißlicht	+	+			+	+	+
DCS Precident® DCS Dental AG (Allschwil, CH) www.dcs-dental.com		+		Lasers	+	+	+	+	+	+	+
DECIM DECIM AB (Skelleftea, S) www.decim.se		+		Lasers	+	+	+	+	+	+	+
Cercon® smart ceramics DeguDent GmbH (Hanau, D) www.degudent.com		+		Lasers	+	+			+	+	+
Perfactory® DeltaMed GmbH (Friedberg, D) www.envisiontec.de	+	+		beliebig		+			+	+	
Etkon Etkon AG (Gräfelfing, D) www.etkon.de		+		Lasers	+	+			+		+
GN-I GC Corporation (Tokio, J) www.gcdental.co		+		Lasers	+		+		+	+	
diGident Girrbach Dental GmbH (Pforzheim, D) www.girrbach.de		+		Weißlicht	+	+	+		+	+	+
ZFN-Verfahren I-Mes (Eiterfeld, D) www.isel.com		+		Lasers		+			+		+
Xawex Dentalsystems I-Mes (Eiterfeld, D) www.isel.com		+		Weißlicht	+	+			+	+	+
Everest® KaVo (Leutkirch, D) www.kavo-everest.com		+		-	+	+	+	+	+	+	+
CELAY® Mikrona Technologie AG (Spreitenbach, CH) www.mikrona.com	Abtastung			-	+	+			+	+	+
Procera® Nobel Biocare AB (Göteborg, S) www.nobel-biocare.de	+			-		+		+	+		+
CEREC® Sirona Dental Systems GmbH (Bensheim, D) www.sirona.de		+	+	Weißlicht	+		+	+	+	+	+
EDC® Wieland Dental (Pforzheim, D) www.wieland-dental.de				-		+			+		+
WOL-CERAM Wol-Dent GmbH (Ludwigshafen, D) www.wolceram.de		+		Lasers	+	+			+		+
ZENO Tec Wieland Dental (Pforzheim, D) & I-Mes (s.o.) www.wieland-dental.de		+		Lasers	+	+			+	+	+

Tab. 1: Übersicht über CAD/CAM-Systeme und ihre Hersteller, Art der Datenerfassung, mögliche Restaurationsformen und Materialien [79]

Literaturübersicht

Systeme	Indikationen				Material										
	mehr als 3gliedr. Brückengerüst	Bis 14glied. Brückengerüst (ZrO2)	Brücken mit Kauflächen	Implantat-Suprastrukturen	Kunststoff	NEM	Titan	Edelmetall	Silikatkeramik	Al2O3-porös	Al2O3 – dichtgesintert	Al2O3 / ZrO2 – Schlicker /Pulver	ZrO2 – porös	ZrO2 – dichtgesintert	ZrO2 - gehipt
Lava®	+						+						+		
Bego Medifac-turing	+		+			+	+	+							
ce.novation												+			
Pro 50™	+		+				+	+			+			+	+
DCS Precident®	+	+	+		+		+	+			+		+	+	+
DECIM			+						+						+
Cercon® smart ceramics	+												+		
Perfactory®					+										
Etkon	+	+			+		+	+	+	+			+		+
GN-I					+		+		+						
diGident	+	+	+		+		+	+	+	+			+		+
ZFN-Verfahren							+	+							
Xawex Dental-systems													+		
Everest®			+		+		+	+	+				+		+
CELAY®			+						+		+			+	
Procera®		+		+			+								
CEREC®	+		+						+		+			+	
EDC®															+
WOL-CERAM®		+		+					+						+
ZENO Tec	+	+	+	+	+	+	+						+	+	+

Fortsetzung Tab. 1

### **2.3.6 Verblendkeramik**

Wie bereits erwähnt, erfüllen verschiedene Keramiken auf dem Dentalsektor unterschiedliche Ansprüche. Hochfeste Gerüste aus  $\text{Al}_2\text{O}_3$  oder  $\text{ZrO}_2$  bringen Stabilität mit sich, aber erst durch die Verblendung werden zufriedenstellende optische Ergebnisse erzielt.

Verblendkeramiken sind Glaskeramiken, die in Schlickertechnik auf ein Keramik- oder Metallgerüst aufgebracht und gebrannt werden. Sie sind in allen gängigen Zahnfarben erhältlich. Die verschiedenen Massen (Opaker, Dentin, Schneide, Schmelz, Glasur) werden nach Herstellerangaben geschichtet, um den natürlichen Zahn ideal zu imitieren.

Für die Qualität einer Aufbrennkeramik ist ein guter Verbund zwischen den Verblendpartnern wichtig, außerdem muss der Wärmeausdehnungskoeffizient beider Materialien aufeinander abgestimmt sein. Beim Abkühlen oder durch thermische Wechselbelastungen in der Mundhöhle würden andernfalls Spannungen im Gerüstverband entstehen, die zu Rissen oder Abplatzungen der Schichtkeramik führen können [36].

Der Haftverbund zwischen Zirkoniumdioxid und der keramischen Verblendmasse basiert auf Wasserstoffbrückenbildung und Schrumpfung der Verblendkeramik auf das Gerüst [76] und wird als sehr gut beschrieben [95, 97]. Da es aber für vollkeramische Verbundsysteme noch keine Normversuche gibt, liegen keine Haftfestigkeitswerte vor [36].

Beim direkten Vergleich vollkeramischer Kronen aus Glaskeramik wirkten bisher Zirkonoxid unterstützte Restaurationen im Frontbereich opaker und zeigten weniger optische Tiefe. Dieses Handicap konnte durch Einfärbung der  $\text{ZrO}_2$ -Rohlinge verbessert werden. Bei zusätzlicher Reduzierung der Schichtstärke von Frontzahnkronenkäppchen lassen sich heute vergleichbare ästhetische Ergebnisse wie mit glaskeramischen Kronen erzielen [15].

#### **2.3.6.1 Cercon<sup>®</sup> Verblendkeramik**

Die eine Hälfte der Proben für diese Doktorarbeit wurde mit der leuzitverstärkten Feldspatkeramik Cercon<sup>®</sup> ceram S der Firma DeguDent<sup>®</sup> GmbH verblendet. Die Dentalkeramik Typ 1 besitzt die Klassen 2-6 nach der DIN EN ISO 6872. Das niedrig schmelzende Cercon<sup>®</sup> ceram S übertrifft die Normanforderung der

Bruchfestigkeit von 50 MPa mit 90 MPa bei weitem. Die Verblendkeramik ist mit  $9,5 \mu\text{m}/\text{m}^*\text{K}$  optimal auf den Wärmeausdehnungskoeffizienten des Zirkonoxidgerüsts abgestimmt. Die Vickershärte beträgt ca. 530 HVO2 und der Schmelzbereich liegt bei  $490^\circ\text{C}$ . Der Hersteller gibt an, das Material nur für Zirkonoxidgerüste des Werkstoffes Cercon<sup>®</sup> base freigegeben zu haben und verspricht eine maximale Oberflächenhomogenität und optimalen Haftverbund zum Zirkonoxid. Die ästhetischen Eigenschaften hinsichtlich Transluzenz und Lichtdynamik seien dem natürlichen Zahn nachempfunden [14].

### 2.3.6.2 Ivoclar<sup>®</sup> Verblendkeramik

Die zweite verwendete Verblendkeramik stammt von der Firma Ivoclar-Vivadent<sup>®</sup> (Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein) und befindet sich in der Testphase. Die Zusammensetzung dieser Schichtkeramik und der Glasur sind in Tabelle 2 dargestellt.

	Dentin/Schneide (Gew.-%)	Glasur (Gew.-%)		Dentin/Schneide (Gew.-%)	Glasur (Gew.-%)
SiO <sub>2</sub>	58,0 – 66,0	61,0 – 69,0	ZrO <sub>2</sub>	1,0 – 2,0	0,4 – 1,5
Li <sub>2</sub> O	1,0 – 3,0	1,0 – 3,0	F	1,0 – 1,8	1,0 – 2,0
Na <sub>2</sub> O	6,0 – 9,0	6,0 – 9,0	+Zusätze		
K <sub>2</sub> O	5,5 – 8,5	5,5 – 8,5	ZnO	0,5 – 1,0	
CaO	1,0 – 3,0	1,0 – 2,0	SrO	1,0 – 2,5	
P <sub>2</sub> O <sub>5</sub>	0,2 – 0,8		B <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0,5 – 1,5	0,5 – 2,0
ZnO		2,0 – 5,0	TiO <sub>2</sub>	1,0 – 1,8	1,0 – 1,8
SrO		1,5 – 3,0	CeO <sub>2</sub>	0,2 – 0,8	0,2 – 0,8
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	8,0 – 12,0	6,0 – 10,0	+Pigmente	0 – 1,5	

Tab. 2: Standardzusammensetzung der Verblendkeramik von Ivoclar Vivadent<sup>®</sup>

Es handelt sich um eine fluorapatithaltige Glaskeramik nach ISO 6872/ ISO 9693, die durch den Einsatz von Apatitkristallen dem Zahnersatz eine natürliche Lichtstreuung verleihen soll. Der Wärmeausdehnungskoeffizient liegt bei  $9,5$  bis  $10,0 \mu\text{m}/\text{m}^*\text{K}$ , die chemische Löslichkeit ist liegt unter  $100 \mu\text{g}/\text{cm}^2$  und die Biaxialfestigkeit über 50 MPa. Die Transformationstemperatur von Dentin- und Schneidmasse liegt bei  $495$  bis  $515^\circ\text{C}$ , von Glasurmasse bei  $460$  bis  $480^\circ\text{C}$ . Dieses Material wurde speziell für das e.max-System der Firma Ivoclar Vivadent<sup>®</sup> entwickelt und kann zur

Verblendung von Gerüsten aus dichtgesintertem, gehiptem oder vorgesintertem Zirkonoxid verwendet werden. Die Kombination oder das Mischen mit weiteren Metall- oder Vollkeramik-Systemen ist zu unterlassen [33].

## **2.4 Werkstoffprüfung vollkeramischer Systeme**

### **2.4.1 Untersuchungen zur Bruchfestigkeit**

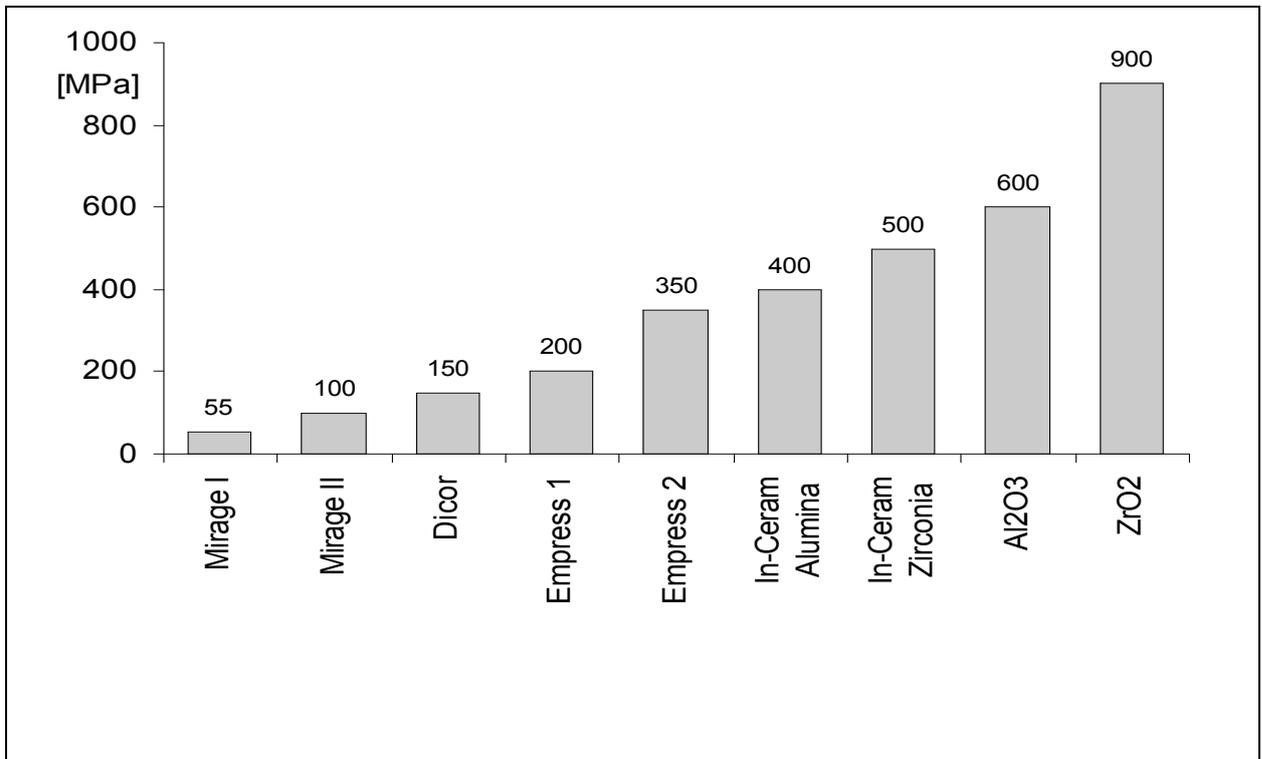
Die Festigkeit eines Materials ergibt sich aus dem werkstoffspezifischen Widerstand gegenüber der irreversiblen Trennung benachbarter Atome. Sie wird in N/mm<sup>2</sup> bzw. in MPa gemessen. Keramische Werkstoffe sind ca. 20 bis 30mal stärker auf Druck als auf Zug beanspruchbar [19]. In Abbildung 2 sind Biegefestigkeiten verschiedener vollkeramischer Materialien grafisch dargestellt.

Die kritische Zugspannung wird üblicherweise im Biegeversuch durch den gewaltsamen Bruch standardisierter Prüfkörper ermittelt. Hier seien der 3-Punkt- und 4-Punktbiegeversuch und der biaxiale Biegetest erwähnt. Während beim 3-Punktbiegeversuch die Belastung der stäbchenförmigen Prüfkörper zentral über einen kugelförmigen Stempel erfolgt, werden für den 4-Punktbiegeversuch zwei Stempel mittig auf jeweils halber Strecke zwischen den Auflagepunkten platziert. Beim biaxialen Biegetest ist der Prüfkörper scheibenförmig und der Stempel liegt nicht punktförmig, sondern flächig auf [18, 26].

Trotz Normvorschriften kommt es häufig zu Diskrepanzen zwischen den ermittelten Biegefestigkeiten für ein und denselben Werkstoff, was auf die unterschiedliche Beschaffenheit der Prüfkörper oder auf abweichende Testbedingungen zurückzuführen ist [13, 21].

Die Dauerfestigkeit bei Zug- oder Biegebeanspruchung wird durch Risswachstumsphänomene, das so genannte unterkritische Risswachstum, limitiert. Untersuchungen mit Prüfstäben aus Aufbrennkeramik haben ergeben, dass sich ständig wiederholende Belastungen mit submaximaler Kraft zu einem Abfall der Biegefestigkeit um etwa 50 Prozent führen. Eine zusätzliche Festigkeitsminderung war nach Einlagerung und Prüfung im Wasserbad festzustellen [87].

Aufgrund dieser Phänomene führt man In-vitro-Untersuchungen durch, die die Auswirkung von künstlicher Alterung und Temperaturwechselbeanspruchung auf die Festigkeitseigenschaften verschiedener Vollkeramiken unter klinikähnlichen Bedingungen prüfen. So lässt sich das Risiko einer klinischen Studie besser abschätzen.



**Abb. 2: Biegefestigkeit verschiedener vollkeramischer Materialien in MPa [8]**

### 2.4.2 Alterungssimulation

Alle neuen Dentalwerkstoffe sollten vor dem klinischen Einsatz nachweisen, dass sie den jahrelangen mechanischen und chemischen Belastungen in der Mundhöhle gewachsen sind.

Die experimentellen Techniken hierfür lassen sich in zwei Hauptgruppen unterteilen. Neben zeitaufwendigen und aus ethischer Sicht oft problematischen klinischen Tests stehen In-vitro-Untersuchungen zur Verfügung. Innerhalb eines In-vitro-Prüfzyklus kann anhand von Kausimulatoren eine standardisierte Simulation mechanischer, hydrolytischer und thermischer Belastungskomponenten beim Kauvorgang erfolgen. Dieses Verfahren macht es möglich, nach kurzer Zeit zahnmedizinische Konstruktionen und Materialien zu bewerten. Vergleiche mit klinischen Daten zeigen eine gute Übereinstimmung der Resultate. Wenn auch klinische Untersuchungen in ihrer Aussagekraft unabdingbar sind, lassen sich durch künstliche Alterung für eine Vielzahl von Neuentwicklungen im Zeitrafferverfahren individuelle Belastungsparameter erarbeiten [4, 48, 49].

Der Münchner Kausimulator berücksichtigt neben der Kaukraft und der Belastung der Zähne bei verschiedenen Temperaturen auch das unterschiedlich feuchte

Mundmilieu, die Mahlbewegung und die Beweglichkeit des Zahnhalteapparats. Die Kaubelastung wird dabei durch Stempel als Antagonisten erzeugt. Sowohl Materialproben, als auch zahnärztliche Rekonstruktionen wie Kronen, Brücken oder ganze Prothesen können untersucht werden. Die Steuerung erfolgt über eine pneumatische Schaltung, durch welche die Kaukräfte und die Dauer der thermischen und hydrolytischen Belastung durch die Spülflüssigkeit frei einstellbar sind. Ein Computersystem kontrolliert alle Parameter und durch die Probenkammern aus glasklarem Kunststoff ist zusätzlich eine optische Überwachung möglich.

Neben der Dauerlastfähigkeit einer Konstruktion lassen sich auch Abtragungen der Oberfläche, Farbveränderungen und Randschlussungenauigkeiten untersuchen [4, 48, 49].



**Abb. 3: Münchner Kausimulator, welcher im Rahmen der Studie verwendet wurde**

### **2.4.3 Hitzeschocktest**

Keramische Werkstoffe sind thermoschockempfindlich. Wenn sie zu großen und zu plötzlichen Temperaturänderungen und Gradienten ausgesetzt sind, kann dies zum Versagen führen. Durch Temperaturänderungen kommt es zu thermischen Dehnungen im Körper:

$$\varepsilon_{\text{th}} = \alpha (T_1 - T_0),$$

wobei  $\alpha$  der Wärmeausdehnungskoeffizient ist, und  $T_1$  größer ist als  $T_0$ .

Wenn die thermische Ausdehnung des Keramikteils behindert ist (z.B. durch Einspannung oder durch aufbrennkeramischen Verbund mit einem Gerüstwerkstoff), treten elastische Dehnungen auf, die die thermischen Dehnungen kompensieren:

$$\varepsilon_{\text{th}} + \varepsilon_{\text{el}} = 0.$$

Dies wiederum führt zu Spannungen, die, falls sie die Bruchfestigkeit des Körpers überschreiten, zum Versagen führen. Die Thermoschockempfindlichkeit wird gemessen, indem man Proben auf eine Temperatur  $T_1$  aufheizt und dann auf eine Temperatur  $T_0$  abschreckt. Danach werden die Proben auf Festigkeit geprüft [103].

### **3 Material und Methode**

#### **3.1 Versuchsreihe vollkeramische Seitenzahnkronen**

##### **3.1.1 Herstellung der Prüfmodelle für die Seitenzahnkronen**

Der Zahn 16 wurde als Pfeilerzahn festgelegt und auf einem Frasacomodell (Franz Sachs & Co. GmbH, Tett nang, D) beschliffen. Die gewählte Präparationsform war eine ausgeprägte Hohlkehle. Der Substanzabtrag betrug 1.5 mm zirkulär und 2 mm okklusal, was den Anforderungen für vollkeramische Restaurationen entspricht. Der Präparationswinkel wurde mit dem Fräsgerät F1 (Degussa AG, Düsseldorf, D) und einer kreuzverzahnten Fräse auf vier Grad Konizität eingestellt. Nun duplierte man den fertigen Stumpf mit dem additionsvernetzenden Silikon Adisil blau (Siladent-Technik GmbH, Goslar, D). In die Hohlform wurde erwärmtes, rückstandslos ausbrennbares Wachs (Fa. Fischer, Pforzheim, D) injiziert, um 14 identische Modelle herzustellen. Diese goss man in Remanium GM 800 (Fa. Dentaureum, Ispringen, D) und gewann 14 gleiche Metallstümpfe für weitere Versuche. Entsprechend der Hauptbelastungsrichtung wurden sie senkrecht zur Tischebene mit Paladur glasklar (Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, D) 1 cm hoch gesockelt. Die Modelle wurden auf Blöcke der Größe 12 mm mal 12 mm getrimmt. Es erfolgte eine Nachbearbeitung der Stümpfe im Fräsgerät, um den Präparationswinkel exakt auf vier Grad einzustellen. Um 14 Kunststoffmodelle aus AlphaDie MF (Schütz-Dental GmbH, Rosbach, D) für die Kronenherstellung zu gewinnen, wurden die gesockelten Metallstümpfe mit Adisil blau dupliert. Die AlphaDie-Modelle versah man mit zwei Schichten Distanzlack (Yeti-Dentalprodukte GmbH, Engen, D) bis 1 mm oberhalb der Präparationsgrenze. Dies hatte sich im täglichen Gebrauch mit dem Cercon<sup>®</sup> CAM-System als ideal erwiesen, um später ohne zeitintensive Aufpassarbeiten exakt passende Kronen zu erhalten.

##### **3.1.2 Herstellung der Zirkonoxidgerüste**

Für die Gerüsterstellung wurde das CAM-gestützte Cercon<sup>®</sup>-System (DeguDent GmbH, Hanau, D) verwendet.

Es wurden zunächst vierzehn Wachsmodelle mit aus der Edelmetalltechnik bekannten Werkstoffen gefertigt. Für die Modellation der Gerüste wurde Thowax der Firma Yeti (Yeti-Dentalprodukte GmbH, Engen, D) verwendet, die Schichtstärke betrug

0.5 mm. Um die Passung zu optimieren, trug man im Randbereich bleitotes Gründlerwachs (Dentaurum, Ispringen, D) auf.

Jedes fertige Wachsojekt wurde in dem dafür vorgesehenen Modellrahmen befestigt und mit Scanpuder der Firma DeguDent bestäubt. Anschließend erfolgte die Montage im Cercon<sup>®</sup> brain Gerät, wo die Modellation berührungsfrei gescannt wurde. Im Anschluss startete der Fräsvorgang. Der ebenfalls in einem Trägerrahmen befestigte Cercon<sup>®</sup> base Zirkonoxid-Rohling (Größe 12, ungefärbt) wurde zunächst mit der Schruppfräse, dann mit der Feinfräse bearbeitet. Im Anschluss wurde das Objekt aus dem Rahmen gelöst. Nun konnten, falls notwendig, manuell Feinkorrekturen an der kreideharten Substanz vorgenommen werden.

Im Sinterofen Cercon<sup>®</sup> heat wurde das Zirkonoxidgerüst nach der Formgebung bei einer Sintertemperatur von 1350°C in sechs Stunden komplett durchgesintert. Dabei schrumpfte es auf die passgenaue Größe. Jede der 14 Modellation wurde zweimal gefräst, um 28 hochfeste Keramikgerüste für die Seitenzahnkronen zu erhalten. Die paarweise identischen Gerüste wurden getrennt, um zwei gleichwertige Gruppen für die Verblendung zu erhalten.

Es folgte das Aufpassen der fertigen Gerüste auf den Originalmodellen. Zur Bearbeitung dienten Rotring-Diamantschleifkörper (Komet Group GmbH, Besigheim, D), eingespannt in die Turbine Turbo-Jet der Firma Acurata (G+K Mahnhardt Dental e.K., Thurmansbang, D). Falls notwendig wurde die Dicke auf 0.5 mm verringert und vorhandene Kanten geglättet. Anschließend wurden die Gerüste vor dem Verblenden mit Aluminiumoxid (Typ 100; 0,5 bar) abgestrahlt und mit dem Dampfstrahler gereinigt.

### **3.1.3 Verblendung der Kerngerüste**

Die Seitenzahnkronen, sowohl Zirkonoxidgerüste als auch deren Verblendung, wurden nach Herstellerangaben im hauseigenen zahntechnischen Labor von der Doktorandin unter Anleitung gefertigt. Hierfür kam der Keramikofen Vacumat 300 der Firma Vita (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) zum Einsatz.

Zunächst wurden 14 Kronengerüste aus Zirkonoxid mit Cercon<sup>®</sup> ceram S (DeguDent GmbH, Hanau, D) verblendet. Die Massen wurden in folgender Reihenfolge geschichtet: Liner (LB 2) mit OL-Flüssigkeit; Chromadentin (CD A 3,5), Schneide (S 1) und Glasurmasse, jeweils mit Modellierflüssigkeit SD angemischt. Nach dem

Auftragen einer dünnen Linerschicht und des Linerbrandes folgten Dentin- und Schmelzmasse. Es wurden ein Dentin- und ein Korrekturbrand durchgeführt. Die Kontrolle mit dem Tasterzirkel ergab eine gleichmäßige Schichtstärke von mindestens 1,5 mm. Abschließend wurde Glasurmasse aufgetragen und der Glanzbrand durchgeführt. Für die Schichtung der Keramik diente die ursprüngliche Kronenform als Vorlage.

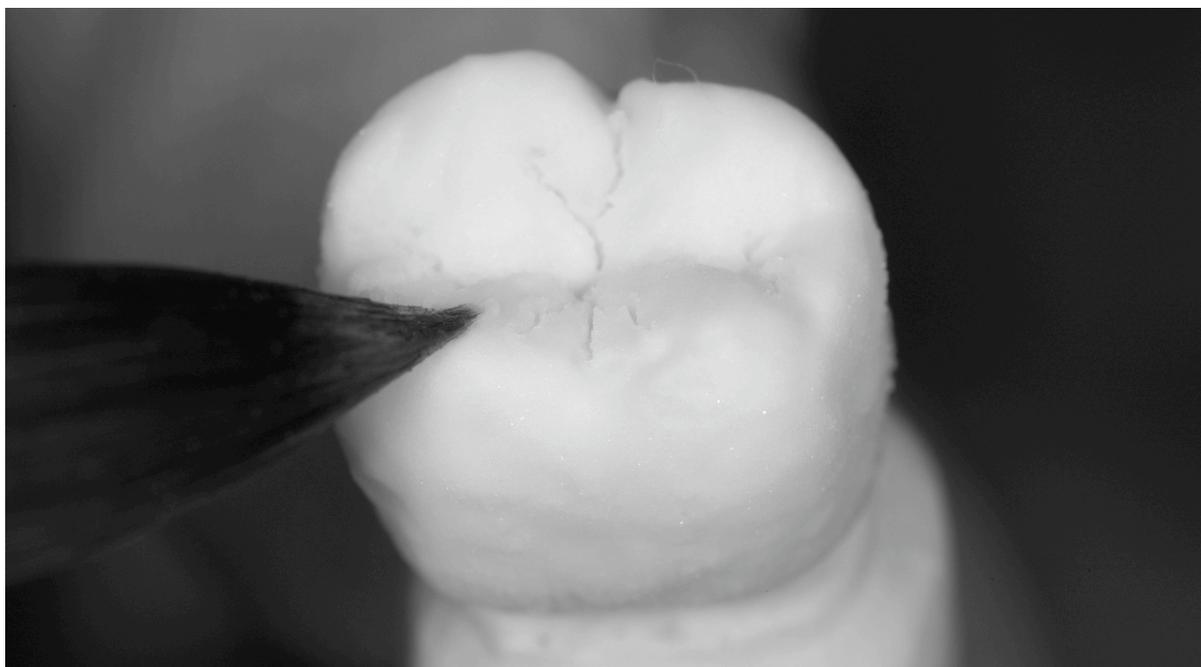


Abb. 4: Verblendung eines Kerngerüsts mit der experimentellen Ivoclar®-Verblendkeramik

Vita Vacumat 300	Vorwärmen & Trocknen	Aufheizrate	Brennen	V1	V 2
Linerbrand	C450 • T480	60°C / min	C850 • T60	450	850
Dentinbrand I	C450 • T360	60°C / min	C840 • T60	450	840
Dentinbrand II	C450 • T360	60°C / min	C835 • T60	450	835
Glanzbrand	C450 • T360	60°C / min	C810 • T60	----	----

Tab. 3: Darstellung der Brennparameter für Cercon® im Vita Vacumat 300

Anschließend folgte die Verblendung der 14 übrigen Zirkonoxidgerüste mit der experimentellen Verblendkeramik der Firma Ivoclar® (Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein). Folgende Massen wurden der Reihenfolge nach aufgetragen: Liner 200 mit Glaze und Stain Liquid; Deep Dentin A 3.5, Transpa Schneide TS 2 und Transpa clear mit der zugehörigen Modellierflüssigkeit. Zunächst wurde eine dünne

Linerschicht aufgebrannt, dann folgten Dentinmasse und Schneide mit den entsprechenden Bränden. Für den Glanzbrand wurde Transpa clear aufgetragen.

Vita Vacumat 300	Vorwärmen & Trocknen	Aufheizrate	Brennen	V 1	V 2
Linerbrand	C403 • T240	60°C / min	C800 • T60	450°C	799°C
Dentinbrand I	C403 • T240	60°C / min	C750 • T60	450°C	749°C
Dentinbrand II	C403 • T240	60°C / min	C740 • T60	450°C	739°C
Glanzbrand	C403 • T240	60°C / min	C730 • T60	450°C	729°C

Tab. 4: Darstellung der Brennparameter für Ivoclar® im Vita Vacumat 300

### 3.1.4 Seitenzahnkronen im Thermoschockversuch

14 der 28 fertig gestellten Seitenzahnkronen wurden nun im Thermoschockversuch getestet, sieben von ihnen mit Ivoclar®-Verblendung und sieben mit Cercon® ceram S Verblendmaterial.

Die Proben wurden zunächst 30 Minuten lang im Wärmeschrank (KaVo Dental GmbH & Co. KG, Biberach, D), bis zur vollständigen Erhitzung durchwärmt und in Folge durch Einbringen in Eiswasser (0°C) schockartig abgekühlt. Die Wassertemperatur wurde mit einem für Aquarien verwendeten Thermometer (-50°C – 70°C Messbereich) überprüft. Der Temperaturverlauf im Vorwärmofen wurde mit einem Thermometer der Firma Testo (Testo AG, Lenzkirch, D), Modell 945 mit Pt Rh Pt - Fühler, welcher für einen Messbereich von -60° C - 1000° C geeignet ist, kontrolliert. Die Messreihe begann bei 90°C, die Temperatur wurde nach jedem Abkühlen im Eiswasser um 15°C erhöht. Nach dem Einlagern in Eiswasser wurden die Proben jedes Mal mit dem Auge und unter dem Lichtmikroskop Stemi 1000 der Firma Zeiss (Carl Zeiss AG, Oberkochen, D) bei 10facher Vergrößerung auf Risse untersucht.

Proben mit Sprung wurden aussortiert und keinen weiteren Schockzyklen unterzogen. Die noch intakten Kronen brachte man nach dem Ansteigen der Temperatur auf die nächste Stufe wieder in den Wärmeschrank ein. Bei 195° C und der folgenden Abkühlung versagten die letzten Proben. Der Temperaturverlauf im Einzelnen:

90°C → 105°C → 120°C → 135°C → 150°C → 165°C → 180°C → 195°C

### 3.1.5 Zementieren der Kronen

Alle Kronen wurden mit dem Glasionomerezement Ketac Cem (Fa. Espe, Seefeld, D) befestigt. Die Metallstümpfe wurden vorher mit Alkohol (Isopropanol 70%) gereinigt und die Kronen nochmals auf Passgenauigkeit geprüft. Nach dem gleichmäßigen Einbringen des Zements mit Applikator und Pinsel wurden die Kronen, bzw. Brücken auf den Stümpfen über zehn Minuten zentral belastet. Es folgte das Entfernen der Überschüsse und die Einlagerung in Thymollösung (Thymol 0.1% in NaCl 0.9%) über 24 Stunden bis zur vollständigen Aushärtung des Zements.

### 3.1.6 Untersuchung der Bruchfestigkeit der Seitenzahnkronen

Die 28 zementierten Kronen, 14 von ihnen im Hitzeschockversuch vorbehandelt, wurden in der Universalprüfmaschine der Firma Zwick (Materialprüfung 1445, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, D) fixiert und mit stetig steigender zentraler Kraft axial bis zum Bruch belastet. Dabei wurden die Kronen unter dem Prüfstempel so platziert, dass dieser sich optimal ins Höcker-Fissurenrelief einlagerte. Die Belastung lag im Bereich der zentralen Fossa.

In Anlehnung an *Hölsch und Kappert* [30] wurde durch Positionierung einer Edelstahlkugel ( $\varnothing=10\text{mm}$ ) Antagonistenkontakt simuliert. Um die Belastung nicht rein punktförmig zu gestalten und eine gute Kraftverteilung auf dem Prüfkörper zu erzielen, wurde zwischen Stahlkugel und Keramikoberfläche eine 0,5 mm starke Polyethylenfolie (Scheu-Dental GmbH, Isarlohn, D) eingelegt.

Die Prüfmaschine war so eingestellt, dass die automatische Brucherkenkung beim Testen der Kronen durch 30 prozentigen Kraftabfall vom Momentanwert definiert war. Im Falle von leichten Sprüngen in der Keramikverblendung wurde die Messung nach kurzem Anhalten der Prüfmaschine zur Aufzeichnung der Druckwerte fortgesetzt. Das Kriterium für ein Versagen einer Krone waren eine deutliche Absplitterung der Verblendung oder der Bruch von Verblendung zusammen mit dem Zirkonoxidgerüst. Die Versuche wurden mit einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit 0,5 mm/min durchgeführt. Bei jeder Probe erstellte das System ein Spannungsdehnungsdiagramm aus den gemessenen Werten und ermittelte die Bruchlast.

## 3.2 Versuchsreihe vollkeramische Seitenzahnbrücken

### 3.2.1 Herstellung der Prüfmodelle für die Seitenzahnbrücken

Die Pfeilerzähne 14 und 16 wurden auf einem Frasacomodell beschliffen. Die gewählte Präparationsform war eine ausgeprägte Hohlkehle, der Substanzabtrag wurde mithilfe eines Silikonschlüssels und dem Provisorienmaterial Protemp (3M-Espe, Seefeld, D) überprüft und war zirkulär mindestens 1.5 mm, okklusal 2 mm. Der Präparationswinkel betrug vier Grad. Anschließend wurden entsprechend der Vorgehensweise bei den Kronen (s.o.) je acht Stumpfmodelle aus Remanium GM 800 gegossen.

Um den natürlichen Zahnhalteapparat zu simulieren, wurde folgendes Verfahren angewandt: Die Metallstümpfe wurden mit der Fräse nachbearbeitet und mit Edelkorund der Körnung 100 µm bei 2 bar sandgestrahlt (FG-3-82 Sandmaster, Wüls AG, Zofingen, CH). Dann überzog man sie mithilfe des Tauchwachsverfahrens mit einer gleichmäßigen, etwa 750 µm dicken Schicht Wachs. Das Tauchgerät Hotty der Renfert GmbH (Hilzingen, D) mit gelbem Tauchwachs kam hierfür zum Einsatz.

Die Metallstümpfe wurden von den Wurzeln bis zum Kronenbereich eingetaucht, wobei speziell auf Eintauch- und Entnahmegeschwindigkeit zu achten war (Abb. 5.1). Das Eintauchen dauerte 0.5–1 sec, die Entnahme 2–3 sec, wodurch eine glatte und gleichmäßige Oberfläche entstand [82]. Um der Einschubrichtung der Brückenpräparation Rechnung zu tragen, wurden die Stümpfe der Zähne 14 und 16 in vorher angefertigte Impregumabdrücke (Fa. 3M-Espe, Seefeld, D) der Präparation reponiert und fixiert (Abb. 5.2). Nun konnten die Pfeilerzähne mit Paladur glasklar 2 cm hoch bis kurz unter die Präparationsgrenze gesockelt werden (Abb. 5.3). Wegen der Hauptbelastungsrichtung erfolgte die Ausrichtung senkrecht zur Tischebene. Nach dem Entfernen der Impregumabformungen wurde ein Gipsschlüssel aus Moldano Blaugips (Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, D) gefertigt, der die Zahnkronen sicher umfasste (Abb. 5.4). Formbedingt war dieser auch nach Abnahme wieder eindeutig zurückzusetzen. Die Wachsschicht wurde nun im 55° warmen Wasserbad erweicht und der Gipsschlüssel samt Pfeilerzähnen vom Sockel getrennt (Abb. 5.5). Das restliche Wachs wurde mit dem Dampfstrahler entfernt. Mit dem Sandstrahlgerät (Wüls AG, Zofingen, CH) wurden die „Alveolen“ und „Zahnwurzeln“ aufgeraut (Edelkorund der Körnung 250 µm, 2 bar) und mit Polyether-Adhäsiv (Fa. Espe, Seefeld, D) dünn eingestrichen.

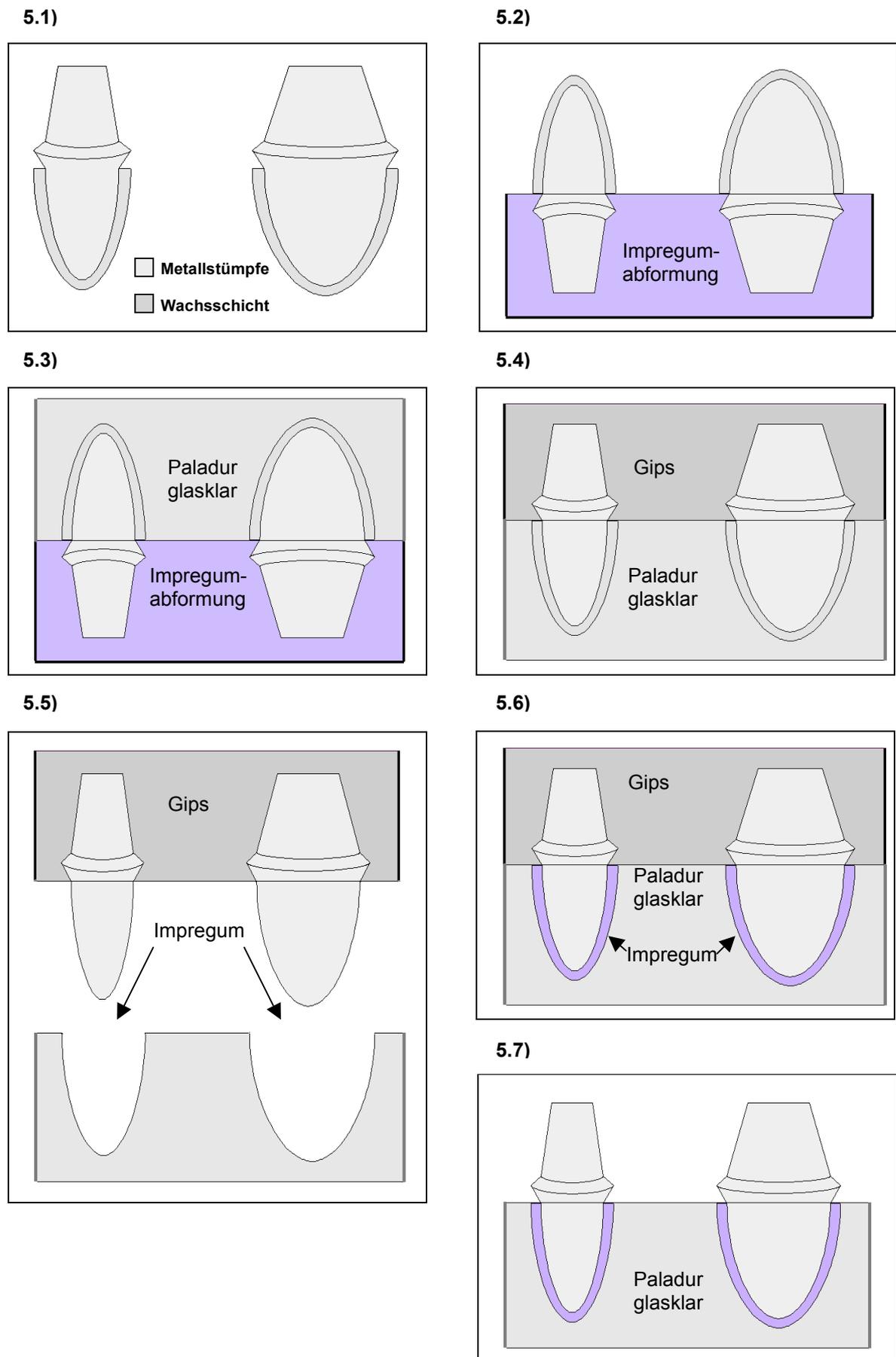


Abb. 5: Herstellung der Brückenmodelle zur Simulation physiologischer Zahnbeweglichkeit

Die im Pentamixgerät (Fa. Espe, Seefeld, D) angemischte Impregummasse wurde mit einer Elastomerspritze blasenfrei in die Hohlform eingebracht. Die Zähne wurden mittels Gipsschlüssel exakt zurückgesetzt (Abb. 5.6). Nach dem Abbinden des Impregums und dem Entfernen des Gipsschlüssels (Abb. 5.7) wurden die beweglich gelagerten Proben vorsichtig mit dem Parallelfräsgerät nachbearbeitet, um den Präparationswinkel exakt auf vier Grad einzustellen. Die Modellsockel wurden auf 2 mal 3 mal 1.6 Zentimeter (h x b x t) getrimmt, die Präparationsgrenzen sauber freigelegt. Mit Adisil Blau duplierte man die gewonnenen Modelle, um sie für die Gerüsterstellung in Superhartgips (Resin Rock, Frankonia Dental GmbH & Co. KG, Erlangen, D) zu gießen. Es wurden 16 Sägemodelle gefertigt und die Einzelstümpfe mit zwei Schichten Distanzlack bis 2mm oberhalb der Präparationsgrenze versehen. Dieses Vorgehen hatte sich im täglichen Gebrauch mit dem Cercon<sup>®</sup> CAM-System als ideal erwiesen, um eine exakte Passung der Restaurationen ohne zeitintensive Aufpassarbeiten zu gewährleisten.

### **3.2.2 Herstellung der Zirkonoxidgerüste**

Die Gerüsterstellung der Brücken erfolgte analog der Herstellung der Käppchen für die Kronen. Das CAM-gestützte Cercon<sup>®</sup>-System (DeguDent GmbH, Hanau, D) kam erneut zum Einsatz.

Es wurden acht Wachsmodelle aus Thowax der Firma Yeti (Yeti-Dentalprodukte GmbH, Engen, D) gefertigt, die Schichtstärke betrug 0.5 mm, die der Verbinderquerschnitte mindestens 3 mm. Im Randbereich trug man bleitotes Gründlerwachs (Dentaurum, Ispringen, D) auf. Die fertigen Wachsobjekte wurden in dem dafür vorgesehenen Modellrahmen befestigt und mit Scanpuder der Firma DeguDent bestäubt. Anschließend erfolgte die Montage im Cercon<sup>®</sup> Brain Gerät. Nach dem berührungsfreien Scannen startete der Fräsvorgang selbständig. Der ebenfalls in einem Trägerrahmen befestigte Cercon<sup>®</sup> base Zirkonoxid-Rohling (Größe 30, ungefärbt) wurde mit verschiedenen Fräsen bearbeitet. Im Anschluss wurde das Objekt aus dem Rahmen gelöst. Nun konnten manuell Feinkorrekturen an der kreideharten Substanz vorgenommen werden.

Im Sinterofen Cercon<sup>®</sup> heat wurden die Zirkonoxidgerüste nach der Formgebung bei einer Sintertemperatur von 1350°C in sechs Stunden komplett durchgesintert. Dabei schrumpften sie auf die passgenaue Größe. Das Ergebnis waren hochfeste

Keramikgerüste für die Seitenzahnbrücken. Jede der acht Modellation wurde zweimal gefräst, um 16 hochfeste Keramikgerüste für die Seitenzahnkronen zu erhalten. Die paarweise identischen Gerüste wurden getrennt, um zwei gleichwertige Gruppen für die Verblendung zu erhalten.

Es folgte das Aufpassen der fertigen Gerüste auf den Originalmodellen. Zur Bearbeitung dienten Diamantschleifkörper, eingespannt in die Turbine Turbo-Jet der Firma Acurata (G+K Mahnhardt Dental e. K., Thurmansbang, D). Falls notwendig wurde die Dicke auf 0.5 mm verringert und vorhandene Kanten geglättet. Anschließend wurden die Gerüste vor dem Verblenden mit Aluminiumoxid (Typ 100; 0,5 bar) abgestrahlt und mit dem Dampfstrahler gereinigt.

### 3.2.3 Verblendung der Kerngerüste

Für die Herstellung der Brückengerüste und deren Verblendung im hauseigenen zahntechnischen Labor war eine in der Vollkeramik erfahrene Technikerin verantwortlich. Für die Cercon<sup>®</sup>-Massen wurde der Keramikofen Austromat 3001 (Dekema Dental-Keramiköfen GmbH, Freilassing, D), für die Ivoclar<sup>®</sup>-Massen der Vacumat 40 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D) verwendet. Zunächst wurden 8 Brückengerüste aus Zirkonoxid mit Cercon<sup>®</sup> ceram S (DeguDent GmbH, Hanau, D) verblendet. Das Vorgehen war analog der Verfahrensweise unter Punkt 3.1.3. Auf gleichmäßige Keramikdicke im Bereich der Konnektoren wurde besonderes Augenmerk gerichtet. Der Brennverlauf wurde den Herstellerangaben entsprechend durchgeführt (Tab. 5).

Austromat 3001	Vorwärmen	Aufheizen	Brennen	V 1	V 2
Linerbrand	C450 • T300	T180 • 60° C / min	C850 • T60	450° C	850° C
Dentinbrand I	C450 • T120	T120 • 60° C / min	C840 • T60	450° C	840° C
Dentinbrand II	C450 • T120	T120 • 60° C / min	C835 • T60	450° C	835° C
Glanzbrand	C450 • T120	T120 • 60° C / min	C810 • T60	----	----

Tab. 5: Darstellung der Brennparameter für Cercon<sup>®</sup>-Verblendkeramik im Austromat 3001

Anschließend wurden auch die acht übrigen Brückengerüste aus Zirkonoxid mit Verblendkeramik der Firma Ivoclar<sup>®</sup> (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, D), wie unter Punkt 3.1.3 geschildert, verblendet. Tabelle 6 zeigt die Brennparameter auf.

Vita Vacumat 40	Vorwärmen	Aufheizrate	Brennen	V 1	V 2
Linerbrand	C403 • T240	60°C / min	C800 • T60	450°C	799°C
Dentinbrand I	C403 • T240	60°C / min	C750 • T60	450°C	749°C
Dentinbrand II	C403 • T240	60°C / min	C740 • T60	450°C	739°C
Glanzbrand	C403 • T240	60°C / min	C730 • T60	450°C	729°C

Tab. 6: Darstellung Brennparameter für Ivoclar®-Verblendkeramik im Vita Vacumat 40

### 3.2.4 Zementieren der Brücken

Alle Brücken wurden mit dem Glasionomerezement Ketac Cem (Fa. Espe, Seefeld, D) befestigt. Die Metallstümpfe wurden vorher mit Alkohol (Isopropanol 70%) gereinigt und die Brücken nochmals auf Passgenauigkeit geprüft. Nach dem gleichmäßigen Einbringen des Zements wurden die Brücken auf den Stümpfen über zehn Minuten zentral belastet. Es folgte das Entfernen der Überschüsse und die Einlagerung in Thymollösung (Thymol 0.1% in NaCl 0.9%) über 24 Stunden, bis zur vollständigen Aushärtung des Zements.

### 3.2.5 Kausimulation

An den 16 zementierten Brücken wurde eine Kausimulation im Münchner Kausimulator (Fa. Willytec, Gräfelfing, D) durchgeführt. Es wurden jeweils acht Proben, zunächst Cercon®, danach Ivoclar®, um einen fiktiven Zeitraum von fünf Jahren künstlich gealtert und einer thermomechanischen Wechselbelastung unterzogen.

Im Kausimulator wurde die zentrale Grube des Zwischengliedes mit einer Kraft von 50 N mit einer Frequenz von 1,2 Hertz über einen abgerundeten Druckstempel (Edelstahl,  $\varnothing = 6$  mm) 1,2 x 1 000 000 belastet. Die Absenkgeschwindigkeit betrug 10 Millimeter pro Sekunde, die Hubgeschwindigkeit 70 Millimeter pro Sekunde.

Parallel dazu wurden die Proben im Thermocycling 10 000 thermischen Wechselbelastungen ausgesetzt. Alle 90 Sekunden variierte die Temperatur des dabei verwendeten entmineralisierten Wassers zyklisch zwischen 5°C und 55°C.

Die Kausimulation der Cercon®- und auch der Ivoclar®-Brücken dauerte zwölf Tage an. In Anlehnung an *Krejci et al.* [48] entspricht dies einer in-vivo-Tragedauer von circa fünf Jahren.

Nach Simulation der mundähnlichen Belastung wurden die Restaurationen auf prothetische Komplikationen untersucht. Bei zwei Proben waren Risse zu erkennen.

### **3.2.6 Untersuchung der Bruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken**

Die 16 Brücken wurden nach der Kausimulation in der Universalprüfmaschine der Firma Zwick (Materialprüfung 1445, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, D) fixiert und mit stetig steigender Kraft axial bis zum Bruch belastet. Dabei wurden die Brücken so platziert, dass der Prüfstempel gleichmäßig im Bereich der zentralen Fossa des Zwischenglieds auftraf.

In Anlehnung an *Hölsch und Kappert* [30] wurde durch Positionierung einer Edelstahlkugel ( $\varnothing = 10$  mm) Antagonistenkontakt simuliert. Um die Belastung nicht rein punktförmig zu gestalten und eine gute Kraftverteilung auf dem Prüfkörper zu erzielen, wurde zwischen Stahlkugel und Keramikoberfläche eine 0,5 mm starke Polyethylenfolie (Scheu-Dental GmbH, Isarlohn, D) eingelegt.

Die Prüfmaschine war so eingestellt, dass die automatische Bruchererkennung beim Testen der Brücken durch 20% Kraftabfall vom Momentanwert definiert war. Im Falle von leichten Sprüngen in der Keramikverblendung wurde die Messung nach kurzem Anhalten der Prüfmaschine zum Aufzeichnen der Druckwerte fortgesetzt. Das Kriterium für ein Versagen einer Brücke waren eine deutliche Absplitterung der Verblendung oder der Bruch von Verblendung zusammen mit dem Zirkonoxidgerüst. Die Versuche wurden mit einer konstanten Prüfgeschwindigkeit von 0,5 mm/min durchgeführt. Bei jeder Probe zeichnete das System ein Spannungsdehnungsdiagramm aus den gemessenen Werten auf und ermittelte die Bruchlast.

### **3.3 Statistische Verfahren zur Auswertung der Ergebnisse**

Mithilfe von statistischen Untersuchungen prüft man, ob Unterschiede, Zusammenhänge und Gesetzmäßigkeiten in Stichprobenuntersuchungen rein zufällig sind oder inwieweit sie als allgemein gültig gewertet werden können [28, 80]. Dabei wird jede einzelne Untersuchungsreihe mit den dazugehörigen Messwerten als eine Stichprobe verstanden.

Als Lagemaß für die zentrale Tendenz der Messergebnisse wurde, wegen der relativ starken Streuung der Messwerte, der Medianwert gewählt. Dieser gilt im

Gegensatz zum arithmetischen Mittel als robust, d.h. der Medianwert lässt sich nicht durch einzelne sehr große oder kleine Werte beeinflussen, was Fehlinterpretationen vermeidet [28].

Graphisch dargestellt wurden die Ergebnisse in Form von Box-Whisker-Plots und Stabdiagrammen. Box-Plots geben durch die Angabe der Spannweite (Differenz zwischen dem größten und kleinsten gemessenen Wert), des Streuungsmaßes, der Lage des Medians und des arithmetischen Mittels Hinweise auf Schiefe (definiert über die Lage des Medians in der Box) und mögliche Ausreißer der Verteilung. Die optische Darstellung erleichtert die Entscheidung, ob verteilungsunabhängige oder parametrische Methoden anzuwenden sind [80].

Mithilfe der ausgewählten statistischen Tests soll ermittelt werden, ob die unterschiedlichen Messergebnisse der Untersuchungsreihen zufällig zustande gekommen sind, oder ob tatsächlich Unterschiede bestehen [28, 80]. In diesem Fall ist davon auszugehen, dass sich die Messergebnisse der Stichproben nicht signifikant unterscheiden und auf Messzufälligkeiten beruhen.

Zunächst wurden die ermittelten Werte auf Normalverteilung mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov Anpassungstests im Rahmen der Lilliefors-Schranken hin überprüft. Die Lilliefors-Modifikation des Kolmogorov-Smirnov-Tests ermöglichte eine exakte Prüfung der Daten auf Normalverteilung [80]. Dabei stellte sich heraus, dass alle Messwertreihen normal verteilt waren.

Aufgrund der unterschiedlichen Varianzen ist jedoch der t-Test für unverbundene Stichproben trotz Normalverteilung nicht einsetzbar [5]. Zum paarweisen Vergleich der unterschiedlichen Versuchsserien kam deshalb der verteilungsfreie U-Test nach Mann, Whitney und Wilcoxon für unverbundene Stichproben zur Anwendung. Mit dem U-Test lässt sich die Nullhypothese  $H_0$  testen, dass sich der durchschnittliche Rang der Messwerte beider Stichproben nicht unterscheidet. Die aufgestellte Nullhypothese wird verworfen, wenn  $P < 0,05$  ist. Das Testergebnis wird dann als signifikant bezeichnet. Erreicht  $P$  Werte zwischen 0,05 und 0,1, spricht man von Tendenz zur Signifikanz. Ist  $P$  größer als 0,1, gilt das Ergebnis als nicht signifikant [80]. Der U-Test kann in der Medizin als Standard für zwei unterschiedliche Stichproben gelten [5].

Die Berechnung der statistischen Daten erfolgte mit dem Statistikprogrammen SPSS für Windows 12.01 (SPSS Inc., Chicago, USA) und Microsoft Excel 2002 (Microsoft Corporation, USA).

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Ergebnisse Kronen

#### 4.1.1 Hitzeschocktest

Die Ergebnisse des Hitzeschocktests sind in Tab. 7 und Abb. 6 dargestellt.

Die mit der experimentellen Verblendmasse von Ivoclar® verblendeten Kronen versagten innerhalb eines Temperaturintervalls von 165°C bis 195°C. Das Intervall, in dem mit Cercon® ceram S verblendeten Proben Risse aufwiesen, reichte von 135°C bis 180°C. 13 von 14 Proben beider Materialien hielten im Temperaturbereich von 165°C bis 195°C nicht Stand. Nur ein Ausreißer aus der Cercon®-Gruppe musste bereits bei 135°C wegen eines Sprunges aussortiert werden.

Der Mann-Whitney-U-Test ergab mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von fünf Prozent keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden Verblendmaterialien.

Temperatur	Cercon® ceram S	Prozent	Ivoclar® exp.	Prozent
135°C	1 x (Probe Nr. 1)	14%	---	---
150°C	---	---	---	---
165°C	4 x (Probe Nr. 2,3,4,5)	57%	3 x (Probe Nr. 1,2,3)	43%
180°C	2 x (Probe Nr. 7,8)	29%	1 x (Probe 4)	14%
195°C	---	---	3 x (Probe 5,6,7)	43%

Tabelle 7: Ergebnisse des Hitzeschockversuchs der Verblendmassen Cercon® und Ivoclar®

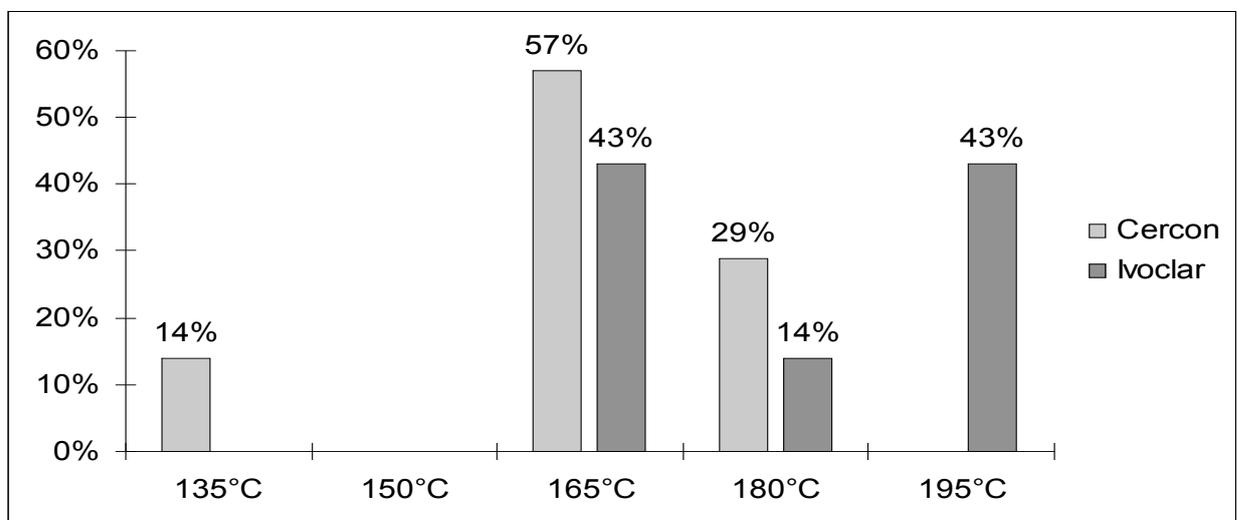


Abb. 6: Versagensquoten der Verblendmassen Cercon® & Ivoclar® beim Hitzeschockversuch

#### 4.1.2 Bruchfestigkeit der Kronen

Die Ergebnisse der Bruchfestigkeitsprüfung sind in Tab. 8 und Abb. 7 dargestellt. Die Cercon<sup>®</sup> ceram S-Gruppe erzielte im Mittel mit 2614 N gegenüber den mit Ivoclar<sup>®</sup> exp. verblendeten Kronen mit 2566 N die höheren Bruchfestigkeitswerte. Nach dem Hitzeschockversuch waren bei der Ivoclar<sup>®</sup>-Gruppe im Mittel und im Median deutliche Festigkeitseinbußen von über 1500 N zu verzeichnen, während die durchschnittlichen Bruchfestigkeitswerte der Cercon<sup>®</sup>-Gruppe annähernd unverändert blieben.

Gruppe	Mittelwert	Median	Min.	Max.	Stdabw.
Cercon ges. (Nr.1-14)	2614	2666	778	4325	938
Cercon (Nr. 1-7)	2640	2510	1777	3604	677
Cercon HS (Nr. 8-14)	2589	3051	778	4325	1203
Ivoclar ges.(Nr. 1-14)	2566	2059	553	4951	1411
Ivoclar (Nr. 1-7)	3326	3559	998	4951	1430
Ivoclar HS (Nr. 8-14)	1806	1712	553	3581	958

Tab. 8: Darstellung der Bruchfestigkeitswerte in [N], HS steht für Hitzeschockversuch

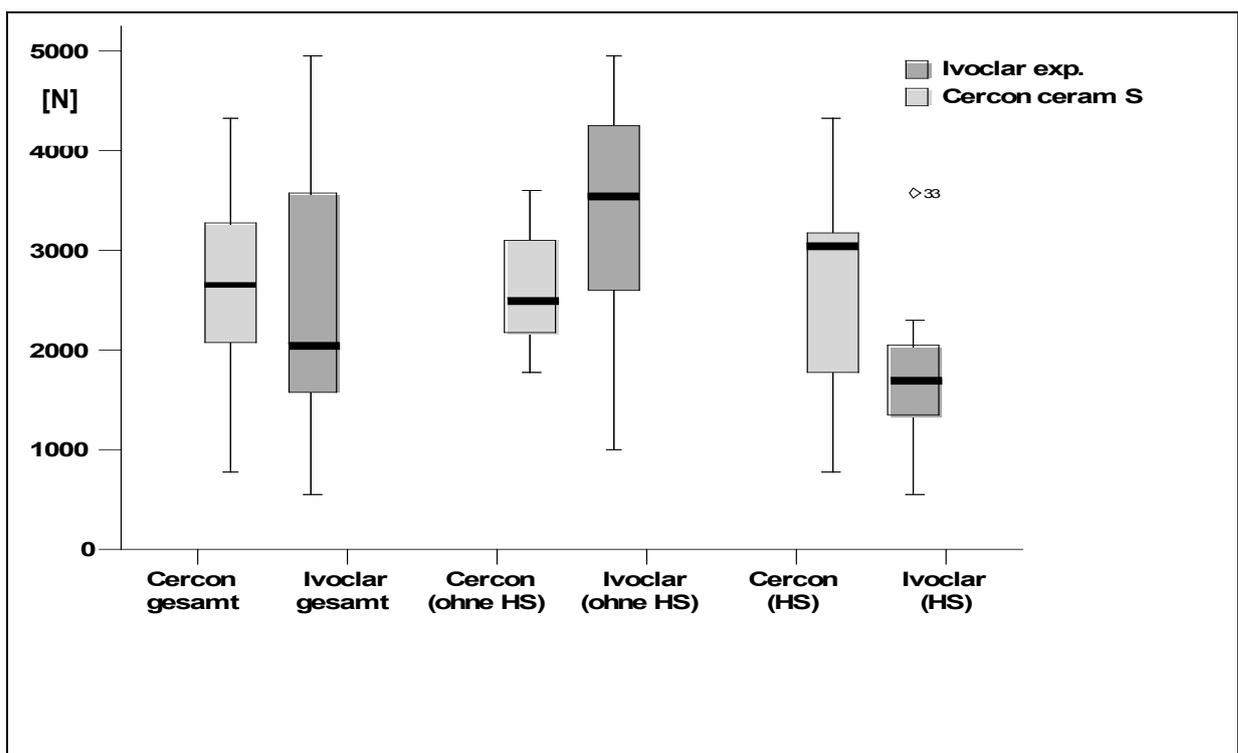


Abb. 7: Darstellung der Bruchlast in [N] in Abhängigkeit von Verblendmaterial und unter Berücksichtigung von Hitzeschockversuchen (HS)

Die Kraftwerte, bei denen der Bruch eintrat, lagen für Cercon<sup>®</sup>-Kronen zwischen 778 N und 4325 N, wobei der Maximalwert von 4325 N in der Gruppe der hitzege-schockten Kronen ermittelt wurde. Die Messergebnisse für die Ivoclar<sup>®</sup>-Gruppe schwankten zwischen 553 N und 4951 N.

Die Standardabweichung betrug für die vierzehn Ivoclar<sup>®</sup>-Proben 1411 N, für die gleiche Menge der Cercon<sup>®</sup>-Prüfkörper nur 938 N. Auch die Spannweite der Bruch-werte war bei letzterer Gruppe geringer, wie sich aus dem Diagramm (Abb. 7) ersehen lässt. Die Medianwerte weichen in zwei Fällen deutlich von den ermittelten Durchschnittswerten ab, dies ist für die vierzehn Ivoclar<sup>®</sup>-Kronen (der Median liegt um 507 N unter dem Durchschnittswert) und die sieben hitzeschockbehandelten Cercon<sup>®</sup>-Kronen der Fall (hier liegt der Median 462 N über dem Mittelwert). Die Schiefe dieser beiden Verteilungen geht auch aus den zugehörigen Box-Whisker-Plots hervor (Abb. 7).

Beim Bruch der Keramik wurde unterschieden, ob es sich um eine deutliche Absplit-terung der Keramikverblendung oder um eine Gerüstfraktur handelte. Die Ergebnisse sind in Tabelle 9 abgebildet, Fotos der unterschiedlichen Fraktur-bilder auf den Seiten 42 und 43, Abbildungen 8, 9 und 10.

Bei der Cercon<sup>®</sup> ceram S verblendeten Gruppe, die keiner Hitzebehandlung unter-zogen wurde, traten fünf Absplitterungen und zwei Gerüstfrakturen auf. Bei den anderen drei Gruppen war die Verteilung gleich, bei allen sieben Proben versagten jeweils vier durch ein Abplatzen der Verblendung und je drei durch Gerüstfraktur.

Gruppe	Absplitterung	Gerüstfraktur
Cercon (n = 7)	5 x (Nr. 8,10,12,13,14)	2 x (Nr. 9,11)
Cercon HS (n = 7)	4 x (Nr. 4,5,6,7)	3 x (Nr. 1,2,3)
Ivoclar (n = 7)	4 x (Nr. 8,9,11,12)	3 x (Nr. 10,13,14)
Ivoclar HS (n = 7)	4 x (Nr. 1,2,3,7)	3 x (Nr. 4,5,6)

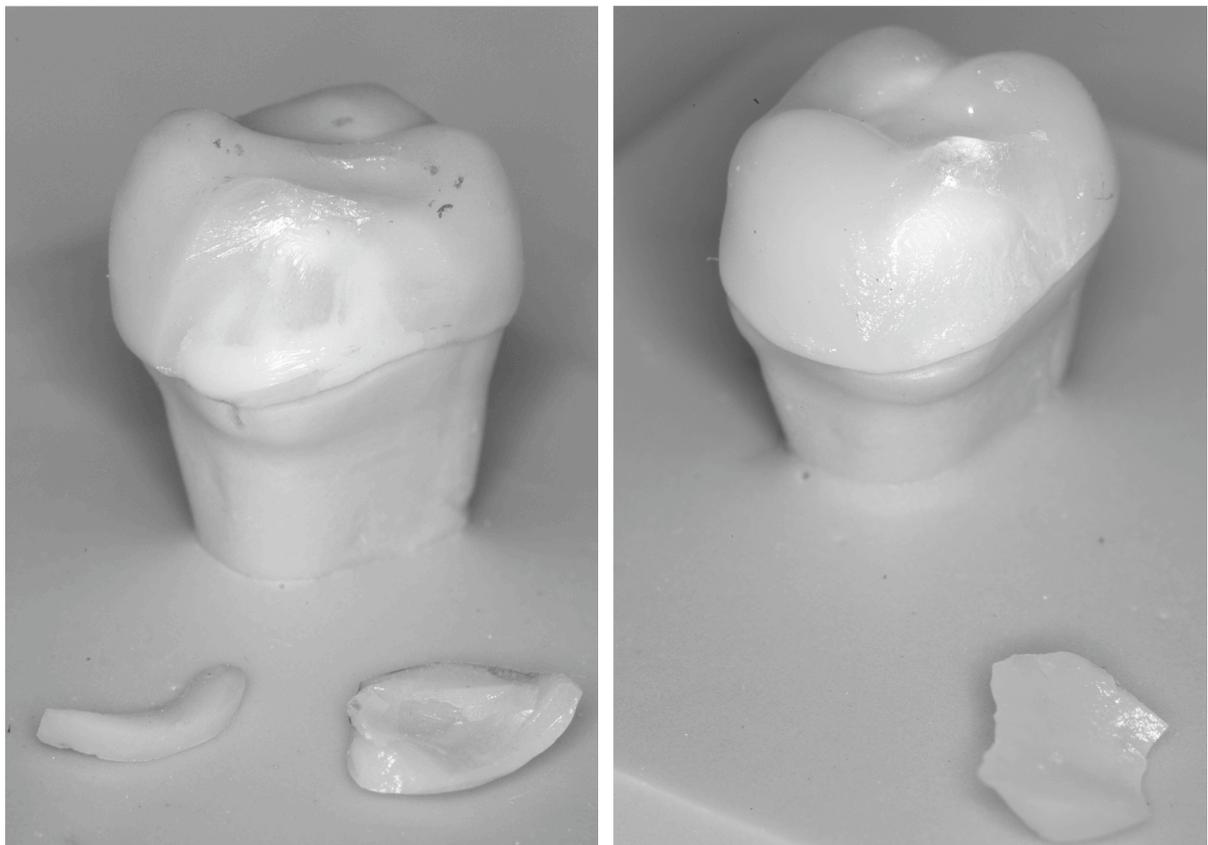
**Tab. 9: Ergebnisübersicht über die Versagensart beim Druckversuch unterschieden nach Ab-splitterung der Verblendung und Gerüstfraktur (HS = Hitzeschockversuch)**

Im Verlauf der Bruchfestigkeitsprüfung wurde beim Auftreten von leichten Sprüngen der zugehörige Druckwert notiert. In fünf Fällen manifestierte sich einige Zeit vor dem endgültigen Versagen der Krone ein Sprung. In Tabelle 10 sind die Ergebnisse als Übersicht zu betrachten.

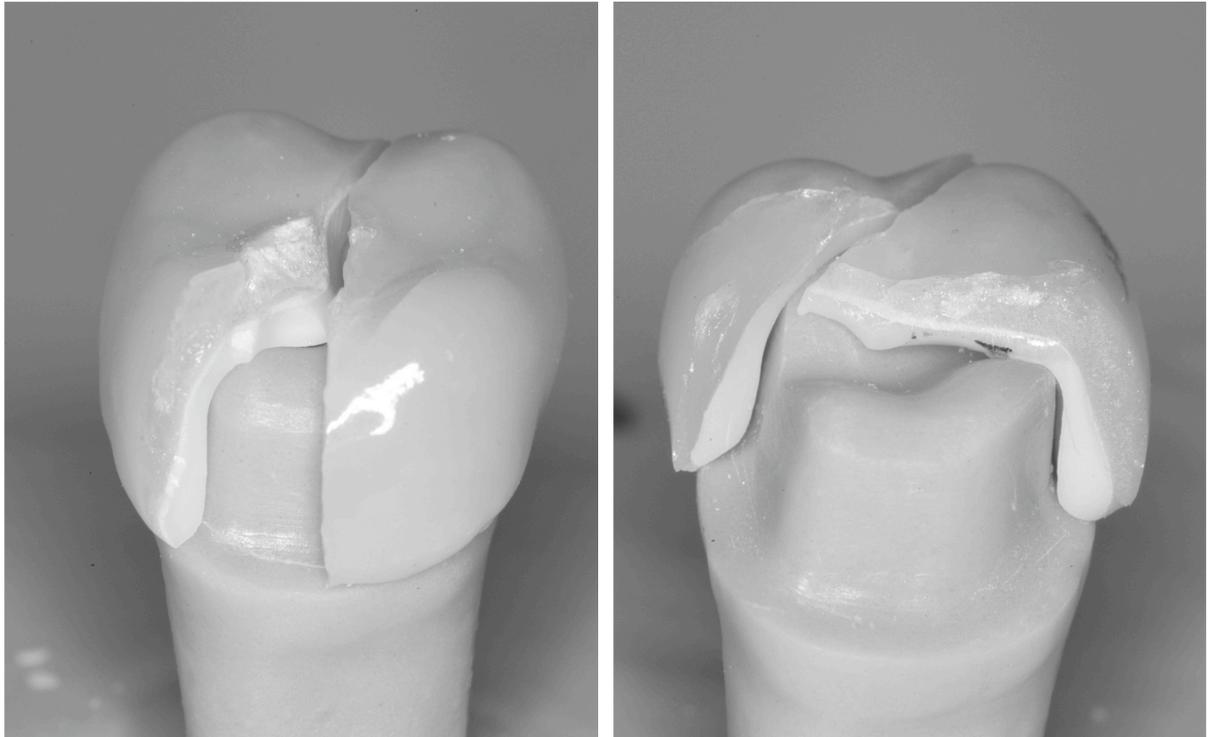
In der Cercon<sup>®</sup>-Gruppe waren bei zwei Kronen Sprünge zu verzeichnen, bei Ivoclar<sup>®</sup>-Proben war dies dreimal der Fall. Die Risse traten in einem Intervall von 343 N bis 2970 N auf, der niedrigste gemessene Wert stammt aus der Ivoclar<sup>®</sup>-Fraktion, während der höchste mit einer Cercon<sup>®</sup> ceram S-Krone erzielt wurde. In vier der fünf Fälle endete die Belastungsprobe in einer Gerüstfraktur, nur einmal splitterte die Verblendung ab (Cercon<sup>®</sup> Probe Nr. 7).

Gruppe	Sprung [N]	Bruch [N]	Gerüstfraktur	Rissaufreten
Cercon HS (Nr. 3)	1490	3280	ja	2 x Cercon
Cercon HS (Nr. 7)	2970	3100	nein	
Ivoclar HS (Nr. 4)	1581	1712	ja	3 x Ivoclar
Ivoclar HS (Nr. 6)	343	1591	ja	
Ivoclar (Nr. 10)	1166	3409	ja	

**Tab. 10: Darstellung der Werte für Sprung- und Bruchfestigkeit [N], wobei HS für Hitzeschockversuch steht**



**Abb. 8: Krone mit experimenteller Ivoclar<sup>®</sup> Verblendkeramik (links, Ivoclar Nr. 8, kein HS) und Krone mit Cercon<sup>®</sup> ceram S Verblendung (rechts, Cercon Nr. 10, kein HS) nach Absplitterung der Verblendkeramik**



**Abb. 9: Kronen mit Cercon<sup>®</sup> ceram S Verblendung nach Gerüstfraktur (rechts Cercon Nr. 3, HS 165°C; links Cercon Nr. 9, ohne HS)**



**Abb. 10: Kronen mit experimenteller Ivoclar<sup>®</sup>-Verblendmasse, links nach Absplitterung der Verblendkeramik (Ivoclar Nr. 12, kein HS) und rechts nach Gerüstfraktur (Ivoclar Nr. 4, HS 180°C)**

Für die statistische Auswertung der Ergebnisse wurde angenommen, dass beide Verblendmaterialien sich nicht unterscheiden. Die Überprüfung dieser Hypothese ( $H_0$ ) mit dem Mann-Whitney-U-Test lieferte für  $P < 0,05$  keinen statistisch signifikanten Zusammenhang, und somit wird die Nullhypothese beibehalten. Das heißt, mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von fünf Prozent liefert das vorliegende Datenmaterial keinen Hinweis auf Unterschiede der beiden Verblendmaterialien bezüglich der Druckfestigkeit.

Auch die Auswirkung der Hitzeschockbehandlung wurde mithilfe des Mann-Whitney-Tests überprüft. Das Ergebnis innerhalb der Cercon<sup>®</sup>-Gruppe (Hitzeschock versus kein Hitzeschock) fiel mit einer Fehlerwahrscheinlichkeit von fünf Prozent nicht signifikant aus. Beim Vergleich der hitzebehandelten Ivoclar<sup>®</sup>-Kronen mit der Kontrollgruppe war jedoch eine Tendenz zur Signifikanz ( $0,05 < P < 0,1$ ) zu verzeichnen.

Eine Übersicht über die einzelnen Testergebnisse ist in Tabelle 11 aufgeführt.

Vergleichsgruppen	Exakte Signifikanz	Bewertung
Ivoclar (n=14) vs. Cercon (n=14)	0.874	nicht signifikant
Ivoclar ohne HS (n=7) vs. Ivoclar HS (n=7)	0.073*	nicht signifikant*
Cercon ohne HS (n=7) vs. Cercon HS (n=7)	0.902	nicht signifikant
Ivoclar HS (n=7) vs. Cercon HS (n=7)	0.318	nicht signifikant
Ivoclar ohne HS vs. Cercon ohne HS	0.318	nicht signifikant

**Tab. 11: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs mit dem Mann-Whitney-U-Test, HS steht für Hitzeschock. Bei Ergebnissen mit Stern (\*) besteht Tendenz zur Signifikanz, da  $0,05 \leq P \leq 0,1$**

## 4.2 Ergebnisse Brücken

### 4.2.1 Technische Komplikationen nach Alterungssimulation

Nach Kausimulation in Kombination mit thermischer Wechselbelastung und Lagerung im feuchten Milieu war bei zwei der sechzehn Brücken ein Riss innerhalb der Verblendkeramik zu erkennen. In beiden Fällen verlief der Riss von der bukkalen Höckerspitze des Brückenzwischengliedes vertikal an der Außenfläche entlang etwa fünf Millimeter nach zervikal. Die Sprünge führten im späteren Bruchversuch zu einer Abplatzung. Eine Lockerung der beweglich gelagerten Stümpfe während der Kausimulation trat nicht auf.

Verblendmaterial (jeweils 8 Proben)	Riss innerhalb der Verblendkeramik
Ivoclar exp.	kein Riss
Cercon ceram S	2 x Riss (Probe Nr. 1,7)

Tab. 12: Darstellung der Schadensverteilung (Probennummern in Klammern)

### 4.2.2 Bruchfestigkeit der Brücken

Die Ergebnisse der Bruchfestigkeitsprüfung sind in Tab. 13 und Abb. 11 dargestellt. Die Cercon<sup>®</sup> ceram S-Gruppe erzielte im Mittel mit 2375 N gegenüber den mit Ivoclar<sup>®</sup> exp. verblendeten Brücken mit 1946 N die höheren Bruchfestigkeitswerte. Auch die Medianwerte lagen bei Cercon<sup>®</sup> ceram S mit 2383 N höher als bei der experimentellen Verblendkeramik der Firma Ivoclar<sup>®</sup> mit 2039 N.

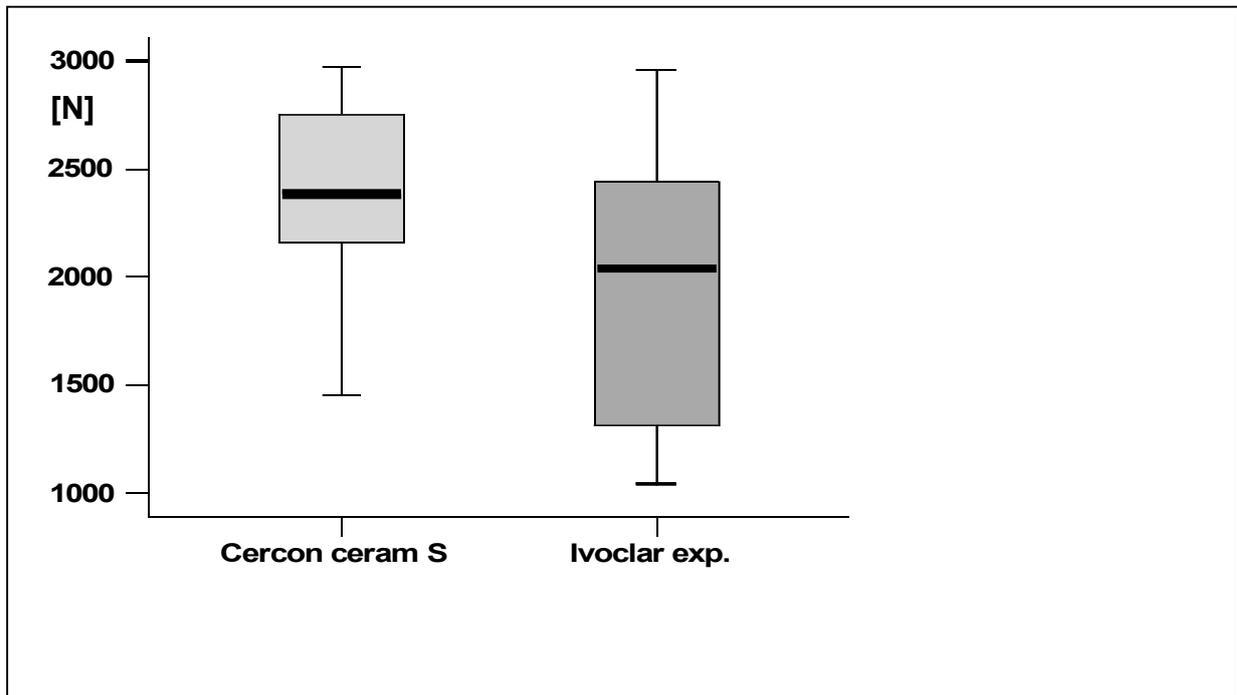
Die Kraftwerte, bei denen der Bruch eintrat, lagen für Cercon<sup>®</sup>-Brücken zwischen 1452 N und 2972 N. Die Messergebnisse für die Ivoclar<sup>®</sup>-Serie schwankten zwischen 1041 N und 2957 N.

Die Standardabweichung betrug für die acht Ivoclar<sup>®</sup>-Proben 684 N, für die gleiche Menge der Cercon<sup>®</sup>-Prüfkörper nur 482 N.

Gruppe	Mittel	Median	Min.	Max.	Stdabw.
Cercon ceram S (Nr.1-8)	2375	2383	1452	2972	482
Ivoclar exp. (Nr. 1-8)	1946	2039	1041	2957	684

Tab. 13: Darstellung der Bruchfestigkeitswerte der Brücken in [N]

Auch die Spannweite der Bruchwerte war bei Verwendung der Cercon<sup>®</sup> ceram S Verblendmasse geringer, wie sich aus dem Diagramm (Abb. 11) ersehen lässt. Die Ergebnisse der Bruchfestigkeitsprüfung gehen auch aus den untenstehenden Box-Whisker-Plots (Abb. 11) hervor.



**Abb. 11: Darstellung der Bruchlast in [N] in Abhängigkeit von Verblendmaterial**

Beim Bruch der Keramik wurde unterschieden, ob es sich um eine deutliche Absplitterung der Keramikverblendung oder um eine Gerüstfraktur handelte. Die Ergebnisse sind in Tabelle 14 dargestellt, Fotos auf den Seiten 49 und 50.

Im Verlauf der Bruchfestigkeitsprüfung wurde beim Auftreten von leichten Sprüngen der zugehörige Druckwert notiert. In zehn der sechzehn Fälle manifestierten sich einige Zeit vor dem endgültigen Versagen der Brücken ein oder mehrere Sprünge. In der Tabelle 14 und Abbildung 12 sind die Ergebnisse als Übersicht zu betrachten.

In der Cercon<sup>®</sup>-Gruppe waren bei sechs Brücken Sprünge zu verzeichnen, bei Ivoclar<sup>®</sup>-Verblendungen nur bei vieren. Der erste Riss trat in einem Intervall von 809 N bis 1398 N auf, sowohl der niedrigste als auch der höchste gemessene Wert stammen aus der Cercon<sup>®</sup>-Gruppe. Die Ivoclar<sup>®</sup>-Werte für den ersten Sprung lagen zwischen 750 N und 1287 N. Zwischen 900 N und 1340 wurden die zweiten Sprünge bei Cercon<sup>®</sup> beobachtet, von 966 N bis 1730 N reichte die Variationsbreite bei Ivoclar<sup>®</sup>. Die dritten Rissereignisse traten im Intervall von 1819 N (Ivoclar<sup>®</sup>) bis 1978 N (Cercon<sup>®</sup>) auf.

Gruppe	1.Sprung	2.Sprung	3.Sprung	Bruch	Gerüstfraktur
Cercon (Nr. 1)	850	1340	---	1452	ja
Cercon (Nr. 2)	868	1119	1900	2736	ja
Cercon (Nr. 3)	1398	1590	1833	2250	---
Cercon (Nr. 6)	1370	---	---	2484	---
Cercon (Nr. 7)	809	---	---	2972	---
Cercon (Nr. 8)	829	900	1978	2060	ja
Ivoclar (Nr. 1)	1273	1703	1819	2075	ja
Ivoclar (Nr. 2)	1287	---	---	2957	---
Ivoclar (Nr. 3)	750	966	---	1057	ja
Ivoclar (Nr. 4)	990	---	---	1565	---

Tab. 14: Darstellung der Druckwerte für die einzelnen Sprünge in [N] unter Berücksichtigung der Bruchwerte [N] und dem Auftreten von Gerüstfrakturen

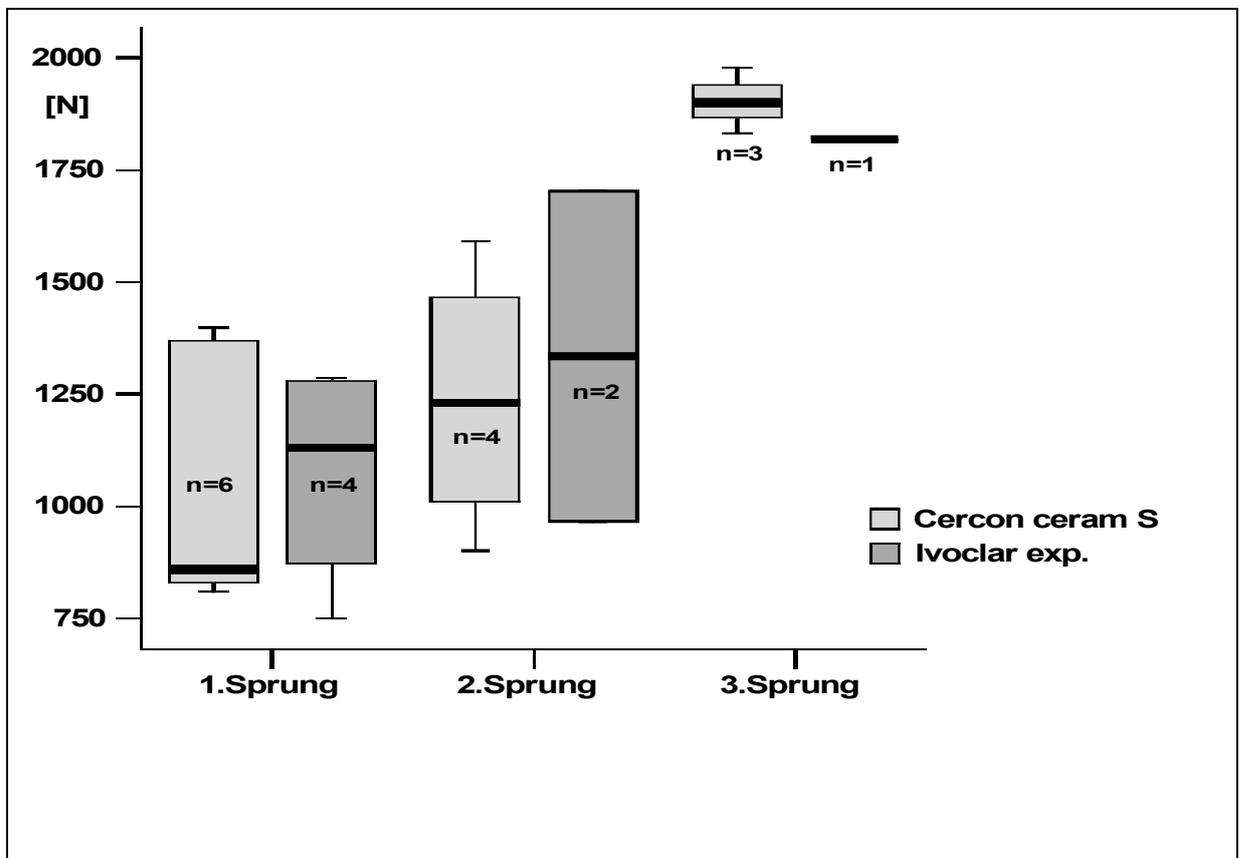


Abb. 12: Darstellung der Druckwerte für die Sprünge 1, 2 und 3 in [N] unter Berücksichtigung des verwendeten Verblendmaterials

Allen fünf beobachteten Gerüstfrakturen gingen zwei oder drei Sprünge in der Verblendkeramik voraus. Zwei Cercon- und drei Ivoclar<sup>®</sup>-Proben wurden wegen einer Gerüstfraktur aussortiert (Abbildungen 13 und 14), bei den elf anderen Brücken war eine Absplitterung der Verblendkeramik der Grund (Abbildungen 15 und 16).

Die beiden durch Kausimulation vorgeschädigten Cercon<sup>®</sup>-Brücken (Nr. 1 und Nr. 7) erlitten den ersten Sprung bei relativ niedrigen Werten (850 N bzw. 809 N). Während Probe Nr. 1 in Folge mit dem niedrigsten Bruchwert der Cercon<sup>®</sup>-Serie (1452 N) ausschied, erreichte Nr. 7 mit 2972 N den höchsten Bruchwert überhaupt.

Für die statistische Auswertung der Ergebnisse wurde angenommen, dass beide Verblendmaterialien sich nicht unterscheiden. Die Überprüfung dieser Hypothese ( $H_0$ ) mit dem Mann-Whitney-U-Test lieferte für  $P < 0,05$  in keinem Fall einen statistisch signifikanten Zusammenhang und somit wird die Nullhypothese beibehalten. Das heißt, mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von fünf Prozent liefert das vorliegende Datenmaterial keinen Hinweis auf Unterschiede der beiden Verblendmaterialien bezüglich der Druckfestigkeit. Eine Übersicht über die einzelnen Testergebnisse ist in Tabelle 15 aufgeführt.

	<b>exakte Signifikanz</b>	<b>Bewertung</b>
<b>Bruch:</b> Cercon (n=8) vs. Ivoclar (n=8)	0.195	nicht signifikant
<b>1.Sprung:</b> Cercon (n=6) vs. Ivoclar (n=4)	1.000	nicht signifikant
<b>2.Sprung:</b> Cercon (n=4) vs. Ivoclar (n=2)	0.800	nicht signifikant
<b>3.Sprung:</b> Cercon (n=3) vs. Ivoclar (n=1)	0.500	nicht signifikant
<b>Gerüstfraktur:</b> ja (n=5) vs. nein (n=11)	0.221	nicht signifikant

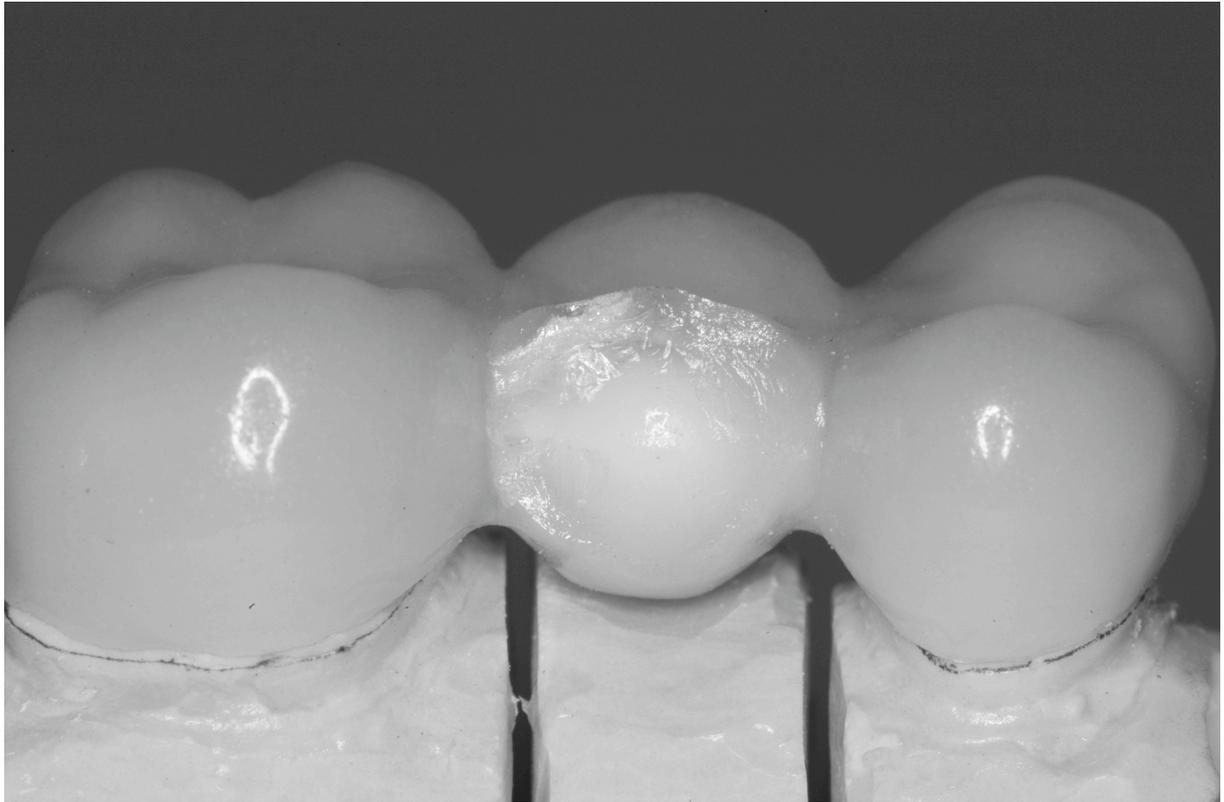
**Tab. 15: Ergebnisse des paarweisen Vergleichs der Druckwerte für Bruch und Sprünge mit dem Mann-Whitney-U-Test (vs. steht für versus)**



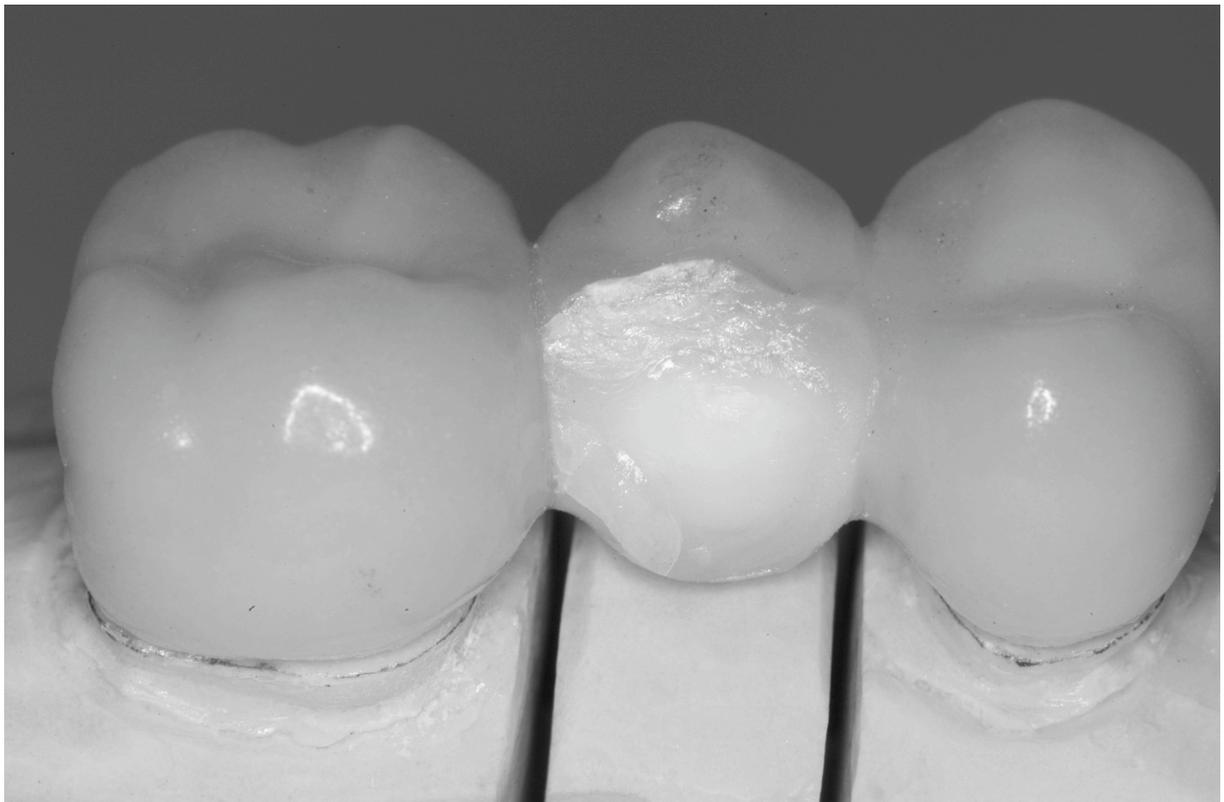
**Abb. 13: Brücke mit Cercon® ceram S Verblendung nach Gerüstfraktur (Cercon Nr. 8)**



**Abb. 14: Brücke mit experimenteller Ivoclar®-Verblendmasse nach Gerüstfraktur (Ivoclar Nr. 1)**



**Abb. 15: Brücke mit experimenteller Ivoclar®-Schichtkeramik nach Absplitterung des Verblendmaterials (Ivoclar Nr. 4)**



**Abb. 16: Brücke mit Cercon® ceram S Verblendung nach Absplitterung der Schichtkeramik (Cercon Nr. 7)**

## **5 Diskussion**

### **5.1 Allgemeiner Teil**

#### **5.1.1 In-vitro-Untersuchung**

Im Gegensatz zu Studien an genormten Prüfkörpern zur Ermittlung werkstoffspezifischer Kennwerte haben Untersuchungen an der definitiven Restaurationsform eine höhere Praxisrelevanz. Mit In-vitro-Versuchsreihen ist es möglich, das Verhalten eines Materials in seiner endgültigen Form unter den in der Mundhöhle vorherrschenden Einflüssen zu testen.

Da aber die Festigkeit einer Restauration von ihrer Form und Abmessung beeinflusst wird [88], hängt die Aussagekraft der Ergebnisse von der Übereinstimmung der Dimensionen der verschiedenen Prüfkörper ab. Durch Herstellung in Handarbeit ist es trotz größter Sorgfalt nicht möglich, in Form und Größe völlig gleiche Proben zu fertigen. Bei der Erzeugung werden außerdem Oberflächen- und Volumendefekte mit unterschiedlicher Häufigkeit produziert.

Die Eigenschaften laborgefertigter Kronen und Brücken werden maßgeblich von der Art der Herstellung beeinflusst. Zwar ist dies im späteren Laboralltag ebenso der Fall, aber die Wertung der Ergebnisse, beziehungsweise deren direkter Vergleich sind kritisch zu betrachten.

Ein Vorteil von In-vitro-Testreihen ist die Erprobung neuer Materialien in Form von Zahnersatz, etwa als Krone oder Brücke. Auf diese Weise wird die Beurteilung möglicher prothetischer Komplikationen erleichtert. Nach der Beanspruchung unter klinikähnlichen Bedingungen wird die Belastbarkeit der Restaurationen in Abhängigkeit von bestimmten Einflussparametern verglichen. Die Ergebnisse erlauben Rückschlüsse auf klinische Eignung und Zuverlässigkeit.

Obwohl In-vitro-Untersuchungen die klinische Situation soweit wie möglich imitieren, ist eine 1:1 Übertragung der Ergebnisse auf die klinische Situation nicht möglich, da es sich doch nur um eine technisch machbare Annäherung handelt.

#### **5.1.2 Bruchfestigkeitsprüfung**

In beiden durchgeführten Versuchsreihen wurden die Proben im letzten Schritt unter gleichmäßigem Kraftanstieg bis zum Bruch belastet. Dieses Verfahren kommt zur Prüfung der maximalen Festigkeit von Bauteilen zum Einsatz, es handelte sich um

einen statischen Bruchtest. Mithilfe der erzielten Bruchwerte ist es möglich, das Testmaterial schon vor dem klinischen Einsatz zu beurteilen.

Mechanische Belastung durch Kaufunktion, Leermastikation oder Parafunktionen kann zu einem Versagen der Verblendkeramik oder des Gerüstwerkstoffs führen. Bei vollkeramischen Restaurationen ist dies die häufigste Ursache für den klinischen Misserfolg [87].

Um im Experiment die intraorale Situation nachzuahmen, wurde mithilfe einer Edelstahlkugel Antagonistenkontakt simuliert. Dabei wurden die Proben so platziert, dass der Prüfstempel gleichmäßig im Bereich der zentralen Fossa der Krone, bzw. des Zwischenglieds auftraf. Die Krafteinleitung erfolgte, wie im Bruchversuch für Kronen und dreigliedrige Seitenzahnbrücken üblich, senkrecht zur Kaufläche [30].

Alternativ werden Versuchsaufbauten beschrieben, bei denen die Krafteinleitung linear über eine Finne quer zur Hauptfissur erfolgt [35]. Während mit dieser Variante eine Beanspruchung exakt von der Brückengliedmitte aus zu erzielen ist, entspricht die verwendete Methode mit einer nachempfundenen Höcker-Fossa-Beziehung dem Belastungsfall am natürlichen Vorbild.

Das Bruchereignis wurde nach *Tinschert et al.* über das Auftreten einer Absplittierung der Verblendkeramik oder einer Gerüstfraktur definiert [95]. Bei einem Abfall der Maximalspannung um 20 Prozent schaltete die Prüfapparatur automatisch ab. Andere Autoren beschreiben die Bruchfestigkeit über die Fraktur des Keramikgerüsts [101]. Dieses Vorgehen erscheint jedoch weniger praxisrelevant in Bezug auf das Vorliegen eines klinischen Misserfolges, der schon bei Abplatzung der Verblendkeramik gegeben sein kann.

Laut *Schwickerath* wird die Festigkeit einer Restauration maßgeblich von der Form und Abmessung der Krone oder Brücke beeinflusst [88]. Um vergleichbare Ergebnisse innerhalb der Testgruppen zu gewährleisten, wurden für Ivoclar<sup>®</sup> als auch für Cercon<sup>®</sup> verblendete Prüfkörper identische Grundgerüste verwendet. Da es sich um acht verschiedene Stumpfmodelle bei den Brücken, bzw. 14 bei den Kronen handelte, wurde für jedes Modell ein Gerüst aufgewachst und anschließend zweimal gefräst. Durch dieses Vorgehen entstanden identische Grundgerüste für beide Versuchsgruppen. Die Verblendung derselben erfolgte unter fortwährender Kontrolle der Keramikschichtstärke. Da folglich die Dimensionen der verschiedenen Prüfkörper weitgehend übereinstimmten, können die Ergebnisse dieser Studie als aussagekräftig gewertet werden.

In der vorliegenden Analyse wurde das alleinige Versagen der Verblendkeramik bei intaktem Grundgerüst einer Fraktur des gesamten Bauteils gegenübergestellt. Bei den Versuchsbrücken war im Falle einer Gerüstfraktur ein einheitlicher Bruchmodus mit Fraktur durch den mit Zugspannung belasteten basalen Verbinderbereich zu erkennen. *Kelly et al.* verglichen das absolute Versagen von in vivo und in vitro frakturierten Vollkeramikbrücken. Sie stellten einen identischen Bruchmodus fest: in allen Restaurationen wurde der Ursprung des Versagens am Verbinder in Form von Rissen, insbesondere an der Grenzfläche zwischen Verblend- und Gerüstkeramik beobachtet [38]. Von diesen fraktographischen Untersuchungen ausgehend betrachteten die Autoren die Ergebnisse ihrer In-vitro-Bruchversuche an vollkeramischen Brücken Zahnersatz als klinisch relevant.

Zusätzliche Berechnungen mithilfe der Finite-Elementen-Methode (FEM) ermittelten ebenfalls den Verbinderbereich dreigliedriger Vollkeramikbrücken als kritische Lokalisation für die Fraktur. An dieser Schwachstelle konzentrieren sich die Hauptzugspannungen [34, 38].

Um vergleichbare Bedingungen innerhalb der Testgruppen herzustellen, scheint eine einheitliche Dimensionierung des Verbinderbereichs bei allen Proben notwendig. Durch Verwendung identischer Gerüste und durch gleichmäßige Schichtkeramikstärke (während der Herstellung fortwährend mit dem Tasterzirkel überprüft) wurde diese Voraussetzung erfüllt.

Bei Bruchfestigkeitsanalysen keramischer Werkstoffe sind hohe Standardabweichungen kennzeichnend. Auch in dieser Studie liegen sie vor, sind aber im Vergleich mit ähnlichen Untersuchungen an Kronen- und Brückenprüfkörpern tolerabel [101]. Aufgrund der stark abweichenden Varianzen konnte der klassische t-Test für unverbundene Stichproben für die statistische Auswertung nicht eingesetzt werden. Trotz Normalverteilung kam zum Vergleich der Versuchsserien der verteilungsfreie U-Test nach Mann, Whitney und Wilcoxon für unverbundene Stichproben zur Anwendung. Da dieser nichtparametrische Test in der Medizin als Standard für die Auswertung zweier unterschiedlicher Stichproben gilt, ist er als Mittel der Wahl anzusehen [5].

Aufgrund der verschiedenen in der Literatur beschriebenen Versuchsaufbauten erscheint eine objektive Beurteilung von Festigkeitswerten verschiedener Autoren nicht möglich. Hierfür spricht auch, dass eine unterschiedliche Dimensionierung der Prüfkörper einen wesentlichen Einfluss auf die erzielten Bruchwerte hat. Ein

Vergleich der Festigkeitseigenschaften verschiedener Vollkeramiksysteme lässt sich deshalb nur innerhalb eines Versuchsaufbaus ziehen, bei dem gleiche Bedingungen für alle Systeme zur Anwendung kommen.

## 5.2 Diskussion Kronen

### 5.2.1 Thermoschockversuch

Als Standard bei der Materialprüfung vollkeramischer Systeme wird Thermocycling eingesetzt. Dieses Verfahren simuliert die thermischen und feuchtigkeitsbedingten Belastungen in der Mundhöhle während einer Tragezeit von im Allgemeinen fünf Jahren. In dieser Studie wurde die beschriebene Methode im Rahmen der Kausimulation für die Brücken eingesetzt.

Für die Untersuchung an den Kronen kam das in der Werkstoffprüfung für Ingenieurkeramik gebräuchliche Thermoschockverfahren zur Anwendung. Es prüft die Widerstandsfähigkeit von Keramiken gegen extreme Temperaturgradienten [103]. Da diese in der Mundhöhle nicht anzutreffen sind, dient diese experimentelle Methode dem direkten Vergleich der mechanischen und thermischen Eigenschaften verschiedener Werkstoffe.

Gegenstand dieser In-vitro-Untersuchung war die Anfälligkeit des Verbundes zwischen Zirkonoxidgerüst und Verblendmaterial, einerseits Cercon<sup>®</sup> ceram S und andererseits Ivoclar<sup>®</sup> exp., auf Thermoschockbehandlung.

Der Verbund der experimentellen Verblendkeramik der Firma Ivoclar<sup>®</sup> mit der Gerüstkeramik erwies sich als sehr robust gegen Temperaturgradienten, er scheint dem des Cercon<sup>®</sup>-Materials überlegen. Erst bei 165°C zeigten drei Ivoclar<sup>®</sup>-Proben feine Risse, in der Cercon<sup>®</sup>-Gruppe erlag die erste Krone schon bei 135°C. Die 195°C Marke wurde von der Ivoclar<sup>®</sup>-Schichtkeramik dreimal erreicht, die letzten beiden Cercon<sup>®</sup>-Proben aber schieden schon bei 180°C aus.

Ob sich die untersuchten Messreihen in ihren Werten tatsächlich (signifikant) unterscheiden oder ob die gemessenen Unterschiede auf zufälligen Fehlern beruhen, wurde mit dem verteilungsfreien U-Test nach Mann, Whitney und Wilcoxon für unverbundene Stichproben getestet. Es wurde mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von fünf Prozent auf Signifikanz ( $0,05 \geq P$ ) geprüft [80]. Die Messreihen unterschieden sich trotz der oben aufgeführten Abweichungen nicht signifikant.

Ob das angewandte Verfahren im Vergleich zum Thermocycling, welches auf die tatsächlich am Patienten vorherrschenden Parameter eingeht, die bessere Methode ist, sei dahingestellt.

### 5.2.2 Einfluss des Verblendmaterials auf die Bruchfestigkeit

Gegenstand dieses Teils der Untersuchung war die Prüfung der Verbundfestigkeit zwischen dem Cercon<sup>®</sup> base Zirkonoxidgerüst mit dem Verblendmaterial Cercon<sup>®</sup> ceram S, bzw. Ivoclar<sup>®</sup> exp. unter Berücksichtigung des angewandten Thermochockverfahrens. Von wesentlicher Bedeutung war die Frage, ob die Festigkeit der Kronen nach der Hitzeschockbehandlung signifikant unter die in der Kontrollgruppe gemessenen Werte absinkt, und ob sich eines der beiden Verblendmaterialien in Hinsicht auf seine mechanischen Eigenschaften als überlegen erweist.

Die 14 Cercon<sup>®</sup> ceram S verblendeten Proben schnitten beim Bruchversuch in Hinblick auf den Mittelwert, den Median und das Minimum besser ab als der Kontrahent Ivoclar<sup>®</sup>. Lediglich beim Festigkeitsmaximum erreichte Ivoclar<sup>®</sup> mit 4951 N den höchsten gemessenen Wert. Bei alleiniger Betrachtung der Thermochock behandelten Kronen verhielten sich die Ergebnisse ebenso. Innerhalb der Kontrollgruppen jedoch war Ivoclar<sup>®</sup> bei den Mittelwerten, den Medianen und den maximalen Bruchfestigkeiten überlegen, die Cercon<sup>®</sup>-Gruppe erreichte im Vergleich lediglich den höheren gemessenen Minimalwert.

Bemerkenswert waren die Festigkeitseinbußen der Ivoclar<sup>®</sup>-Schichtkeramik nach der Hitzeschockbehandlung. Sowohl Mittelwert als auch Median sanken in Gegenüberstellung zur Kontrollgruppe um mehr als 1500 N ab. Im Gegensatz dazu erwies sich Cercon<sup>®</sup> ceram S als wenig hitzeschocksensibel: der maximale Bruchwert (4325 N) wurde an einer mit Thermochock behandelten Krone gemessen, auch die Mittelwerte innerhalb der verschiedenen Gruppen wiesen nur geringfügige Schwankungen im Bereich von 51 N auf.

Ein möglicher Grund hierfür liegt in der Durchführung des Hitzeschockversuchs. Das Ivoclar<sup>®</sup>-Material war im Test höheren Temperaturschwankungen ausgesetzt, die 195°C Marke wurde von der Cercon<sup>®</sup> ceram S Keramik gar nicht erst erreicht.

Die Bruchfestigkeitswerte für die experimentelle Ivoclar<sup>®</sup> Schichtkeramik weisen eine breite Streuung auf. Extrem hohe Maximalwerte (4951 N) stehen sehr kleinen Werten gegenüber (553 N). Das Cercon<sup>®</sup>-Material lässt zwar übermäßig hohe Bruchfestigkeiten von fast 5000 N vermissen, dafür aber auch die Ausreißer in den unteren Reihen. Außerdem fällt für Cercon<sup>®</sup> ceram S die Standardabweichung geringer aus. Nur im Vergleich der Thermochock behandelten Kronen tut sie dies nicht, was in Anbetracht der großen Festigkeitseinbußen bei Ivoclar<sup>®</sup> weniger zu

Buche schlägt. Man gewinnt den Eindruck, die Cercon<sup>®</sup>-Schichtkeramik sei verlässlicher.

Im Verlauf der Bruchfestigkeitsprüfung manifestierte sich in fünf Fällen einige Zeit vor dem endgültigen Versagen der Krone ein Sprung. Die Risse traten für Ivoclar<sup>®</sup> in einem Intervall von 343 N bis 1581 N auf, für Cercon<sup>®</sup> ceram S wurden die Werte im Bereich von 1490 N bis 2970 N gemessen, welcher höher liegt.

Die experimentelle Ivoclar<sup>®</sup>-Schichtkeramik schnitt bei der Gegenüberstellung der Kontrollgruppen besser ab. Auch das Verhältnis von Gerüstfrakturen zu Absplittierungen war in allen Gruppen annähernd übereinstimmend, wobei Ivoclar<sup>®</sup> eine Gerüstfraktur mehr für sich beanspruchen konnte. Der Verbund des Gerüstmaterials mit der Verblendkeramik ist somit für beide verwendete Verblendmaterialien vergleichbar gut.

Die moderne Literatur beschreibt die natürliche maximale Kaudruckbelastung im Seitenzahnbereich mit Werten um 500 N [44]. Diese Mindestanforderung an die Bruchfestigkeit wurde von allen Kronen selbst nach der Hitzeschockbehandlung noch erfüllt. An anderer Stelle geht Kern mit 800 bis 900 N von einer höheren physiologischen Kaudruckbelastung im Seitenzahnbereich aus [40]. Dieser Belastungsgrenze hielten die nicht Thermoschock behandelte Kronen problemlos stand, geschockte Kronen aber unterschritten diesen Wert zweimal (je einmal Ivoclar<sup>®</sup> und Cercon<sup>®</sup>). Da es sich beim Thermoschockversuch nur um einen Materialtest handelt, schränkt dieses Ergebnis die Eignung der vollkeramischen Systeme für den klinischen Gebrauch nicht ein.

Der Eindruck, der für eine etwas bessere Wertung der Cercon<sup>®</sup> ceram S Schichtkeramik spricht, ließ sich statistisch nicht beweisen. Mit dem verteilungsfreien U-Test nach Mann, Whitney und Wilcoxon wurde geprüft, ob sich die Messreihen tatsächlich (signifikant) unterscheiden, oder ob die gemessenen Unterschiede auf zufälligen Fehlern beruhen. Es wurde mit einer Irrtumswahrscheinlichkeit von 5 Prozent auf Signifikanz ( $0,05 \geq P$ ) geprüft [80]. Die Messreihen unterschieden sich trotz der oben aufgeführten Abweichungen nicht signifikant, lediglich im Vergleich der hitzebehandelten Ivoclar<sup>®</sup>-Proben mit der Kontrollgruppe war eine Tendenz zur Signifikanz ( $0,05 < P < 0,1$ ) erkennbar. Diese Tatsache unterstreicht die auffallende Thermoschocksensibilität der Ivoclar<sup>®</sup>-Verblendkeramik.

Abgesehen von diesem leichten Unterschied bei den Thermosensibilitäten jedoch müssen beide Verblendkeramiken als völlig gleichwertig betrachtet werden.

## 5.3 Diskussion Brücken

### 5.3.1 Simulation der Pfeilerresilienz

Durch immer komplexere In-vitro-Testverfahren versuchen Wissenschaftler, die Belastungssituation in der Mundhöhle so detailgetreu wie möglich nachzuahmen. Hydrolytische, thermische und mechanische Einflüsse auf das Untersuchungsgut werden berücksichtigt [45, 48]. Im Rahmen der mechanischen Parameter wird auch der Faktor „Zahnbeweglichkeit“ miteinbezogen [23, 45, 68].

Insbesondere einer erhöhten sowie ungleichmäßigen Pfeilerzahnbeweglichkeit wird ein nachteiliger Effekt auf die Haltbarkeit von Zahnersatz zugeschrieben. Bisherige Untersuchungen an vollkeramischen Brücken zeigen eine deutliche Abnahme der Bruchfestigkeitswerte bei resilienter Lagerung beider Pfeilerzähne [35, 72]. Die starre Lagerung beider Brückenpfeiler durch direktes Einbetten in Kunststoff entspricht einer ankylotischen Einheilung. Diese wird als günstig für die Haltbarkeit der Restauration betrachtet. Geläufige Verfahren zur Nachahmung der Beweglichkeit eines natürlichen Zahns für In-vitro-Untersuchungen stellen die Ummantelung des Wurzelbereichs mit resilienten Materialien wie Gummiringen, Silikon oder Kunststoffschläuchen dar.

In der vorliegenden Studie sollte Zahnbeweglichkeit im physiologischen Maße simuliert werden. Da sich nach *Scharnagl* die natürliche Situation durch eine etwa 750 µm dicke Silikonummantelung des Radixbereichs am ehesten nachahmen lässt, wurde für die Analyse dieses Vorgehen gewählt. Während geringere Schichtstärken die Situation einer verminderten Zahnbeweglichkeit wiedergeben, täuschen Silikonstärken von über 1000 µm eine Hypermobilität der Pfeilerzähne vor [82].

Die angewandte Methode lässt jedoch außer Acht, dass die Zahnbeweglichkeit entscheidend von der Tageszeit, dem Patientenalter, der Parodontiengröße und Wurzelzahl, Ort, Richtung und Geschwindigkeit der Kraffteinleitung, dem Messverfahren und einigen anderen Faktoren abhängt [31, 65, 84]. Diese vielfältigen Einflüsse machen die Entwicklung eines Prüfmodells unmöglich, welches alle In-vivo-Bedingungen in sich vereint.

Dennoch ist durch Nachahmung der physiologischen Situation ein klinisch relevanteres Ergebnis erzielbar, als dies durch starre Lagerung der Fall wäre. Die niedriger ausfallenden Werte für die Bruchfestigkeit schützen vor zu leichtfertigem Einsatz

neuer Materialien im klinischen Versuch. Zunehmend ausgefeilte Versuchsaufbauten moderner In-vitro-Studien geben Aufschluss über mögliche prothetische Komplikationen und helfen, das Risiko für den Patienten zu senken.

### 5.3.2 Alterungssimulation

Um das Verhalten von Werkstoffen oder einer Konstruktion unter der Beanspruchung im Mund abschätzen zu können, muss deren Reaktion unter den auftretenden Dauerbelastungen geprüft werden. Bei dentalkeramischen Massen ist Dauerfestigkeit, welche von zufällig im Material vorhandenen Rissen und deren Ausbreitung abhängt, klinisch wesentlich relevanter als die üblicherweise gemessene kurzzeitige Festigkeit. Es ist erwiesen, dass die meisten mechanischen Fehlverhalten der Restaurationen einige Jahre nach dem Einsetzen auftreten. Der Vorgang, der nach einer großen Zahl zyklischer Belastungen zur Fraktur führt, wird als Ermüdungsbruch bezeichnet [99].

Ein Kausimulator als Bestandteil des In-vitro-Prüfzyklus ermöglicht die Untersuchung von Restaurationen unter kliniknahen Bedingungen. Aus der Literatur entnommene Parameter bezüglich Kaubewegung und thermischer Belastung dienen der Justierung der Apparatur. Die in dieser Studie verwendeten Einstellungen nach *Krejci* [48, 49] haben sich für In-vitro-Testverfahren von Restaurationen allgemein durchgesetzt. Die durchschnittliche Anzahl der Kauzyklen pro Minute wird in der Literatur zwischen 58 und 120 angegeben [6]. Aus Zeitgründen liegt die Frequenz in einem In-vitro-Test möglichst hoch, wobei die elastische Rückstellung der Probe allerdings noch gewährleistet sein muss. Als physiologisch wahrscheinliche Kräfte während der Nahrungszerkleinerung bzw. des Schluckens werden Werte zwischen 20 und 160 N angenommen [46]. *Eichner* schränkte diesen Bereich aufgrund von Messungen mittels Dehnmesstreifen auf Kaukräfte, die auf einen einzelnen Zahn wirken, bis 50 N ein [16]. Wie auch in anderen Studien wurde die Kraft mit dreigliedrigem Brückenersatz aus Vollkeramik zentral auf das Brückenzwischenglied ausgeübt. Der simultan durchgeführte Temperaturwechsel zwischen 5 und 55 °C repräsentiert einen beabsichtigten Extremfall von in der Mundhöhle entstehenden Temperaturschwankungen. Die Anzahl der in der Analyse durchgeführten Zyklen hat sich in der Literatur etabliert und entspricht in etwa einer klinischen Beanspruchung von fünf Jahren [48]. Darüber hinaus muss die ständige

Feuchtigkeit in der Mundhöhle berücksichtigt werden. Die Einwirkung von Wasser oder auch Wasserdampf führt in Kombination mit Oberflächendefekten zu korrosiven und somit bruchfestigkeitsmindernden Vorgängen bei keramischen Werkstoffen [59]. Deshalb ist eine Lagerung der Proben im feuchten Milieu von praxisnaher Bedeutung.

### **5.3.3 Schaden innerhalb der Verblendkeramik durch die Kausimulation**

Während der Kausimulation traten an zwei Brücken aus der Cercon<sup>®</sup> ceram S Gruppe unter submaximaler Belastung Schäden auf. Es handelte sich um eine Rissbildung innerhalb der Verblendung ohne Beteiligung der Gerüstkeramik nahe am Ort der Kraftapplikation.

Eine gleichartige In-vitro-Studie der Universität Regensburg schildert keine solche Beobachtung. Auch hier wurden dreigliedrige Brücken aus Cercon<sup>®</sup> base mit Cercon<sup>®</sup> ceram S Verblendung künstlich gealtert, die Kausimulation erfolgte analog der in dieser Studie angewandten Methode [24]. Im Rahmen einer klinischen Studie der Universität Zürich wurden an 44 Cercon<sup>®</sup>-Molarenbrücken (drei- bis fünfgliedrig) nach 42 Monaten in vivo sieben Ausfälle registriert. Die Verluste basierten auf Insuffizienz der Verblendung oder der Zementierung [81, 92]. Die übereinstimmenden Beobachtungen während der klinischen Studie und der durchgeführten Analyse weisen auf eine mögliche Schwachstelle des Cercon<sup>®</sup>-Systems hin.

Als Ursache für das Versagen der Cercon<sup>®</sup>-Brücken unter submaximaler Belastung kommen feine Lufteinschlüsse innerhalb der Verblendkeramik in Frage. Bei fehlerhafter Verarbeitung der Schichtkeramik durch den Zahntechniker tritt eventuell Bläschenbildung auf, welche für die Lokalisation der Bruchgrenzen bzw. die Rissausbreitung verantwortlich sein kann. Ob Lufteinschlüsse letztlich als Grund für die Versagensquote während der Kausimulation infrage kommen, konnte in dieser Untersuchung nicht geklärt werden.

Es werden auch technisch bedingte Schwankungen der Ofentemperatur beim Brennen der Keramik als Schadensursache diskutiert. Größere Abweichungen von den vorgeschriebenen Brennparametern schwächen die Verblendkeramik und rufen das beschriebene Schädigungsmuster hervor [71]. Allerdings wird die Ofenprogrammierung des prothetischen Labors der Zahnklinik München nach Bestimmung der Brennkammertemperatur mittels Sonde wöchentlich feinjustiert. Die

Temperaturschwankungen sind folglich im Vergleich zu in der Zahntechnik gewöhnlich anzutreffenden Laborverhältnissen geringer. Abweichende Brennparameter als Versagensursache scheinen deshalb und aufgrund der Verarbeitungstoleranzen des Werkstoffes wenig wahrscheinlich.

Das Versagen der Cercon<sup>®</sup>-Brücken könnte nicht zuletzt durch suboptimale Belastung der Proben im Kausimulator aufgetreten sein. Dies ließ sich im Nachhinein nicht mehr überprüfen. Da die Montage der Proben in der Apparatur durch einen erfahrenen Ingenieur erfolgte, ist diese Möglichkeit vorsichtig abzuwägen.

Die Fraktur des Schichtmaterials kann, wenn ästhetisch und funktionell nicht störend, zumindest als ein relativer Misserfolg gewertet werden. Erwähnenswert ist, dass in der Ivoclar<sup>®</sup>-Gruppe kein Misserfolg dieser Art zu verzeichnen war. Das experimentelle Verblendmaterial scheint überlegen.

#### **5.3.4 Einfluss des Verblendmaterials auf die Bruchfestigkeit**

Von wesentlicher Bedeutung bei dieser Untersuchung war die Frage, ob die Festigkeit der Brücken nach der Alterungssimulation unter Werte absinkt, die in der Mundhöhle unter funktionellen Belastungen auftreten können. In einer umfangreichen Literaturrecherche zur maximalen Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen kamen *Körber und Ludwig* zu dem Ergebnis, dass bei parodontal und biostatistisch abgestütztem Kauorgan ein mittlerer Wert von 298,9 N anzunehmen ist [46]. Kaukraftmessungen an Brückenersatz ergaben eine vergleichbar hohe mittlere Kaukraft von 293,4 N [47]. Die moderne Literatur beschreibt die natürliche maximale Kaudruckbelastung im Seitenzahnbereich mit Werten um 500 N [44]. Durch diesen Sicherheitsaufschlag von 200 N sollten auch die Mindestanforderungen an die Bruchfestigkeit auf 500 N festgelegt werden. An anderer Stelle geht *Kern* jedoch mit 800 bis 900 N von einer höheren physiologischen Kaudruckbelastung im Seitenzahnbereich aus [40]. Aber selbst diese Belastungsgrenze wurde von keiner der Versuchsbrücken unterschritten. Dies bestätigt die Eignung des vollkeramischen Systems und der verwendeten Verblendkeramiken für den Seitenzahnbereich. Bruchfestigkeitswerte von zum Teil über 2000 N bei dreigliedrigen metallkeramischen Brücken dienen der Standortbestimmung vollkeramischer Systeme [56]. Ob diese hohen Festigkeitswerte unbedingt erforderlich sind, erscheint zweifelhaft. Im Test zeigten sich aber die

Brücken beider Versuchsreihen mit Bruchwerten im Mittel von 2375 N (Cercon<sup>®</sup>) und 1946 N (Ivoclar<sup>®</sup>) diesen Anforderungen durchaus gewachsen. Wertet man aber schon das erste feine Rissereignis, welches häufig einem Versagen der Schichtkeramik oder des Gerüsts vorausgeht, als relativen Misserfolg, so fällt der Vergleich mit vollkeramischen Brücken schlechter aus. In diesem Fall läge Ivoclar<sup>®</sup> mit einem Mittelwert von 1527 N vor Cercon<sup>®</sup> mit 1397 N. Die Belastungsgrenzen sind aber immer noch weit genug von der oben erwähnten 800 bis 900 N Grenze entfernt.

Laut *Kern und Schubinski* wird die Belastbarkeit einer Brücke maßgeblich durch die Ausdehnung der Brückenspanne beeinflusst. Bei verblendeten dreigliedrigen Brücken mit Gerüsten aus TZP-A sind höhere Belastbarkeitswerte erzielbar (ca. 2.200 Newton) als bei viergliedrigen Spannen (ca. 1.500 N) oder fünfgliedrigen Brücken (ca. 1000 N). Diese Belastungsgrenzen sind in der Regel weit entfernt von der 800 bis 900 N Marke. Auch die keramische Verblendung, die einen Belastbarkeitszuwachs um 400–500 N bringt, sollte nicht außer Acht gelassen werden [40, 44].

Im Rahmen der vorliegenden Analyse wurden ausschließlich dreigliedrige Brückenkonstruktionen untersucht. Ob im Falle einer vier-, fünf- oder mehrgliedrigen Spanne immer noch ausreichende Bruchfestigkeitswerte erreicht werden, ist unklar. Vor Freigabe der experimentellen Verblendkeramik der Firma Ivoclar<sup>®</sup> für größere Spannen sollten weitere klinische Versuche erfolgen.

Auffällig ist, dass die Cercon<sup>®</sup> ceram S verblendeten Proben den Ivoclar<sup>®</sup>-Brücken in fast allen Punkten überlegen scheinen. Bei den Bruchwerten erzielt Cercon<sup>®</sup> für Durchschnitt, Median und Bruchintervall die besseren Ergebnisse, auch die Standardabweichung fällt geringer aus. Gerüstfrakturen, die auf einen innigen Verband mit dem Verblendmaterial schließen lassen, traten häufiger auf als bei Ivoclar<sup>®</sup>. Lediglich unter Einbeziehung der ersten Rissereignisse in die Gesamtwertung hat Ivoclar<sup>®</sup> die Nase vorn. Allerdings sind die Unterschiede, die für eine bessere Wertung der Cercon<sup>®</sup> ceram S Schichtkeramik sprechen, statistisch mit einer Fehlerwahrscheinlichkeit von fünf Prozent nicht signifikant nachweisbar.

Beide Verblendkeramiken müssen somit als gleichwertig betrachtet werden.

## 5.4 Schlussfolgerung

Die Bruchfestigkeitswerte aller Kronen erfüllten die in der Literatur vorgeschriebene Mindestanforderung von 500 N für Restaurationen im Seitenzahnbereich. Sowohl die mit Cercon<sup>®</sup> ceram S als auch die mit der experimentellen Ivoclar<sup>®</sup>-Schichtkeramik verblendeten Zirkonoxidgerüste hielten stand. Bemerkenswert waren die Festigkeitseinbußen der Ivoclar<sup>®</sup>-Kronen nach der Hitzeschockbehandlung, die Werte sanken um über 1500 N. Ein möglicher Grund liegt in der Durchführung der Thermoschockbehandlung. Das Ivoclar<sup>®</sup>-Material war höheren Temperaturschwankungen ausgesetzt als die Cercon<sup>®</sup> ceram S Keramik, welche früher versagte.

Obwohl die Cercon<sup>®</sup>-Kronen in mehreren Fällen bessere Werte erzielten, ließ sich die Überlegenheit des Materials mit einer Fehlerwahrscheinlichkeit von fünf Prozent statistisch nicht nachweisen. Die Messreihen unterschieden sich nicht signifikant, lediglich im Vergleich der hitzebehandelten Ivoclar<sup>®</sup>-Proben mit der Ivoclar<sup>®</sup>-Kontrollgruppe war eine Tendenz zur Signifikanz erkennbar. Abgesehen von einem leichten Unterschied bei den Thermoschocksensibilitäten jedoch müssen beide Verblendkeramiken als gleichwertig betrachtet werden.

Die Bruchfestigkeit der Seitenzahnbrücken lag nach künstlicher Alterung trotz simulierter physiologischer Zahnbeweglichkeit oberhalb aller geforderten Mindestgrenzen für den Seitenzahnbereich. Beide Testsysteme verfügen somit über einen ausreichend festen Verband von Gerüstwerkstoff und Verblendmaterial. Der klinische Einsatz im Rahmen von dreigliedrigen Brücken zum Ersatz eines Prämolaren scheint gerechtfertigt. Obwohl die Cercon<sup>®</sup> ceram S verblendeten Kerngerüste den mit experimenteller Ivoclar<sup>®</sup>-Schichtkeramik versehenen Gerüsten in vielen Punkten überlegen schienen, war statistisch kein signifikanter Unterschied nachweisbar, die Berechnungen erfolgten mit einer Fehlerwahrscheinlichkeit von fünf Prozent.

Als problematisch erwies sich die Kausimulation für die mit Cercon<sup>®</sup> ceram S verblendeten Brücken. Die Schichtkeramik, welche bereits auf dem freien Markt zugelassen ist, wies unter mechanischer Beanspruchung im submaximalen Bereich ein Risiko für Rissbildung auf. In diesem Punkt war die Ivoclar<sup>®</sup>-Verblendmasse überlegen, Risse wurden hier nicht beobachtet.

Als Fazit kann gewertet werden, dass sich beide Verblendmaterialien, Cercon<sup>®</sup> ceram S und auch die experimentelle Schichtkeramik der Firma Ivoclar<sup>®</sup>, für den klinischen Einsatz mit Cercon<sup>®</sup> base eignen.

## 6 Zusammenfassung

Die vorliegende In-vitro-Untersuchung untergliedert sich in zwei Versuchsreihen.

Die erste Analyse untersuchte den Einfluss extremer Temperaturschwankungen auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Seitenzahnkronen. Zunächst war die Herstellung von 28 Kronen gleicher Schichtstärken an Zahn 16 erforderlich. Hierfür wurden Cercon<sup>®</sup> base Zirkonoxidgerüste einerseits mit Cercon<sup>®</sup> ceram S (14 Proben), andererseits mit einer experimentellen Schichtkeramik der Firma Ivoclar<sup>®</sup> (14 Proben) verblendet. Im Anschluss erfolgte die Thermoschockbehandlung von 7 Cercon<sup>®</sup>- und 7 Ivoclar<sup>®</sup>-Proben. Die nicht hitzebehandelten Kronen dienten bei der Auswertung als Referenz.

Die unter den hohen Anforderungen erzielten Bruchfestigkeitswerte bestätigen gute mechanische Eigenschaften für beide Materialien. Mit dem U-Test nach Mann, Whitney und Wilcoxon konnten keine signifikanten Bruchfestigkeitsunterschiede zwischen den Testgruppen festgestellt werden, nur im Vergleich der hitzebehandelten Ivoclar<sup>®</sup>-Proben mit der Kontrollgruppe war eine Tendenz zur Signifikanz erkennbar. Abgesehen von einem leichten Unterschied bei den Thermoschocksensibilitäten jedoch müssen beide Verblendkeramiken als gleichwertig betrachtet werden.

Der zweite Teil der Arbeit befasste sich mit der Auswirkung künstlicher Alterung auf die Festigkeitseigenschaften von physiologisch gelagerten vollkeramischen Brücken. Am Anfang stand die Fertigung von 16 Brücken gleicher Dimensionen zum Ersatz des zweiten Prämolaren im Oberkiefer. Hierfür wurde die eine Hälfte der Cercon<sup>®</sup> base Zirkonoxidgerüste mit Cercon<sup>®</sup> ceram S, die andere Hälfte mit der experimentellen Schichtkeramik der Firma Ivoclar<sup>®</sup> verblendet. Die Modelle, auf welche die dreigliedrigen Brücken zementiert wurden, simulierten die Resilienz von natürlichen Pfeilern in Anlehnung an eine physiologische Zahnbeweglichkeit. Die Prüfkörper mussten sich in Folge im Kausimulator einer künstlichen Alterung von fünf Jahren unterziehen. Abschließend wurde die Bruchfestigkeit der Brücken mithilfe einer Universalprüfmaschine bestimmt, wobei die Krafteinleitung gleichmäßig im Bereich der zentralen Fossa des Zwischenglieds erfolgte.

Die unter den hohen Anforderungen erzielten Bruchfestigkeitswerte rechtfertigen den klinischen Einsatz der experimentellen Ivoclar<sup>®</sup>-Schichtkeramik für Brückenkonstruktionen zum Ersatz eines Prämolaren. Mit dem U-Test nach Mann, Whitney und

Wilcoxon konnten keine signifikanten Bruchfestigkeitsunterschiede zwischen den beiden Testgruppen festgestellt werden. Prothetische Komplikationen traten nur im Zusammenhang mit der Cercon<sup>®</sup> ceram S Schichtkeramik auf. Bei mechanischer Beanspruchung im submaximalen Bereich während der Kausimulation manifestierten sich in zwei Fällen Risse innerhalb der Verblendung.

## 7 Literaturverzeichnis

1. **Altwater, A.; Pröbster, L.:** Influence of resin bonding on the flexural strength of a glass ceramic.  
NOF/CED-Meeting Kolding 1993; Abstract Nr. 332 (1993)
2. **Anderson, M.; Odén, A.:** A new all-ceramic crown.  
Acta odontol Scand 51, 59-64 (1993)
3. **Banks, R. G.:** Conservative posterior ceramic restorations: A literate review.  
J. Prosthet. Dent. 63, 619-626 (1990)
4. **Behr, M.:** Der Regensburger Kausimulator.  
Abayfor, Zukunft im Brennpunkt 2, 77-78 (2003)
5. **Baur, E.-M.; Greschner, M.; Schaaf, L.:** Praktische Tipps für die medizinische Doktorarbeit.  
Springer Verlag Berlin Heidelberg, 4. Auflage (2000)
6. **Bates ,J.F., Stafford, G.D., Harrison, A.:** Masticatory function - A review of the literature II. Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing.  
J Oral Habil 3, 349-361 (1975)
7. **Beuer, F.:** Materialunverträglichkeit als wachsendes Problem.  
BZB 7/8, 32-34 (2004)
8. **Beuer, F.:** Zirkonoxid – weißes Gold?  
Vortrag Amberg, 29.06.2005 (2005)
9. **Bieniek, K.-W.; Spiekermann, H.:** Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme – eine kritische Bewertung.  
Quintessenz 44, 529-542 und 689-697 (1993)
10. **Bieniek, K.-W.; Marx, R.:** Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 284-289 (1994)
11. **Breustedt, A.:** Geschichte und Entwicklung der zahnärztlichen Keramik.  
VEB Verlag Volk und Gesundheit, Berlin (1986)
12. **Breustedt, A.; Lenz, E.:** Stomatologische Werkstoffkunde  
Johann Ambrosius Barth Verlag, Leipzig (1978)

- 13. Dorsch, P., Pfeiffer, T.:** Wirkung verschiedener Einflussgrößen auf die biaxiale Festigkeit von Dentalkeramiken.  
Quintess Zahntech 22, 905-914 (1996)
- 14. DeguDent GmbH:** Herstellerinformation zu Cercon<sup>®</sup> ceram S –  
Verarbeitungshinweise (2003)
- 15. Edelhoff, D.:** Die Keramik verstehen.  
Dental Magazin 2, 62-68 (2005)
- 16. Eichner, K.:** Messungen der Kräfte bei Kauvorgängen. .  
Dtsch Zahnärztl Z, 915-924 (1963)
- 17. Eichner, K.:** Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 2.5.  
Hüthig Verlag Heidelberg (1985)
- 18. Eichner, K.; Kappert, H. F.:** Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.  
Hüthig Verlag, Heidelberg 326-366 (1996)
- 19. Fischer, H., Marx, R.:** Festigkeit von Dentalkeramik.  
ZWR 109, 240-244 (2000)
- 20. Fritz, H.; Freesmeier, W.B.; Döring, K.; Bader, G.:** Herstellung einer vollkeramischen Brücke unter Anwendung der CAD/CAM-Technik.  
Quintessenz Zahntech 25, 1289-1299 (1999)
- 21. Geis-Gerstorfer, J.; Kajantra, P.:** Zum Einfluss der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und In-Ceram.  
Dtsch Zahnärztl Z 47, 618-621 (1992)
- 22. Graber, G.; Besimo, Ch.:** Das DCS-Hochleistungskeramiksystem: Ein neuer Weg zur computergestützten Herstellung von metallfreien Zirkonoxid-Kronen und Brücken.  
Quintessenz Zahntech 20, 57-64 (1994)
- 23. Grebe, G.:** In-vitro-Biegefestigkeit von vollkeramischen im Vergleich zu metallkeramischen Seitenzahnbrücken unter besonderer Berücksichtigung der Lagerungsart.  
Med Diss, Berlin (1993)
- 24. Gröger, G.; Rosentritt M.; Behr, M.:** Ceramic veneering of Au-alloy and CAM zirconia ceramic. University of Regensburg.  
IADR Göteborg (2003)

25. **Hahn, R.; Löst, C.:** Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramik.  
Dtsch Zahnärztl Z 53, 266 (1998)
26. **Hahn, R.; Löst, C.:** Experimentelle Festigkeitsbestimmung sprödharter Restaurationswerkstoffe.  
Dtsch Zahnärztl Z 48, 484-487 (1993)
27. **Hegenbarth, E.:** Die Symbiose aus Computertechnologie und Kreativität.  
dental-labor 5, 797-809 (1995)
28. **Hilgers, R.-D.; Bauer, P.; Scheiber, V.:** Einführung in die medizinische Statistik.  
Springer-Verlag Berlin Heidelberg (2003)
29. **Höland, W.; Rheinberger, V.; Woolwag, P.; Klester, A.M.:** Mikrostruktur der Empress-Glaskeramik  
Phillip. J. 9, 551-553 (1992)
30. **Hölsch, W.; Kappert, H. F.:** Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich.  
Dtsch Zahnärztl Z 47, 621 (1992)
31. **Hofmann, M.:** Die Periodontographie des gesunden und erkrankten Parodontiums.  
Dtsch Zahn Mund Kieferheilk 48, 179 (1967)
32. **Hüls, A.:** Vollkeramischer Zahnersatz aus In-Ceram.  
Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen (1995)
33. **Ivoclar-Vivadent®:** Herstellerinformation zu ZrO<sub>2</sub>-Schichtkeramik – Verarbeitungshinweise (2004)
34. **Kamposiora, P., Papavasiliou, G., Bayne, S.C., Felton, D.A.:** Stress concentration in all-ceramic posterior fixed partial dentures.  
Quintessenz Int 27, 701-706 (1996)
35. **Kappert, H.F.; Knode, H.; Schultheiss, R.:** Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast in Kunstspeichel.  
Dtsch Zahnärztl Z 46, 129-131 (1991)
36. **Kappert, H.F.; Krah M.:** Keramiken - Eine Übersicht.  
Quintessenz Zahntech 27, 6, 668-704 (2001)
37. **Keller, F.:** Der Beginn einer neuen Ära – Dentalkeramik mit Vitadur.  
Die Zahntechnik (Schweiz) 6 (1968)

38. **Kelly, J.R., Tesk, J.A., Sorensen, J.A.:** Failure of All-ceramic Fixed partial dentures in vitro and in vivo: Analysis and Modeling.  
J. Dent Res 74, 1253-1258 (1995)
39. **Kern, M.:** Computergestützte Kronen und Brückentechnik mit neuen Perspektiven  
Quintessenz Zahntech 30, 9, 966-973 (2004a)
40. **Kern, M.:** Keramik-Spezialisten zogen Bilanz  
Quintessenz Zahntech 30, 10, 883-891 (2004b)
41. **Kern, M.:** ...dominiert am Ende doch das „weiße Gold“ ?  
cosmetic dentistry 4, 20-23 (2004c)
42. **Kern, M.:** Klinische Erfahrungen mit vollkeramischen Restaurationen – Das 4. Keramik-Symposium.  
Ästhetische Zahnmedizin 3/4, 204-211 (2004d)
43. **Kern, M.; Pröbster, L.:** Ist die Technik schneller als unsere Lernfähigkeit?  
ZWL 3, 59-64 (2004)
44. **Kern, M.; Schubinski, P.:** Frakturquote unter der „Scheidungsrate“.  
ZWL 4, 31-40 (2004)
45. **Kern, M.; Fechtig, T.; Strub, J. R.:** Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-porcelaine, resin-bonded fixed all-partial dentures.  
J Prosthet Dent 71, 250-256 (1994)
46. **Körber, K.H., Ludwig, K.:** Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen.  
Dent Labor 31, 55-60 (1983)
47. **Kraft, E.:** Über die Bedeutung der Kaukraft für das Kaugeschehen.  
Zahnärztl Prax 13, 129-130 (1962)
48. **Krejci, I.; Reich, T.; Lutz, F.; Albertoni, M.:** In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Computergesteuerter Kausimulator.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 953-960 (1990)
49. **Krejci, I.; Lutz, F.:** In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Korrelation mit In-vivo-Resultaten.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 1445-1449 (1990)
50. **Krumbholz, K.:** Stand und Entwicklungen von Dentalkeramiken.  
Zahnärztl. Welt 101, 193-199 (1992)

- 51. Krumbholz, K.:** Stand und Entwicklung von Dentalkeramiken.  
ZWR 3, 193-199 (1996)
- 52. Kühn, T.:** Eine Gegenüberstellung zweier vollkeramischer Systeme.  
Dental-labor 8, 1329-1334 (1992)
- 53. Kühn, T.; Beckmann, E.:** Variationen in Vollkeramik – Mögliches und scheinbar Unmögliches (I).  
dental-labor 38, 1775 (1990)
- 54. Kunzelmann, K.-H.; Pospiech, P.:** Vollkeramik-eine Standortbestimmung.  
ZMK 21, 5, 337-343 (2005)
- 55. Lauer, H.C.:** Vollkeramische Restaurationen in der Hand der Generalisten.  
ZM 93, Nr. 9, 40-43 (2003)
- 56. Ludwig, K. Perkuhn, Th.:** Untersuchungen zur Dauerfestigkeit von keramisch verblendeten Brücken unterschiedlicher Gerüstkonstruktion.  
Dtsch Zahnärztl Z 48, 766-768 (1993)
- 57. Lund, M.R.; Bonlie, D.R.:** Paked porcelain restorations without the use of platinum matrix.  
J Dent Res 41, spec. issue 94/Abstr. 1233 (1962)
- 58. Manhart, J.:** Vollkeramische Restaurationen – vom Veneer bis zur Seitenzahnbrücke. (Teil I)  
BZB 7/8, 29-31 (2004)
- 59. Marx, R.:** Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen-Verstärkung und Bruchzähigkeit.  
Dtsch Zahnärztl Z 48, 229-236 (1993)
- 60. McLaren, E.A.; White, S.N.:** Glasinfiltrierte Keramik auf Zirkoniumoxid-Aluminiumoxidbasis für Kronenkappen und Brückengerüste: Richtlinien für Klinik und Labor.  
Quintessenz, Zahntech 26, 709-722 (2000)
- 61. Mehl, A.:** CAD/CAM und Keramik – Eine Symbiose der neuen Entwicklungen.  
Ästhetische Zahnmedizin 5, 260-267 (2004)
- 62. Meier, M.; Richter, E.J.; Küpper, H.; Spiekermann, H.:** Klinische Befunde bei Kronen aus Dicor-Glaskeramik.  
Dtsch Zahnärztl Z 47, 610-614 (1992)

- 63. Meyenberg, K.:** Zahntechnik / Werkstoffkunde – Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich  
Schweiz Monatsschr Zahnmed, 112, 432 (2002)
- 64. Mörmann, W.; Brandestini, M.; Lutz, F., Barbakov, F.:** Chairside computer-aided direct inlays.  
Quintessenz Int 20, 329-339 (1989)
- 65. Mühlemann, H. R.:** Tooth Mobility: A Review of Clinical Aspects and Research Findings.  
J Periodontol 38, 686 (1967)
- 66. Nies, F.H.:** An improved porcelain filling with minimized cement line.  
D. Items of Interest 33, 679 (1911)
- 67. Otto, T.; De Nisco, S.:** Eine prospektive, klinische 10-Jahres-Studie von Cerec CAD-CAM-Inlays und -Onlays.  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 113, 157-163 (2003)
- 68. Pauli, C.:** Biegefestigkeit dreigliedriger metall- und vollkeramischer Oberkieferseitenzahnbrücken.  
ZWR 105, 626 (1996)
- 69. Pospiech, P.:** Erste klinische Erfahrungen mit Zirkonoxid.  
ZWP Spezial, 1, 35-39 (2001)
- 70. Pospiech, P.:** Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken.  
Referat auf der Dentalen Technologie in Sindelfingen, 30.05.2002  
Dental-Praxis, 9-10, 255 (2002)
- 71. Pospiech, P.:** Neue Möglichkeiten vollkeramischer Versorgungen mit Empress 2. ZWR 16, 62-67 (1999)
- 72. Pospiech, P., Rountree, P., Unsöld, F., Rammelsberg, P.:** In-vitro-investigations on the Fracture Strength of all-ceramic posterior bridges of Empress 2.  
J Dent Res 78, 307 #1609 (1999)
- 73. Pröbster, L.:** Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration- ein historischer Abriss (I).  
Quintessenz 48, 939-947 (1997)
- 74. Pröbster, L.:** Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration- ein historischer Abriss (II).  
Quintessenz 48, 1069-1085 (1997)

- 75. Pröbster L.:** Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?  
Dtsch Zahnärztl Z 56, 575-576 (2001)
- 76. Reich, S.; Hofmann, J.:** Grünbearbeitung von Zirkondioxid.  
dental-labor 52, 6, 973-979 (2004)
- 77. Reuling, N.; Siebert, G.K.:** Keramische Werkstoffe - Entwicklungsstand und Bedeutung in der restaurativen Zahnheilkunde.  
ZWR 12, 1139-1146 (1987)
- 78. Rinke, S.; Margraf, G.; Jahn, L.; Hüls, A.:** Qualitätsbeurteilung von kopiergefrästen vollkeramischen Kronengerüsten (Celay®/In-Ceram®).  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 12, 1495-1499 (1994)
- 79. Rudolph, H.; Quaas, S.; Luthardt, R.G.:** CAD/CAM - neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik  
Dtsch. Zahnärztl. Z. 58, 559-569 (2003)
- 80. Sachs, L.:** Angewandte Statistik.  
Springer-Verlag Berlin Heidelberg (1999)
- 81. Sailer, I; Lüthy, A.; Feher, A.; Schumacher, M.; Schärer, P.; Hämmerle, C.:** 3-year clinical results of zirconia posterior fixed partial dentures made by Direct Ceramic Machining (DCM).  
J. Dent. Res., 82, Spec. Issue B, Abstr. 0074 (2003)
- 82. Scharnagl, P.:** Simulation der physiologischen Zahnbeweglichkeit bei der in-vitro-Belastungsprüfung dentaler Restaurationen im „Regensburger Kausimulator“.  
Zahnmedizinische Dissertation, Regensburg (1998)
- 83. Schnapp, J.D.; Köhler, G.:** Technische Keramiken- eine Übersicht. In: Bearbeiten, Fügen und Prüfen von Keramik.  
DVS Verlag, Jena (1990)
- 84. Schnell, H.; Greif, J.:** Tageszeitliche Schwankungen der physiologischen Beweglichkeit von menschlichen Zähnen.  
Dtsch Zahnärztliche Z, 29, 879 (1974)
- 85. Schuster, W.:** Den Leymen tritt ich mit meim Fuß.  
Pforzheimer Zeitung (1998)
- 86. Schweiger, M.:** Zirkoniumdioxid – hochfeste und bruchzähe Strukturkeramik.  
Ästhetische Zahnmedizin 5, 248-257 (2004)

- 87. Schwickerath, H.:** Dauerfestigkeit von Keramik.  
Dtsch Zahnärztl Z 41, 266 (1986)
- 88. Schwickerath, H.:** Vollkeramische Brücken – Die Dicor Glaskeramik.  
Dent Labor 36, 433-436 (1988)
- 89. Strub, J.R.:** Vollkeramische Systeme.  
Dtsch. Zahnärztl. Z. 47, 566-571 (1992)
- 90. Strub, J.R.; Türp, J.; Witowski, S.; Hürzeler, M.B.; Kern, M.; Alt, K.W.; Kappert, H.F.:** Curriculum Prothetik. Band II  
Quintessenz-Verlags-GmbH Berlin (1994)
- 91. Sturm, W.:** Die Vitadur-Keramik.  
ZWR 13, 446 (1968)
- 92. Sturzenegger, B.:** Klinische Untersuchung von Zirkonoxidbrücken im Seitenzahnggebiet, hergestellt mit dem DCM-Verfahren.  
Inaugural-Dissertation, Zürich 2000.
- 93. Tinschert, J.; Natt, G.; Hassenpflug, S.; Spiekermann, H.:** Status of Current CAD/CAM Technology in Dental Medicine.  
International Journal of Computerized Dentistry. 7, 1, 35–45 (2004)
- 94. Tinschert, J.; Natt, G.; Doose, B.; Fischer, H; Marx, R.:** Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik.  
Dtsch Zahnärztl Z 54, 545-550 (1999)
- 95. Tinschert, J.; Natt, G.; Jorewitz, A.; Fischer, H.; Spiekermann, H.; Marx, R.:** Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken.  
Dtsch Zahnärztl Z 55, 610-616 (2000)
- 96. Unterbrink, G.:** IPS-Empress. Ein neues Vollkeramik-System.  
ZWR, 10, 786-791 (1991)
- 97. Völkl; L.:** Cercon® - das CAM-Vollkeramiksystem von Degussa Dental.  
Quintessenz 52, 8, 811-814 (2001)
- 98. Vollmann, M.:** Das innovative DeguDent-Vollkeramiksystem als Benchmark für die Bearbeitung von Zirkonoxid.  
International Journal of Computerized Dentistry 7, 67-75 (2004)
- 99. Wiskott, H. W. A.; Nicholls, J. I.; Balsler, U. C.:** Stress fatigue: Basic principles and prosthodontic implications.  
Int. J. Prosthodont. 8, 105-116 (1995)

- 100. Wohlwend, A.; Schärer, P.:** Die Empress-Technik.  
Quintessenz Zahntech 16, 966-978 (1990)
- 101. Zellmer, A.:** Werkstoffkundliche Untersuchungen zur Belastbarkeit implantatgetragener Brücken aus IPS Empress 2  
Zahnmedizinische Dissertation, München (2002)

### **Quellen im Internet**

- 102. Degudent, A Dentsply International Company:** Cercon® smart ceramics – das CAM-gestützte Vollkeramiksystem  
URL: [www.cercon-smart-ceramics.de/Zahntechniker/pdfs/CERCON\\_IMAGE-BROSCHUERE.pdf](http://www.cercon-smart-ceramics.de/Zahntechniker/pdfs/CERCON_IMAGE-BROSCHUERE.pdf)
- 103. Gauckler, L.J. ; Helbig, J. ; Schönholzer, U.:** Grundzüge der Keramik: Skript zur Vorlesung Ingenieurkeramik I, Professur für nichtmetallische Werkstoffe: Ludwig J. Gackler. Eidgenössische Technische Hochschule Zürich. S. 4, 13, 14 (2001)  
URL: <http://e-collection.ethbib.ethz.ch/show?type=lehr&nr=15>
- 104. Kern, M.; Pröbster, L. :** Who is who in der Welt der vollkeramischen Restaurationssysteme (2002)  
URL: <http://www.ag-keramik.de>
- 105. Sirona Dental Systems GmbH:** Cerec inLab – das multifunktionale CAD/CAM-System für alle Verfahren moderner Dentalrestauration.  
URL: [www.sirona.com](http://www.sirona.com)
- 106. Wieland Dental:**  
URL: [www.wieland-dental.de](http://www.wieland-dental.de)

## 8 Anhang

### 8.1 Messtabellen

	Bruchwert [N]	Verblendmaterial	Sprung [N]	Gerüstfraktur	T Hitzeversagen [°C]	Hitzeschock
1	2296	Ivoclar exp.		nein	165°	ja
2	1105	Ivoclar exp.		nein	165°	ja
3	1806	Ivoclar exp.		nein	165°	ja
4	1712	Ivoclar exp.	1581	ja	180°	ja
5	3581	Ivoclar exp.		ja	195°	ja
6	1591	Ivoclar exp.	343	ja	195°	ja
7	553	Ivoclar exp.		nein	195°	ja
8	998	Ivoclar exp.		nein		nein
9	1822	Ivoclar exp.		nein		nein
10	3409	Ivoclar exp.	1166	ja		nein
11	3559	Ivoclar exp.		nein		nein
12	4056	Ivoclar exp.		nein		nein
13	4490	Ivoclar exp.		ja		nein
14	4951	Ivoclar exp.		ja		nein
15	1503	Cercon ceram S		ja	135°	ja
16	2084	Cercon ceram S		ja	165°	ja
17	3280	Cercon ceram S	1490	ja	165°	ja
18	3051	Cercon ceram S		nein	165°	ja
19	4325	Cercon ceram S		nein	165°	ja
20	778	Cercon ceram S		nein	180°	ja
21	3100	Cercon ceram S	2970	nein	180°	ja
22	1777	Cercon ceram S		nein		nein
23	2160	Cercon ceram S		ja		nein
24	2194	Cercon ceram S		nein		nein
25	2510	Cercon ceram S		ja		nein
26	2822	Cercon ceram S		nein		nein
27	3414	Cercon ceram S		nein		nein
28	3604	Cercon ceram S		nein		nein

**Tab. 16: Ergebnisse der Thermoschockbehandlung und Bruchfestigkeitsuntersuchung an 14 mit Cercon® ceram S verblendeten Kronen und 14 mit Ivoclar® exp. verblendeten Kronen**

	Bruchwert [N]	Verblendmaterial	1. Sprung [N]	2. Sprung [N]	3. Sprung [N]	Gerüstfraktur	Schaden
1	2075	Ivoclar exp.	1273	1703	1819	ja	nein
2	2957	Ivoclar exp.	1287			nein	nein
3	1057	Ivoclar exp.	750	966		ja	nein
4	1565	Ivoclar exp.	990			nein	nein
5	1041	Ivoclar exp.				nein	nein
6	2448	Ivoclar exp.				nein	nein
7	2002	Ivoclar exp.				nein	nein
8	2426	Ivoclar exp.				nein	nein
9	1452	Cercon ceram S	850	1340		ja	ja
10	2736	Cercon ceram S	868	1119	1900	ja	nein
11	2250	Cercon ceram S	1398	1590	1833	nein	nein
12	2767	Cercon ceram S				nein	nein
13	2282	Cercon ceram S				nein	nein
14	2484	Cercon ceram S	1370			nein	nein
15	2972	Cercon ceram S	809			nein	ja
16	2060	Cercon ceram S	829	900	1978	ja	nein

**Tab. 17: Messergebnisse der Bruchfestigkeitsuntersuchung an 8 mit Cercon® ceram S verblendeten und 8 mit Ivoclar exp. verblendeten Zirkonoxid-Brückengerüsten**

	Verblendmaterial	Konnektor mesial [mm]	Konnektor distal [mm]	Wand mesial [mm]	Wand distal [mm]
1	Ivoclar exp.	4,1	4,1	1,85	1,95
2	Ivoclar exp.	4,35	4,6	1,75	2,1
3	Ivoclar exp.	3,9	4,2	1,55	1,65
4	Ivoclar exp.	4	4,2	1,6	1,85
5	Ivoclar exp.	3,85	4,1	1,6	1,45
6	Ivoclar exp.	4,1	4,5	1,9	2,05
7	Ivoclar exp.	3,85	4,45	1,8	1,9
8	Ivoclar exp.	4,15	3,9	1,8	1,85
9	Cercon ceram S	4	4,15	1,35	1,65
10	Cercon ceram S	4	4,15	1,4	1,6
11	Cercon ceram S	3,5	3,7	1,7	1,5
12	Cercon ceram S	3,55	4,2	1,45	1,75
13	Cercon ceram S	3,9	4	1,45	1,8
14	Cercon ceram S	4,5	4,6	1,65	1,8
15	Cercon ceram S	3,75	3,85	1,4	1,85
16	Cercon ceram S	3,85	4,4	1,9	1,9

Fortsetzung Tab. 17

## 8.2 Verwendete Materialien und Geräte

Adisil blau (Siladent-Technik GmbH, Goslar, D)  
Alkohol (Isopropanol 70%)  
AlphaDie MF (Schütz-Dental GmbH, Rosbach, D)  
Aluminiumoxid (Typ 100)  
ausbrennbares Wachs (Fa. Fischer, Pforzheim, D)  
Cercon<sup>®</sup> base Zirkonoxid-Rohling, Gr. 12, ungefärbt (DeguDent GmbH, Hanau, D)  
Cercon<sup>®</sup> base Zirkonoxid-Rohling, Gr. 30, ungefärbt (DeguDent GmbH, Hanau, D)  
Cercon<sup>®</sup> ceram S (DeguDent GmbH, Hanau, D)  
Distanzlack (Yeti-Dentalprodukte GmbH, Engen, D)  
Edelkorund der Körnung 100 µm  
Edelkorund der Körnung 250 µm  
experimentelle Verblendkeramik (Ivoclar Vivadent GmbH, Schaan, Liechtenstein)  
Frasacomodell (Franz Sachs & Co. GmbH, Tettngang, D)  
Gründlerwachs (Dentaurum, Ispringen, D)  
Impregum (Fa. 3M-Espe, Seefeld, D)  
Ketac Cem (Fa. Espe, Seefeld, D)  
Lichtmikroskop Stemi 1000 (Carl Zeiss AG, Oberkochen, D)  
Moldano Blaugips (Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, D)  
Paladur glasklar (Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, D)  
Pentamixgerät (Fa. Espe, Seefeld, D)  
Polyethylenfolie, Stärke 0,5 mm (Scheu-Dental GmbH, Isarlohn, D)  
Protemp (3M-Espe, Seefeld, D)  
Polyäther-Adhäsiv (Fa. Espe, Seefeld, D)  
Rotring-Diamantschleifkörper (Komet Group GmbH, Besigheim, D)  
Remanium GM 800 (Fa. Dentaurum, Ispringen, D)  
Scanpuder (DeguDent GmbH, Hanau, D)  
Superhartgips (Resin Rock, Frankonia Dental GmbH & Co. KG, Erlangen, D)  
Thermometer Modell 945 mit Pt Rh Pt - Fühler (Testo AG, Lenzkirch, D)  
Thymollösung (Thymol 0.1% in NaCl 0.9%)  
Thowax (Yeti-Dentalprodukte GmbH, Engen, D)

Austromat 3001 (Dekema Dental-Keramiköfen GmbH, Freilassing, D)  
Cercon<sup>®</sup> brain (DeguDent GmbH, Hanau, D)  
Cercon<sup>®</sup> heat (DeguDent GmbH, Hanau, D)  
Fräsgerät F1 (Degussa AG, Düsseldorf, D)  
Münchener Kausimulator (Fa. Willytec, Gräfelfing, D)  
Sandstrahler FG-3-82 Sandmaster (Wüls AG, Zofingen, CH)  
Turbine Turbo-Jet von Acurata (G+K Mahnhardt Dental e. K., Thurmansbang, D)  
Tauchgerät Hotty (Renfert GmbH, Hilzingen, D)  
Universalprüfmaschine (Materialprüfung 1445, Zwick GmbH & Co. KG, Ulm D)  
Vacumat 40 (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D)  
Vacumat 300 der Firma Vita (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, D)  
Wärmeschrank (KaVo Dental GmbH & Co. KG, Biberach, D)

### 8.3 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildung 1:	Schematische Darstellung der Kristallsysteme monoklin, tetragonal und kubisch und Temperaturabhängigkeit der entsprechenden ZrO <sub>2</sub> -Kristallphasen (Polymorphie) [Schweiger, 2004]	11
Abbildung 2:	Biegefestigkeit verschiedener vollkeramischer Materialien in MPa [Beuer, 2005]	24
Abbildung 3:	Münchner Kausimulator, welcher im Rahmen der Studie verwendet wurde	25
Abbildung 4:	Verblendung eines Kerngerüsts mit der experimentellen Ivoclar®-Verblendkeramik	29
Abbildung 5:	Herstellung der Brückenmodelle zur Simulation physiologischer Zahnbeweglichkeit	33
Abbildung 6:	Versagensquoten der Verblendmassen Cercon® & Ivoclar® beim Hitzeschockversuch	39
Abbildung 7:	Darstellung der Bruchlast in [N] in Abhängigkeit von Verblendmaterial und unter Berücksichtigung von Hitzeschockversuchen (HS)	40
Abbildung 8:	Krone mit experimenteller Ivoclar Verblendkeramik (links, Ivoclar Nr. 8, ohne HS) und Krone mit Cercon ceram S Verblendung (rechts, Cercon Nr. 10, ohne HS) nach Absplitterung der Verblendkeramik	42
Abbildung 9:	Kronen mit Cercon ceram S Verblendung nach Gerüstfraktur (rechts Cercon Nr. 3, HS 165°C; links Cercon Nr. 9, ohne HS)	43
Abbildung 10:	Abbildung 10: Kronen mit experimenteller Ivoclar-Verblendmasse, links nach Absplitterung der Verblendkeramik (Ivoclar Nr. 12, ohne HS) und rechts nach Gerüstfraktur (Ivoclar Nr. 4, HS 180°C)	43
Abbildung 11:	Darstellung der Bruchlast in [N] in Abhängigkeit von Verblendmaterial	46
Abbildung 12:	Darstellung der Druckwerte für die Sprünge 1, 2, 3 in [N] unter Berücksichtigung des verwendeten Verblendmaterials	47
Abbildung 13:	Brücke mit Cercon ceram S Verblendung nach Gerüstfraktur (Cercon Nr. 8)	49
Abbildung 14:	Brücke mit experimenteller Ivoclar-Verblendmasse nach Gerüstfraktur (Ivoclar Nr. 1)	49
Abbildung 15:	Brücke mit experimenteller Ivoclar-Schichtkeramik nach Absplitterung des Verblendmaterials (Ivoclar Nr. 4)	50
Abbildung 16:	Brücke mit Cercon ceram S Verblendung nach Absplitterung der Schichtkeramik (Cercon Nr. 7)	50

Tabelle 1:	Übersicht über CAD/CAM-Systeme und ihre Hersteller, Art der Datenerfassung, mögliche Restaurationsformen und Materialien [Rudolph et al., 2003]	19
Tabelle 2:	Standardzusammensetzung der Verblendkeramik von Ivoclar Vivadent®	22
Tabelle 3:	Darstellung der Brennparameter für Cercon® im Vita Vacumat 300	29
Tabelle 4:	Darstellung der Brennparameter für Ivoclar® im Vita Vacumat 300	30
Tabelle 5:	Darstellung der Brennparameter für Cercon®-Verblendkeramik im Austromat 3001	35
Tabelle 6:	Darstellung Brennparameter für Ivoclar®-Verblendkeramik im Vita Vacumat 40	36
Tabelle 7:	Ergebnisse des Hitzeschockversuchs der Verblendmassen Cercon® und Ivoclar®	39
Tabelle 8:	Darstellung der Bruchfestigkeitswerte in [N], HS steht für Hitzeschockversuch	40
Tabelle 9:	Ergebnisübersicht über die Versagensart beim Druckversuch, unterschieden nach Absplitterung der Verblendung und Gerüstfraktur (HS = Hitzeschockversuch)	41
Tabelle 10:	Darstellung der Werte für Sprung- und Bruchfestigkeit [N], wobei HS für Hitzeschockversuch steht	42
Tabelle 11:	Ergebnisse des paarweisen Vergleichs mit dem Mann-Whitney-U-Test, HS steht für Hitzeschock. Bei Ergebnissen mit Stern (*) besteht Tendenz zur Signifikanz, da $0,05 \leq P \leq 0,1$	44
Tabelle 12:	Darstellung der Schadensverteilung (Probennummern in Klammern)	45
Tabelle 13:	Darstellung der Bruchfestigkeitswerte der Brücken in [N]	45
Tabelle 14:	Darstellung der Druckwerte für die einzelnen Sprünge in [N] unter Berücksichtigung der Bruchwerte [N] und dem Auftreten von Gerüstfrakturen	47
Tabelle 15:	Ergebnisse des paarweisen Vergleichs der Druckwerte für Bruch und Sprünge mit dem Mann-Whitney-U-Test (vs. steht für versus)	48
Tabelle 16:	Ergebnisse der Thermoschockbehandlung und Bruchfestigkeitsuntersuchung an 14 mit Cercon® ceram S verblendeten Kronen und 14 mit Ivoclar® exp. verblendeten Kronen	75
Tabelle 17:	Messergebnisse der Bruchfestigkeitsuntersuchung an 8 mit Cercon® ceram S verblendeten und 8 mit Ivoclar exp. verblendeten Zirkonoxid-Brückengerüsten	76

## 8.4 Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung	m	Meter
AG	Arbeitsgemeinschaft	mm	Millimeter
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Aluminiumoxid	Max.	Maximum
bzw.	beziehungsweise	Min.	Minimum
C	Celsius	MPa	Megapascal
ca.	circa	Nr.	Nummer
CAD	computer aided design	Prof.	Professor
CAM	computer aided manufacturing	SiC	Siliziumcarbid
CCD	charged coupled device	SiN	Siliziumnitrid
CH	Schweiz	s. o.	siehe oben
cm	Zentimeter	Stdabw.	Standardabweichung
CNC	computerized numerical control	T	Temperatur
Co.	Company	Tab.	Tabelle
D	Deutschland	TZP-A	tetragonales polykristallines Zirkoniumdioxid mit 0,25 Prozent Aluminiumoxidzusatz
DCM	direct ceramic machining	USA	United States of America
Dr.	Doktor	vs.	versus
e.K.	eingetragener Kaufmann	Y-TZP	Yttriumoxid- stabilisiertes tetragonales polykristallines Zirkoniumdioxid
et al.	et alii	ZrO <sub>2</sub>	Zirkoniumdioxid
e.V.	eingetragener Verein	ZrSiO <sub>4</sub>	Zirkonsand, Alvit
exp.	experimentell	3D	dreidimensional
Fa.	Firma	ε <sub>th</sub>	thermische Dehnung
g	Gramm	ε <sub>el</sub>	elastische Dehnung
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung	μ	micro
HIP	heißisostatisch gepresst		
HS	Hitzeschockversuch		
HV	Vickershärte		
ISO	International Standard Organisation		
K	Kelvin		
K.G.	Kommandit Gesellschaft		

## 8.5 Danksagung

Dank gilt Herrn Professor Dr. Dr. h. c. W. Gernet, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München, für die Bereitstellung und Nutzungsmöglichkeit der Einrichtungen der Poliklinik.

Herrn Dr. F. Beuer danke ich ganz besonders für die Mitgestaltung an der Studie und für die kompetente Betreuung. Trotz seiner Belastung in Klinik und Forschung stand er immer mit freundlicher Unterstützung zur Seite.

Von Prof. Dr. F. Kappert stammt die Idee zum Versuchsaufbau. Seine Initiative war Anlass für die Studie, deren Thematik großes Interesse in mir weckte. Für seine Bemühungen sei auch ihm an dieser Stelle gedankt.

Dank auch allen Mitarbeitern der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, die mir bei der Herstellung der Proben und bei der Durchführung der praktischen Versuche mit Rat und Tat zur Seite standen. Besonders sei hier John erwähnt, seine Demonstration zur Keramikverblendung war von großem Wert. Auch die Unterstützung durch Herrn Schweiger und nicht zuletzt Dr. Erdelt waren überaus hilfreich.

Bei der Fa. Ivoclar Vivadent GmbH danke ich für die freundliche Finanzierung der durchgeführten Studie.

Vor allem aber möchte ich meinen Eltern und Großeltern für ihre fortwährende Unterstützung danken.

## 8.6 Curriculum vitae

Name	Carolin Susann Pohl
Geburtsdatum	12. Juli 1978
Geburtsort	Deggendorf
Eltern	Dr. Peter Pohl Ilse Pohl
Geschwister	Thomas Pohl Laura Pohl
Schulbildung	1985 Eintritt in die Grundschule Viechtach 1987 Wechsel in die Grundschule Oberreitnau 1989 Übertritt in das Bodensee Gymnasium Lindau 1998 Erlangen der Allgemeinen Hochschulreife
Studium	1998 Immatrikulation für den Studiengang Zahnmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität München WS 2003/2004 Zahnärztliche Prüfung und Approbation
Berufstätigkeit	seit 15. Februar 2004 zahnärztliche Tätigkeit als Vorbereitungsassistentin bei Dr. Peter Pohl, Lindau