

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

**Einfluss der Oberflächenbearbeitung auf die  
Biegefestigkeit von Glaskeramiken**

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

vorgelegt von  
Katrin Starken  
aus Oschatz  
2008

**Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München**

**Berichterstatter:** Prof. Dr. Peter Pospiech

**Mitberichterstatter:** Priv. Doz. Dr. Jürgen Manhart

**Mitbetreuung durch den  
promovierten Mitarbeiter:** -

**Dekan:** Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

**Tag der mündlichen Prüfung:** 08.12.2008





	<b>Inhaltsverzeichnis</b>	<b>Seite</b>
<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>9</b>
<b>2</b>	<b>Literaturübersicht</b> .....	<b>10</b>
2.1	Entwicklung der Dentalkeramik.....	10
2.2	Zusammensetzung und Verarbeitung vollkeramischer Massen.....	14
2.3	Moderne vollkeramische Systeme.....	15
2.3.1	Festigkeitssteigerungen der Feldspatkeramiken.....	17
2.3.2	Mirage II®.....	18
2.3.3	Optec HSP®.....	19
2.3.4	In-Ceram®.....	19
2.3.5	DICOR® (Dentsply International und Corning Glass Works).....	20
2.3.6	IPS Empress® 1 und IPS Empress® 2.....	20
2.3.7	CAD/CAM-Systeme.....	22
2.4	Werkstoffprüfung vollkeramischer Massen.....	23
2.5	Oberflächenbearbeitung allgemein.....	26
2.6	Einfluss der Oberflächenqualität auf die Festigkeit.....	26
2.7	Zahnärztliche Oberflächenbearbeitung.....	27
2.8	Oberflächenbearbeitung von Dentalkeramik.....	28
2.9	Messtechnische Darstellung von Oberflächen.....	30
<b>3</b>	<b>Material und Methode</b> .....	<b>33</b>
3.1	Vorversuche zur Probenherstellung.....	33
3.2	Rasterelektronenmikroskopischer Vergleich von gängigen Diamantkörnungen mit den verwendeten Schleifpapierkörnungen an Keramikoberflächen.....	33
3.3	Hauptversuch.....	34
3.4	Probenherstellung.....	35
3.5	Auswahl des Schleifpapiers.....	37
3.5.1	Oberflächenbearbeitung.....	38
3.5.2	Einlagerung und Thermowechselast.....	39
3.5.3	Glanzbrand.....	40

---

3.5.4	Politur mit Diamantpaste.....	41
3.5.5	Politur im Abramin von Struers®.....	41
3.5.6	Perthometermessung der Oberflächen.....	42
3.6	Prüfanordnung zur Ermittlung der Biegefestigkeit (Kolben-auf-drei-Kugeln-Prüfung).....	44
3.7	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Bruchstellen.....	47
3.8	Statistische Auswertung.....	47
3.9	Zusammenfassung der Oberflächenbearbeitung.....	48
<b>4</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>49</b>
4.1	Ergebnisse des rasterelektronenmikroskopischen Vergleichs der gängigen Diamantkörnungen mit den verwendeten Schleifpapierkörnungen an Keramikoberflächen.....	49
4.2	Übersicht über die Biegefestigkeit aller Prüfkörper.....	56
4.3	Übersicht über die Biegefestigkeit aller Empress 2-Prüfkörper.....	57
4.4	Übersicht über die Biegefestigkeit aller Prüfkörper der experimentellen Gerüstkeramik.....	59
4.5	Einfluss des Glanzbrands.....	60
4.6	Einfluss der Politur mit Diamantpaste.....	61
4.7	Einfluss der Bearbeitung mit feinem Sandpapier.....	63
4.8	Diagrammdarstellung der Perthometerdaten.....	64
4.9	Parameterfreier U-Test nach Mann und Whitney.....	66
4.10	Fraktographische Untersuchung möglicher Bruchursachen.....	67
<b>5</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>72</b>
5.1	Allgemeines.....	72
5.2	Material und Methode.....	72
5.3	Auswahl der DIN-Norm und der Prüfanordnung zur Ermittlung der Biegefestigkeit.....	74
5.4	Einfluss der Bearbeitungsschritte auf die Biegefestigkeit.....	75
5.5	Schlussfolgerung.....	76

---

<b>6</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	78
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	79
<b>8</b>	<b>Anhang</b> .....	88
8.1	Legende zu den Box-Plot-Diagrammen.....	88
8.2	Biegefestigkeitswerte der Probekörper.....	88
8.3	Ergebnisse der Perthometermessung der Oberflächen.....	91
8.4	Materialliste.....	94
8.5	Geräte.....	94
8.6	Danksagung.....	95
8.7	Lebenslauf.....	96





# 1 Einleitung

Seit über 30 Jahren gehören die dentalkeramischen Massen zu den Werkstoffen in der Zahnmedizin, die ständig weiterentwickelt wurden. Die Gründe hierfür sind die hervorragenden ästhetischen Eigenschaften sowie das vollständig neutrale Verhalten der Keramik in der Mundhöhle. Letztere Eigenschaft erfährt eine besondere Bedeutung durch eine zunehmende ‚Allergisierung‘ auf dentale Werkstoffe in der Öffentlichkeit. Die Bioverträglichkeit ist letztlich begründet durch die Bindungsart von Keramiken, da diese auf atomarer Ebene durch eine Mischbindung charakterisiert ist, die Austauschprozesse zwischen der Keramik und dem umgebenden Medium weitgehend unterdrückt [60].

Die metallfreien Systeme haben sich aber noch nicht entsprechend gegen die Metallkeramik durchgesetzt. Dafür sind zwei Gründe entscheidend, zum einen die Bruchanfälligkeit und zum anderen die geringe Biegefestigkeit der Keramik. Beides ist Ausdruck von Gefüge und Oberflächenqualität, da die Frakturwahrscheinlichkeit weniger eine Funktion der kritischen Bruchfestigkeit, sondern vielmehr abhängig von der Anzahl und der Größe der fertigungsbedingten Initialfehler und der individuellen Fehlertoleranz der keramischen Massen ist [60].

Die Oberflächenbearbeitung der Keramik durch den Techniker und den Zahnarzt sind unvermeidlich und durch diese Korrekturen kommt es zur Schädigung der Oberflächen mit den entsprechenden Konsequenzen. Damit rückt der Einfluss der Oberflächenbearbeitung und –qualität entscheidend in den Vordergrund. Die Abhängigkeit der Bruchwahrscheinlichkeit beruht auf der stochastischen Verteilung der fertigungs- und bearbeitungsbedingten Fehlergrößen. Die Übertragbarkeit der Ergebnisse auf komplexe geometrische Formen wie Zahnrestorationen ist zwar aufgrund der komplizierten Fertigungs- beziehungsweise Bearbeitungsmethoden und der damit höheren Fehlerwahrscheinlichkeit nur bedingt möglich. Dennoch können Untersuchungen an einfachen Prüfkörpern gute Hinweise auf das Versagenverhalten geben [99].

In der vorliegenden Arbeit wurde die Biegefestigkeit von Gerüstmaterialien zweier vollkeramischen Kronensysteme verglichen, nachdem die Oberfläche auf verschiedene Weise bearbeitet wurde.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Entwicklung der Dentalkeramik

Keramische Erzeugnisse sind schon aus der Jungsteinzeit bekannt. In den verschiedensten Kulturregionen der Menschheit finden sich Funde von Gefäßen und Plastiken aus Tonkeramik. Die Verfeinerung durch Bemalung und Glasur war ein Meilenstein für die Entwicklung der Keramiktechnologie [96,68]. Durch die Glasur wurde eine Oberfläche erzeugt, die die Keramik als äußerst gewebefreundlichen Werkstoff auszeichnete und von dem sich bakterielle Beläge mühelos entfernen ließen [32,52].

Die früheste Glasurtechnik wurde um 4000 v. Chr. von den Sumerern erfunden und als ägyptische blaue Fayence berühmt. Diese Glasur wurde in einer Art Zementation hergestellt. Mittels Kapillarität wurde Kali entzogen, um mit der Oberfläche eines vorgeformten Körpers aus kieselhaltigen Partikeln zu reagieren und eine glasige Schicht kupferfarbenen eutektischen Silikats zu bilden. Diese Methode wird heute noch im Iran angewandt und daraus lassen sich alle Entwicklungen der keramischen Technologie ableiten [117].

Im nördlichen Europa erfuhr die Keramik nach der Völkerwanderung einen merklichen Aufschwung, besonders ab dem 14. Jahrhundert. Die Entwicklung beschleunigte sich am Ende des 17. Jahrhunderts mit der Gründung erster Porzellanmanufakturen. Zu diesem Zeitpunkt war in China das Porzellan schon seit 1000 Jahren bekannt [55].

*Marco Polo* (1254 -1324) hatte als erster Porzellan von Fernost nach Europa gebracht. In der Folge wurde Porzellan immer beliebter und führte bis in die Mitte des 18. Jahrhunderts zu einem schwunghaften Handel.

*August der Starke* (1670—1733), Kurfürst von Sachsen, tauschte sogar Soldaten gegen Porzellan. Um 1704 gelang es seinem Haus- und Hofchemiker *Friedrich Böttcher* erstmals, unter Verwendung einer Mischung aus Kaolin, Feldspat und Quarz durchscheinendes Porzellan herzustellen. Hierauf erfolgte die Gründung der Meissener Porzellanmanufaktur, wodurch sich eine blühende Keramikindustrie in Europa entwickelte. Die traditionellen keramischen Produkte, welche direkt aus Ton und anderen natürlich vorkommenden mineralischen Rohstoffen gefertigt werden, sind

heute alltägliche Massenartikel im Haushalt und sind aus unserem Alltag nicht mehr wegzudenken [55].

Andere Manufakturen, wie die in Wien 1717, in Berlin 1751-1757, Fürstenberg 1753, in Nymphenburg 1753 folgten [176,178].

1728 beschreibt *Fauchard*, der als wissenschaftlicher Begründer der Dentalkeramik gilt, in seinem Buch „Le Chirurgien Dentiste ou traite des Dents“, dass durch Emaillieren einer Metallbasis aus Gold oder Silber brauchbarer Zahnersatz herzustellen sei. Wegen der geringen Festigkeit fand das Verfahren jedoch keine Verbreitung [16, 176].

Erst 1770 begann die Herstellung von Porzellan in Frankreich. Trotzdem kam von dort der Gedanke, das Porzellan zur Herstellung von Zahnersatz, der bis dahin fast ausschließlich aus Menschen- oder Tierzähnen, Knochen oder Elfenbein angefertigt wurde, zu nutzen [176].

Der Schöpfer der ersten Porzellanpaste, die für prothetische Arbeiten verwendet wurde, war der französische Apotheker *Alexis Duchâteau*. Wegen der unkontrollierten Brennschwindung saßen die ersten Prothesen schlecht, und nach einigen fruchtlosen Experimenten suchte er die Hilfe des Dentisten *Dubois de Chemant*, der alle Qualitäten eines unermüdbaren Klinikers besaß. Im Jahre 1788 veröffentlichte *de Chemant* sein Buch über künstliche Zähne, und die darauf folgende Klage von Pariser Dentisten gegen ihn, die ihn des Diebstahls von *Duchâteaus* Erfindung beschuldigten, sandte ihn in die Emigration nach England.

In seinem Buch „The Strange Story of False Teeth“ beschreibt *John Woodford*, wie *de Chemant* sich im Jahre 1792 in London niederließ und Gebisse aus Porzellanpaste herstellte, die von der berühmten Porzellanfabrik Wedgwood geliefert wurde [117].

1808 veröffentlichte der Italiener *Giuseppangelo Fonzi* eine Methode zur Herstellung von Einzelzähnen mit eingebrannten Platinhaken (franz. *crampons*) [68] Diese wurden mit Golddraht an einer Basis befestigt und es gab bereits eine Farbskala von ca. 26 Farbtönen [16,52,].

Durch den Pariser Zahnarzt *Antoine Platou* (1817) gelangte die Keramik nach Amerika. Erst um 1850 schafften *Samuel Stockton* aus Philadelphia, sein Neffe *S.S. White* und *Claudius Ash* in England dem Porzellan Zahn eine erfolgreiche kommerzielle Basis. 1844 gründete *S.S. White* eine eigene Zahnfabrik, die *S.S. White Company*. In England

produzierte *Claudius Ash* als Gründer der britischen Weltfirma *ASH, SONS AND CO.* 1837 die Röhrenzähne [16, 52].

In Deutschland wurde erst 1893 die Zahnfabrik *WIENAND (De Trey)*, 1910 *HODDES* (Bad Nauheim), 1921 *HUTSCHENREUTHER* und 1922 die *DR. HILTEBRAND* Zahnfabrik (Vita Säckingen) gegründet [16, 68].

Gegen Ende des 19. Jahrhunderts konnte fester Zahnersatz mit der Keramik realisiert werden. *Dr. Charles H. Land* aus Detroit verrichtete auf diesem Gebiet Pionierarbeit und meldete im Jahre 1889 für die Herstellung der Porzellanjacketkrone das erste Patent an [16]. Mit der Entwicklung eines geeigneten Brennofens und durch die Einführung der Platinfolie gelang es ihm einen Schmelzübergang herzustellen [16, 68].

1908 beeindruckte *Dr. A. E. Schneider* seine Zuhörerschaft mit der Beobachtung, dass die Kronenschulter in einem rechten Winkel zur Okklusalkraft stehen müsste.

Als 1925 das Buch „Ceramics in Dentistry“ von *Dr. Albert Le Gros* veröffentlicht wurde, hatte sich die Verwendung von Porzellan etabliert.

Etwa zur gleichen Zeit erreichte die Entwicklung der hochschmelzenden Porzellane in Europa ein hohes Maß an Ästhetik. *Jan Adriaansen* aus Amsterdam war der Wegbereiter für die Technik des Porzellanbaus mit dem Pinsel. Er entwickelte außerdem mit den Glasurherstellern *Harrison* in Stoke-upon-Trent in England Porzellan mit hohem Schmelzpunkt [32].

In Deutschland wurden erst 1925 durch die Veröffentlichungen von *Brill* und *Lewin* die Möglichkeiten geschaffen, mit der Keramik zu arbeiten. Es standen die keramischen Massen von *S.S. White, Justi* und die deutschen Produkte von *WIENAND, VITA* und *DE TREY* zur Verfügung [32].

Viele Versuche wurden unternommen, eine entsprechende Metallverfestigung in die Keramik einzubringen. 1884 versuchte sich *Parmely-Brown* mit einer Technik, bei der Porzellan auf ein Platin-Iridium-Gerüst aufgebracht wurde. Verschiedene andere, wie *Dr. Swann, Felcher, Govestad, Johnson, Lakermance, Gonod* und *Granger*, verbesserten diese Methode und entwickelten die Porzellanbrücke mit Metallgerüst, was zur Entwicklung der gegenwärtigen metallkeramischen Stoffe führte [32, 117].

Aber erst 1962 kam es zum großen Durchbruch für die Keramik als Verblendmaterial. *M. Weinstein, S. Katz und A.B. Weinstein* meldeten ihr erstes Patent in den USA für das Permadent-Verfahren an. Es stellte die Möglichkeit dar, unter Verwendung spezieller Goldlegierungen das Porzellan besser an das Metall zu binden.

1958 entstand in Europa die VMK-VITA-Metallkeramik in Zusammenarbeit der Firmen *VITA* und *DEGUSSA*. Hierbei wurde die dentalkeramische Masse der Firma *VITA* auf eine Edelmetalllegierung der Firma *DEGUSSA* aufgebrannt.

Die Firma *WIENAND* entwickelte 1965 zusammen mit der Firma *HERAEUS* das BIODENT-HERADOR-GOLDKERAMIK-VERFAHREN [32, 68, 117].

Durch die Entwicklung von Vakuumbrennverfahren bei der Dentists' Supply Company in den USA, von *Vines, Semmelman, Lee* und *Fonvielle* erschlossen sich ganz neue Gebiete in der ästhetischen Zahnheilkunde.

Daraufhin nahm die Entwicklung einen sprunghaften Verlauf. Durch geänderte Brenntechniken, verbesserte Schichttechniken und veränderte Zusammensetzungen der keramischen Massen konnte nun an den keramischen Zahnersatz höchste Anforderungen gestellt werden [117, 178].

Da die ästhetische Wirkung der Metallkeramikronen einerseits durch den dunklen Metallkern, andererseits durch den Metallrand am Kronenabschluss eingeschränkt ist, und da es außerdem häufig zu einer verminderten Gewebeverträglichkeit aufgrund von Korrosions- und Oxidationsprodukten der verwendeten Aufbrennlegierung kam, war die Entwicklung der neuen vollkeramischen Kronensysteme ein Segen.

Mit diesen ist es heute möglich, durch die Metalleinsparung kostengünstigere, ästhetischere und noch biokompatiblere Restaurationen herzustellen, die sich immer größerer Beliebtheit erfreuen.

## 2.2 Zusammensetzung und Verarbeitung vollkeramischer Massen

Die Grundstoffe der ursprünglichen Dentalkeramiken sind drei natürlich vorkommende, gemahlene Mineralien, wie sie auch in den Geschirrporzellanen verwendet werden:

- Feldspat 60 – 80 Gew. %
- Quarz 15 – 25 Gew. %
- Kaolin 0 – 5 Gew. %

**Feldspat** bedingt durch seine glasartige Schmelze die hohe Festigkeit der Keramik und ist für die Transparenz bedeutsam.

**Quarz** ist Kieselsäure und gibt der Keramikmasse eine hohe „Standfestigkeit“ und Modellierfähigkeit.

**Kaolin** dient der Festigkeitssteigerung und ist nur noch sehr wenig enthalten.

Darüber hinaus sind verschiedene Zusätze üblich, um die Materialeigenschaften zu beeinflussen. Um die Erniedrigung der Schmelz- und Erweichungstemperatur zu erreichen, werden Flussmittelzusätze wie Kaliumkarbonat, Natriumkarbonat, Kaliumphosphat, Borax, Bleioxid, Kaliumoxid, Magnesiumoxid u.a. zugesetzt. Die Anwendung wird teilweise durch ihre Toxizität eingeschränkt.

Um eine optische Zahnähnlichkeit zu erhalten, werden Farbzusätze nötig. Als Trübungsmittel werden tetravalente Metalloxide mit hohem Brechungsindex wie Titanoxid, Selenoxid, Siliziumoxid u.a. beigemischt [32, 150, 152, 167].

Durch Zugabe von Fluoreszenzbildnern wie Caesium, Samarium und Uran wird die Nachahmung der Fluoreszenz erreicht. Wesentlich für die farbliche Angleichung der Keramik sind optische Eigenschaften der Strukturkomponenten, wie Brechungsindex und Partikelgröße, und die Verarbeitungsbedingungen, wie Brenndauer, Brenntemperatur und Brennbedingungen [32].

Dentalkeramische Massen müssen industriell aufgearbeitet werden. Es erfolgt zuerst eine Grobzerkleinerung des mineralischen Rohmaterials. Daran schließt sich eine Zerkleinerung zu sandkorngroßen Partikeln an, die nochmals in Kugel- bzw. Trommelmühlen bis zum gewünschten Feinheitsgrad zermahlen werden. Die Mischungen der pulverisierten Komponenten werden vom Hersteller zu einem Scherben (Fritte) gebrannt. Durch Fritten, das Zusammenschmelzen ungeformter Rohstoffe, wird

der kristalline Anteil des Feldspates verringert. Damit erhält das Material eine höhere Transparenz. Mit jedem zusätzlichen Fritten ändern sich die physikalischen Eigenschaften (*Körber* u. *Ludwig* 1982) bis zum Erreichen eines definierten Stadiums, in dem sich die verschiedenen Komponenten beim späteren Brennen im Dentallabor nicht mehr gravierend ändern [32].

Das gefrittete Pulver wird bei Temperaturen oberhalb des Erweichungspunktes gebrannt, und die Pulverpartikel verschmelzen miteinander. Das nennt man Sintern und dadurch wird das Gefüge der geformten Rohmasse verdichtet und ein Festkörper gebildet (Scherben). Der Sinterbrand ist mit einer erheblichen Volumenschrumpfung verbunden, die bis zu 40 Vol-% betragen kann. Diese ist abhängig von der Massenzusammensetzung, der Dichte und den Brennbedingungen. Durch eine kontinuierlich abnehmende Korngröße, also eine Vermischung von heterogenen Teilchengrößen, kann der Anteil der Hohlräume erheblich vermindert werden. Das ist heute bei den neuentwickelten Dentalkeramiken verwirklicht. Es findet sich ein Teilchendurchmesser im Bereich von 2 – 75  $\mu\text{m}$  [32].

### 2.3 Moderne vollkeramische Systeme

Eine Einteilung der Keramiken nur nach chemischen Gesichtspunkten würde dazu führen, dass innerhalb einer Gruppe Werkstoffe mit stark unterschiedlichen Eigenschaften zusammengefasst würden. Schüller unterscheidet deshalb nach der atomaren Anordnung (glasig-amorph, kristallin) und der chemischen Zusammensetzung (Oxide, Nichtoxide) zwischen silikatischen, oxidischen und nichtoxidischen Keramiken (s. Tab. 2.1). Silikatkeramische Werkstoffe bestehen aus einer quasiamorphen Glasmatrix aus Siliziumoxid, in der die kristalline Phase als willkürlich verteilte Partikel eingebettet ist. Bei den oxidischen Keramiken lässt sich hauptsächlich oder ausnahmslos eine kristalline Struktur finden, während nichtoxidische Keramiken, zu denen die Nitride und Carbide zählen, für die Zahnmedizin ohne Bedeutung sind [161]. Verschiedene Autoren fordern weitere systematische Einteilungen der Dentalkeramiken nach anderen Gesichtspunkten. So sieht Kappert die Einordnung nach dem Anwendungsbereich (Verblendkeramik, Gerüstkeramik), physikalischen Eigenschaften (z.B. Wärmeausdehnungskoeffizient, Brenntemperatur) sowie auch nach

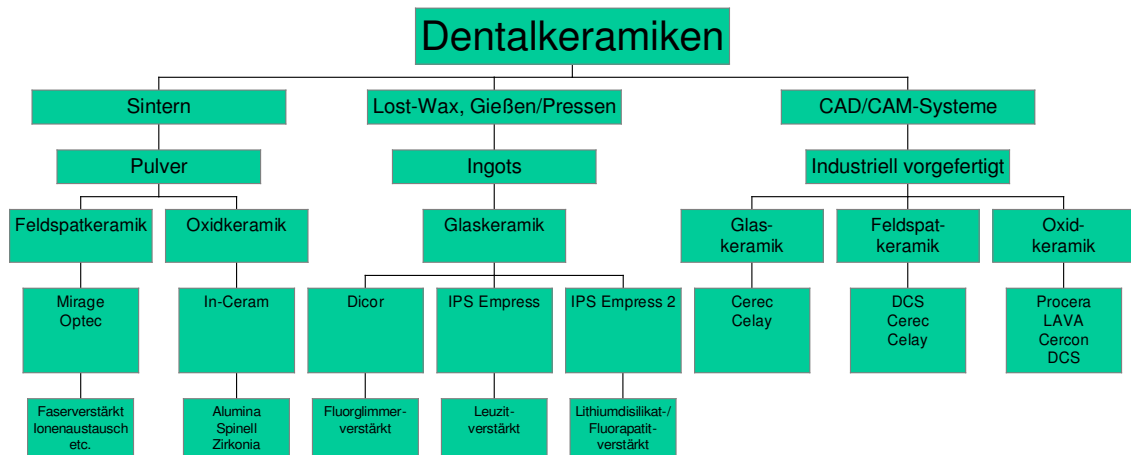
der chemischen Zusammensetzung als geeignet. Aus werkstoffkundlicher Sicht fordert er eine Einteilung in Glaskeramiken, Infiltrationskeramiken, Aluminiumoxid-verstärkte Keramiken, Aluminiumoxid und Zirkonoxid [81].

Andere gängige Klassifikationen differenzieren nach Zementierungsart (konventionell, adhäsiv), klinischer Anwendung (Veneers, Inlays, Teilkronen, Kronen, Brücken) oder Herstellungsverfahren (s. Abb. 2.1) [131, 137].

<b>1. Silikatkeramische Werkstoffe</b>						
Gefüge	grob		fein			
	porös	dicht	porös		dicht	
Wasseraufnahmefähigkeit [Gew. %]	> 6	< 6	> 2		< 2	
Scherben	farbig	farbig	farbig	hell bis weiß	farbig	hell bis weiß (fuchsindicht)
<b>1.1 Tonkeramische Erzeugnisse (Scherben enthalten Mullit als wesentlichen Gefügebestandteil)</b>						
Beispiele	Ziegel	Klinker Baukeramik	Töpferwaren	Tonsteingut	Fliesen Sanitärwaren	Hartporzellan Weichporzellan <b>Dentalkeramik</b>
<b>1.2 Sonstige Silikatkeramische Erzeugnisse</b>						
Beispiele	Silikatsteine	Schmelzge- gossene, feuerfeste Steine		Cordierit	Cordierit	Steatit Li-Al-Silikat
<b>2. Oxidkeramische Werkstoffe</b>						
Gefüge	grob		fein			
<b>2.1 Einfache Oxide</b>						
Beispiele	Aluminiumoxid Magnesiumoxid Calciumoxid		Aluminiumoxid Magnesiumoxid Berylliumoxid Titanoxid Zirkoniumdioxid			
<b>2.2 Komplexe Oxide</b>						
Beispiele	Chromit		Perowskite Spinelle Granate			
<b>3. Nichtoxidische keramische Werkstoffe</b>						
Gefüge	grob		fein			
Beispiele	Kohlenstoff Graphit		Nitride Carbide Kohlenstoff			

*Tab. 2.1: Systematik der keramischen Werkstoffe nach Schüller [161]*





*Abb. 2.1: Übersicht über die vollkeramischen Systeme [133]*

### 2.3.1 Festigkeitssteigerungen der Feldspatkeramiken

Entscheidend für die Erweiterung des Indikationsbereiches der Vollkeramik war die Erhöhung der Biegefestigkeit. Diese ist erzielbar durch die Verbesserung der Oberflächengüte, sowie eine Steigerung der „inneren“ Festigkeit, welche auf dem Prinzip der Eigenfestigkeitssteigerung durch Partikelinhomogenisierung [116] beruht. Die Dauerfestigkeit einer Keramik wird durch die Anzahl der winzigen Defekte, wie Poren, chemische Verunreinigungen oder Mikrorisse, die bei der Herstellung und der Bearbeitung entstehen, entscheidend mit beeinflusst [106]. Bei Zug- oder Biegebeanspruchung kommt es zur Vergrößerung dieser Mikroschwachstellen und zur Rissbildung, so dass die Keramik Druckkräfte, die diese Fehlstellen komprimieren, wesentlich besser toleriert als Zug- oder Scherkräfte. Zudem ist die Dauerfestigkeit unter Belastung zeitlich nicht konstant. Das heißt, auch Kräfte, die die Dehngrenze nicht überschreiten, schwächen das Werkstück und können auf Dauer auch bei unter dem Bruchwert liegenden Belastungen zur Fraktur führen. Dieses Risswachstumsphänomen wird subkritisches Risswachstum genannt [11, 64, 106, 109].

Bei Keramiken, die ohne Metallunterstützung verwendet werden sollen, ist es darum sehr wichtig, dass Mechanismen in den Werkstoff eingebaut werden, durch die das Rissfortschreiten behindert oder erschwert wird. Hierfür findet einmal die Partikelverstärkung Anwendung, bei der kleine kristalline Partikel in der Glasmatrix mit

einem festen Verbund zum Glas eingelagert werden. Dabei werden induzierte gefügeverstärkende Kristallite zugegeben, wie hochschmelzende feste Oxide des Siliziums, Aluminiums, Magnesiums und des Zirkons, Leuzit, Flounglimmer und Hydroxylapatit [8, 32]. Ausgehend von den Füllstoffen spricht man von aluminiumoxid- oder leuzitverstärkter Keramik. Das für spröde Materialien typische Frakturverhalten wird durch den erhöhten Kristallanteil durch Rissbildung verändert. Risse werden an solchen Kristallen gestoppt oder umgeleitet, indem Energie dissipiert wird, wodurch sich die Risszähigkeit des keramischen Körpers erhöht [35, 109], da sie sich nicht mehr ungehindert durch das ganze Werkstück fortpflanzen können [110, 150]. Hier resultiert eine umso größere Festigkeitssteigerung je kleiner die Kristalle, je größer die Dichte und je homogener die Verteilung der Partikel ist [32, 179].

Zusätzlich können bei Einlagerungen von Teilchen Verstärkungen durch das Erzeugen von „Misfit-Spannungen“ erzielt werden, die durch einen von der Matrix unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten der Partikel erzeugt werden. Auf solche Teilchen zulaufende Risse werden noch effektiver gestoppt [32, 109].

Eine andere Möglichkeit, die Umwandlungsverstärkung, ergibt sich durch die Einlagerung von geeigneten Kristalliten, die eine dreidimensionale Umstrukturierung (martensitische Phasentransformation) vollziehen können [109, 133]. Unter Spannungsbelastung wandeln sich Zirkonoxidkristallite aus der tetragonalen in die monokline Form um (3-5% Volumenzunahme) und induzieren auf diese Weise eine Druckspannung im Material, die den Riss zusammendrückt und so eine Ausbreitung verhindert oder zumindest verlangsamt [32, 105, 109, 131, 133, 179, 191].

### 2.3.2 Mirage II®

Bei Mirage II handelt es sich um eine Feldspatkeramik, bei der durch die Einstreuung von industriell vorgefertigten, hochverdichteten Keramikfasern (Whisker) aus Zirkondioxid versucht wurde, die Biegefestigkeit zu erhöhen. An diesen Fasern sollte die Weiterleitung von Mikrorissen gestoppt werden.

Aufgrund zu langer Fasern, einer nicht homogenen Verteilung und einer unzureichenden kompakten Verbindung zwischen Faser und Matrix, konnte nur ein geringfügiger festigkeitssteigernder Effekt beobachtet werden. Daher kann Mirage II nicht für Brücken empfohlen werden, höchstens für den Einzelzahnersatz. Der

hauptsächliche Verwendungszweck der Mirage II-Keramik ist auf Inlays beschränkt [135, 152].

### 2.3.3 Optec HSP®

Optec HSP ist eine leuzitverstärkte Feldspatkeramik mit erhöhtem Leuzitgehalt (50,6%), der die Festigkeit im Vergleich zu herkömmlicher Feldspatkeramik steigert. Die Leuzitkristalle werden durch verschiedene Temperaturzyklen erreicht. Durch den unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Leuzit und der Glasmatrix und durch das Auftragen einer Oberflächenkeramik mit einem kleineren Wärmeausdehnungskoeffizienten werden Druckspannungen erzeugt und dadurch die Stabilität der Keramik erhöht [158].

Die Hauptverwendung dieses Materials findet sich in Form von Inlays, Onlays und Veneers [180, 152].

### 2.3.4 In-Ceram®

Das In-Ceram-System (Vita, Bad-Säckingen) wurde von *M. Sadoun*, einem französischen Zahnarzt, entwickelt.

Die Keramik besteht aus feinstkörnigem Aluminiumoxidpulver und lanthanhaltigem Glas, die sich beide dreidimensional durchdringen, und wird aufgrund des Verarbeitungsprinzips als Infiltrationskeramik bezeichnet [79]. Es werden erst die Kristallite in dichtester Packung trockengesintert und dann wird das Glas hinzugegeben. Das Pulver wird mit einer Spezialflüssigkeit zu einem Schlicker angemischt, mit dem das Gerüst auf dem Gipsmodell modelliert werden kann [67].

Es gibt weitere Modifikationen des In-Ceram Systems: In-Ceram Spinell, wobei anstelle reinen Aluminiumoxids eine Mischung aus Aluminium- und Magnesiumoxid als Gerüstmaterial verwendet wird und In-Ceram Zirkonia, wobei Zirkonoxid mit Aluminiumoxid gemischt wird [67].

In-Ceram zeichnet sich durch einfache zahntechnische Verarbeitung, hohe Pass- und Randschlussgenauigkeit und vor allem durch hohe Festigkeit aus. Dennoch ist sein Indikationsbereich auf Einzelkronen und kleinere Frontzahnbrücken beschränkt [77].

### 2.3.5 DICOR® (Dentsply International und Corning Glass Works)

Ende der fünfziger Jahre wurde von *Stookey* die Werkstoffgruppe der Glaskeramiken als modernes Produkt eingeführt. So wurden unterschiedlichste Glaskeramiken in Deutschland, Japan und besonders in den Corning Glaswerken in den USA hergestellt. Somit war eine breite Palette von Produkten möglich, wie z.B. bioaktive Werkstoffe und auch moderne Produkte für Hauswirtschaft, Forschung und Technologie. Die erste Glaskeramik für die Zahnmedizin war das Produkt DICOR® (*De Trey/Dentsply*) [67].

Das Gefüge der dentalen Glaskeramik basiert auf der Kristallisation von Glimmer mit der Zusammensetzung  $K_2Mg_5[F_4Si_8O_{20}]$  in einem Glas des quaternären Systems  $K_2O$ - $MgF_2$ - $MgO$ - $SiO_2$  [43].

Dicor wird, wie bei einer Herstellung aus Metall üblich, entsprechend dem „Lost-Wax“-Verfahren modelliert, in eine Spezialeinbettmasse eingebettet und in einem Spezialgussgerät gegossen. Diese sehr spröde und zerbrechliche Krone wird erneut eingebettet und 9 Stunden bei einer Temperatur von  $1075^\circ C$  keramisiert. Dabei findet ein Kristallwachstum statt und das vorher durchsichtige Glas wird opak [145].

Die Krone erreicht ihre endgültige Farbe durch mehrmaliges Auftragen und Brennen von Malfarben. Eine weitere Farbgebung ist durch die Auswahl des geeigneten Zementes im Patientenmund möglich [164].

### 2.3.6 IPS Empress® 1 und IPS Empress® 2

Etwa zur gleichen Zeit der Markteinführung der Gießkeramik Dicor® wurde in der prothetischen Abteilung des Zahnärztlichen Institutes der Universität Zürich ein Verfahren zum Heißpressen von Keramik aufgegriffen und später zusammen mit Ivoclar weiterentwickelt. Aus Literaturrecherchen für die Patentfähigkeit ging hervor, dass die Idee bereits 1936 publiziert wurde [8].

Die pressbare Glaskeramik IPS Empress®1 besteht aus einer Glasphase (Lithiumdisilikat) und einer Kristallphase vom Typ des Leuzits. Leuzit hat die chemische Strukturformel  $K(AlSi_2O_6)$ , Lithiumdisilikatkristalle werden chemisch  $Li_2Si_2O_5$  bezeichnet.

Nach dem Verfahren der Schichttechnik wird die Sinterglaskeramik, die ebenfalls den Leuzitglaskeramiken zuzuordnen ist, auf diese Pressglaskeramik aufgeschichtet. Somit können z.B. Kronen in Frontzahnbereich mit hohen ästhetischen optischen Eigenschaften wie einstellbare Transluzenz, Opaleszenz usw. erzeugt werden.

Die herzustellenden Objekte werden in Wachs modelliert und in eine feuerfeste Spezial-Einbettmasse gegeben. Es ist ein spezifisches Muffelsystem notwendig. Die Muffel wird auf 850 °C vorgeheizt und in den Pressofen Programat P 90 umgesetzt zusammen mit den vorgewärmten Aluminiumoxid-Kolben und einem Keramikrohling.

Die Presstemperatur beträgt 1075 °C bei der Maltechnik und 1180 °C bei der Schichttechnik.

Für die individuelle Zahnfarbe liegt Stumpfmateriale in Dentinfarben vor. Als Basiskeramik für die Maltechnik stehen Rohlinge mit verschiedener Transparenz zur Verfügung. Die Malfarben selbst liegen bereits in Zahnfarben vor [8].

IPS Empress 1 ist für Inlays, Onlays, Veneers und Kronen geeignet.

Die neue Schichttechnik-Keramik IPS Empress 2 besteht aus zwei unterschiedlichen Glaskeramiken, einer Gerüst- und einer Schicht-Glaskeramik. Diese haben keine Ähnlichkeit mit der Leuzit-Glaskeramik von IPS Empress, sondern stellen einen neuen Werkstoff dar.

Die Gerüstkeramik ist eine Lithiumdisilikat-Glaskeramik und die chemische Basis stellt das  $\text{SiO}_2 - \text{Li}_2\text{O}$  System dar. Es handelt sich um eine hochkristalline Mikrostruktur mit mehr als 60 Vol.-% dicht angeordneter Lithiumdisilikatkristalle, die einheitlich in einer Glasmatrix eingeschlossen sind [145]. Die Keramik besitzt eine hohe Transluzenz und gleichzeitig vorteilhafte Verarbeitungseigenschaften, wie das Verpressen bei 920 °C durch viskoses Fließen im IPS Empress EP 500 Pressofen [73].

Auch das Gefüge unterscheidet sich von IPS Empress 1. Es besteht in der kristallinen Phase hauptsächlich aus länglichen ca. 0,5 – 5 µm grossen Lithiumdisilikat-Kristallen und kleinen Lithiumorthosphosphat Kristallen mit der Größe 0,1 bis 0,3 µm.

Das Pressverhalten unterscheidet sich aufgrund einer anderen Temperatur-Viskositäts-Funktion. Zu hohe als auch zu niedrige Presstemperaturen wirken sich nachteilig aus und die Presszeit zur Herstellung der Kronen und Brücken ist genau einzuhalten. Nach dem Pressvorgang kann direkt das Auftragen der Sinter-Glaskeramiken erfolgen. Diese sind als spezielle Werkstoffvarianten erhältlich. Sie werden in Pulverform als Dentin-, Schneide-, Impuls-, Transparent-, und Effekt-Massen geliefert.

Diese Kristalle stellen Schichtkristalle dar und nach dem Vorpressen ist ihr Anteil mit etwa 70+/-5 Vol-% sehr hoch und sie sind sehr stark miteinander vernetzt. Dieses Raumnetzwerk an Kristallen mit hohem Füllungsgrad bewirkt die hohe Festigkeit der Glaskeramik. Die nach dem Kristallisationsprozess zurückgebliebene Glasmatrix erbringt zusätzlich die vorteilhaften optischen Eigenschaften der Glaskeramik wie z.B. die Transparenz.

Die Beschichtung der Gerüstkeramik erfolgt mit einer sinterbaren Glaskeramik, deren Hauptkristallphase Fluorapatit ( $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{F}$ ) enthält. Die Kristalle sind nadelförmig und bedingen damit die besonderen optischen Eigenschaften [67]. Die Schichtmaterialien werden bei einer Verarbeitungstemperatur von 800°C aufgebracht.

### 2.3.7 CAD/CAM-Systeme

CAD/CAM steht für Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing (computerunterstützte Konstruktion und Fertigung).

Die herzustellende Restauration wird zuerst dreidimensional im Computer konstruiert und auch die Fertigung erfolgt computergesteuert.

Folgende Arbeitsschritte müssen prinzipiell durchlaufen werden, damit eine Vollkeramikrestauration hergestellt werden kann [15,178, 120]:

- 3 D Datenerfassung der Präparation (optische, nicht-optische Systeme)
- Generierung des Datensatzes für die vollständige Zahnrestauration (CAD)
- Aufbereiten und Fräsen des Datensatzes in der CNC-Fräsmaschine (CAM)

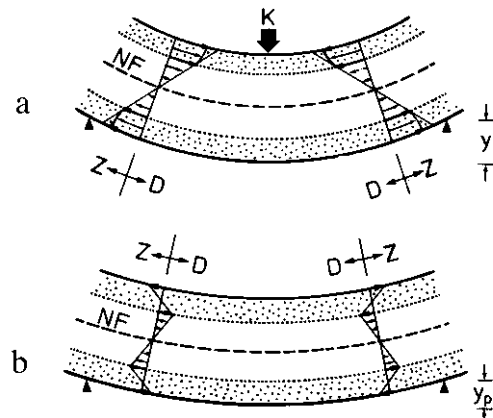
## 2.4 Werkstoffprüfung vollkeramischer Massen

Die glaskeramischen Massen sind in der Mundhöhle den unterschiedlichsten Belastungen ausgesetzt, durch die sie weder bleibend verformt noch zerstört werden sollten. Es kommt zu komplexen Spannungsverteilungen, die aus Überlagerungen von Druck-, Zug-, Biege-, Schub- und Torsionsbelastungen bestehen. Dazu kommt die Feuchtigkeitseinwirkung und Temperaturwechselbeanspruchung in der Mundhöhle. Außerdem sind innere Spannungen wirksam, die sich durch schnelle Abkühlung, Ionenaustausch und Gefügestruktur aufbauen können.

Die Sprödigkeit der Keramik ist durch den Kristallaufbau und die hohen Kovalenzanteile der chemischen Bindung bedingt. Daher versagt die Keramik bei Spannungsspitzen mit einem plötzlichen Lastabfall im elastischen Bereich.

Spröde Materialien weisen grundsätzlich gegenüber Druckbelastungen deutlich geringere Zugfestigkeiten auf. Deshalb kommt dieser Belastungsart eine besondere Bedeutung zu. Man prüft das vorzugsweise in uniachsialen Biegetests, da klassische Zugversuche aufgrund der problematischen Probeneinspannung schwer durchzuführen sind.

Der Vorteil von Biegetests besteht darin, dass reine Zugspannungen an der Probenunterseite entstehen, die hauptverantwortlich für die Rissentstehung und -weiterleitung sind [49].



**Abb.2.2:** Spannungszustände während der Belastung beim Biegeversuch [112]

- a: Während der Belastung: die plastische Deformation beginnt an den Außenzonen im Bereich der größten Druck- ( $D$ ) und Zugspannung ( $Z$ ), wenn dort die Elastizitätsgrenze erreicht ist.
- b: Nach der Entlastung: in den inneren Zonen Reste der elastischen Biegespannungen, in den äußeren Zonen neue Zug- und Druckspannungen. In den plastisch deformierten Bereichen entsteht je eine zusätzlich neutrale Faser [58]

Festigkeit ist keine physikalische Eigenschaft im eigentlichen Sinne. Spricht man einem Körper eine hohe Festigkeit zu, so impliziert man einen hohen Widerstand gegenüber allen Formänderungen, wie Druck-, Zug-, Biege- und Scherfestigkeit. Mit allen bekannten Testverfahren gelingt es lediglich einen oder zwei dieser Aspekte zu erfassen.

Die Festigkeit eines Festkörpers ist durch eine Reihe von Strukturparametern bestimmt [94]:

- Bindung innerhalb der Kristalle/Körner
- Bindung zwischen den Kristallen/Körnern
- Korngröße, Kornform, Kornorientierung
- Orientierungsbeziehung in den Korngrenzen
- Porosität
- Oberflächenbeschaffenheit
- Innere Spannung



Nach *Morrell* [124] hängen die Resultate von Festigkeitsversuchen ab von:

- I. Probenherstellung, Dichte, Porengröße und -verteilung, Korngröße und -verteilung, Phasenverteilung, Vorzugsorientierung, Verunreinigungen, Herstellungsfehlern, Oberflächen- und Kantenbearbeitung.
- II. Geometrie- und Belastungsweise der Testvorrichtung: Volumen des Testmaterials, ein- oder mehraxiale Belastung, Reibungseffekte und Spannungskonzentrationen an den Lastangriffspunkten oder der Probenflächen oder Möglichkeit zur Selbstausrichtung, Profil der beanspruchten Kanten
- III. Testbedingungen: Belastungs- bzw. Verformungsrate, chemische Umgebung, Temperatur.

Die Verwendung kleiner Proben mit sorgfältig polierten Oberflächen und Kanten und schnellen Belastungsraten führen zu hohen Festigkeiten, die in der praktischen Anwendung unrealistisch sind [94].

Definiert ist die Biegefestigkeit als Widerstand gegen Kräfte, die rechtwinkelig zur Längsachse eines frei aufgelagerten oder eingespannten Körpers wirken und diesen auf Durchbiegung beanspruchen. Zur Ermittlung der Biegespannung dient der Biegeversuch. Dazu stehen folgende Methoden zur Verfügung [112]:

- die biaxiale Biegeprüfung an kreisrunden Prüfplättchen nach EN ISO 6872
- die Dreipunkt-Biegeprüfung an rechteckigen Prüfstäbchen nach EN ISO 6872
- die Vierpunkt-Biegeprüfung an rechteckigen Prüfstäbchen nach DIN 51 110
- die Doppelring-Biegeprüfung an kreisrunden Prüfplättchen nach DIN 52292

## 2.5 Oberflächenbearbeitung allgemein

Bei der mechanischen Oberflächenbearbeitung wird grundsätzlich zwischen spanloser Bearbeitung und spanabhebender Formgebung unterschieden.

In der Zahntechnik spielt die spanlose Bearbeitung insbesondere die Kaltumformung wie Ziehen, Walzen, Hämmern und Biegen eine untergeordnete Rolle. Die durch die plastische Verformung verursachten Gitterstörungen der Kristallite und Gefügeveränderungen bedingen vor allem eine Veränderung der mechanischen Eigenschaften, wie Erhöhung der Dehngrenze und Härte sowie eine verringerte Bruchdehnung.

Die spanabhebende Formgebung bezieht sich vor allem auf das Fräsen und kann mit dem Schleifen und Polieren unter Oberflächenbearbeitung eingeordnet werden [32].

## 2.6 Einfluss der Oberflächenqualität auf die Festigkeit

Der Oberflächenzustand (Kerben, Riefen, Rauigkeit) hat einen erheblichen Einfluss auf die Lebensdauer bzw. auf die Dauerfestigkeit eines Werkstückes: je glatter die Oberfläche ist, desto längere Zeit oder desto öfter kann ein Werkstück einer höheren Belastung ausgesetzt werden, ehe es durch Ermüdungsbruch versagt.

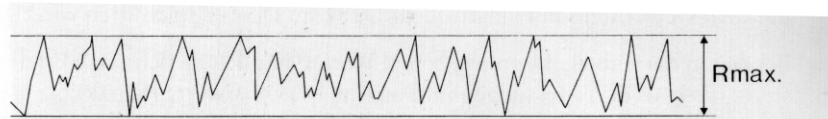
Die Qualität einer Oberfläche wird beurteilt nach Größe und Form ihrer mikrogeometrischen Differenzen gegenüber einer ideal glatten Fläche mit dem gleichen makroskopischen Verlauf [112].

Nach dem Schleifen oder Bohren bleibt auf den Oberflächen der Werkstoffe eine gewisse Rauigkeit bzw. Rautiefe zurück [111].

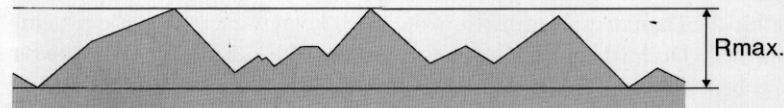
Unter Rautiefe versteht man den Abstand vom tiefsten Punkt einer Riefe bis zum höchsten Punkt eines Grades einer makrogeometrischen geraden Fläche [111, 112].

Die Rauigkeit ist umso geringer, je größer der Abstand der Riefen ist. Die Rauigkeit wird definiert durch den Quotienten von Rautiefe und Riefenabstand.

Die Oberfläche ist also umso glatter, je geringer die Rautiefe und je größer der Abstand der Riefen ist.



**Abb. 69** Die maximale Rauhtiefe wird definiert als Abstand vom höchsten Punkt eines Grates bis zum tiefsten Punkt einer Riefe



**Abb. 70** Die Rauigkeit wird definiert als Quotient von Rauhtiefe und Riefenabstand

*Abb. 2.3 und 2.4: Definition der Rautiefe und Rauigkeit aus: Form- und funktionsgerechtes Präparieren [111].*

Die Rautiefe einer beschliffenen Oberfläche ist abhängig von der Korngröße des zuletzt verwendeten Schleifmittels. Die zunehmende Glättung der Oberfläche wird optisch durch einen zunehmenden Glanz sichtbar. Hochglanz resultiert, wenn die Rautiefe nur noch  $0,25\ \mu\text{m}$  und darunter beträgt. Dieser Wert ist deutlich kleiner als die Wellenlänge des sichtbaren Lichtes ( $0,4 - 0,7\ \mu\text{m}$ ) [111].

Die Oberfläche der Keramik kann sowohl durch nochmaliges Sintern als auch durch mechanisches Polieren verdichtet werden, so dass eine glatte Oberfläche erreicht wird. Auch Marx beschreibt, dass die Güte und Sorgfalt der Präparation (Verdichtung, Poren- und Lunkenfreiheit, Oberflächengüte) einen entscheidenden Einfluss auf die Höhe der gemessenen Biegefestigkeit einer Vollkeramik haben, weil der Bruch von zufällig vorhandenen Störungen und Schwachstellen, insbesondere der Oberfläche, seinen Ausgang nehmen kann [109].

## 2.7 Zahnärztliche Oberflächenbearbeitung

Die Oberflächen aller Dentalwerkstoffe (Legierungen, Kunststoffe, keramische Materialien) bedürfen nach der endgültigen Formgebung eines zusätzlichen Arbeitsganges zur Vermittlung einer für die Inkorporierung in die Mundhöhle

ausreichend glatten Oberfläche. Das ist in den meisten Fällen eine mechanische Oberflächenbearbeitung durch Schleifen und Polieren.

Legierungen können auch auf galvanischen Wege (elektrolytisches Polieren), keramische Materialien durch oberflächliches Aufschmelzen (Glasieren) geglättet werden. [112]

## 2.8 Oberflächenbearbeitung von Dentalkeramik

Die Oberflächenbearbeitung von Keramik mit rotierenden Instrumenten ist während sämtlicher Phasen der Anprobe oder Fertigstellung nötig. Der Zweck des Schleifens dient zur individuellen funktionellen und ästhetischen Anpassung der Dentalkeramik an die Patientensituation. Misserfolge bei der Bearbeitung, wie Sprünge oder Abplatzungen der Keramik, können durch Überhitzung oder falsches Ansetzen der Schleifkörper entstehen [178]. Die Art der Schleifkörper, mit denen die Keramik bearbeitet werden soll, muss entsprechend ausgesucht werden. Der Schleifkörper muss härter sein, als das zu bearbeitende Material. Für die Bearbeitung dentalkeramischer Massen verwendet man, bedingt durch ihre Härte, diamantierte Schleifkörper. Dabei ist folgendes zu beachten:

- **Kornart:** Es gibt synthetische oder natürliche Diamantkörner. Die natürlichen Diamantkörner weisen eine kontrollierte Festigkeit und eine hohe Wärmebeständigkeit auf.
- **Korngröße:** Es gibt je nach Korngröße eine einheitliche Farbkodierung von 15 µm ultra-fein (weiß), über 30 µm extra-fein (gelb), 50 µm fein (rot), 100 µm mittel (keine Markierung), 135 µm grob (grün), bis hin zu 180 µm extra-grob (schwarz).
- **Bindungsart/Bindungshärte:** Man unterscheidet Kunstharzbindung, Metallbindung und galvanische Bindung. Der gleichmäßige Korn- und Bindungsverschleiß ist wichtig, um eine bleibende konstante Schleiffähigkeit zu erhalten.
- **Kornkonzentration:** Anteil von Diamantkörnern im Schleifkörper, wird in Karatgewicht pro cm<sup>3</sup> angegeben [111].

Beim Schleifen und Polieren beruht die mechanische Glättung im wesentlichen auf dem Abtragen der Oberflächengrate. Es werden dazu kleinste, spitze und scharfkantige Partikel eines Materials benutzt, das härter als der zu bearbeitende Werkstoff ist. Die einzelnen Partikel wirken dabei wie kleine Schneidwerkzeuge. Ein effektives Schleifen findet nur an hinreichend harten bzw. schneidbaren Materialien statt, wenn die Partikel gegen die Oberfläche bewegt werden. Dazu verwendet man Bürsten und Schwabbel, sowie auch Tücher. Ebenso kann das Schleifgut auch auf Leinenstreifen oder Papier (Schmirgelpapier) geklebt sein.

Bei rotierenden Schleifkörpern befinden sich die Partikel häufig in einer Matrix aus weicherem Material, die als Bindemittel dient. Die Festigkeit und Härte dieses Bindemittels ist auf die Härte des zu bearbeiteten Werkstoffes abgestimmt. Die Aufgabe des Bindemittels liegt einerseits in der Verankerung der Schleifpartikel, andererseits soll es nach dem Herausbrechen der Schleifpartikel so schnell abradieren, dass tiefer gelegene Partikel entsprechend schnell freigelegt werden.

Als Bindemittel werden verschiedene harte Materialien wie keramische Massen und auch Metalle und weichere Substanzen wie Nylon und Kautschuk verwendet. Durch das Einbetten des Schleifgutes in eine Matrix sind unterschiedliche Formen von rotationssymmetrischen Schleifkörpern möglich [32,111].

Durch Polieren wird die Oberfläche ohne wesentlichen Materialabtrag weiter eingeebnet. Zwischen Schleifen und Polieren besteht kein grundsätzlicher Unterschied, eher unterschiedliche Zielsetzungen. Das Polieren ist ein Schleifen mit feineren Mitteln und strebt ausschließlich eine glänzende Oberfläche an und erfolgt in mehreren Schritten unter Verwendung zunehmend feinerer Partikel. Der unvermeidliche Materialverlust soll dabei möglichst gering sein und es finden auch Schleifsubstanzen Verwendung, die weicher sind als das zu polierende Material [111]. Die wirksame Oberfläche wird verkleinert und die physikalischen und mechanischen Eigenschaften des Materials werden verändert. Es wird „veredelt“, damit weniger anfällig für Korrosion und auch die Plaqueanlagerung verringert sich deutlich. Nach *Strub* [179,180] würden aufgeraute okklusale Kontaktpunkte aus Keramik die Gegenbeziehung stärker abradieren und zu einer Schädigung der sich berührenden Funktionsflächen führen. Deshalb ist es wichtig, eine hochglanzpolierte Oberfläche zu erreichen. Eine gut polierte Oberfläche lässt sich viel besser reinigen und damit wird dem Patienten die Mundhygiene erleichtert [32].

Die Bearbeitung der aufgerauten Keramikoberflächen mit einer Glasurmasse und anschließendem Brennen (Glanzbrand) stellt nach einer Untersuchung von *R. Vangerow* die optimale Form der Keramikverarbeitung dar [198].

Nach *Wirz* erübrigt sich ein oberflächenveredelnder Glasurbrand, sofern eine Politur mit Politurfilz und Diamantpolierpaste erfolgt. Bei einem Keramikinlay ist für die der Kavität zugekehrten Flächen eine Politur beziehungsweise ein Glanzbrand ohnehin nicht erwünscht. *Kunzelmann, Hickel* und *Wirz et al.* raten, erst dann eine Politur durchzuführen, wenn die Keramikinlays befestigt sind, der Klebeüberschuss des Befestigungskomposits entfernt wurde, und die Okklusion überprüft bzw. eingeschliffen wurden [120,198,207,208].

## 2.9 Messtechnische Darstellung von Oberflächen

Für die messtechnische Darstellung von Oberflächen stehen verschiedene Geräte zur Verfügung, die sich prinzipiell nur in der Art der Vermessung und in der Datenverarbeitung unterscheiden.

- I. Das Perthometer als elektrisches Tastschnittgerät
- II. Das FormTalySurf Serie 2 PGI als taktiles Oberflächengerät
- III. Das optische Oberflächenmessgerät  $\mu$ Scan
- IV. Das Laseroptische Rauheitsmessgerät

**zu I. Das Perthometer** ist ein elektrisches Tastschnittgerät zur Bestimmung aller gebräuchlichen Rauheitskenngrößen, der Kontur und der Topographie. Der Einsatz verschiedener mechanischer Taster ermöglicht Prüfungen in breiten Anwendungsfeldern. Neben der Rauheitsmessung vervollständigen die Komponenten der Konturmessungen und der Topographie das Leistungsspektrum dieses Gerätes. Die Konturmessung beinhaltet die Ermittlung von Winkeln, Radien, Abständen und Koordinaten sowie den computergesteuerten Soll-Ist-Vergleich mit gemessenen oder rechnerischen Profilvergaben.

Das Softwarepaket „Topographie“ ermöglicht die dreidimensionale Darstellung

von Oberflächen. In Verbindung mit vielseitigen Auswertemöglichkeiten lassen sich so Aussagen über die Mikro- und Makrogestalt machen, die deutlich über die der herkömmlichen Rauheitsmessgrößen hinausgehen.

**zu II. Das FormTalySurf Serie 2 PGI** ist ein taktiles Oberflächenmessgerät, mit dem Mikrostrukturen und Konturen im Makrobereich aufgenommen werden können. Die Oberfläche des Werkstücks wird von dem eingesetzten Taster (Tastnadelradien im Bereich von 2 µm bis 2 mm) an ein Laserinterferometer übertragen. Dieses Laserinterferometer dient zur Umsetzung der Werkstückoberfläche in elektronisch verarbeitbare Daten. Durch die über den Messbereich konstante Auflösung des Laserinterferometers von 12,8 nm können Strukturen senkrecht zur Werkstückoberfläche aufgenommen werden, die von wenigen Mikrometern bis zu 20 mm (abhängig von der Tasterlänge) betragen. Dadurch sind zum Beispiel an einem Kugellagerring mit einer einzelnen Messung normgerechte Auswertungen von 2D-Rauheitskennwerten der Oberfläche wie die Ermittlung des Ra-, Rz- oder Rt-Wertes und die Berechnung des Laufbahnradius möglich. Werden zusätzlich Sollgeometrien wie z.B. Abmessungen einer Zahnflankengeometrie aus einer CAD-Zeichnung importiert, ist ein Soll / Istvergleich mit Darstellung der Abweichungen möglich. Sind keine CAD-Daten vom Werkstück vorhanden, können Kontur und Oberfläche eines Meisterwerkstücks erfasst und hinterlegt werden, die dann mit weiteren Teilen verglichen werden. Auf die Weise sind auch Verschleißanalysen an Bauteilen möglich. Der Einsatz eines CNC-gesteuerten Vorschubtisches (senkrecht zur Tastrichtung) erweitert das Einsatzspektrums des Messgerätes von 2D-Oberflächen- und Konturmessungen auf 3D-Messungen an Oberflächen. Mit der vorhandenen Software können dazu alle derzeit gängigen 2D- und 3D-Oberflächenkenngrößen ausgewertet werden. Das eingesetzte Messsystem besteht im wesentlichen aus den Komponenten:

- Lasermesssystem mit Vorschubeinheit
- Motorbetriebene Säule mit Grundplatte
- Neigungseinstellung
- CNC-gesteuerter Vorschubtisch

**zu III. Das optische Oberflächenmessgerät  $\mu$ Scan** ist ein 3D-Laserprofilometer zur schnellen und hochgenauen Vermessung von beliebigen Oberflächen. Der Autofocussensor AF2000 arbeitet mit einer Laserdiode und einer automatischen Scharfeinstellung (Autofocus). Mit Hilfe der eingebauten Kamera kann die Messumgebung angeschaut und ausgewählt werden. Der Positioniertisch ermöglicht ein schnelles Verfahren der Probe unter dem stillstehenden Lasermessfleck. Der große Verfahrbereich ermöglicht die Vermessung kompletter Prüfteile. Das Messgerät arbeitet sowohl bei hochglanzpolierten wie auch bei matt-schwarzen Proben ohne Probleme, so dass nahezu alle Werkstoffe untersucht werden können. Der Messbereich liegt bei 1,5 mm und die Auflösung bei 25 nm, die laterale Auflösung bei 1  $\mu$ m. Es gibt folgende Messmöglichkeiten:

- Fotorealistische Darstellung (Rendering)
- Rauheitskenngrößen nach DIN EN ISO
- Falschfarbendarstellung
- Linienprofile mit Formvermessung (Strecken, Radien, Flächen)
- Planimetrische Verschleissmessung

**zu IV. Das Laseroptische Rauheitsmessgerät** arbeitet nach dem Prinzip der dynamischen Fokussierung. Es besteht aus einem x-y-Tisch von 100 mm x 100 mm und hat daher ein maximales Prüfobjektvolumen von 100 mm x 100 mm x 100 mm. Der Fokusbereich des Sensors beträgt ca. 1  $\mu$ m und die Wellenlänge des Sensors liegt bei 780 nm im Infrarotbereich. Die vertikale Auflösung erreicht 0,3  $\mu$ m, der Messbereich ist bei 300  $\mu$ m. Der Laser tastet die Oberfläche mit einer maximalen Verfahrgeschwindigkeit von 80 mm/ min ab.



## **3 Material und Methode**

### **3.1 Vorversuche zur Probenherstellung**

Im Rahmen der Vorversuche sollte geklärt werden, wie die optimale Fertigung der Probekörper aussehen könnte. Ziel war es, identische, planparallele Plättchen mit einem Durchmesser von 12 mm bis 16 mm und einer Dicke von 2 mm herzustellen. Dafür wurde eine Metallform mit drei Lochbohrungen mit den entsprechenden Maßen hergestellt, wobei die Wachsschrumpfung mitberücksichtigt wurde. In diese Metallform sollte heißes Wachs eingebracht und mit einem Metallspatel die Oberfläche glattgezogen werden. Diese Methode musste verworfen werden, da die Schrumpfung des Wachses die Mitte des Plättchens deformierte und die Wachsplättchen zu stark an der Metallform klebten.

Eine Weiterentwicklung dieser Idee war, ein Locheisen herzustellen mit entsprechenden Bohrungen, durch das aus Plattenwachs genormte Plättchen ausgestanzt werden konnten. Diese Methode war auch nicht praktikabel, da die Plättchen sich beim Herausdrücken aus dem Locheisen verbogen und nicht mehr planparallel eingebettet werden konnten.

Daraufhin wurde ein Plättchen-Prototyp modelliert und aus diesem Prototyp wurde ein Silikonmodell hergestellt. Per Wachsinjektion sollten geeignete Plättchen gefertigt werden. Aufgrund der starken Wachsschrumpfung war auch dieses Verfahren nicht geeignet.

### **3.2 Rasterelektronenmikroskopischer Vergleich von gängigen Diamantkörnungen mit den verwendeten Schleifpapierkörnungen an Keramikoberflächen**

Im Rasterelektronenmikroskop wurden Keramikoberflächen untersucht, die mit verschiedenen Diamant-Schleifinstrumenten (Torpedo) bearbeitet wurden:

- Grüne Markierung - grob, Korngröße 135  $\mu\text{m}$
- Keine Markierung - mittel, Korngröße 100  $\mu\text{m}$
- Rote Markierung - fein, Korngröße 50  $\mu\text{m}$
- Gelbe Markierung - extra-fein, Korngröße 30  $\mu\text{m}$

Zum Vergleich wurden Aufnahmen der Keramikoberflächen nach der Behandlung mit den Sandpapierstärken P 180 und P 600 genommen. Alle Aufnahmen liegen in fünfzig- und fünfhundertfacher Vergrößerung vor und befinden sich auf S.38 bei den Ergebnissen.

### 3.3 Hauptversuch

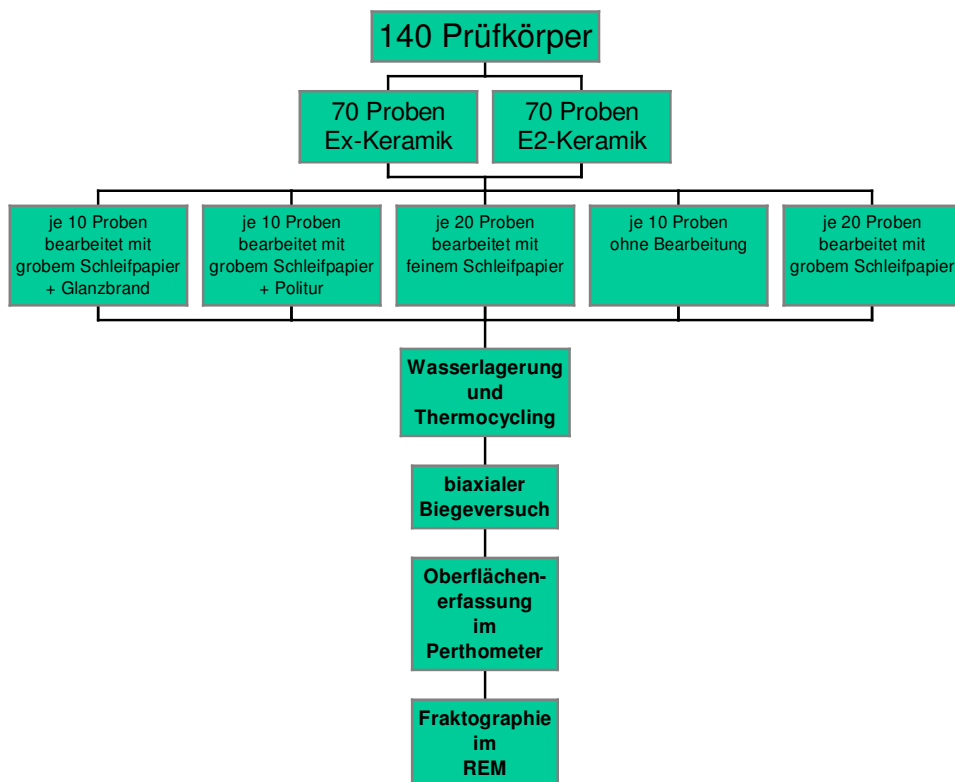


Abb. 3.1: Flussdiagramm des Versuchaufbaus

Insgesamt wurden 140 Prüfkörper aus 2 verschiedenen Glas-Gerüst-Keramiken hergestellt, 70 Proben aus Empress® 2 und 70 Proben aus einer experimentellen Glas-Gerüstkeramik. Nach unterschiedlicher Bearbeitung, Wasserlagerung und Thermocycling wurden die Proben bis zum Bruch in einer Universalprüfmaschine belastet. Die Ergebnisse wurden unter Anwendung des Statistikprogramms SPSS ausgewertet und fraktographisch untersucht.

### 3.4 Probenherstellung

Die geeignete Herstellungsmethode fand sich in Form von maschinell gefrästen Plexiglasplättchen, die rückstandsfrei nach dem Einbetten verbrannten, formstabil und planparallel blieben. Zur Untersuchung kamen zwei Glas-Gerüstkeramiken der Firma Ivoclar AG (Schaan, Liechtenstein): Empress® 2 und eine experimentelle Glas-Gerüstkeramik (im nachfolgenden Text werden die beiden Materialien zur Vereinfachung E<sub>2</sub> und E<sub>x</sub> genannt).

	<b>Empress® 2</b>	<b>Experimentelle Glas-Gerüstkeramik</b>
	<b>E<sub>2</sub></b>	<b>E<sub>x</sub></b>
<b>SiO<sub>2</sub></b>	57 – 80 %	57 – 80 %
<b>Li<sub>2</sub>O</b>	11 – 19 %	11 – 19 %
<b>Na<sub>2</sub>O</b>		
<b>K<sub>2</sub>O</b>	0 – 13 %	0 – 13,5 %
<b>CaO</b>		
<b>MgO</b>	0 – 5 %	0,1 – 5 %
<b>ZnO</b>	0 – 8 %	0 – 6 %
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	0 – 5 %	0 – 2,5 %
<b>La<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	0,1 – 6 %	0,1 – 6 %
<b>ZrO<sub>2</sub></b>		0 – 8 %
<b>P<sub>2</sub>O<sub>5</sub></b>	0 – 11 %	0 – 11 %
<b>Additional components</b>	0 – 8 %	0 – 8 %

*Tab. 3.1: Zusammensetzung der beiden verwendeten Gerüstkeramiken*

Es wurden 150 identische Plättchen aus Plexiglas mit einem Durchmesser von 16 mm und einer Dicke von 3 mm von der Firma Weiss Plastic, München hergestellt. Jeweils zwei wurden mit einem 6 mm langen und 3 mm dicken Wachsdraht im 45° Winkel und in Fließrichtung der Keramik auf einem Muffelteller angestiftet.



*Abb. 3.2: Angestiftete Probekörper auf Muffelteller*

Die Einbettung des Pressobjektes erfolgte genau nach den Herstellerangaben mit der Einbettmasse Microstar® HS Easy 2 (Zubler Gerätebau GmbH, Ulm-Jungingen) in einer dreier Muffel. Nach einer Wartezeit von einer Stunde wurde die Muffel und der Pressstempel aus Aluminiumoxid im kalten Vorwärmofen aufgeheizt. Ein Vorwärmen der Rohlinge der pressbaren IPS Empress®2 ist nicht erforderlich. Im verwendeten Programm wurde von Raumtemperatur mit einem Temperaturanstieg von 3-5° pro Minute auf 275 °C geheizt. Hier wurde 60 Minuten gehalten, dann mit einem Temperaturanstieg von 5° pro Minute auf die Endtemperatur von 850 °C hochgeheizt, woran sich eine Haltezeit von 45 Minuten anschloss. Das Pressen erfolgte im Pressofen EP 500 mit folgenden Parametern:

<b>PRESSTEMPERATUR</b>	1075°C
<b>HALTEZEIT</b>	20 Minuten
<b>HEIZRATE</b>	60° pro Minute
<b>NACHPRESSDRUCK</b>	0
<b>PRESSDRUCK</b>	5 bar
<b>VAKUUM EIN</b>	500° C
<b>VAKUUM AUS</b>	1075° C
<b>BEREITSCHAFTSTEMPERATUR</b>	700° C

*Tab. 3.2: Pressungsparameter des experimentellen Rohlings*

<b>PRESSTEMPERATUR</b>	920°C
<b>HALTEZEIT</b>	20 Minuten
<b>HEIZRATE</b>	60° pro Minute
<b>NACHPRESSDRUCK</b>	0
<b>PRESSDRUCK</b>	5 bar
<b>VAKUUM EIN</b>	500° C
<b>VAKUUM AUS</b>	920° C
<b>BEREITSCHAFTSTEMPERATUR</b>	700° C

*Tab. 3.3: Pressungsparameter des IPS-Empress2-Rohlings*

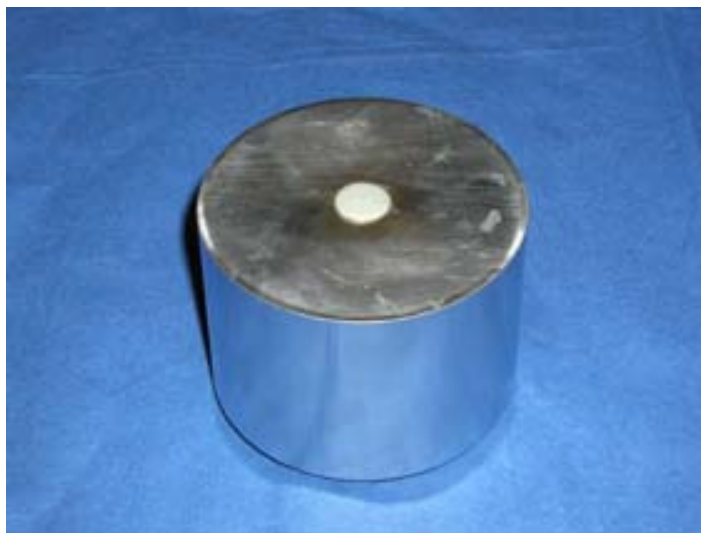
Nach einer Abkühlzeit von 60 Minuten wurden die Muffeln mit einer Trennscheibe separiert und an der so entstandenen Sollbruchstelle zwischen Aluminiumoxid-Kolben und Keramik getrennt. Die Grobausbettung erfolgte mit einem Glanzstrahlmittel mit 4 bar und die Feinausbettung mit 2 bar Druck. Der Presskanal wurde mit einer Trennscheibe abgetrennt und verschliffen.

### **3.5 Auswahl des Schleifpapiers**

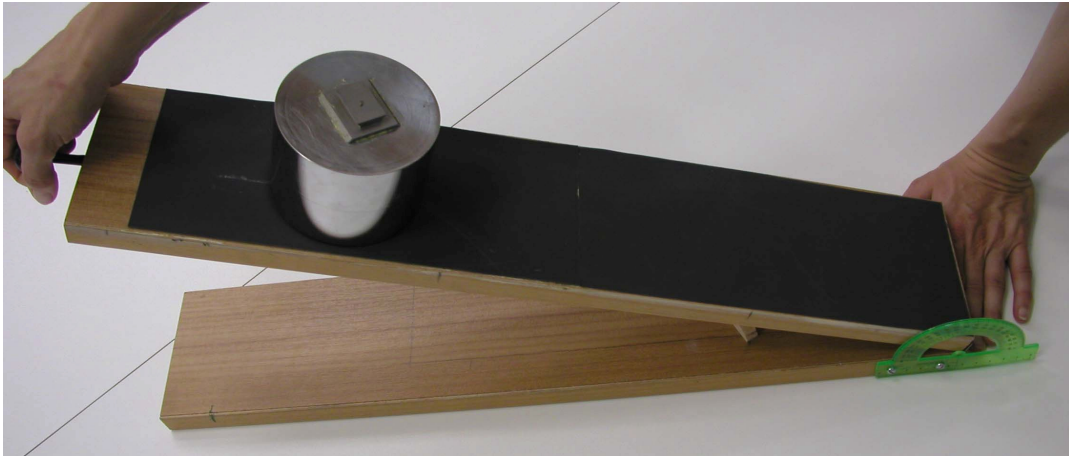
Verschiedene Schleifpapierstärken wurden im Vorversuch an Keramikplättchen getestet und hinsichtlich der Rautiefe im Rasterelektronenmikroskop untersucht. Auf diese Weise wurden die Stärken P180 als sehr grobes Schleifpapier und P 600 als feines Papier ausgewählt.

### 3.5.1 Oberflächenbearbeitung

Die Oberflächenbearbeitung wurde auf einer selbstkonstruierten schiefen Ebene vorgenommen. Die Konstruktion wurde aus einem Holzbrett als bewegbares Element mit Winkelmesser und Griff gebaut und einem zweiten Brett, das als Stativ diente. Das Schleifpapier mit den Stärken P 180 und P 600 wurde mit Allzweckkleber knitterfrei aufgebracht. Die Prüfkörper wurden in ein vorgebohrtes Loch eines 1 kg Gewichtes eingelegt und auf die schiefe Ebene gelegt. Die schiefe Ebene wurde mittels des Winkelmessers in einen Winkel von  $35^\circ$  gebracht und so fixiert. Die  $35^\circ$  wurden im Vorversuch ermittelt und entsprachen der Steigung, bei der sich das Gewicht mit dem eingelegten Keramikplättchen der Schwerkraft folgend in Bewegung setzte und bis zum Ende des Schleifpapiers unter konstanten Anpressdruck rutschte. Dieser Vorgang wurde 8 Mal pro Keramikprüfkörper durchgeführt, wobei das Keramikplättchen vor jeder neuen Auflage jeweils um  $90^\circ$  gedreht wurde.



*Abb. 3.3: Gewicht mit eingelegtem Keramikprüfkörper*



*Abb. 3.4: Selbstkonstruierte schiefe Ebene mit Gewicht und Winkelmesser*



*Abb. 3.5: Winkelmesser an der schiefen Ebene*

### **3.5.2 Einlagerung und Thermowechselast**

Nach der Oberflächenbearbeitung lagerten die Probekörper 180 Tage lang bei einer Temperatur von 37 °C in Wasser. Während der Einlagerungszeit erfolgte die Alterung durch ein Temperaturwechselbad (Abb. 3.6). Es erfolgten 10.000 Zyklen bei einer Wasserbadtemperatur von 5 °C und 55 °C. Für jede Temperatur betrug die Verweildauer der Proben jeweils 30 Sekunden. Daraus ergab sich eine

Gesamtzyklusdauer von ca. 80 Sekunden. Die Gesamtzeit der Belastung betrug 375 Stunden.



*Abb. 3.6: Thermowechselbad*

### 3.5.3 Glanzbrand

Durch Glanzbrand erfolgte bei 10 Plättchen des Empress 2 Materials und 10 Plättchen des experimentellen Glas-Keramik-Gerüstmaterials eine Oberflächenveredelung. Dazu wurde die Glasurmasse 2 mit der Anmischflüssigkeit 2 auf die Plättchen aufgetragen und bei folgenden Brennparametern im Keramikbrennofen Programat X1 von Ivoclar (Schaan, Liechtenstein) gebrannt.

<b>GLANZBRAND</b>	Progr. 36
<b>HALTEZEIT</b>	2 Minuten
<b>HEIZRATE</b>	60° pro Minute
<b>TEMPERATUR</b>	770°C
<b>SCHLIEBZEIT</b>	6 Minuten
<b>VAKUUM EIN</b>	450° C
<b>VAKUUM AUS</b>	769° C
<b>BEREITSCHAFTSTEMPERATUR</b>	403° C

*Tab. 3.4: Brennparameter bei Glanzbrand für Empress 2*



<b>GLANZBRAND</b>	Progr. 57
<b>HALTEZEIT</b>	1 Minute
<b>HEIZRATE</b>	55° pro Minute
<b>TEMPERATUR</b>	725°C
<b>SCHLIEBZEIT</b>	6 Minuten
<b>VAKUUM EIN</b>	450° C
<b>VAKUUM AUS</b>	724° C
<b>BEREITSCHAFTSTEMPERATUR</b>	403° C

*Tab. 3.5: Brennparameter bei Glanzbrand für das experimentelle Glas-Keramik-Gerüstmaterial*

### 3.5.4 Politur mit Diamantpaste

Zehn Empress 2 Plättchen und zehn Plättchen des experimentellen Glas-Keramik-Gerüstmaterials wurden mit einer harten Diamantpolierpaste und einem Filzrad, durchsetzt mit Diamant-Partikeln, vorpoliert. Anschließend wurde Hochglanz mit einem Lederschwabbel auf die Plättchen aufgebracht.

### 3.5.5 Politur im Abramin von Struers®

Der Abramin (Struers, Kopenhagen/ Dänemark) ist ein mikroprozessorgesteuertes Gerät zum Schleifen und Polieren von Prüfkörpern. Diese werden in einem Probenhalter festgespannt und das Schleifen und Polieren wird auf einer horizontal rotierenden Scheibe vorgenommen. Der rotierende Probenhalter wird exzentrisch dagegen gedrückt. Druck, Lubrikant und Kühlmittelmenge können manuell justiert werden und der Mikroprozessor steuert Zeit, Umdrehungsgeschwindigkeit, Wasser und Lubrikant.

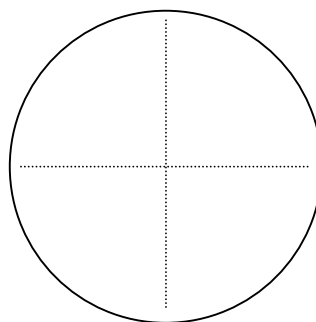
Selbstklebende Poliertücher wurden auf die Schleifscheiben aufgebracht mit der Körnung 40 µm, 9 µm, 3 µm, 1 µm und 0,05 µm. Damit wurden die Probekörper auf eine Dicke von 1,4 mm +/- 0,2 mm beschliffen und poliert. Es wurde darauf geachtet, dass die gegenüberliegenden Seiten der Keramikplättchen flach beschliffen sind mit einer Parallelitätstoleranz von +/- 0,05 mm. Anschließend wurden die Probekörper gründlich gereinigt und alle Schleifmittelrückstände entfernt.



*Abb. 3.7: Abramin von Struers*

### 3.5.6 Perthometermessung der Oberflächen

Die Oberflächen der verschiedenen Gruppen wurden im Perthometer S3P vermessen. Dazu wurden jeweils 12 Messungen durchgeführt, 6 Messungen vertikal und 6 Messungen horizontal jeweils 2 mm versetzt, an 5 Prüfkörpern jedes Materials und jeder Oberflächenbearbeitung.

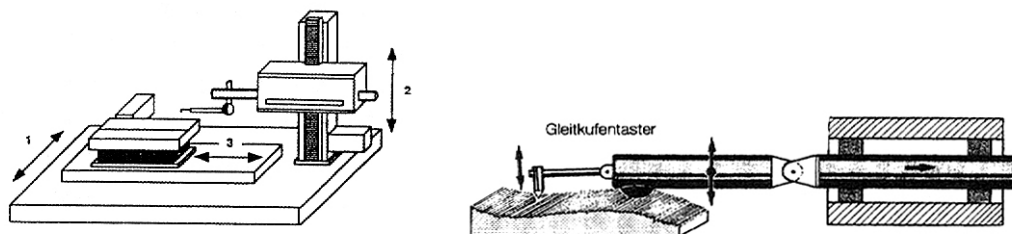


*Abb. 3.8: Schema der Perthometermessung*

Bei dem verwendeten Perthometer handelt es sich um den Perthometer S3P der Feinprüf Perthen GmbH Fertigungsmesstechnik in Göttingen. Dieses Gerät wurde

ursprünglich entwickelt, um die Oberflächenbeschaffenheit von Werkstücken in der metallverarbeitenden Industrie zu prüfen.

Es besteht aus einem Messarm, der mit konstanter Geschwindigkeit das Keramikplättchen abfährt, und einem Messtisch, auf dem das Plättchen in einer definierten Position gelagert wird. Der Mikrotaster ist mit einer Gleitkufe aus Teflon verankert, die ein ruckfreies Abtasten gewährleistet. In einem Areal von 10 x 15 mm fährt der Taster jeweils eine Bahn von 15 mm ab, dann transportiert der Messtisch das Plättchen in eine um 2 mm parallel versetzte Startposition und der Tastarm beginnt die nächste Bahn. Der Mikrotaster besteht aus einer feinen Diamantnadel mit einem Kegelwinkel von  $60^\circ$  und einem Spitzenradius von  $5 \mu\text{m}$ . Er ist beweglich gelagert und erfährt eine zur Rauigkeit proportionale Auf- und Abwärtsbewegung. Diese Bewegungen werden in elektrische Spannung umgesetzt. Die Spannungsamplitude ist dabei proportional zur Hubbewegung des Tasters. Die Spannungsimpulse werden elektronisch verstärkt und durch einen 14 bit Analog-Digital-Wandler in digitale Zeichen umgesetzt. Die Messgenauigkeit beträgt  $0,1 \mu\text{m}$ .



*Abb. 3.9 und 3.10: Schemata des Perthometer und des Gleitkufentasters*

Sechs Kenngrößen werden gemäß der Deutschen Industrie-Norm (DIN) und/ oder der International Standardizing Organisation (ISO) dabei errechnet und zur Beurteilung der Rauigkeit herangezogen.

Der Parameter  $R_a$  (DIN 4768, ISO 4287) ist die Bezeichnung für den Mittenrauwert. Er bildet das arithmetische Mittel der Profilabweichungen des gefilterten Rauheitsprofils von der mittleren Linie innerhalb der Gesamtmessstrecke.

Der Parameter  $R_z$  (DIN 4768) ist die Bezeichnung für die gemittelte Rautiefe. Er ist der Mittelwert aus den Einzelrautiefen aufeinanderfolgender Einzelmessstrecken.

Der Parameter  $R_{\max}$  (DIN 4768) ist die Bezeichnung für die maximale Rautiefe. Er gibt die größte vorkommende Einzelrautiefe innerhalb der Gesamtmessstrecke, die bei der Ermittlung von  $R_z$  gemessen wurde, an.

Der Parameter  $R_k$  (DIN 4776) ist die Bezeichnung für die Kernrautiefe. Die Kernrautiefe ist die Tiefe des Rauheitskernprofils.

Der Parameter  $R_p$  (DIN 4776) ist die Bezeichnung für die Glättungstiefe. Er gibt die gemittelte Höhe der aus dem Rauheitskernprofil herausragenden Profilspitzen an.

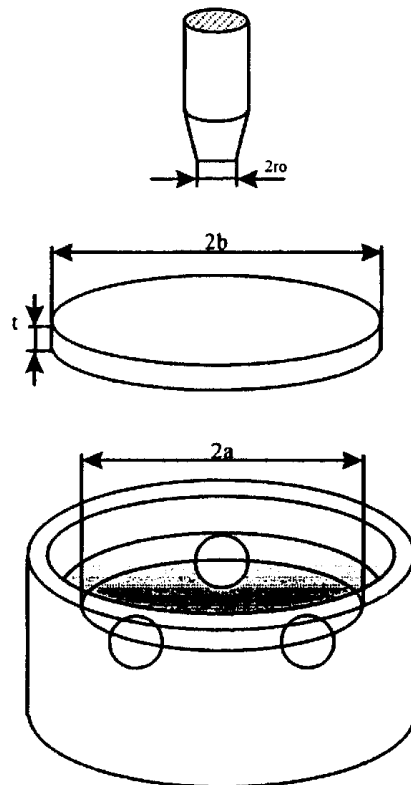
Der Parameter  $P_t$  (DIN 4771) ist die Bezeichnung für die Profiltiefe. Er bezeichnet den Abstand zwischen zwei parallelen Begrenzungslinien, die das ungefilterte Profil innerhalb der Bezugslänge kleinstmöglich einschließen.

### **3.6 Prüfanordnung zur Ermittlung der Biegefestigkeit (Kolben-auf-drei-Kugeln-Prüfung)**

Die Biegefestigkeit wurde mittels der biaxialen Biegevorrichtung in einer Zwick Universalprüfmaschine Typ 1455 gemäß EN ISO 6872 mit einer Vorschubgeschwindigkeit von  $(1 \pm 0,5)$  mm/min geprüft [197].

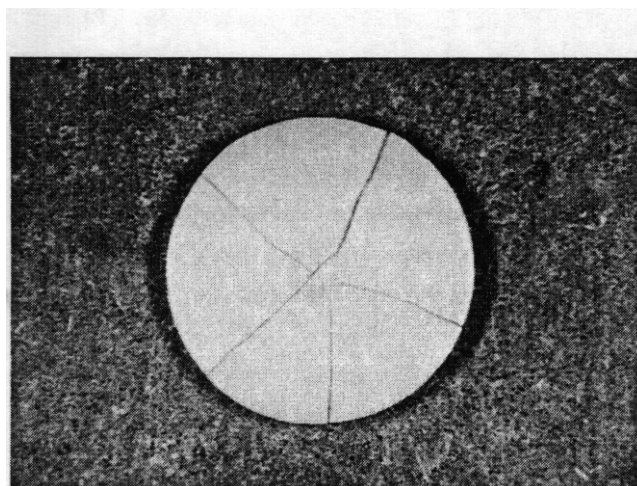
Als Auflager für die Probekörper dienten drei Stahlkugeln im Durchmesser von  $3,2 \pm 0,5$  mm, die im Abstand von  $120^\circ$  voneinander auf einer Auflagerscheibe mit einem Durchmesser von 10 mm bis 12 mm angeordnet sind. Der Probekörper wurde auf diesen Auflagern konzentrisch platziert und in der Mitte mit einem flachen Stempel im Durchmesser von 1,2 mm belastet [21]. Zuvor wurde die Dicke eines jeden Prüfkörpers mit Hilfe einer Mikrometerschraube genau vermessen.

Die bearbeitete Oberfläche lag dem Lastangriff entgegen, d.h. in der Zugzone. Während des Biegeversuchs wurde kontinuierlich die eingeleitete Kraft, sowie die Wegänderung des Lastangriffs aufgezeichnet (Abb. 3.11).



*Abb. 3.11: Grafische Darstellung eines ball-on-three-ball loading systems [78]*

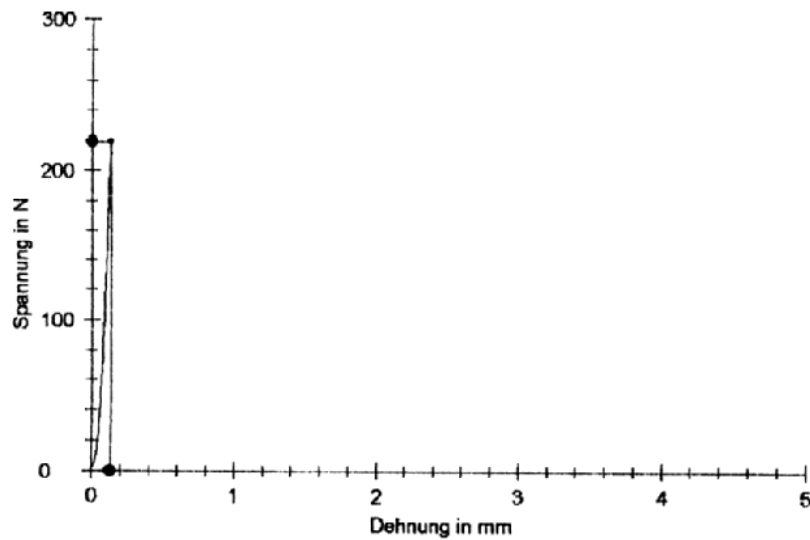
Jeder Prüfkörper wurde bis zum Bruch belastet. Es konnte festgestellt werden, dass die Prüfkörper alle einen ähnlichen Bruchverlauf zeigten (Abb. 3.12). Die Tabellen mit den Bruchfestigkeitswerten aller Probekörper befinden sich im Anhang auf Seite 88.



*Abb. 3.12: charakteristischer Bruchverlauf der Keramikprüfkörper*

**Ergebnisse:**

Nr	A mm <sup>2</sup>	E <sub>Mod</sub> N/mm <sup>2</sup>	ReH N	R <sub>m</sub> N	W <sub>Druch</sub> Nmm	W <sub>Rim</sub> Nmm	ε-F max mm
1	0,7854	-	-	218,57	9,64	9,64	0,13

**Probengrafik:**

*Abb. 3.13: Charakteristisches Kraft-Weg-Diagramm eines im biaxialen Biegeversuch gebrochenen Keramikprüfkörpers*

Die biaxiale Biegefestigkeit wird für jeden Probekörper nach der folgenden Formel berechnet [21]:

$$S = -0,2387 P(X - Y) / d^2$$

Hierin ist:

S die maximale Zugfestigkeit, in Megapascal;

P die Gesamtbruchbelastung, in Newton;

$$X = (1+\nu) \ln (r_2/r_3)^2 + [(1-\nu)/2] (r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1+\nu) [1 + \ln(r_1/r_3)^2] + (1-\nu) (r_1/r_3)^2$$

Dabei ist:

- v die Poisson-Verteilung.  
*Wenn der Wert für die betreffende Dentalkeramik nicht bekannt ist, wird die Poisson-Verteilung = 0,25 verwendet; (hier: 0,28)*
- r1 der Radius der Trägerscheibe, in mm; (= 12 mm)
- r2 der Radius des belasteten Bereichs, in mm; (= 0,75 mm)
- r3 der Radius des Probekörpers, in mm; (= 8 mm)
- d die Dicke des Probekörpers bei Bruchbeginn, in mm;  
(= 1,4 oder 1,5 mm)

### **3.7 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Bruchstellen**

Nachdem alle Prüfkörper den biaxialen Biegeversuch bis zum Bruch durchlaufen haben, wurden die Bruchstellen der einzelnen Gruppen im Rasterelektronenmikroskop fraktographisch untersucht.

### **3.8 Statistische Auswertung**

Die Daten wurden unter Anwendung des Statistikprogramms SPSS für Windows, Version 12.0, statistisch ausgewertet. Die Daten wurden auf Normalverteilung geprüft. Anschließend wurde der nicht-parametrische Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Das Signifikanzniveau wurde bei  $p = 0,05$  festgelegt, die Irrtumswahrscheinlichkeit beträgt also 5%.

Ist der ermittelte p-Wert  $\geq 0,05$  muss der Nullhypothese zugestimmt werden. Ist der ermittelte p-Wert  $< 0,05$ , muss die Nullhypothese verworfen werden, das heißt es besteht ein signifikanter, nicht zufallsbedingter Unterschied zwischen den Festigkeitswerten bei verschiedenen bearbeiteten Keramikoberflächen.

### 3.9 Zusammenfassung der Oberflächenbearbeitung

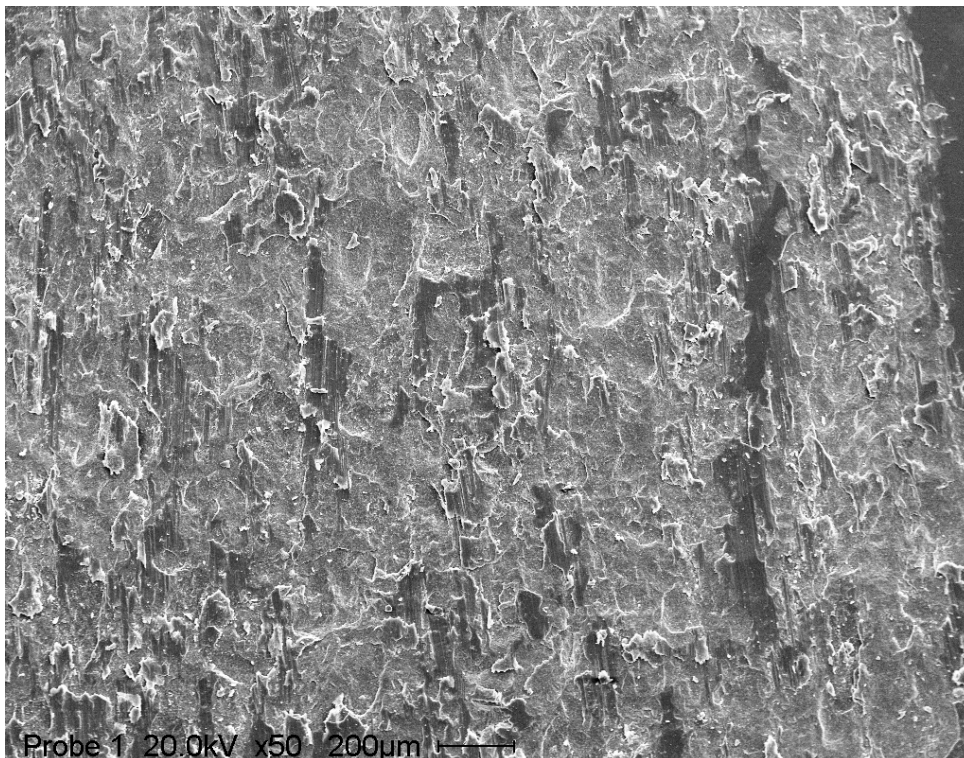
In der Studie kamen 140 Probekörper in 10 verschiedenen Gruppen zur Auswertung.

- Gruppe 1:** E<sub>2</sub> bearbeitet mit groben Schleifpapier, 20 Proben
- Gruppe 2:** E<sub>2</sub> bearbeitet mit groben Schleifpapier und Glanzbrand, 10 Proben
- Gruppe 3:** E<sub>2</sub> bearbeitet mit groben Schleifpapier und poliert mit Diamantpaste, 10 Proben
- Gruppe 4:** E<sub>2</sub> bearbeitet mit feinen Schleifpapier, 20 Proben
- Gruppe 5:** E<sub>X</sub> bearbeitet mit groben Schleifpapier, 20 Proben
- Gruppe 6:** E<sub>X</sub> bearbeitet mit groben Schleifpapier und Glanzbrand, 10 Proben
- Gruppe 7:** E<sub>X</sub> bearbeitet mit groben Schleifpapier und mit Diamantpaste poliert, 10 Proben
- Gruppe 8:** E<sub>X</sub> bearbeitet mit feinen Schleifpapier, 20 Proben
- Gruppe 9:** E<sub>X</sub> ohne Bearbeitung, 10 Proben
- Gruppe 10:** E<sub>2</sub> ohne Bearbeitung, 10 Proben



## 4. Ergebnisse

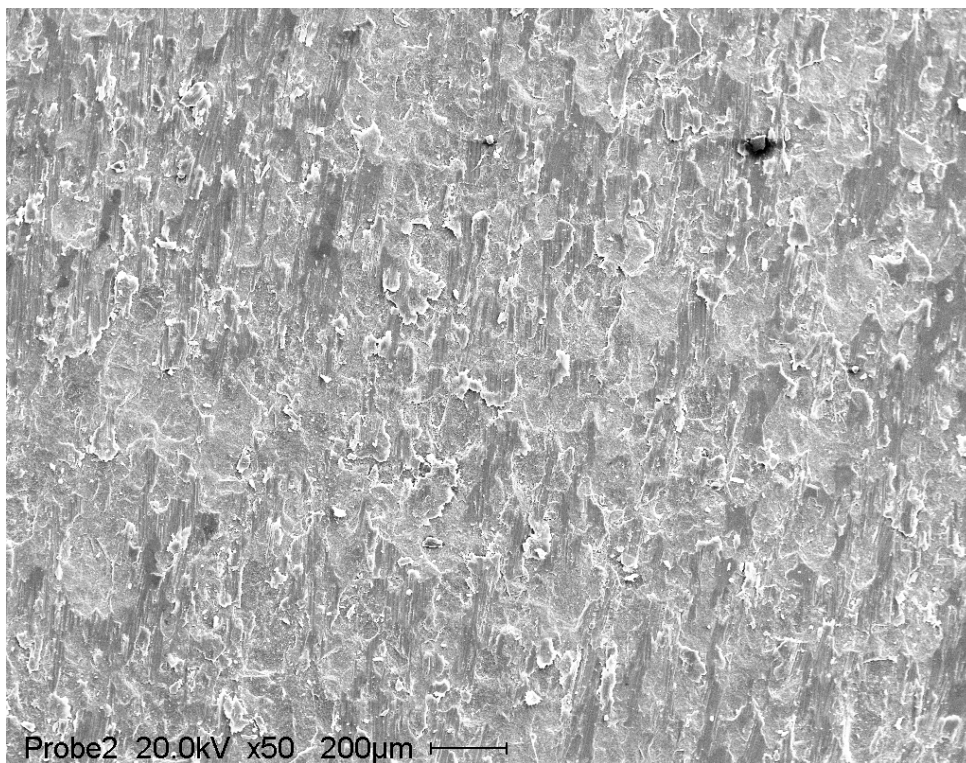
### 4.1. Ergebnisse des rasterelektronenmikroskopischen Vergleichs der gängigen Diamantkörnungen mit den verwendeten Schleifpapierkörnungen an Keramikoberflächen



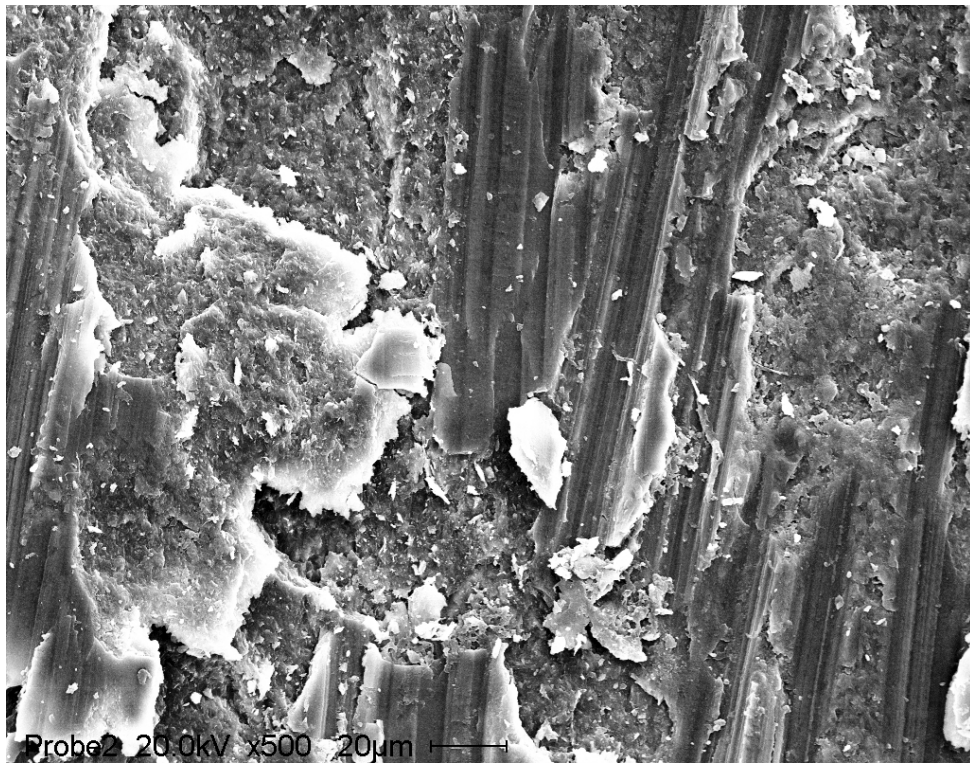
*Abb.4.1: 50fache Vergrößerung einer Keramikprobe mit Schleifspuren von einem Grünringdiamanten (Körnung 135 µm)*



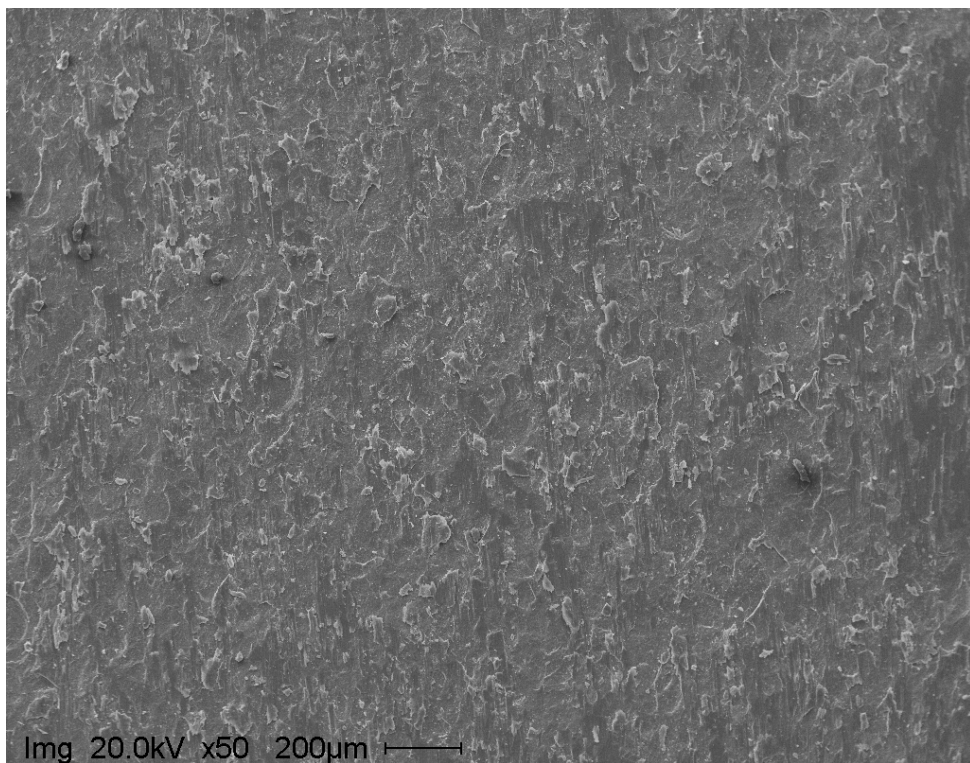
*Abb. 4.2: 500fache Vergrößerung einer Keramikprobe mit Schleifspuren von einem Grünringdiamanten (Körnung 135 µm)*



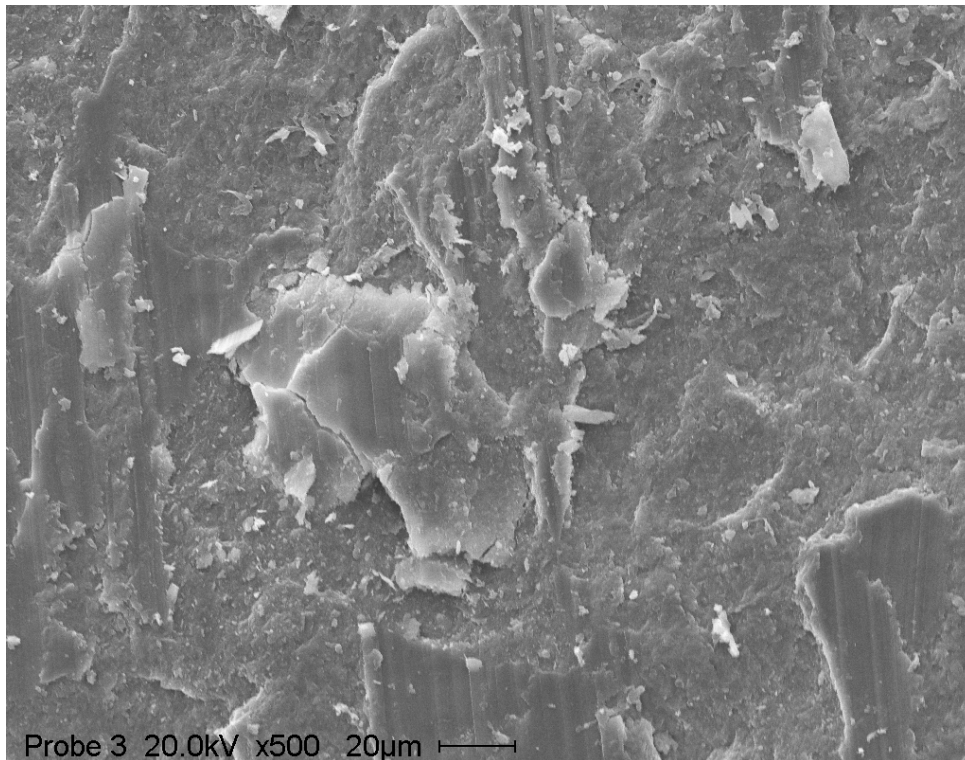
*Abb. 4.3: 50fache Vergrößerung einer Keramikprobe mit Schleifspuren von einem Diamanten ohne Ring (Körnung 100 µm)*



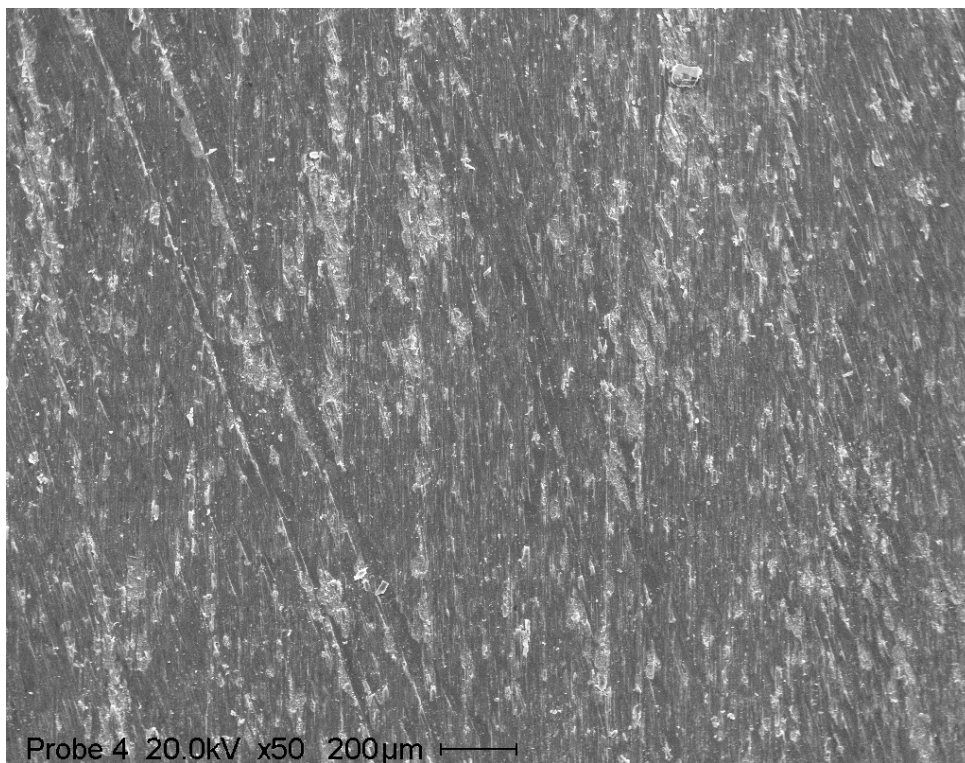
*Abb. 4.4:* 500fache Vergrößerung einer Keramikprobe mit Schleifspuren von einem Diamanten ohne Ring (Körnung 100 µm)



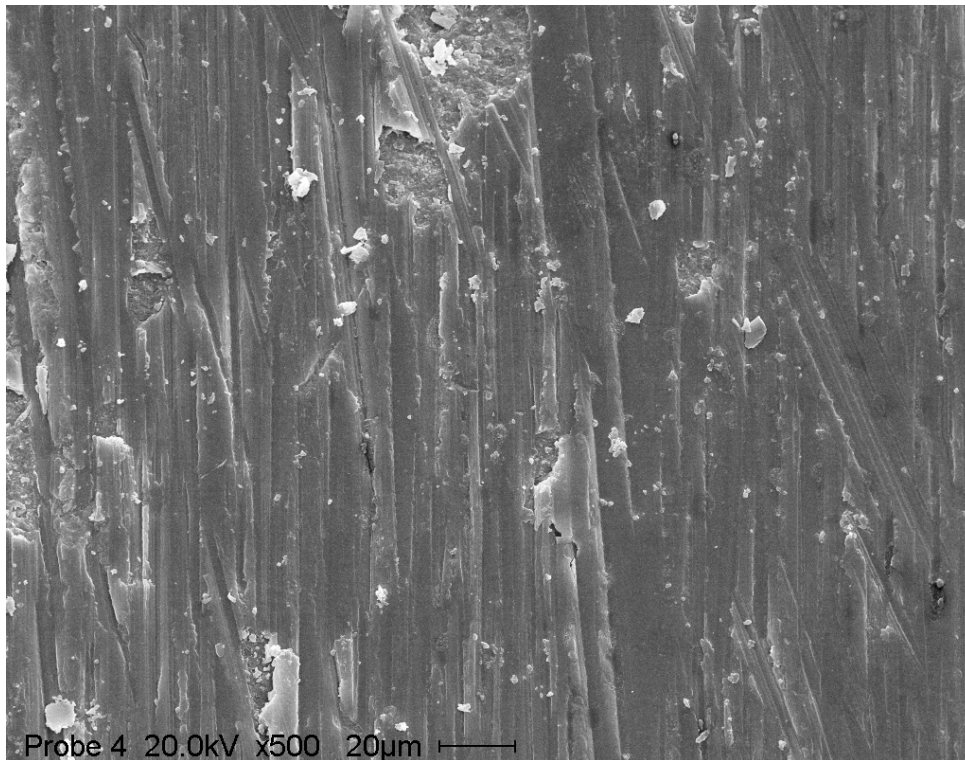
*Abb. 4.5:* 50fache Vergrößerung einer Keramikprobe mit Schleifspuren von einem Rotringdiamanten (Körnung 50 µm)



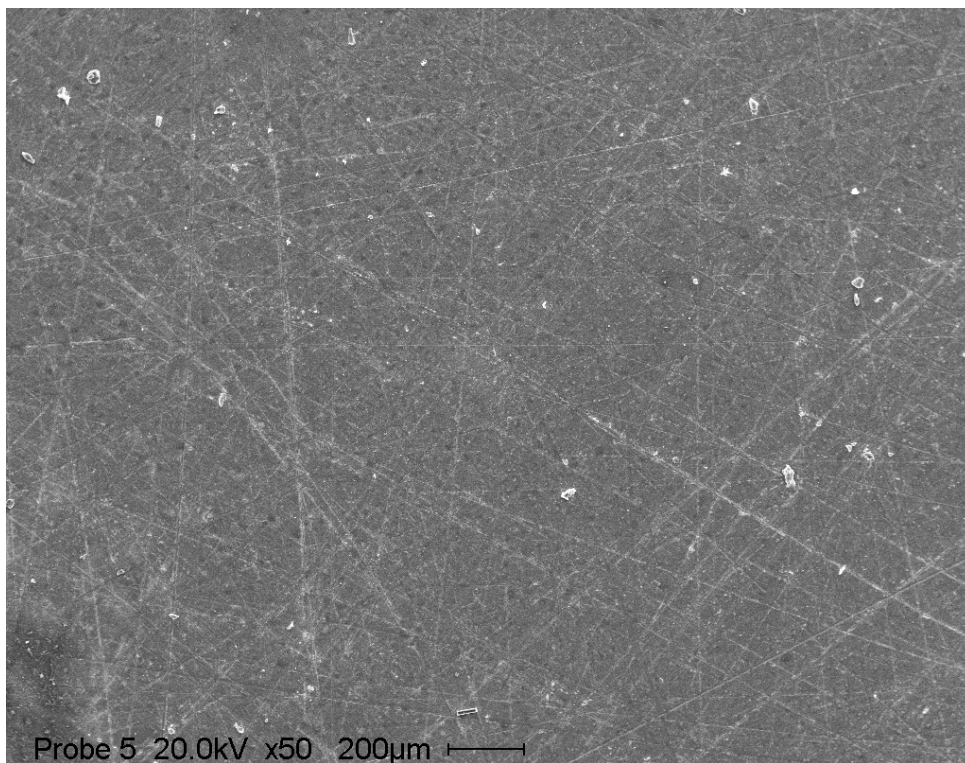
**Abb. 4.6:** 500fache Vergrößerung einer Keramikprobe mit Schleifspuren von einem Rotringdiamanten (Körnung 50 µm)



**Abb. 4.7:** 50fache Vergrößerung einer Keramikprobe mit Schleifspuren von einem Gelbringdiamanten (Körnung 30 µm)



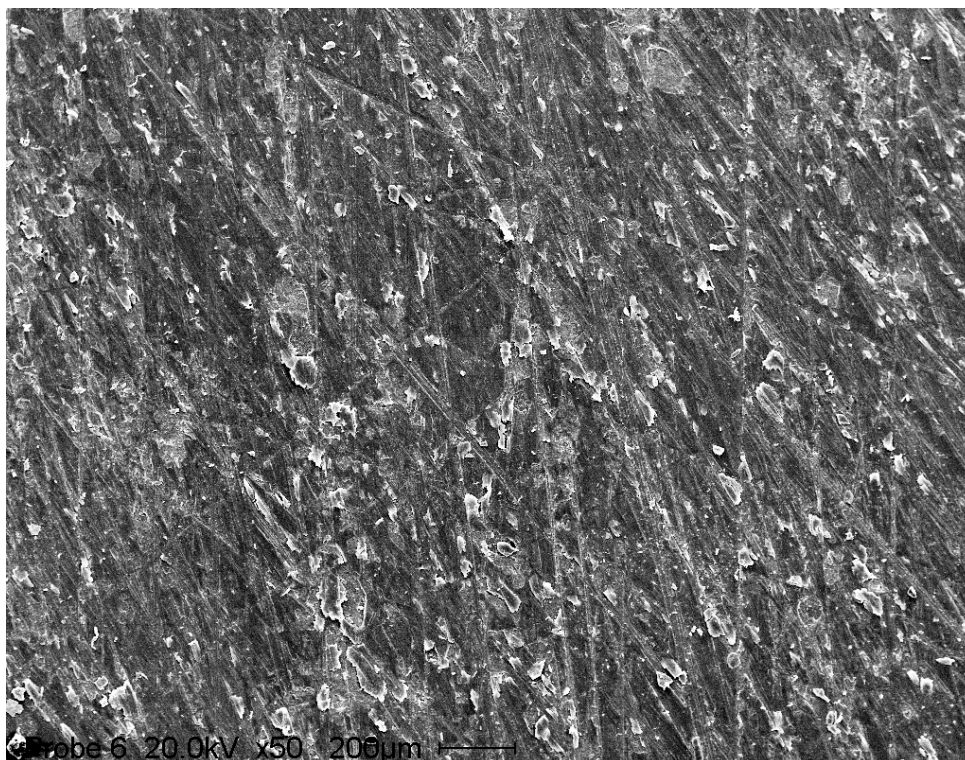
**Abb. 4.8:** 500fache Vergrößerung einer Keramikprobe mit Schleifspuren von einem Gelbringdiamanten (Körnung 30 µm)



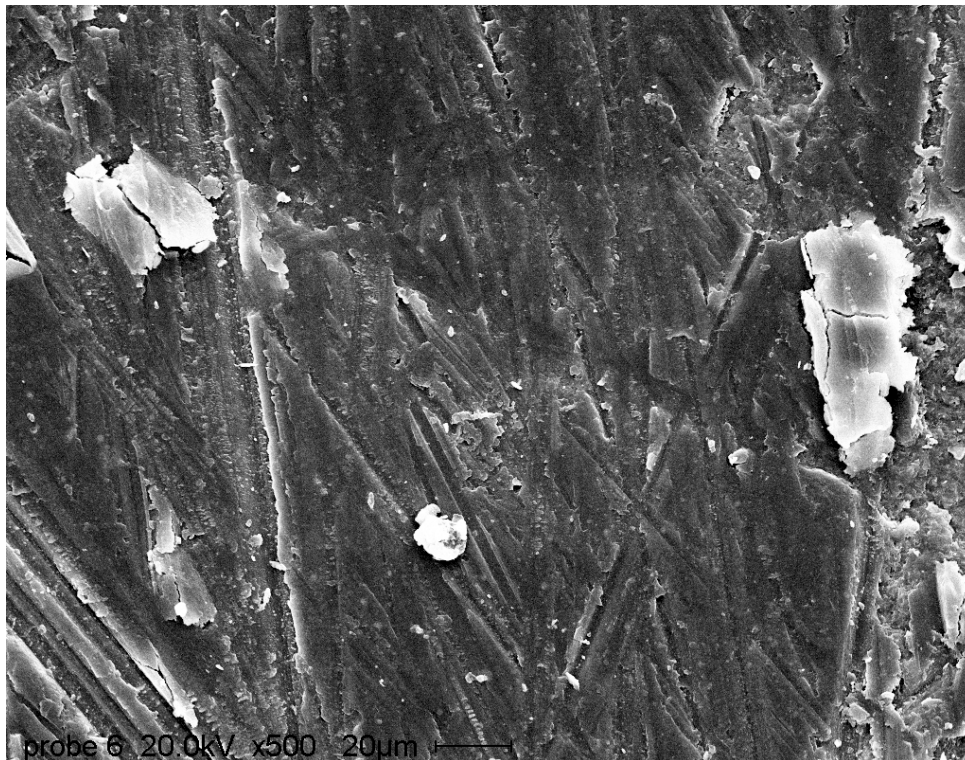
**Abb. 4.9:** 50fache Vergrößerung einer Keramikprobe deren Oberfläche mit feinem Schleifpapier bearbeitet wurde



*Abb. 4.10: 500fache Vergrößerung einer Keramikprobe deren Oberfläche mit feinem Schleifpapier bearbeitet wurde*



*Abb. 4.11: 50fache Vergrößerung einer Keramikprobe deren Oberfläche mit grobem Schleifpapier bearbeitet wurde*



*Abb. 4.12: 500fache Vergrößerung einer Keramikprobe deren Oberfläche mit grobem Schleifpapier bearbeitet wurde*

Beim Vergleich der rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen kann man gewisse Übereinstimmungen zwischen den diamantbeschliffenen Keramikoberflächen und den sandpapierbearbeitenden Oberflächen feststellen. Sowohl in der 50fachen als auch in der 500fachen Vergrößerung sind die Aufnahmen der mit feinem Sandpapier bearbeiteten Keramikprobe und der mit dem Gelbringdiamanten beschliffenen Probe sehr ähnlich. Die Rautiefe der Sandpapierstärke P 600 entspricht der Rautiefe, die ein Gelbringdiamant auf einer Keramikoberfläche hinterlässt.

## 4.2 Übersicht über die Biegefestigkeit aller Prüfkörper

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
E2_grob	12	249,95	513,86	375,6067	64,05115
E2_fein	12	438,23	666,81	553,2108	77,07714
E2_grobgl	12	282,99	639,41	410,0417	89,50201
E2_grobpl	12	278,74	530,11	394,7233	79,19345
Ex_grob	12	306,77	637,35	432,1292	88,67724
Ex_fein	12	350,75	742,33	620,7408	114,51713
Ex_grobgl	12	302,49	376,95	335,7258	26,31370
Ex_grobpl	12	217,32	502,83	349,9683	68,93687
E2_ohne	12	387,35	487,16	446,5300	30,04753
Ex_ohne	12	357,29	646,31	528,0333	96,51008

Tab. 4.1: statistische Auswertung aller Prüfkörper

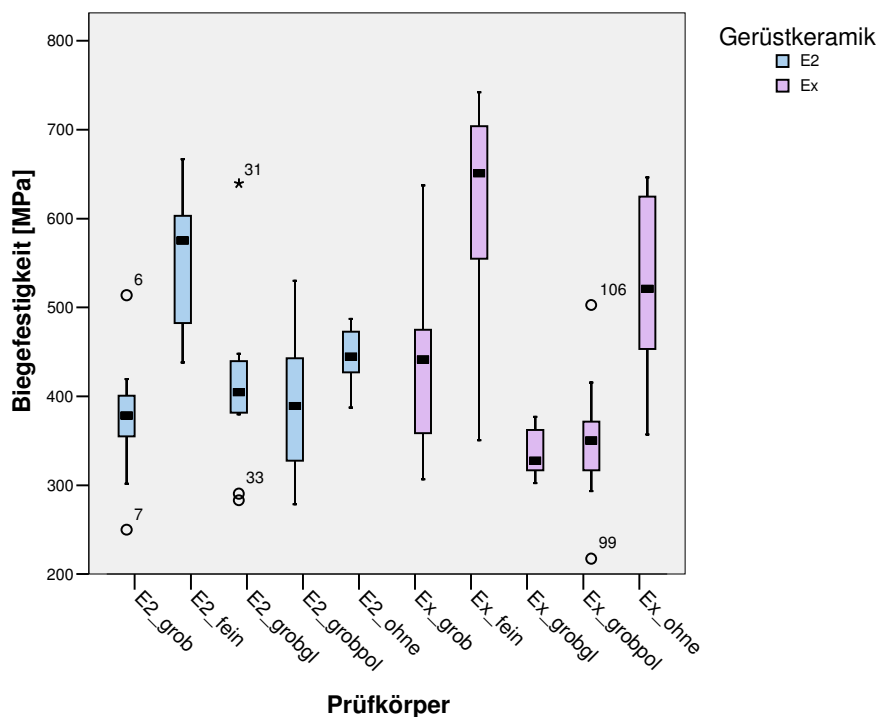


Abb. 4.13: Vergleich der Biegefestigkeit aller Prüfkörper



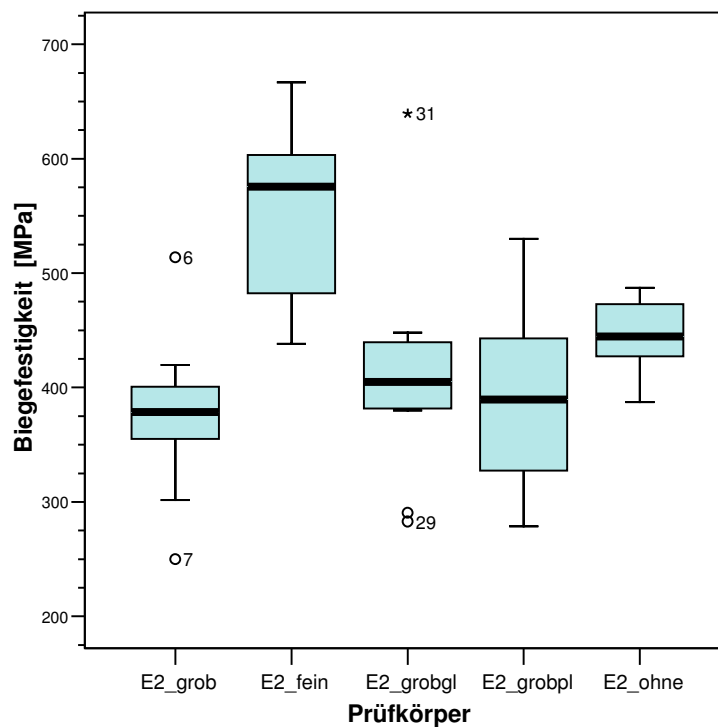
In Abb. 4.13 sind die Biegefestigkeitswerte aller Prüfkörper dargestellt. Die höchsten Biegefestigkeitswerte werden in den beiden mit feinem Schleifpapier bearbeiteten Gruppen erreicht. Die Gerüstkeramik Empress 2 erreicht einen Mittelwert von 575 MPa und die experimentelle Gerüstkeramik sogar einen Mittelwert von 650 MPa. Die niedrigsten Werte werden von den nachbehandelten grobgeschliffenen Gruppen der experimentellen Gerüstkeramik erreicht. Hier erreicht die Gruppe mit den glanzbrandveredelten Prüfkörpern einen Mittelwert von 325 MPa und die polierten Prüfkörper einen Mittelwert von 350 MPa.

### 4.3 Übersicht über die Biegefestigkeit aller Empress 2-Prüfkörper

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
E2_grob	12	249,95	513,86	375,6067	64,05115
E2_fein	12	438,23	666,81	553,2108	77,07714
E2_grobgl	12	282,99	639,41	410,0417	89,50201
E2_grobpl	12	278,74	530,11	394,7233	79,19345

*Tab. 4.2: statistische Auswertung aller Prüfkörper der Empress 2 Gerüstkeramik*



*Abb. 4.14: Vergleich der Biegefestigkeit für die Gerüstkeramik Empress 2*

In Abb. 4.14 sind die Biegefestigkeitswerte nur für die Gerüstkeramik Empress 2 graphisch dargestellt. Der höchste Wert wird in der mit feinem Sandpapier bearbeiteten Gruppe erreicht, ein Mittelwert von 575 MPa. Der zweithöchste Wert wird von der nicht bearbeiteten Kontrollgruppe erreicht, ein Mittelwert von 440 MPa. Die mit dem groben Schleifpapier bearbeitete Prüfkörpergruppe erreicht den niedrigsten Mittelwert mit 375 MPa. Die Gruppe mit den glanzbrandveredelten Prüfkörpern erreicht höhere Werte als die nachträglich polierten Prüfkörper, einen Mittelwert von 405 MPa im Vergleich zu 385 MPa.

#### 4.4 Übersicht über die Biegefestigkeit aller Prüfkörper der experimentellen Gerüstkeramik

##### Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Ex_grob	12	306,77	637,35	432,1292	88,67724
Ex_fein	12	350,75	742,33	620,7408	114,51713
Ex_grobgl	12	302,49	376,95	335,7258	26,31370
Ex_grobpl	12	217,32	502,83	349,9683	68,93687
E2_ohne	12	387,35	487,16	446,5300	30,04753
Ex_ohne	12	357,29	646,31	528,0333	96,51008

Tab. 4.3: statistische Auswertung aller Prüfkörper der experimentellen Gerüstkeramik

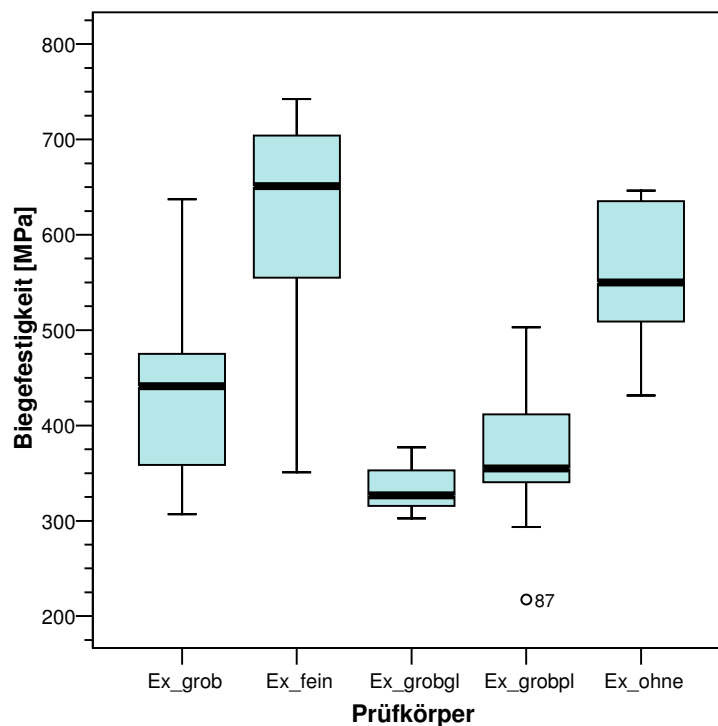


Abb. 4.15: Vergleich der Biegefestigkeit für die experimentelle Gerüstkeramik

In Abb. 4.15 sind die Biegefestigkeitswerte nur für die experimentelle Gerüstkeramik graphisch dargestellt. Der höchste Mittelwert wird in der mit dem feinen Sandpapier bearbeiteten Gruppe erreicht, ein Wert von 650 MPa. Der zweithöchste Wert wird von der nichtbearbeiteten Kontrollgruppe erreicht, ein Mittelwert von 550 MPa. Die

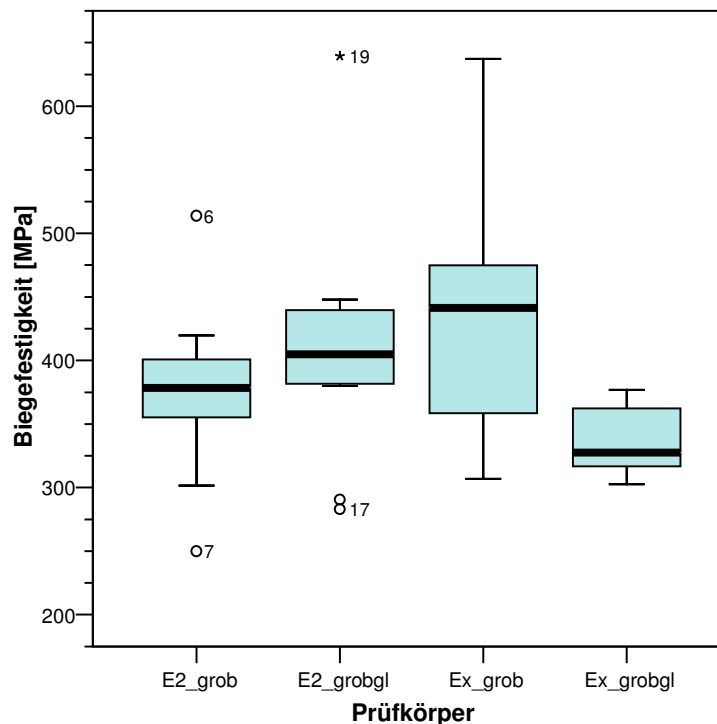
Gruppen mit dem groben Schleifpapier bearbeiteten und anschließend glanzbrandveredelten oder polierten Prüfkörpern erreichen die niedrigsten Biegefestigkeitswerte, die Glanzbrandgruppe nur einen Mittelwert von 310 MPa und die polierte Gruppe einen Mittelwert von 375 MPa. Im Vergleich dazu erreicht die nur mit dem groben Schleifpapier bearbeitete Gruppe einen höheren Mittelwert von 440 MPa.

## 4.5 Einfluss des Glanzbrands

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
E2_grob	12	249,95	513,86	375,6067	64,05115
E2_grobgl	12	282,99	639,41	410,0417	89,50201
Ex_grob	12	306,77	637,35	432,1292	88,67724
Ex_grobgl	12	302,49	376,95	335,7258	26,31370

**Tab. 4.4:** statistische Auswertung aller mit grobem Sandpapier bearbeiteten Prüfkörpern mit und ohne anschließendem Glanzbrand



**Abb. 4.16:** Vergleich der Biegefestigkeit für beide Materialien mit und ohne Glanzbrand bei grober Sandpapiervorbehandlung

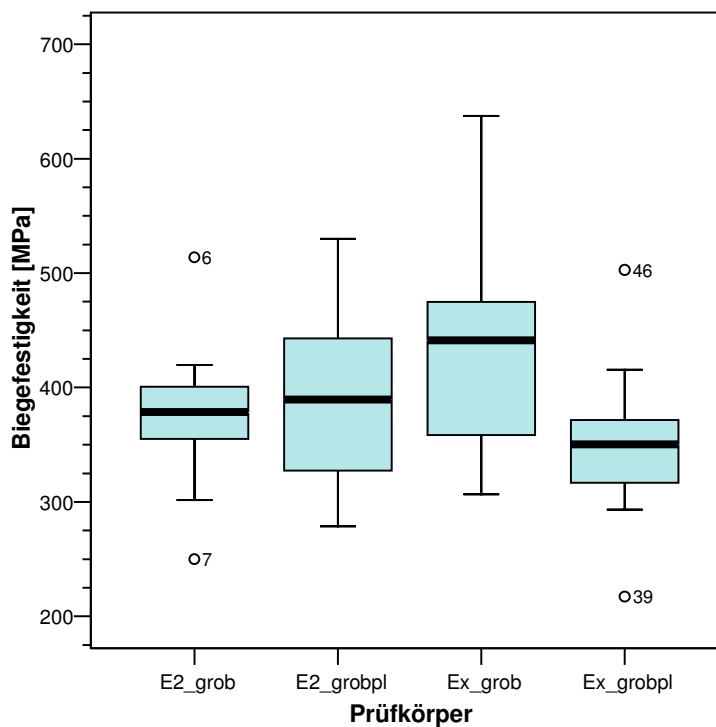
In Abb. 4.16 ist der Einfluss des Glanzbrandes auf die Biegefestigkeit beider grob bearbeiteten Gerüstkeramiken graphisch verdeutlicht. Auffällig ist, dass die grob bearbeitete Gruppe der experimentellen Gerüstkeramik wesentlich bessere Werte erzielt als die grob bearbeitete und mit einem Glanzbrand veredelte Gruppe, nämlich einen Mittelwert von 440 MPa im Vergleich zu 325 MPa. Die mit einem Glanzbrand veredelte Empress 2-Gruppe erreicht einen Mittelwert von 400 MPa und die nur mit grobem Schleifpapier bearbeitete Empress 2-Gruppe einen Mittelwert von 375 MPa.

## 4.6 Einfluss der Politur mit Diamantpaste

### Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
E2_grob	12	249,95	513,86	375,6067	64,05115
E2_grobpl	12	278,74	530,11	394,7233	79,19345
Ex_grob	12	306,77	637,35	432,1292	88,67724
Ex_grobpl	12	217,32	502,83	349,9683	68,93687

*Tab. 4.5: statistische Auswertung aller mit grobem Sandpapier bearbeiteten Prüfkörpern mit und ohne anschließender Politur*



**Abb. 4.17:** Vergleich der Biegefestigkeit für die Materialien mit und ohne Politur mit Diamantpaste bei grober Sandpapiervorbehandlung

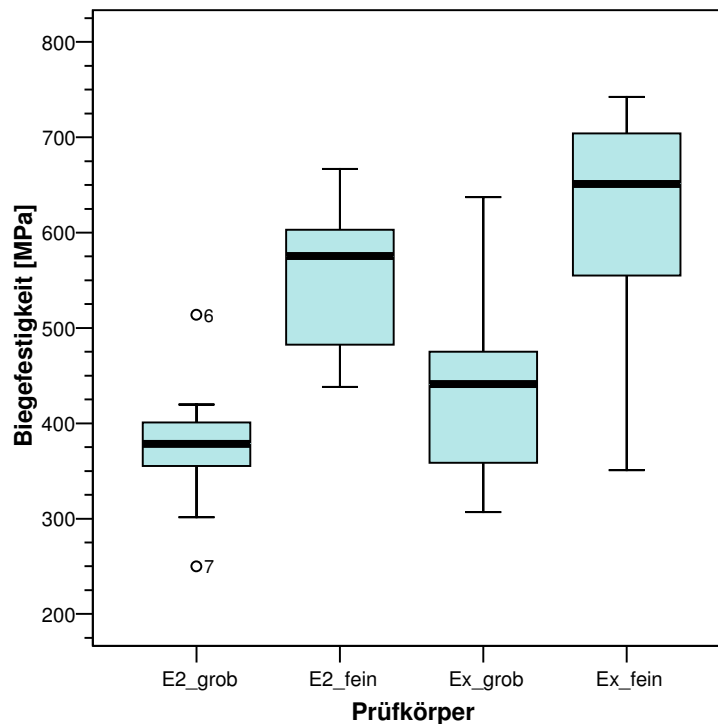
In Abb. 4.17 ist der Einfluss der Politur mit einer Diamantpaste beider grob bearbeiteten Gerüstkeramiken auf die Biegefestigkeit graphisch veranschaulicht. Auch hier fällt auf, dass die polierte Gruppe der experimentellen Gerüstkeramik schlechtere Werte zeigt, als die nicht polierte Gruppe, einen Mittelwert von 350 MPa im Vergleich zu 440 MPa. Bei der polierten Empress 2-Prüfkörpergruppe findet man einen Mittelwert von 385 MPa zu einem Mittelwert von 375 MPa für die nicht polierte Gruppe.

## 4.7 Einfluss der Bearbeitung mit feinem Sandpapier

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
E2_grob	12	249,95	513,86	375,6067	64,05115
E2_fein	12	438,23	666,81	553,2108	77,07714
Ex_grob	12	306,77	637,35	432,1292	88,67724
Ex_fein	12	350,75	742,33	620,7408	114,51713

**Tab. 4.6:** statistische Auswertung aller mit grobem und feinem Sandpapier bearbeiteter Prüfkörper



**Abb. 4.18:** Vergleich der Biegefestigkeit der mit feinem und grobem Sandpapier bearbeiteten Prüfkörpern

In Abb. 4.18 ist der Einfluss der Bearbeitung mit feinem Sandpapier auf die Biegefestigkeit der beiden Gerüstkeramiken graphisch dargestellt. Auffällig ist die deutliche Erhöhung der Biegefestigkeit in beiden fein beschliffenen Gerüstkeramikgruppen. Empress 2 erreicht einen Mittelwert in der fein bearbeiteten

Gruppe von 575 MPa, im Vergleich dazu erreicht die grob beschliffene Gruppe einen Wert von 375 MPa.

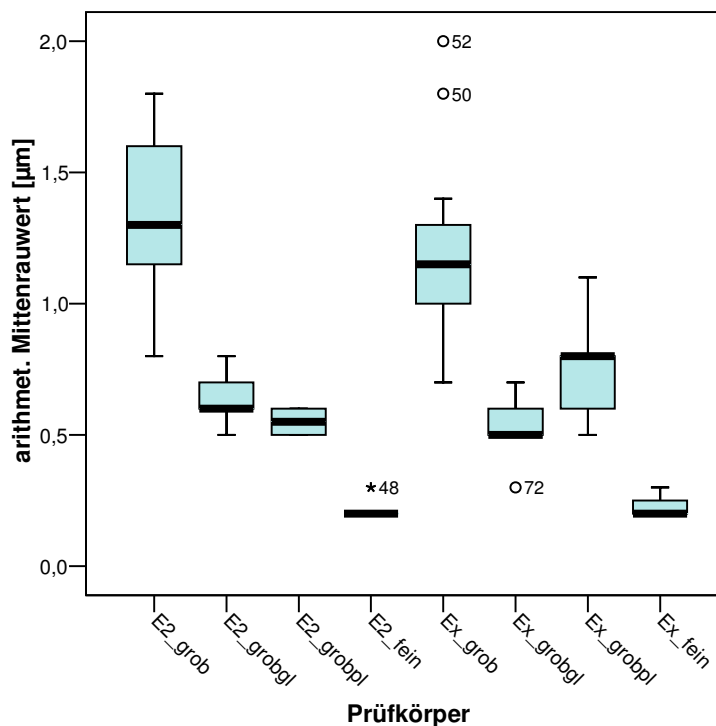
Bei der experimentellen Gerüstkeramik ist der Unterschied zwischen beiden Gruppen etwas größer. Die fein bearbeitete Gruppe erreicht eine Biegefestigkeit im Mittelwert von 650 MPa und die grob bearbeitete Gruppe einen Wert von 440 MPa.

## 4.8 Diagrammdarstellung der Perthometerdaten

### Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
E2_grob	12	0,80	1,80	1,3417	0,33155
E2_gl	12	0,50	0,80	0,6417	0,09962
E2_pl	12	0,50	0,60	0,5500	0,05222
E2_fein	12	0,20	0,30	0,2167	0,03892
Ex_grob	12	0,70	2,00	1,2167	0,36886
Ex_gl	12	0,30	0,70	0,5333	0,09847
Ex_pl	12	0,50	1,10	0,7417	0,16765
Ex_fein	12	0,20	0,30	0,2250	0,04523

*Tab. 4.7: statistische Auswertung des arithmetischen Mittenrauwertes aller bearbeiteter Prüfkörper*



*Abb. 4.19: Vergleich des arithmetischen Mittenrauwertes aller bearbeiteter Prüfkörper*

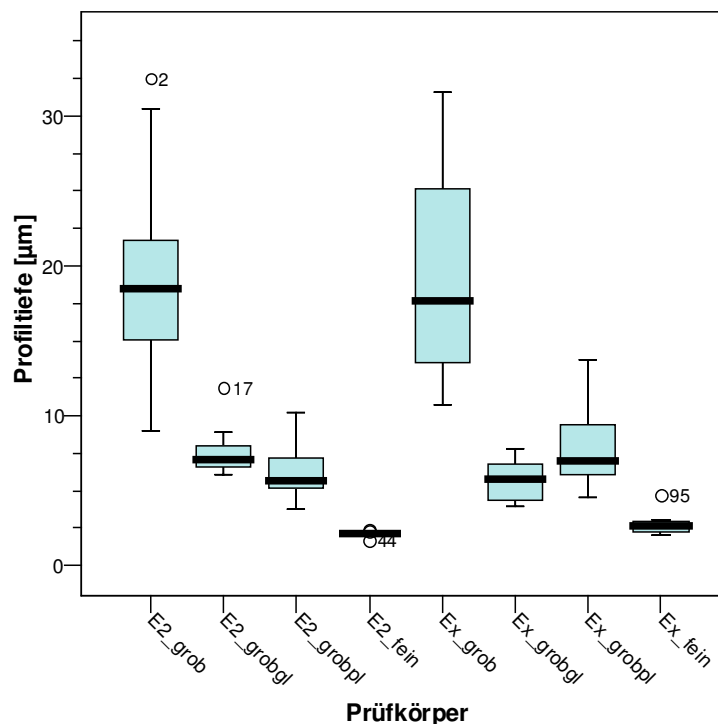


In Abb. 4.19 sind die arithmetischen Mittenrauwerte  $R_A$  für die verschiedenen Prüfkörper in einem Verteilungsplot ausgewertet. Die höchsten Mittelwerte werden von den beiden mit groben Schleifpapier bearbeiteten Prüfkörpergruppen erreicht, ca.  $1,3 \mu\text{m}$  für Empress 2 und  $1,1 \mu\text{m}$  für die experimentelle Gerüstkeramik. Die niedrigsten Mittelwerte, ca.  $0,2 \mu\text{m}$ , werden, wie erwartet, von den beiden mit feinem Schleifpapier bearbeiteten Prüfkörpergruppen erreicht.

### Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
E2_grob	12	9,00	32,50	19,3500	6,84417
E2_gl	12	6,10	11,90	7,5500	1,60652
E2_pl	12	3,80	10,20	6,4167	2,05109
E2_fein	12	1,70	2,40	2,0750	0,17123
Ex_grob	12	10,70	31,60	19,4750	6,97073
Ex_gl	12	4,00	7,80	5,7083	1,29577
Ex_pl	12	4,60	13,70	7,7333	2,45184
Ex_fein	12	2,00	4,70	2,6833	0,73340

**Tab. 4.8:** statistische Auswertung der Profiltiefe aller bearbeiteter Prüfkörper



**Abb. 4.20:** Vergleich der Profiltiefe aller bearbeiteter Prüfkörper

In Abb. 4.20 ist die Profiltiefe  $P_T$  aller bearbeiteten Prüfkörper in einem Verteilungsplot veranschaulicht. Auch hier erreichen die grob bearbeiteten Gruppen die höchsten Werte, im Mittelwert ca. 16  $\mu\text{m}$ , und die mit feinem Schleifpapier angerauten Prüfkörper die niedrigsten Werte, ca. 2  $\mu\text{m}$ .

#### 4.9 Parameterfreier U-Test nach Mann und Whitney

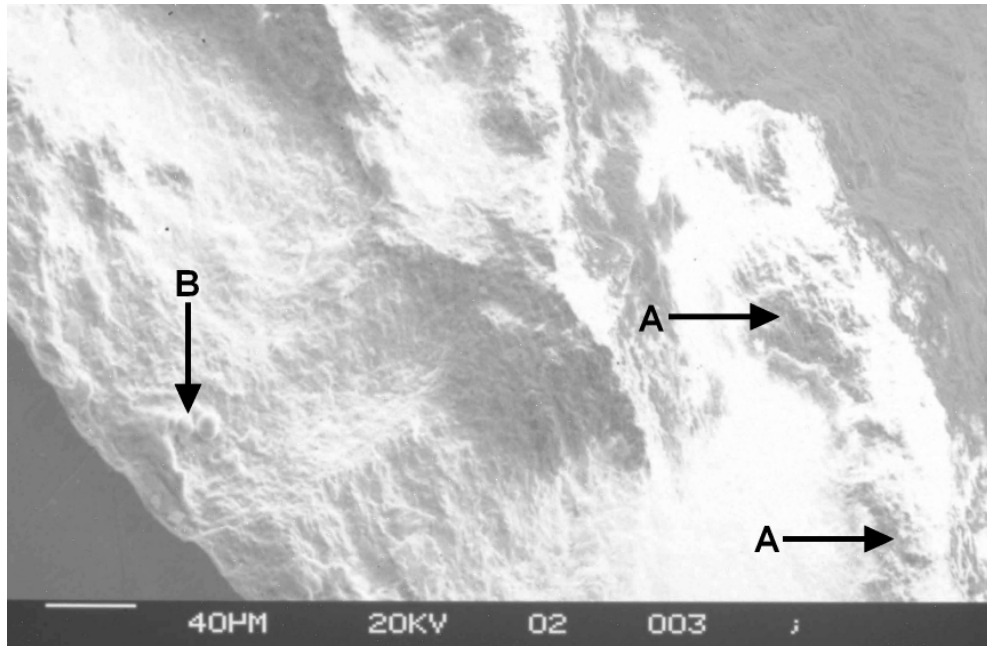
<b>E2</b>	<b>Ex</b>	<b>Mann-Whitney-U</b>	<b>Z</b>	<b>Exakte Signifikanz</b>
<b>Grob</b>	<b>Grob</b>	45	-1,559	<b>0,128</b>
<b>Fein</b>	<b>Fein</b>	37	-2,021	<b>0,45</b>
<b>Grob-pol</b>	<b>Grob-pol</b>	49	-1,328	<b>0,198</b>
<b>Grob-Glanz</b>	<b>Grob-Glanz</b>	24	-2,771	<b>0,005</b>
<b>Ohne</b>	<b>Ohne</b>	33	-2,252	<b>0,024</b>

*Tab. 4.9: Mann-Whitney-U-Test zum Vergleich von E2 und Ex*

Im Vergleich der Biegefestigkeitswerte beider Gerüstkeramiken zeigt der parameterfreie U-Test nach Mann und Whitney folgende Ergebnisse: die Biegefestigkeitswerte der beiden Gerüstkeramiken unterscheiden sich in den Gruppen grob, fein und grob-polier nicht signifikant. Nur die Biegefestigkeitswerte der Kontrollgruppen ohne Bearbeitung unterscheiden sich signifikant. Die beiden mit einem Glanzbrand bearbeiteten Gerüstkeramiken zeigen sogar einen höchst signifikanten Unterschied zueinander.

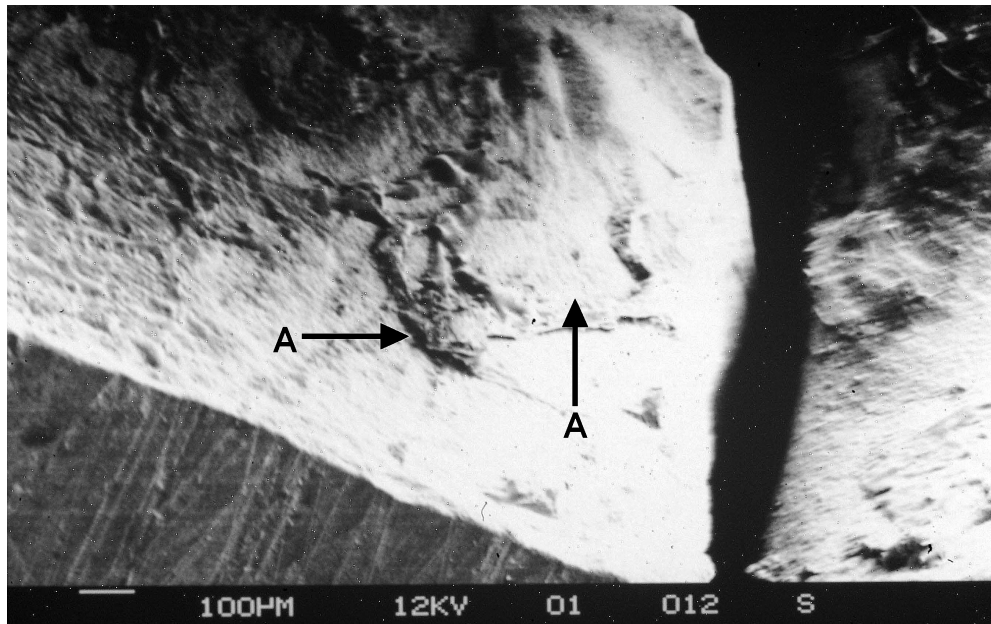
## 4.10 Fraktographische Untersuchung möglicher Bruchursachen

Darstellung ausgewählter Bruchstellen und deren fraktographische Bedeutung im Rasterelektronenmikroskop.



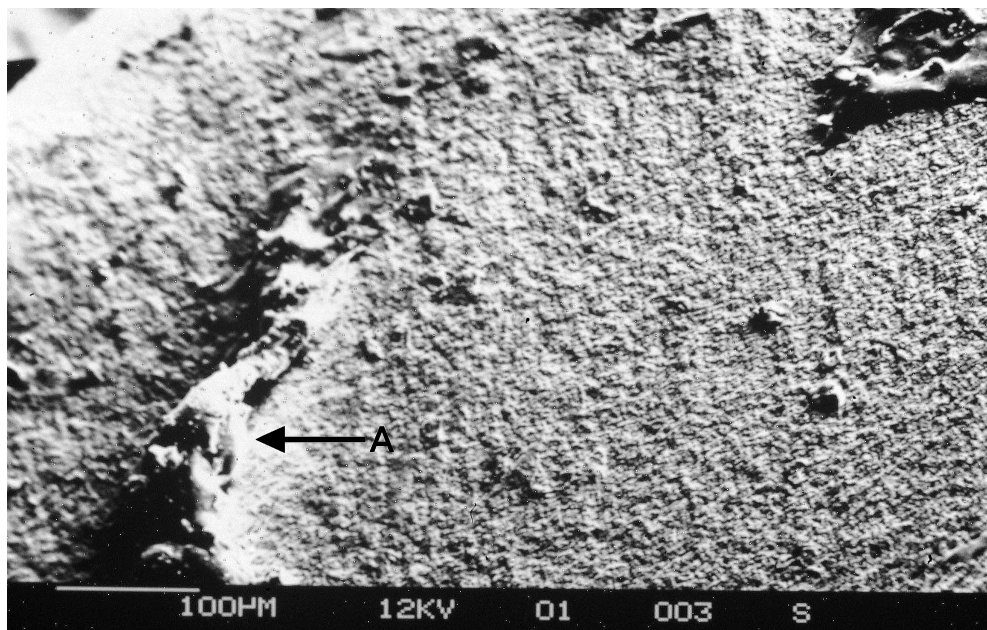
*Abb. 4.21: Frakturauslösende Oberflächenfehler bei einer Probe der experimentellen Gerüstkeramik.*

*B= Blasen und A= Abspaltungen an der Keramikbruchfläche. Originalvergrößerung: 1200fach*



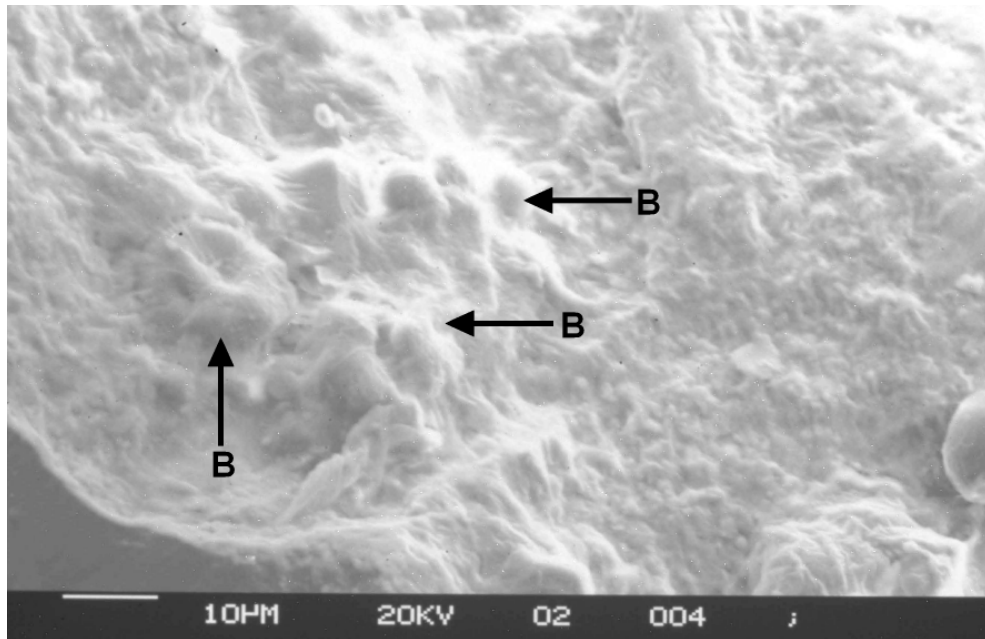
*Abb. 4.22: Bruchflächen einer Empress 2-Probe, die mit grobem Schleifpapier bearbeitet wurde.*

*A= Absprengungen durch mögliche Volumenfehler an der Keramikbruchfläche. Originalvergrößerung: 500fach*



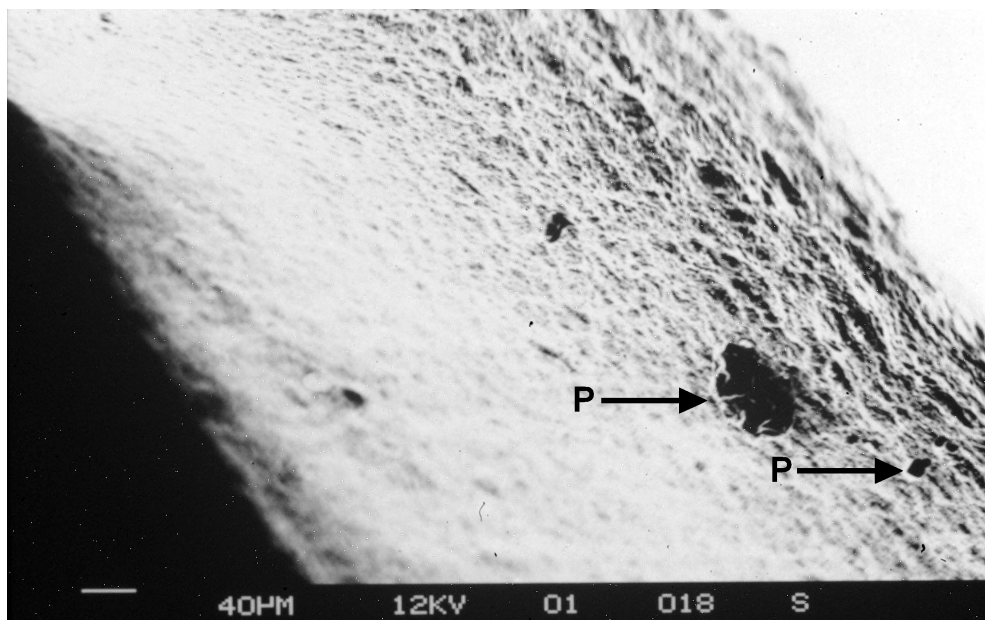
*Abb. 4.23: Bruchfläche einer experimentellen Gerüstkeramikprobe.*

*A= Absprengung durch mögliche Volumenfehler evtl. auch durch Poren- und Blasenbildung. Originalvergrößerung: 800fach*



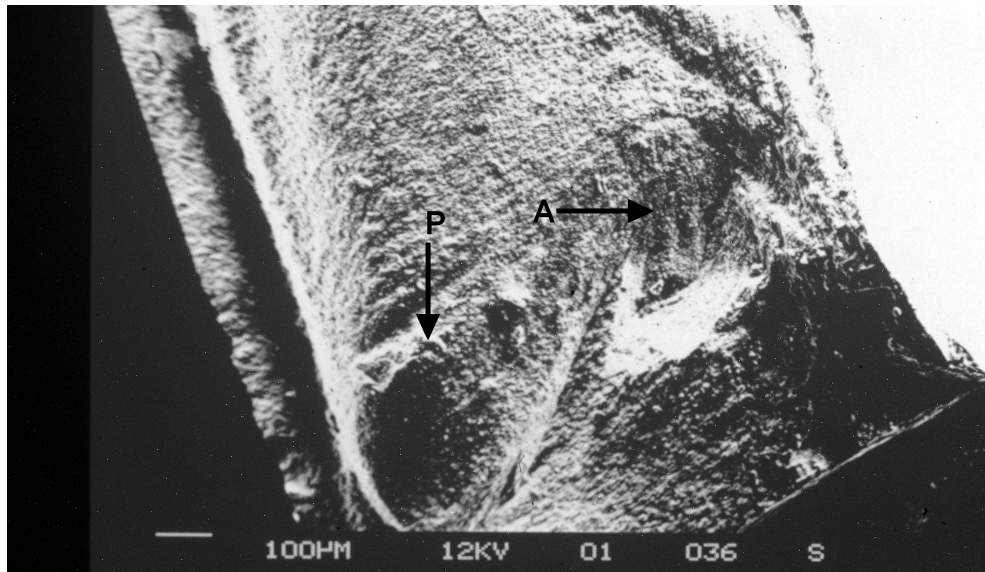
*Abb. 4.24: Bruchfläche einer Empress 2-Probe.*

*Verschiedene frakturauslösende Volumenfehler, durch primäre Blasen- und Porenbildung bei der Verarbeitung der Keramik (B= Blase). Originalvergrößerung: 1500fach*

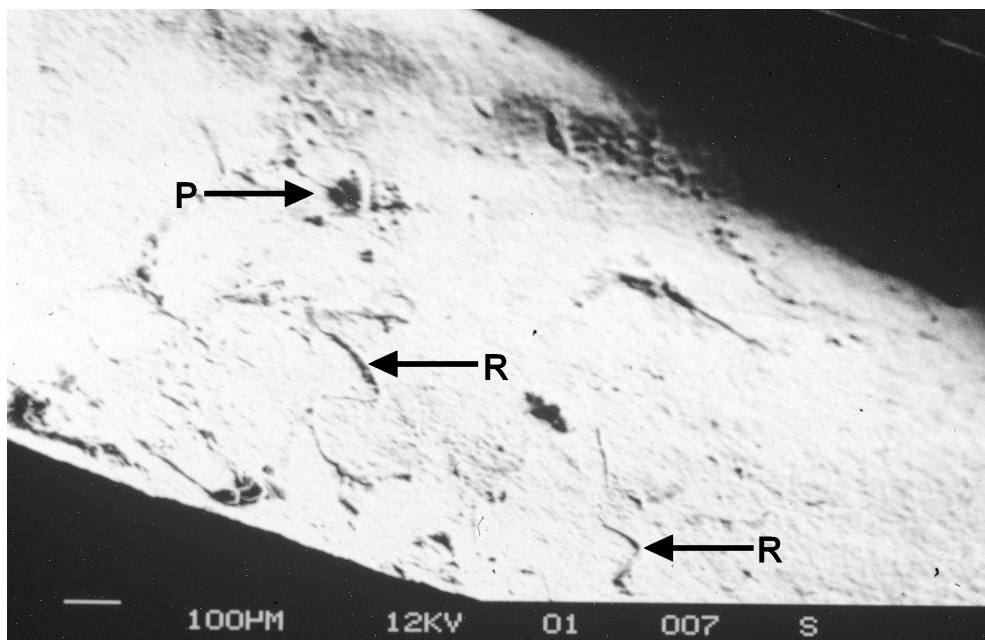


*Abb. 4.25: Bruchfläche einer Empress 2-Probe.*

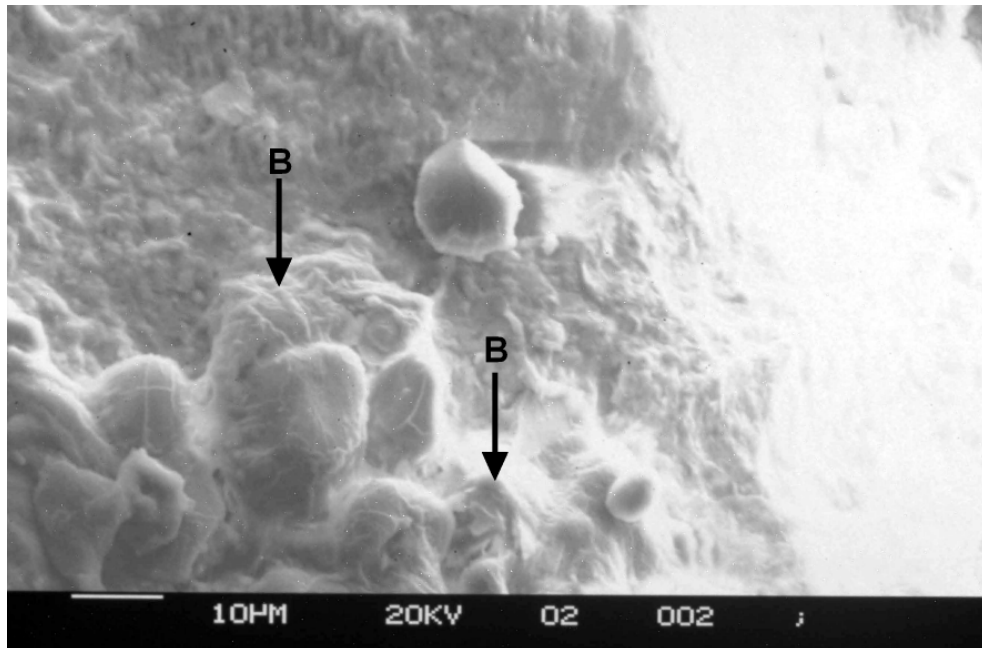
*Frakturauslösender Volumenfehler in Form verschiedener Blasen und Poren (P= Pore). Originalvergrößerung: 1000fach*



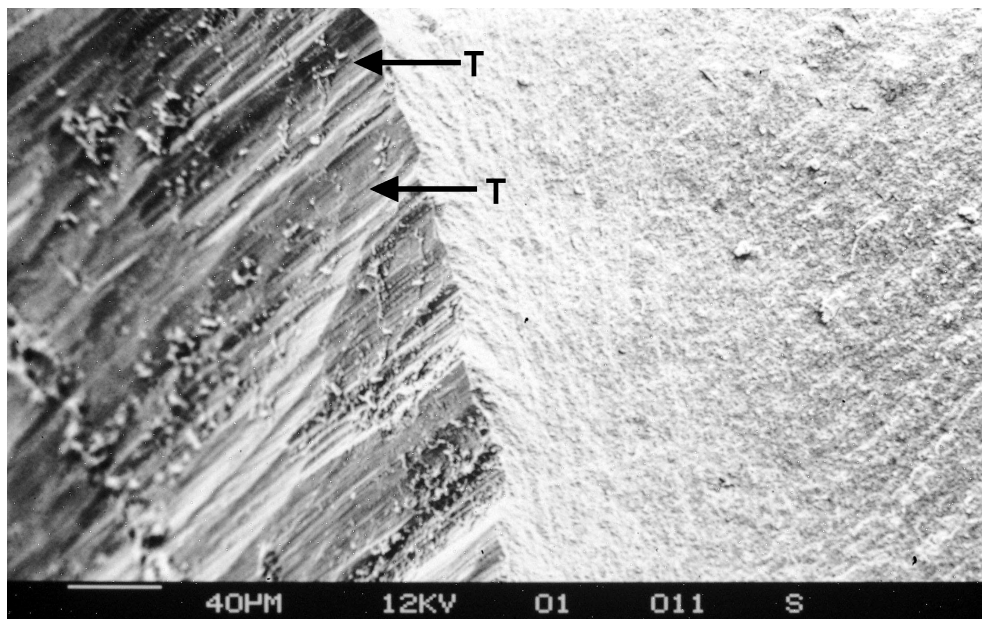
**Abb. 4.26:** Bruchfläche einer experimentellen Gerüstkeramik.  
Volumenfehler evtl. Blasen als frakturauslösende Faktoren (P= Pore, A= Absprengung). Originalvergrößerung: 500fach



**Abb. 4.27:** Bruchfläche einer Empress 2-Probe.  
Kleine Oberflächendefekte in Form von Poren und Rissen (P= Pore, R= Riss). Originalvergrößerung: 500fach



**Abb. 4.28:** Bruchfläche einer experimentellen Gerüstkeramik.  
Blasenbildung als frakturauslösende Ursache (B= Blase).  
Originalvergrößerung: 1500fach



**Abb. 4.29:** T= Transkristalline Bruchfläche einer Empress 2-Probe  
Bruchausgang ausgehend von zentralen Luftpneinschlüssen  
mit vertikaler Rissbildung unterhalb der bearbeiteten  
Keramikoberfläche. Originalvergrößerung: 1200fach

## 5 Diskussion

### 5.1 Allgemeines

Die in jüngster Zeit intensiv geführte Diskussion über die Biokompatibilität traditionell verwendeter zahnärztlicher Werkstoffe hat zur verstärkten Suche nach alternativen metallfreien Restaurationsmaterialien geführt. [123, 35]. Vollkeramische Rekonstruktionen vermögen die hohen ästhetischen Anforderung an ein Restaurationsmaterial der aktuellen Zahnheilkunde weitgehend zu erfüllen. Für den klinischen Erfolg ist in erster Linie die Bruchfestigkeit des vollkeramischen Materials entscheidend. Es ist daher wichtig, dass die Bruchfestigkeit vor der klinischen Erprobung *in-vitro* getestet wird. Im allgemeinen wird bei *In-vitro*-Untersuchungen zur Bruchfestigkeit keramischer Werkstoffe zwischen zwei Arten von Versuchsaufbauten unterschieden. Es werden entweder geometrisch definierte Prüfkörper in einer standardisierten Prüfanordnung bis zum Bruch belastet, wie hier in der vorliegenden Arbeit, oder es wird versucht klinische und anatomische Verhältnisse zu simulieren. Dadurch soll es möglich sein, direkte Schlüsse auf den klinischen Erfolg zu erzielen. Bei der Durchführung von *In-vitro*-Versuchen sollte darauf geachtet werden, alle Einflussparameter möglichst konstant zu halten.

### 5.2 Material und Methode

Ziel der vorliegenden Arbeit war es zu zeigen, welchen Einfluss die Rauigkeit auf die Biegefestigkeit zweier Gerüstkeramiken hat. Im Herstellungsprozess der keramischen Restauration sind verschiedene Schleifkorrekturen unumgänglich. Schon ein herstellungs- oder bearbeitungsinduzierter Defekt kann bei geringer Belastung zum plötzlichen Versagen der gesamten Restauration führen. Durch die Verarbeitung des Zahntechnikers entstehen eine Vielzahl primärer Fehler und Defekte im keramischen Gefüge, wie z.B. Einschlüsse, Verunreinigungen, Poren, Risse und Korngrenzenverschiebungen, die die Biegefestigkeit erheblich beeinflussen und beeinträchtigen. [27]



Durch Vorversuche wurde die beste Methode für planparallele, glatte und homogene Probekörper gesucht. Diese fand sich, indem 140 Plättchen aus Plexiglas gefertigt, eingebettet und in Keramik gepresst wurden, mit einer Schichtstärke von 2,5 mm und einem Durchmesser von 16 mm.

Die Oberflächenbearbeitung mit der selbstkonstruierten schiefen Ebene, auf der das Schleifpapier fixiert wurde, gewährleistete eine gleichmäßige und reproduzierbare Aufrauung der Oberfläche.

Für die Alterungssimulation wurden die Probekörper 180 Tage lang bei einer Temperatur von 37 °C in Wasser eingelagert. Während der Einlagerungszeit erfolgte die Alterung durch Thermowechselbelastung wobei 10000 Zyklen bei Wassertemperaturen von 5 und 55 °C ausgeführt wurden. Die Proben hatten eine Badverweildauer von 30 Sekunden. Diese Parameter haben sich in der Literatur allgemein durchgesetzt und sollen die in der Mundhöhle entstehenden Temperaturschwankungen nachempfinden. In einer Untersuchung von *Crim et al.* zu verschiedenen Thermocyclingverfahren [25] zeigt sich, dass nicht die Art der Umweltsimulation entscheidend ist, sondern die Tatsache, dass eine stattfindet.

Die Messung der Oberflächenqualität als Rauigkeitsprofil kann als materialkundliche Standardmethode betrachtet werden. Damit ist die Vorabtastung der aufgerauten Oberflächen unverzichtbar, um herstellungsbedingte Ungenauigkeiten zu vermeiden oder zu berücksichtigen. Der Messtaster wurde während der Messung auf 6 horizontalen und 6 vertikalen Bahnen geführt, an jeweils 5 Testkörpern pro Material und pro Oberflächenbehandlung. Die Tastspitze folgte sämtlichen Unebenheiten der Taststrecke und aus den einzelnen Messungen wurde der Mittelwert für alle Kenngrößen berechnet und anschließend statistisch ausgewertet und im Boxplot veranschaulicht.

### 5.3 Auswahl der DIN-Norm und der Prüfanordnung zur Ermittlung der Biegefestigkeit

Nach *Hahn* und *Löst* wird der Dreipunkt-Biegeversuch an rechteckigen Prüfstäbchen nach DIN 13925 bzw. ISO 6872 aufgrund der einfachen Methodik bevorzugt. Die Prüfstäbchen mit den Maßen 25 mm x 5 mm x 2 mm sind zahntechnisch schwierig herzustellen. Daher wurden scheibenförmige Prüfkörper mit einem Durchmesser von 12–16 mm und einer Dicke von 2 mm gewählt, die in der gleichen DIN Norm unter Dentalkeramik vom Typ II beschrieben werden. Jeder Probekörper soll auf eine Dicke von 1,2 mm +/- 0,2 mm geschliffen werden [59]. Hier muss bei einer zukünftigen Studie eine andere Schleifapparatur gewählt werden, da der Abramin Poliermotor zu ungenauen und nicht kalkulierbaren Ergebnissen geführt hat. Darauf sind in der vorliegenden Arbeit die leicht unterschiedlichen Probekörperdicken zurückzuführen.

*Hahn* und *Löst* beschreiben in ihrer Untersuchung zur experimentellen Festigkeitsbestimmung sprödharter Werkstoffe, dass nichtplanparallele Probenoberflächen eine komplexe Verdrehung und Verwindung der Probeplättchen bewirken und eine daraus resultierende Torsionsspannung, die zur Verfälschung der experimentell bestimmten Biegefestigkeiten führt [59].

In der Vergleichsstudie von *Geis-Gerstorfer* und *Kanjantra* zum Einfluss der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und In-Ceram werden ein 3-Punkt-Biegetest, ein 4-Punkt-Biegetest und ein biaxialer Biegetest verglichen [50]. Der Methodenvergleich ergab einige Vorzüge des biaxialen Tests, u.a. dass Kantendefekte, die bei der Prüfkörperherstellung kaum zu vermeiden sind, nicht im Bereich der maximalen Biegespannung liegen, wie dies bei den uniachsialen Tests der Fall ist. Damit liegt eine geringere Empfindlichkeit hinsichtlich Verarbeitungsfehlern vor, und man erhält verlässlichere Festigkeitsdaten. Insgesamt ist die experimentelle Bestimmung der Festigkeitswerte mit Vorsicht zu bewerten. *Geis-Gerstorfer* und *Kanjantra* stellen auch fest, dass erhebliche Streuungen mit Standardabweichungen von 20 % keine Seltenheit sind. Diese Streuungen sind zum einen auf äußere Einflüsse, wie Temperatur, Feuchtigkeit und Reibung und zum anderen auf ungleiche Prüfkörper zurückzuführen, die durch geometrieabhängige Spannungsverteilungen und Defekte im Inneren und an der Oberfläche unterschiedliche Festigkeiten besitzen [50]. Um verlässliche Ergebnisse zu erhalten, sind sehr große Probenzahlen erforderlich.

## 5.4 Einfluss der Bearbeitungsschritte auf die Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeitswerte der Probekörper weisen eine übliche Streuung mit Ausreißerwerten auf. Die durchschnittlichen Biegefestigkeitswerte der beiden Materialien sind durchaus mit den vom Hersteller angegebenen Werten zu vergleichen. Ivoclar gibt für den Empress 2 Gerüstwerkstoff eine Biegefestigkeit im 3-Punktbiegeversuch von 350 +/- 50 MPa an und für die experimentelle Gerüstkeramik einen Wert von 400 – 500 MPa [72, 73]. Diese Werte werden in der vorliegenden Untersuchung erreicht, sogar teilweise übertroffen. Diese hohen Werte findet man in den Gruppen, die mit feinem Sandpapier bearbeitet wurden. Für die Empress 2 Gerüstkeramik wird ein Mittelwert von 575 MPa erreicht und für die experimentelle Gerüstkeramik ein Mittelwert von 650 MPa. Die beiden Kontrollgruppen erreichen ebenfalls ansehnliche Werte. Die Empress 2-Gruppe einen Mittelwert von 440 MPa und die experimentelle Gerüstkeramik einen Mittelwert von 550 MPa.

Die Veredelung der Keramikoberflächen mit dem Glanzbrand zeigt eine geringe Erhöhung der Biegefestigkeitswerte für die Gerüstkeramik Empress 2, von 375 MPa auf 400 MPa. Im Fall der experimentellen Gerüstkeramik verringern sich sogar die Mittelwerte der Biegefestigkeit erheblich, von 440 MPa auf 325 MPa. Die vorliegenden Keramikplättchen erhielten einen Glanzbrand auf die raue Oberfläche ohne vorherige Politur. Mit dem Glanzbrand werden zwar entstandene Risse und Riefen von der Glasur aufgefüllt, aber im Material vorhandene oder induzierte Gefügestörungen und Risse werden nicht erreicht. Nach Wirz et al erübrigt sich ein oberflächenveredelnder Glanzbrand, sofern eine entsprechende Politur erfolgt. [207, 208]

Auch beim Vergleich der Werte unter dem Einfluss der Politur mit der Diamantpaste zeigt sich ein ähnlicher Einfluss wie beim Glanzbrand auf die Mittelwerte der Biegefestigkeit. Auch hier ist wieder eine Abnahme der Werte bei der experimentellen Gerüstkeramik zu beobachten, mit der Politur verringern sich die Mittelwerte von 440 MPa auf 350 MPa. Die Mittelwerte der Biegefestigkeit von Empress 2 zeigen einen leichten Anstieg wie im vergleichbaren Fall des Glanzbrandes. Der Mittelwert steigt von 375 MPa auf 385 MPa.

Betrachtet man die statistische Auswertung, ist auffällig, dass ein signifikanter Unterschied in den Mittelwerten der Biegefestigkeit zwischen den beiden Gerüstkeramiken in den grob bearbeiteten Gruppen besteht. Die experimentelle

Gerüstkeramik erreicht einen wesentlich höheren Mittelwert von 440 MPa, Empress 2 einen Mittelwert von 375 MPa. In den Kontrollgruppen ohne jegliche Bearbeitung ist der Unterschied zwischen den beiden Keramiken noch größer und höchst signifikant. Empress 2 hat einen Wert von 440 MPa und die experimentelle Gerüstkeramik einen Wert von 520 MPa.

## 5.5 Schlussfolgerung

Die unterschiedliche Reaktion der beiden Gerüstkeramiken auf die oberflächenveredelnden Maßnahmen lässt den Rückschluss zu, dass die experimentelle Gerüstkeramik wesentlich empfindlicher auf sich addierende Bearbeitungen und daraus folgende Bearbeitungsfehler reagiert als Empress 2. Diese These wird durch die sehr hohen Ausgangsbiegefestigkeitswerte der Kontrollgruppen unterstützt.

Die rasterelektronenmikroskopische Auswertung der Rautiefen der unterschiedlich bearbeiteten Keramikproben haben gezeigt, dass die Rauigkeit der Proben, die mit dem feinen Sandpapier bearbeitet wurden, feiner war als die Bearbeitung durch einen Gelbringdiamanten. Die Auswertung der Ergebnisse für den mittleren Rauwert  $R_a$  ergab bei Empress 2 nach Bearbeitung mit feinem Schleifpapier Werte zwischen 0,2 und 0,3  $\mu\text{m}$ . Dieselben Werte erzielte die experimentelle Gerüstkeramik nach Bearbeitung mit feinem Schleifpapier. Die Werte für beide Materialien nach Anraugung mit grobem Schleifpapier liegen im Vergleich dazu bei Werten zwischen 0,5 und 0,9  $\mu\text{m}$ . Die Betrachtung der mittleren Rautiefe  $R_z$  führte zu analogen Ergebnissen. Das beweist, dass eine sehr feine angeraute Oberfläche vorlag. Durch die Bearbeitung mit dem feinen Schleifpapier wurden viele kleine Mikrorisse induziert, durch die ein größerer Riss an der Ausbreitung gehindert wurde. Man könnte sagen, die Energie ist in den vielen kleinen Rissen dissipiert. Oder anders ausgedrückt, die feine Anraugung bewirkte, dass alle oberflächlichen Fehlstellen eliminiert wurden. Das führte dazu, dass die beobachtete Biegefestigkeit erheblich gesteigert wurde. Die Biegefestigkeit der Keramik wurde dadurch „geschönt“. Dies wurde in einer Untersuchung von *Marx* und *Fischer* [110] zur Langzeitfestigkeit von dentalen vollkeramischen Werkstoffen nachgewiesen. Die Bruchanfälligkeit der Keramik hängt im wesentlichen von zufällig im Material vorhandenen oder aus Gefügestörungen entstehenden Rissen und der

langsamen Ausbreitung dieser Risse ab. Durch das korrosive feuchtwarme Mundmilieu wird die Ausbreitung der Risse noch beschleunigt, insofern die Risse von einer mit dem Mundspeichel der Rekonstruktion in Kontakt stehenden Schwachstelle ausgehen [110]. Doch durch eine sorgfältige Oberflächenbearbeitung können die Biegefestigkeitswerte erheblich verbessert und damit „geschönt“ werden.

Ebenso führt intensives Polieren zu dem gleichen Effekt auf die Biegefestigkeit, was in der vorliegenden Studie nicht bestätigt wurde, aber ebenso zu hohen Eigenspannungen in der Oberfläche. Diese Eigenspannungen müssen durch individuell auf die Keramik abgestimmtes Tempern wieder eliminiert werden.

In Anbetracht dieser Tatsachen, ist eine hohe Oberflächengüte eine unverzichtbare Forderung in der Keramikverarbeitung. Eine weitere Zielsetzung für die Keramikverarbeitung wäre die Entwicklung eines relativ einfachen und verlässlichen Prüfverfahrens, welches Mikrofehler in den Keramik-Gefügen noch vor der Endbearbeitung erkennt.

## 6 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit sollte geprüft werden, inwieweit sich die Bruchfestigkeit zweier vollkeramischen Gerüstkeramiken durch

- unterschiedliche Rauigkeiten
- Politur und Glanzbrand

unterscheidet.

Dazu wurden 140 runde keramische Prüfkörper mit einer Dicke von 1,4 +/- 0,2 mm aus Empress 2 und einer experimentellen Glas-Gerüst-Keramik hergestellt.

Die Prüfkörper wurden mit zwei verschiedenen Schleifpapierstärken angeraut, eine Gruppe sehr grob (entspricht etwa einem Grünringdiamanten), die andere sehr fein (feiner als mit einem Gelbringdiamanten). Bei 20 Prüfkörpern erfolgte eine Oberflächenveredelung durch Glasur und Glanzbrand. 20 Prüfkörper wurden mit einer Diamantpolierpaste poliert.

Alle Prüfkörper wurden einer Alterssimulation durch Temperaturwechsellast ausgesetzt und in einer biaxialen Biegevorrichtung bis zum Bruch belastet. Die Ergebnisse wurden statistisch mittels Mann-Whitney-U-Test ausgewertet und die Bruchstellen fraktographisch im Rasterelektronenmikroskop untersucht. Beide Gerüstkeramiken zeigten hohe Biegefestigkeitswerte, im Durchschnitt von 330 MPa bis 650 MPa. Die Biegefestigkeitswerte der beiden Gerüstkeramiken unterscheiden sich in den Gruppen grob, fein und grob-polier nicht signifikant. Nur die Biegefestigkeitswerte der Kontrollgruppen ohne Bearbeitung unterscheiden sich signifikant. Die beiden mit einem Glanzbrand bearbeiteten Gerüstkeramiken zeigen sogar einen höchst signifikanten Unterschied zueinander.

Eine Auffälligkeit zeigte sich bei den durch Politur und Glanzbrand veredelten Gruppen der experimentellen Gerüstkeramik, die Biegefestigkeit verringerte sich im Vergleich zu den nur grob angerauten Gruppen. Damit zeigte sich beim Materialvergleich, dass die experimentelle Glas-Gerüst-Keramik zwar eine höhere Biegefestigkeit erreicht, aber im Vergleich mit Empress 2 auch eine höhere Anfälligkeit gegenüber Verarbeitungsfehlern aufweist.

## 7 Literaturverzeichnis

1. *Abdin-Bey, S.*: Untersuchungen zur Passgenauigkeit vollkeramischer Systeme. Med Diss München 2003.
2. *al-Wahadni, A., et al.*: Glazing and finishing dental porcelain: a literature review. J Can Dent Assoc. 1998 Sep; 64 (8): 580-3. Review.
3. *Aichhorn, A.*: Keramikveneers und Vollkeramikronen an Frontzähnen – eine klinische Studie über 7 Jahre. Med Diss Uni München (1998)
4. *Anusavice, K. J., Phillips, R. W.*: Phillips' Science of Dental Materials, 10<sup>th</sup> ed. W. B. Saunders Company, Philadelphia 1996.
5. *Ban, S., Hasgawa, J., Anusavice, K. J.*: Effects of loading conditions on bi-axial flexure strength of dental composites. Dent Mater, March, 100-104 (1992).
6. *Barghi, N.*: When to glaze – an electron microscope study. J Prosthet Dent. 35, 271-275 (1976).
7. *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 Rehabil 3, 349-361 (1975).
8. *Beham, G.*: IPS-Empress: Eine neue Keramik-Technologie. ZWR, 100. Jahrg. 1991, Nr. 6
9. *Beumer, J., Hamada, M.O., Lewis, S.*: A Prosthodontic Overview. Int J Prosthodont 6, 126-130 (1993).
10. *Bhamra, G., Palin, W. M., Fleming, G. J.*: The effect of surface roughness on the flexure strength of an alumina reinforced all-ceramic crown material. J Dent, 2002 May; 30 (4): 153-60
11. *Bieniek, K. W., Marx, R.*: Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien. Schweiz Monatsschr Zahnmed. Vol. 104, 284-289, 3/1994
12. *Bieniek K.W., Spiekermann H.*: Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme – Eine kritische Bewertung. Quintessenz 44, 529-542; 689-697 (1993)
13. *Bode, P.*: Vergleichende Festigkeitsprüfung verschiedener zahnärztlicher Keramikmassen. Med. Diss., Köln 1984
14. *Borchard, R., Erpenstein, H., Kerschbaum, T.*: Langzeitergebnisse von galvanokeramischen und glaskeramischen (Dicor) Einzelkronen unter klinischen Bedingungen. Dtsch Zahnärztl Z 53, 616-619 (1998)
15. *Borgsted, T.*: CAD-CAM-Systeme in der Zahntechnik und ihre Perspektive. Quintessenz Zahntech 16, 954-965 (1990)
16. *Breustedt, A.*: Zahnärztliche Keramik. Verlag Volk und Gesundheit Berlin 1965
17. *Brewer, J., Garlapo, D., Chipps, E., Tedesco, L.*: Clinical discrimination between aut glazed and polished porcelain surfaces. J Prosthet Dent 6, 631-635 (1990).
18. *Brodbeck, U., Studer, S., Lehner, C.*: Sechs Jahre Erfahrung mit einem vollkeramischen Restaurationssystem. dental-labor, XLIII, Heft 11/95
19. *Buch, D.*: Routinewerkstoff In-Ceram? Quintessenz Zahntech 20, 837-847 (1994)
20. *Campbell, S. D.*: Evaluation of surface roughness and polishing techniques for new ceramic materials. J Prosthet Dent. 1989 May, 61 (5) 563-568
21. CEN Europäisches Komitee für Normung: EN ISO 6872 Dentalkeramik. Zentralsekretariat: rue de Stassart 36, B-1050 Brüssel
22. *Chen H. Y., Manhart J., Hickel R., Kunzelmann K.-H.*: CAD/CAM- Vollkeramik-Kronen im Seitenzahnbereich – Bruchfestigkeit und Ermüdungsverhalten. Ästhetische Zahnmedizin 3/2000 128-134
23. *Chong K.-H., Chai J., Takahashi Y., Wozniak W.*: Flexural strength of In-Ceram-Alumina and In-Ceram Zirconia core materials. Int J Prosthodont 15, 183-188 (2002).

24. *Claus, H.*: Werkstoffkundliche Grundlagen der Dentalkeramik. Dentallabor 28, 1743 (1980).
25. *Crim, G. A., Swartz, M. L., Phillips, R. W.*: Comparison of four thermocycling techniques. J Prosthet Dent. 53, 50-3 (1985)
26. *Curtis AR., Wright AJ., Fleming GJ.*: The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. J Dent. 2005 Sep 17;
27. *Dannheim, H., Oel, H. J., Rivera, P.*: Effect of production parameters on the variation of industrial porcelain strength values. Ceram Form Int 68, 1991.
28. *Denry, IL., Holloway, JA.*: Effect of post-processing heat treatment on the fracture strength of a heat-pressed dental ceramic. J Biomed Mater Res B Appl Biomater. 2004 Feb 15, 68 (2):174-9.
29. *Edelhoff, D., Spiekermann, H., Rübber, A., Yildirim, M.*: Kronen- und Brückengerüste aus hochfester Presskeramik. Quintessenz 50, 2, 177-189 (1999)
30. *Edge, M. J.*: Surface cracking identified in polished and self-glazed dental porcelain. J Prosthodont. 1994 Sep; 3 (3): 130-3
31. *Estafan, D.* : Morphological effects of surface treatments on ceramic restorative materials. Am J Dent. 2000 Feb; 13 (1): 35-8
32. *Eichner, K., Kappert, H. F.*: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 1, 6. Aufl., Hüthig Verlag Heidelberg 1996
33. *Fehr, C. F.*: Keramik der Zahnärzte. Hermann Meusser Leipzig 1936
34. *Fenske C., Jurren M.P., Saddat-Khonsari M.R., Jude H.D.*: In-vitro-Untersuchung zur Bruchfestigkeit von IPS-Empress-Kronen in Abhängigkeit von der Stufenbreite. Dtsch Zahnärztl Z 54, 732-734 (1999).
35. *Filser F., Lüthy H., Kocher P., Schärer P., Gauckler L.J.*: Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich. Quintessenz Zahntech 28, 48-60 (2002)
36. *Fischer, H.*: Mechanische Eigenschaften von Empress 2. Acta Med Dent Helv 4:141-145 (1999)
37. *Fischer, H., Brehme, M., Telle, R., Marx, R.*: Effect of ion exchange of glazed dental glass ceramics on strength parameters. J Biomed Mater Res A. 2005 Feb 1; 72(2): 175-9.
38. *Fischer, H., Hemelik, M., Telle, R., Marx, R.*: Influence of annealing temperature on the strength of dental glass ceramic materials. Dent Mater. 2005 Jul; 21(7): 671-7.
39. *Fischer, H., Marx, R.*: Suppression of subcritical crack growth in a leucite-reinforced dental glass by ion exchange. J Biomed Mater Res A. 2003 Sep 15; 66 (4), 885-9.
40. *Fischer, H., Marx, R.*: Festigkeit von Dentalkeramik. ZWR. 109. Jahrg. 2000. Nr. 5
41. *Fischer, H., Weinzierl P., Weber M., Marx R.*: Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramiken, Dtsch Zahnärztl Z 54, 484-487 (1999)
42. *Fischer, H., Yildirim, M., Schmitz, F., Marx, R.*: Festigkeitsminderung von Zirkonoxid-Abutments infolge der Bearbeitung? Dtsch Zahnärztl Z 54, 443 (1999)
43. *Fischer, J., Krämer, V., Kappert, H. F.*: Qualitative Untersuchungen zur Oberflächen-Kristallisation dentaler Glaskeramik (Dicor). Dtsch Zahnärztl Z 44, 891-893 (1989) 11
44. *Fleming, G.J., El-Lakwah, S.F., Harris, J.J., Marquis, P.M.*: The influence of interfacial surface roughness on bilayered ceramic specimen performance. Dent Mater. 2004 Feb, 20 (2), 142-9.
45. *Fradeani, M., Aquilano, A.*: Clinical Experience with Empress Crowns. The International Journal of Prosthodontics, Vol. 10, No 3, 241-247, 1997
46. *Freesmeyer, W. B., Nagel, K-H. M.*: Natürliche Ästhetik mit vollkeramischen Systemen. ZMK (17) 5/01
47. *Fuzzi, M., Zaccheroni, Z., Vallania, G.*: Scanning electron microscopy and profilometer evaluation of glazed and polished dental porcelain. Int J Prosthodont. 1996 Sep-Oct; 9 (5): 452-8
48. *Garvie, R.C., Hannink, R.H., Pascoe, R.T.*: Ceramic steel? Nature 258, 703 (1975)



49. *Geis-Gerstorfer, J., Fäßler, P.*: Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z 54, 692-694 (1999).
50. *Geis-Gerstorfer, J., Kanjantra, P.*: Zum Einfluss der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und In-Ceram. Dtsch Zahnärztl Z 47, 616-618 (1992) 9.
51. *Geissler, A.*: IDS 2001 Evolution, nicht Revolution. Dental Magazin 2/2001
52. *Geist-Jacobi, G.P.*: Geschichte der Zahnheilkunde. Verlag von Franz Pietzcker, Tübingen 146-149 (1996)
53. *Giordano, R., et al.*: Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. Int J Prosthodont. 1995 Jul-Aug ; 8 (4) : 311-9
54. *Graber, G., Besimo, C.*: Das DCS-Hochleistungskeramik-System. Quintessenz Zahntech 20, 57-64 (1994)
55. *Greil, P.*: Physik und Chemie von Glas und Keramik, III. Keramik. Vorlesung der Friedr.-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, Institut für Werkstoff-wissenschaften, Lehrstuhl für Glas und Keramik 1996
56. *Griggs, J.A., Kishen, A., Le, K.N.*: Mechanism of strength increase for a hydrothermal porcelain. Dent Mater. 2003 Nov; 19 (7): 625-31.
57. *Guazzato, M., Albakry, M., Quach, L., Swain, M.V.*: Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. Dent Mater. 2005 May; 21 (5): 454-63.
58. *Haase, E.*: Kennen sie einen Grund, keine Vollkeramik einzusetzen? ZAHNARZT Magazin 2/2001
59. *Hahn, R., Löst, C.*: Experimentelle Festigkeitsbestimmung sprödharter Restaurationswerkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 48, 484-487 (1993) 8
60. *Hahn, R., Löst, C.*: Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 47, 659-664 (1992) 10
61. *Haywood, V. B., Heymann, H. O., Scurria, M. S.*: Effects of water, speed and experimental instrumentation on finishing and polishing porcelain intra-orally. Dental Materials, 5, 118.
62. *Heinenberg, B.-J.*: Vorstellung eines neuartigen metallfreien Keramiksystems. Quintessenz Zahntech 16, 809-812 (1990)
63. *Hennicke, H.W.*: Zum Begriff Keramik und zur Einteilung keramischer Werkstoffe. Ber Dtsch Keram Ges 44, 209 (1997).
64. *Hickel, R., Kunzelmann, K.-H.*: Keramikinlays und Veneers. Hanser Verlag, München (1997)
65. *Hohmann, A., Hielscher, W.*: Lehrbuch der Zahntechnik. Bd. 3, Quintessenz Verlag Berlin Chicago London Sao Paulo Tokio (1987).
66. *Hölsch, W., Kappert, H. F.*: Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich. Dtsch Zahnärztl Z 47, 621-623 (1992) 9
67. *Höland, W.*: Pressbare Glaskeramiken: IPS Empress® und IPS Empress®2. Quintessenz Zahntech 26, 7, 723-731 (2000)
68. *Hoffmann-Axthelm, W.*: Die Geschichte der Zahnheilkunde. Quintessenz Verlag 1985
69. *Holzner, S.*: Perfektion schaffen. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 34 (2001).
70. *Hornberger, H., Marquis, P.M.*: The effect of environment on the mechanical properties of In-Ceram. In: Proceedings of Conference on lifetime prediction and failure analysis of restorative materials. Dent Mater 7, 83 (1994).
71. *Ilg, V. K.*: Zahnärztliche Keramik. Carl Hanser Verlag / München 1949
72. *Ivoclar*: Verarbeitungsanleitung IPS Empress®2. Fa. Ivoclar AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein.
73. *Ivoclar*: Wissenschaftliche Dokumentation IPS Empress®2. Forschung und Entwicklung Wissenschaftlicher Dienst / Januar 1999

74. *de Jager, N., Feilzer, A. J., Davidson, C. L.*: The influence of surface roughness on porcelain strength. *Dent Mater J.* 2002 Nov; 16 (6): 381-8
75. *Jung, M.*: Finishing and polishing of a hybrid composite and a heat-pressed glassceramic. *Oper Dent.* 2002 Mar-Apr, 27 (2):175-83
76. *Kappert, H. F.*: Zur Festigkeit von Dentalkeramiken. *zm* 93, Nr. 7, 802, (2003)
77. *Kappert, H. F., Knipp, U., Wehrstein, A., Kmita, M., Knipp, J.*: Festigkeit von Zirkonoxid-verstärkten Vollkeramikbrücken aus In-Ceram. *Dtsch Zahnärztl Z* 50, 683-685 (1995) 9
78. *Kappert, H.F., Knode, H.*: In-Ceram auf dem Prüfstand, *Quintessenz Zahntech* 16, 980 (1990)
79. *Kappert, H. F., Knode, H., Manzotti, L.*: Metallfreie Brücken für den Seitenzahnbereich. *dental-labor*, XXXVIII, Heft 2/90
80. *Kappert, H.F., Knode, H., Schultheiss, R.*: Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel. *Dtsch Zahnärztl Z* 46, 129 (1991).
81. *Kappert, H.F., Krah, M.*: Keramiken – Eine Übersicht. *Quintessenz Zahntech* 27, 668-704 (2001).
82. *Kappert, H.F., Krah, M.*: Ohne Keramikrestorationen keine optimale Versorgung. Interview aus *Dental Spiegel* 3, 28-32 (2000).
83. *Kawai, K., Inoue, M., Tsuchitani, Y.*: Effect of ion-exchange treatment on mechanical properties of new dental ceramics. *Am J Dent.* 2003 Oct; 16 (5), 347-50.
84. *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 (1995).
85. *Kerkhoff, F.*: Grundlagen der Festigkeit und des Bruchverhaltens von keramischen Werkstoffen. *Handbuch der Keramik.* Schmid Verlag, Freiburg (1982)
86. *Kern, M., Pröbster, L.*: Vollkeramik für ästhetische und dauerhafte Restaurationen. *dental-praxis* 14, 269-276 (2002).
87. *Kerschbaum, T., Mentler-Koesser, M., Stender, E.*: Qualitätskontrolle mit der zahnärztlichen Sonde? *Zahnärztl Mitt* 80, 2200-2210 (1990).
88. *Kerschbaum, T., Voß, R.*: Die praktische Bewährung von Krone und Inlay. *Dtsch Zahnärztl Z* 36, 243-249 (1981).
89. *Kheradmandan, S.*: Zur Eignung verschiedener Materialien für die Stumpfaufbauten mit konfektionierten Stiftsystemen unter vollkeramischen Kronen. *Med Diss Uni München* (1999)
90. *Kitazaki, H.*: Effect of amount of grinding on flexural strength of dental ceramics. *J Med Dent Sci.* 2001 Mar, 48 (1): 7-13
91. *Klausner, L. H., Cartwright, C. B., Charbeneau, G. T.*: Polished versus autoglazed porcelain surfaces. *J Prosthet Dent.* 1982 Feb; 47 (2): 157-62
92. *Körber, K., Ludwig, K.*: Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. Georg Thieme Verlag Stuttgart 1982
93. *Kokubo, T., Nkamura, T., Miyaji, F.*: Bioceramics Volume 9, Kyoto University Japan 1996
94. *Kollenberg, W.*: Prüfverfahren keramischer Hochleistungswerkstoffe und deren Grundlagen. Kernforschungsanlage Jülich GmbH Jül – Spez – 470, Oktober 1988, ISSN 0343-7639
95. *Kunzelmann, K.-H., Chen, H.Y., Manhart, J., Hickel, R.*: Bruchfestigkeit und Ermüdungsverhalten von Cerec-Keramikkronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 54, 681-687 (1999)
96. *Lässig, H.E.*: Die Zahnheilkunde in Kunst- und Kulturgeschichte. Du Mont Verlag, Köln (1983).
97. *Lechner, J.*: Hyposensibilisierender Zahnersatz. *GZM Praxis und Wissenschaft*, Jg. 2, 23-27 (2000).
98. *Lehmann, K., Hellwig, E.*: Einführung in die restaurative Zahnheilkunde. Verlag Urban & Schwarzenbeck, München(1993).
99. *Lehner, C., Studer, S., Brodbeck, U., Schärer, P.*: Short-Term Results of IPS-Empress Full-Porcelain Crowns, *Journal of Prosthodontics*, Vol 6, No 1 (March), 1997: pp 20-30

100. *Ludwig, K.*: Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von Vollkeramikkronen. Dental-labor, XXXIX, Heft 5/91, 647
101. *Ludwig, K., Kubick, S.*: Vergleichende Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von vollkeramischen Frontzahnbrücken. Dtsch Zahnärztl Z 54 (1999) 11
102. *Lüthy, H., Pietrobon, N., Sisera, M., Wohlwend, A., Loeffel, O.*: White Esthetics. Schweiz Monatsschr Zahnmed, Vol. 106: 10/1996
103. *Luthardt R., Herold V., Sandkuhl O., Reitz B., Knaak J.P., Lenz E.*: Kronen aus Hochleistungskeramik. Zirkonoxid-Keramik, ein neuer Werkstoff in der Kronenprothetik. Dtsch Zahnärztl Z 53, 280-285 (1998).
104. *Luthardt R., Holzhueter M., Sandkuhl O., Herold V., Walter M.*: Festigkeit und Randzonenschädigung von Zirkonia-TZP-Keramik nach simulierter Innenbearbeitung von Kronen. Dtsch Zahnärztl Z 55, 785-789 (2000).
105. *Luthardt R., Musil R.*: CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik. Dtsch Zahnärztl Z 52, 380-384 (1997).
106. *Luthardt R., Rudolph H.*: Der richtige Werkstoff. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 12-16 (2001).
107. *Luthardt R., Rudolph H., Sandkuhl O., Walter M.*: Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischen Zahnersatz. ZWR 110, 747-754, 797-802 (2001).
108. *Maier, H.R.*: Leitfaden Technische Keramik; Werkstoffkunde II, Keramik. Selbstverlag Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau, 2. Auflage, Aachen (1991).
109. *Marx, R.*: Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen – Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 48, 229-236 (1993) 4
110. *Marx, R., Fischer, H., Weber, M., Jungwirth, F.*: Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien. Dtsch Zahnärztl Z 56 (2001) 2
111. *Marxkors / Danger*: Form- und funktionsgerechtes Präparieren. Carl Hanser Verlag München Wien 1998
112. *Marxkors, R., Meiners, H.*: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 3. Auflage Carl Hanser Verlag München 1988
113. *McDonald, A.*: Preparation guidelines for full and partial coverage ceramic restorations. Dent Update 28, 84-90 (2001).
114. *McLean, J. W.*: Ceramics in clinical dentistry. (1988) British Dental Journal, 164, 187
115. *McLean, J. W.*: Evolution of dental ceramics in the twentieth century. J Prosthet Dent 85, 61-66 (2001).
116. *McLean, J. W.*: Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik. Quintessenz Verlag, Berlin (1978).
117. *McLean, J. W.*: Keramik. Phillip's Restaurative Zahnmedizin Band1, Phil.lip Verlag
118. *McLean, J. W., Hughes, T.H.*: The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Br Dent J 119, 251-267 (1965).
119. *McLean, J. W., Schmidseder, J.*: Hochfeste Keramiken. Phillip's Restaurative Zahnmedizin Band 1, Phil.lip Verlag
120. *Mehl, A.*: IDS 2001 Innovationen für Zahnarzt und Zahntechniker. ZBay 5-2001
121. *Mehl, A.*: Technologische Grundlagen und Klassifizierungen. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 6-9 (2001).
122. *Mehl, A.*: Von den Anfängen bis heute. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis 4, 10-11 (2001).
123. *Meier, M., Fischer, H., Richter, E.-J., Maier, H. R., Spiekermann, H.*: Einfluss unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen. Dtsch Zahnärztl Z 50, 295-299 (1995) 4
124. *Morell, R.* (1987). A review of progress towards standards for engineering ceramics, NPL Report DMA © 50, Teddington, UK

125. *Munz, D., Fett, T.*: Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe. Springer Verlag, Berlin 1989
126. *Ottl, P., Lauer, H.-C.*: Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen. *Quintessenz* 47, 623-640 (1996).
127. *Pekanov-Schröder, A., Edelhoff, D., Reusch, D., Volz, U.*: Vollkeramik 2005 – Ein Jahresrückblick. *Dental Magazin* 6 Nov. 2005, 15-24.
128. *Pfeiffer, P., Schwickerath, H., Sommer, M. C.*: Festigkeit dentalkeramischer Massen. *ZWR*, 100. Jahrg. 1991, Nr. 12
129. *Pospiech, P.*: Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken. *Dental-praxis*, XIX, 255-257, Heft 9/10-2002
130. *Pospiech, P.*: Neue Möglichkeiten vollkeramischer Versorgungen mit Empress 2. *Phillip J* 16, 3-4/99
131. *Pospiech P.*: Think ceramics! Vollkeramische Restaurationen: Theorie, Praxis und Langzeitbewährung. Vortrag, München (2001).
132. *Pospiech P.*: Erste klinische Erfahrungen. *ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis* 4, 35-39 (2001).
133. *Pospiech P.*: Klinische und technische Erfahrungen mit Vollkeramiken. *dental-praxis*, 9/10, 255-257 (2002).
134. *Pospiech, P., Rammelsberg, P., Gernet, W., Schneider-Feyrer, S.*: Untersuchungen der Biegefestigkeit und der Gefügestruktur der faserverstärkten Keramik Mirage II im Vergleich mit bekannten Keramiken. *ZWR*, 101. Jahrg. 1992, Nr. 6
135. *Pospiech, P., Rammelsberg, P., Gernet, W., Geymeier, D.*: Vergleichende Untersuchungen zur Druckscherfestigkeit von Mirage-, Dicor- und VMK-Kronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 630-633 (1992) 9
136. *Pröbster L.*: Die Entwicklung der vollkeram. Restauration – ein historischer Abriß ( I ). *Quintessenz* 48 ,7,939-947 (1997).
137. *Pröbster L.*: Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration – ein historischer Abriß (II). *Quintessenz* 48, 8, 1069-1085 (1997).
138. *Pröbster L.*: Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt? Wissenschaftliche Stellungnahme DGZMK (1999).
139. *Raimondo, R. L. Jr., Richardson, J. T., Wiedner, B.*: Polished versus autoglazed dental porcelain. *J Prosthet Dent.* 1990 Nov; 64 (5): 553-7
140. *Rech H.*: Keramische Prothetik. 27 Meusser Verlag, Berlin (2002).
141. *Rheinberger, V.*: Materialtechnologie und Eigenschaften einer neuen Lithiumdisilicat-Glaskeramik. *ZWR*. 108. Jahrg. 1999, Nr. 4
142. Redaktion der ZBay 6-2001: Einsatz von Vollkeramik bei Einzelkronen und Brückenversorgungen. Fortbildung, ZBay 6-2001
143. *Reuling N., Siebert G.K.*: Keramische Werkstoffe - Entwicklungsstand und Bedeutung. *Dent Lab* 37, 67-71 (1989).
144. *Riedling W.*: Fortschritte der gegossenen Glaskeramik. *Zahnärztl Mitt* 79, 1678 (1989).
145. *Riedling, W., Kappert, H. F., Berg, G.*: Eine vergleichende Untersuchung dreier Vollkeramik-Kronen-Systeme. *zahnärztliche praxis* 7/1987
146. *Rieger, W.*: Aluminium- und Zirkonoxidkeramik in der Medizin. *Industrie Diamanten-Rundschau* 2, 116 (1993).
147. *Rieth, P.H., Reed, J.S., Naumann, A.W.*: Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilized zirconia. *Bull Am Ceram Soc* 55, 717 (1976). *Rinke S., Huls A., Jahn L.*: Marginal accuracy and fracture strength of conventional and copy-milled all.ceramic crowns. *Int J Prosthodont* 8(4), 303-310 (1995).
148. *Rinke S., Jenatschke R.*: Neue Perspektiven in der Anwendung vollkeramischer Seitenzahnrestaurationen auf Zirkonoxidbasis. *Quintessenz* 52, 1151-1159 (2001).

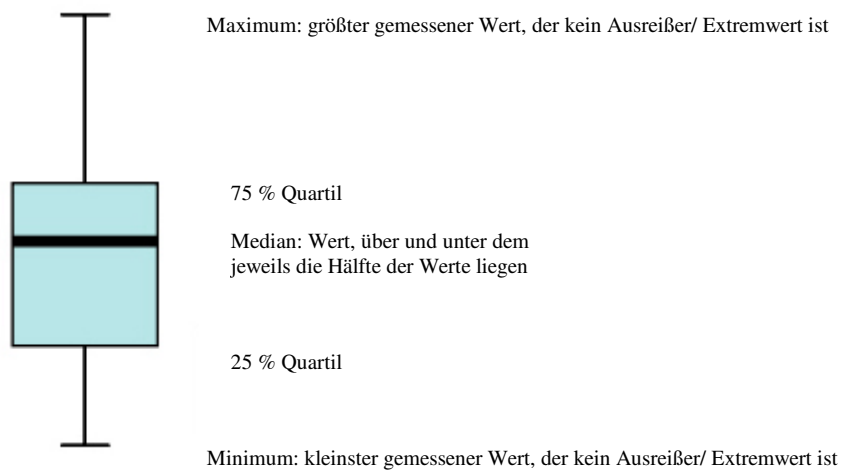
149. *Rinke S., Margraf G., Jahn L., Hüls A.*: Qualitätsbeurteilung von kopiergefrästen vollkeramischen Kronengerüsten (Celay/In-Ceram). Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 1495-1499 (1994).
150. *Rosenboom, C.*: Der Einfluss des Befestigungssystems auf die Bruchfestigkeit von vollkeramischen Molarenkronen. Med Diss Uni München 1998
151. *Rosentritt, M., Behr, M., Lang, R., Kleinmayer, S., Handel, G.*: Fracture strength of tooth colored posterior fixed partial dentures. J Dent Res 80, (Abstract 174) 57 (2001).
152. *Roulet, J. F.* : Werkstoffkundliche Parameter und ihre Auswirkungen auf die Klinik. Dtsch Zahnärztl Z 43, 887-892 (1988)
153. *Rountree, P. R.*: Werkstoffkundliche Untersuchungen zur Bruchfestigkeit vollkeramischer Klebebrücken. Med Diss Uni München (2000)
154. *Sachs, L.*: Angewandte Statistik. 4. Aufl., Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York
155. *Sander, M.*: A Practical Guide to the Assessment of Surface Texture.(1991), 55. Feinprüf-Perthan GmbH, Göttingen, Germany
156. *Sato, T., Tsuji, K., Kawashima, N., Sato, H., Nakamura, Y.*: Effect of defect size on fracture strength of dental low fusion porcelain. Colloids Surf B Biointerfaces. 2004 Oct 10; 38 (1-1): 77-82.
157. *Schäfers F., Järschke J., Meyer G.*: Paßgenauigkeit von Vollkeramiksystemen. ZWR 103, 686-689 (1994).
158. *Schärer, P., Rinn, L. A., Kopp, F. R.*: Ästhetische Richtlinien für die rekonstruktive Zahnheilkunde. Quintessenz Verlag 1980
159. *Schärer, P., Wohlwend, A.*: Die Empress-Technik. Quintessenz Zahntech 16, 966-978 (1990)
160. *Scherrer, S. S., de Rijk, W. G.*: The Fracture Resistance of All-Ceramic Crowns on Supporting Structures with different Elastic Moduli. The International Journal of Prosthodontics, Vol. 6, No 5, 1993
161. *Schüller K.H., Hennicke H.W.*: Zur Systematik der keramischen Werkstoffe. Ceram Forum Int 62, 259-263 (1985).
162. *Schwickerath, H.*: Die In-Ceram Aluminiumoxid-Keramik - ein innovativer dentalkeramischer Werkstoff. Dental Labor, 37, 11/89, 1597-1599 (1989).
163. *Schwickerath, H.*: Neue Dentalkeramiken im Vergleich. ZWR, 101. Jahrg. 1992, Nr. 4
164. *Schwickerath, H.*: Neue Keramiksysteme unter Dauerbeanspruchung. Quintessenz Zahntech 20, 1495-1499 (1994)
165. *Schwickerath, H.*: Vollkeramische Brücken. Die Dicor-Glaskeramik. Dental-labor, XXXVI, Heft 4/88, 433
166. *Schwickerath, H.*: Vollkeramische Brücken Gerüste aus Kern- oder Hartkernmassen. dental-labor, XXXVI, Heft 9/88
167. *Schwickerath, H.*: Werkstoffkundliche Bewertung keramischer Kronen. Zahnärztliche Mitteilungen Heft 21/87, 77. Jahrgang
168. *Schwickerath, H.*: Werkstoffe in der Zahnheilkunde. Quintessenz Berlin 1977
169. *Schwickerath, H.*: Zur Biegefestigkeit keramischer Massen. Quintessenz Zahntech 5, 125-128 (1979)
170. *Scurria, M. S., Powers, J. M.*: Surface roughness of two polished ceramic materials. J Prosthet Dent. 1994 Feb; 71 (2): 174-7
171. *Seghi, R.S., Sorensen, J.A.*: Relative flexural strength of six new ceramic materials. Int J Prosthodont 8, 239 (1995).
172. *Shillingburg H.T., Hobo S., Fisher D.W.*: Atlas der Kronenpräparation. Quintessenz Verlag Berlin (1974).

173. *Sobrinho, L. C., Cattell, M. J., Glover, H., Knowles, J. C.*: Investigation of the Dry and Wet Fatigue Properties of Three All-Ceramic Crown Systems. *The International Journal of Prosthodontics* Volume 11, Number 3, 1998
174. *Sorensen, J. A.*: Das System IPS Empress 2 – Möglichkeiten und Grenzen. *Quintessenz Zahntech* 26, 3, 240-254 (2000)
175. *Sorensen J.A., Kang S.K., Torres T.J., Knode H.*: In-Ceram fixed partial dentures: Three year clinical trials. *J Cal Dent Assoc* 27, 207-214 (1998).
176. *Spur, G.*: Keramikbearbeitung – Schleifen, Honen, Läppen, Abtragen. Carl Hanser Verlag, München - Wien (1989).
177. *Spur, G., Tio, T.H.*: Schleifschäden in der Oberflächenrandzone keramischer Werkstoffe. *IDR* 21, 234 (1987).
178. *Steinberg, P. A.*: Grundriss der Dental-Keramik. Neuer Merkur München 1967
179. *Strub, J. R.*: Vollkeramische Systeme. *Dtsch Zahnärztl Z* 47, 566-571 (1992)
180. *Strub, J. R., Türp, J. C., Witkowski, S., Hurzeler, M. B., Kern, M.*: Curriculum Prothetik Band I - III. Quintessenz-Verlag Berlin 1994
181. *Strub J.R., Belser U.C.*: Parodontalzustand bei Patienten mit kronen- und brückenprothetischem Ersatz. *Acta Parodontologica* 7, 569-581 (1978).
182. *Strübig W., Opitz J.*: Präparationsdefekte an Nachbarzähnen bei Inlay- und Kronenversorgung. *Dtsch Zahnärztl Z* 55, 101-103 (2000).
183. *Studer S., Lehner C., Schärer P.*: Seven-year results of leucite-reinforced glass-ceramic inlays and onlays. *J Dent Res* 77, 803 (1998).
184. *Sulaiman F., Chai J., Jameson L.M., Wozniak W.T.*: A comparison of the marginal fit of In-Ceram, IPS Empress and Procera crowns. *Int J Prosthodont* 10, 478-484 (1997).
185. *Suttor D.*: Zur wirtschaftlichen Fertigung vollkeramischer Zirkonoxidrestaurationen: Ob grün, gesintert oder gehipt - ein Vergleich lohnt sich. *DZW-Die Zahnarzt Woche* 4 (2002).
186. *Suttor D.*: Blick in die Werkstoffkunde. *ZWP Spezial* 4, 32-33 (2001).
187. *Tegtmeier, M.*: Untersuchungen zur Prüfkörperabmessung und Herstellung bei der Festigkeitsprüfung von Dentalkeramik. *Med Diss Uni Köln* 1989
188. *Thiel N.*: Vita In-Ceram® Spinell, Verarbeitungsanleitung. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen (2002).
189. *Tinschert J.*: Materialkunde Zirkonoxid. *ZWP Spezial* 4, 43 (2001)
190. *Tinschert J., Natt G., Doose B., Fischer H., Marx R.*: Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 54, 545-550 (1999).
191. *Tinschert J., Natt G., Hassenpflug S., Spiekermann H.*: Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent.*, 7(1); 25-45 (2004)
192. *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).
193. *Tinschert J., Natt G., Mautsch W., Spiekermann H., Anusavice K.J.*: Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 26, 367-374 (2001).
194. *Tinschert J., Schimmang A., Fischer H., Marx R.*: Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 54, 695-699 (1999).
195. *Tinschert, J., Natt, G., Spiekermann, H.*: Aktuelle Standortbestimmung von Dentalkeramiken. *Dent Praxis* 43, 293 (2001).
196. *Tinschert, J., Zvez, D., Marx, R., Anusavice, K.J.*: Structural reliability of alumina-, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent* 28, 529 (2000).
197. *Toutenburg, H., Toutenburg, S., Walther, W.*: Datenanalyse und Statistik für Zahnmediziner. Carl Hanser Verlag München Wien 1991

198. *Unterbrink, G.*: IPS-EMPRESS Ein neues Vollkeramik-System. ZWR, 100. Jahrg. 1991, Nr. 10
199. *Valderhaug J.*: Die Bedeutung der Füllungen, Kronen und Brücken für das Parodontium. ZWR 87, 230-235 (1978).
200. *Vandiver, P. B.*: Alte Glasurtechniken. Spektrum der Wissenschaft, 98-107 (1990)
201. *Vangerow, R.*: Einfluss der Oberflächenverarbeitung und –qualität auf die Biegefestigkeit von dentalen Verblendkeramiken. Med Diss Uni München 1998
202. *Vryonis, P.*: Dicor Plus Neue Aspekte in der Vollkeramik. dental-labor, XL, Heft 2/92, 229
203. *Ward, M. T., Tate, W. H., Powers, J. M.*: Surface roughness of opalescent porcelains after polishing. Oper Dent. 1995 May-Jun; 20 (3): 106-10
204. *Weber, H., Geis-Gerstorfer, M., Simonis, A., Diehl, J., Frank, G.*: Voll- und Glaskeramikkronen klinisch betrachtet. Zahnärztliche Mitteilungen Heft 21/87, 77. Jahrgang
205. *Whitehead, S. A., Shearer, A. C., Watts, D. C. & Wilson, N. H. F.*: Comparison of methods for measuring surface roughness of ceramic. Journal of Oral Rehabilitation 1995, 22; 421-427
206. *Williamson, R. T., Kovarik, R. E., Mitchell, R. J.*: Effects of grinding, polishing and overglazing on the flexure strength of a high-leucite feldspathic porcelain. Int J Prosthodont. 1996 Jan-Feb ; 9 (1) : 30-7
207. *Wirz, J.*: Polierbarkeit gefräster Keramikinlays. Quintessenz Zahntech 43, 1825-1834 (1992).
208. *Wirz, J., Jäger, K., Schmidli, F.*: Politur von Keramikoberflächen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 97, 906-912 (Juli 1987).
209. *Wohlwend, A. Studer, S., Schärer, P.*: Das Zirkonoxidabutment - ein neues vollkeramisches Konzept zur ästhetischen Verbesserung der Suprastrukturen in der Implantologie. Quintessenz Zahntech 22, 364 (1996).

## 8 Anhang

### 8.1 Legende zu den Box-Plot-Diagrammen



### 8.2 Biegefestigkeitswerte der Probekörper

In der Tabelle 8.5 sind alle Prüfkörper mit ihren Bruchwerten aufgelistet.

Die Oberflächenbearbeitung mit feinem Schleifpapier wurde mit 1 und mit grobem Schleifpapier mit 2 gekennzeichnet.

Prob.-Nr.	Material	Rauigkeit	Dicke [mm]	Thermocyclen	Glanzbrand	Diamantpaste	Bruchkraft [N]	Biegefestigkeit [MPa]
1	1	2	1,5	1	0	0	276,7	306,71
2	1	2	1,4	1	0	0	223,98	285,01
3	1	2	1,5	1	0	0	376,98	417,86
4	1	2	1,5	1	0	0	319,98	354,68
5	1	2	1,4	1	0	0	294,31	374,49
6	1	2	1,4	1	0	0	271,02	344,85
7	1	2	1,4	1	0	0	305,27	388,44
8	1	2	1,4	1	0	0	398,23	506,72
9	1	2	1,4	1	0	0	298,41	379,71
10	1	2	1,4	1	0	0	257,45	327,59
11	1	2	1,4	1	1	0	352,07	447,99
12	1	2	1,5	1	1	0	345,98	383,49
13	1	2	1,5	1	1	0	342,77	379,94
14	1	2	1,4	1	1	0	348,97	444,04



15	1	2	1,5	1	1	0	255,31	282,99
16	1	2	1,4	1	1	0	311,57	396,45
17	1	2	1,4	1	1	0	502,51	639,41
18	1	2	1,4	1	1	0	319,84	406,98
19	1	2	1,4	1	1	0	228,36	290,57
20	1	2	1,4	1	1	0	342,02	435,21
21	1	2	1,4	1	0	1	329,02	418,66
22	1	2	1,4	1	0	1	250,99	319,37
23	1	2	1,4	1	0	1	300,64	382,54
24	1	2	1,4	1	0	1	402,94	512,72
25	1	2	1,4	1	0	1	416,61	530,11
26	1	2	1,4	1	0	1	367,13	467,15
27	1	2	1,4	1	0	1	263,73	335,58
28	1	2	1,4	1	0	1	241,35	307,11
29	1	2	1,5	1	0	1	251,47	278,74
30	1	2	1,4	1	0	1	321,73	409,38
31	1	2	1,4	1	0	0	298,32	379,59
32	1	2	1,4	1	0	0	329,59	419,59
33	1	2	1,4	1	0	0	286,71	364,82
34	1	2	1,4	1	0	0	303,01	385,55
35	1	2	1,4	1	0	0	293,11	372,96
36	1	2	1,4	1	0	0	403,84	513,86
37	1	2	1,4	1	0	0	196,44	249,95
38	1	2	1,4	1	0	0	271,51	345,46
39	1	2	1,4	1	0	0	326,96	416,03
40	1	2	1,4	1	0	0	237,01	301,57
41	1	1	1,4	1	0	0	447,14	568,96
42	1	1	1,5	1	0	0	449,25	497,96
43	1	1	1,4	1	0	0	405,11	515,46
44	1	1	1,4	1	0	0	315,85	401,91
45	1	1	1,4	1	0	0	476,28	606,04
46	1	1	1,4	1	0	0	414,26	527,12
47	1	1	1,4	1	0	0	340,73	433,56
48	1	1	1,4	1	0	0	455,42	579,49
49	1	1	1,4	1	0	0	423,67	539,09
50	1	1	1,4	1	0	0	346,47	440,86
51	1	1	1,4	1	0	0	465,11	591,81
52	1	1	1,5	1	0	0	515,15	571,01
53	1	1	1,4	1	0	0	524,04	666,81
54	1	1	1,4	1	0	0	482,91	614,46
55	1	1	1,5	1	0	0	413,24	458,05
56	1	1	1,4	1	0	0	365,17	464,66
57	1	1	1,5	1	0	0	530,08	587,56
58	1	1	1,4	1	0	0	344,41	438,23
59	1	1	1,4	1	0	0	455,86	580,05
60	1	1	1,4	1	0	0	514,46	654,62
61	2	2	1,4	1	0	0	466,31	593,34
62	2	2	1,5	1	0	0	644,45	714,33

63	2	2	1,5	1	0	0	304,56	337,58
64	2	2	1,5	1	0	0	436,47	483,81
65	2	2	1,4	1	0	0	386,45	491,73
66	2	2	1,4	1	0	0	397,41	505,68
67	2	2	1,4	1	0	0	218,57	278,11
68	2	2	1,5	1	0	0	318,67	353,22
69	2	2	1,5	1	0	0	374,02	414,58
70	2	2	1,4	1	0	0	318,74	405,58
71	2	2	1,5	1	0	0	396,98	440,03
72	2	2	1,5	1	0	0	437,58	485,03
73	2	2	1,4	1	0	0	260,48	331,44
74	2	2	1,5	1	0	0	376,44	417,26
75	2	2	1,5	1	0	0	424,47	470,51
76	2	2	1,5	1	0	0	331,03	366,92
77	2	2	1,5	1	0	0	315,97	350,23
78	2	2	1,5	1	0	0	575,01	637,35
79	2	2	1,5	1	0	0	276,76	306,77
80	2	2	1,5	1	0	0	432,48	479,38
81	2	2	1,5	1	1	0	284,28	315,11
82	2	2	1,4	1	1	0	241,73	307,58
83	2	2	1,4	1	1	0	296,24	376,95
84	2	2	1,5	1	1	0	294,74	326,71
85	2	2	1,4	1	1	0	292,11	371,69
86	2	2	1,4	1	1	0	277,43	353,01
87	2	2	1,4	1	1	0	251,57	320,11
88	2	2	1,5	1	1	0	287,14	318,27
89	2	2	1,5	1	1	0	335,65	372,04
90	2	2	1,5	1	1	0	272,91	302,49
91	2	2	1,5	1	0	1	349,71	315,51
92	2	2	1,5	1	0	1	320,15	354,86
93	2	2	1,5	1	0	1	196,06	217,32
94	2	2	1,5	1	0	1	317,77	352,23
95	2	2	1,5	1	0	1	307,21	340,52
96	2	2	1,5	1	0	1	350,19	388,16
97	2	2	1,5	1	0	1	286,84	317,94
98	2	2	1,5	1	0	1	264,71	293,41
99	2	2	1,5	1	0	1	374,99	415,65
100	2	2	1,5	1	0	1	453,64	502,83
101	2	1	1,5	1	0	0	530,82	588,38
102	2	1	1,5	1	0	0	601,62	666,86
103	2	1	1,5	1	0	0	575,58	637,99
104	2	1	1,4	1	0	0	435,33	553,93
105	2	1	1,4	1	0	0	483,22	614,87
106	2	1	1,5	1	0	0	628,13	696,24
107	2	1	1,5	1	0	0	581,97	645,08
108	2	1	1,4	1	0	0	508,65	647,23
109	2	1	1,5	1	0	0	644,43	714,31
110	2	1	1,5	1	0	0	557,98	618,48

111	2	1	1,4	1	0	0	275,65	350,75
112	2	1	1,4	1	0	0	393,39	500,56
113	2	1	1,4	1	0	0	583,39	742,33
114	2	1	1,5	1	0	0	644,32	714,19
115	2	1	1,5	1	0	0	456,82	506,35
116	2	1	1,5	1	0	0	642,96	712,68
117	2	1	1,4	1	0	0	514,14	654,21
118	2	1	1,5	1	0	0	627,14	695,14
119	2	1	1,4	1	0	0	536,86	683,12
120	2	1	1,5	1	0	0	544,67	603,73
121	2	0	1,4	1	0	0	323,51	411,65
122	2	0	1,4	1	0	0	349,52	444,74
123	2	0	1,4	1	0	0	400,07	509,06
124	2	0	1,4	1	0	0	363,34	462,33
125	2	0	1,4	1	0	0	387,11	492,57
126	2	0	1,4	1	0	0	482,53	613,99
127	2	0	1,4	1	0	0	499,32	635,35
128	2	0	1,4	1	0	0	448,09	570,17
129	2	0	1,4	1	0	0	507,93	646,31
130	2	0	1,4	1	0	0	505,41	643,11
131	1	0	1,5	1	0	0	428,24	474,78
132	1	0	1,4	1	0	0	356,74	453,93
133	1	0	1,4	1	0	0	347,39	442,03
134	1	0	1,4	1	0	0	382,86	487,16
135	1	0	1,4	1	0	0	332,36	422,91
136	1	0	1,5	1	0	0	390,71	433,06
137	1	0	1,4	1	0	0	382,73	487,01
138	1	0	1,4	1	0	0	330,22	420,18
139	1	0	1,4	1	0	0	304,42	387,35
140	1	0	1,4	1	0	0	370,26	471,13

*Tab. 8.1: Biegefestigkeitswerte der Prüfkörper*

### 8.3 Ergebnisse der Perthometermessung der Oberflächen

Folgende Kenngrößen wurden dabei bestimmt, alle Werte in  $\mu\text{m}$ :

Ra	=	arithmetischer Mittenrauwert
Rz	=	gemittelte Rautiefe (DIN)
Rmax	=	maximale Rautiefe
Rk	=	Kernrautiefe
Rp	=	Glättungstiefe
Pt	=	Profiltiefe

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	Mittelwert
<b>Ra</b>	0,5	0,6	0,5	0,5	0,6	0,6	0,6	0,5	0,6	0,6	0,5	0,5	0,534
<b>Rz</b>	3,1	4,4	3,7	3,5	4,3	5,0	4,7	4,0	4,4	4,6	3,8	4,0	4,6
<b>Rmax</b>	3,5	5,2	5,2	4,4	5,3	7,8	6,3	4,9	6,6	7,3	4,7	4,7	4,075
<b>Rp</b>	1,1	1,5	1,2	1,2	1,5	1,5	1,5	1,4	1,4	1,4	1,2	1,2	1,317
<b>Pt</b>	3,8	5,2	5,2	4,6	6,0	10,2	6,9	10,2	6,9	7,5	5,3	5,2	6,025

*Tab. 8.2: Werte in  $\mu\text{m}$  für Empress 2, grob, poliert mit Diamantpaste*

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	Mittelwert
<b>Ra</b>	1,2	1,7	1,2	1,5	1,8	0,8	1,4	1,5	1,2	1,8	0,9	1,1	1,584
<b>Rz</b>	5,5	7,0	6,1	6,9	8,1	3,2	7,8	6,7	5,5	9,0	4,6	4,7	6,258
<b>Rmax</b>	7,9	10,5	8,2	12,2	13,3	5,0	10,1	9,2	7,3	14,2	6,4	6,0	9,192
<b>Rp</b>	3,1	3,8	2,9	3,4	4,3	1,5	4,7	3,1	2,6	4,6	2,3	2,6	3,242
<b>Pt</b>	19,7	32,5	16,2	19,1	30,5	13,9	18,6	18,3	18,2	23,8	9,0	12,4	19,35

*Tab. 8.3: Werte in  $\mu\text{m}$  für Empress 2, grob*

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	Mittelwert
<b>Ra</b>	0,6	0,6	0,6	0,6	0,8	0,8	0,6	0,8	0,6	0,5	0,6	0,6	0,642
<b>Rz</b>	5,0	4,6	5,5	4,9	6,0	5,0	4,4	5,2	5,0	4,1	4,7	5,3	4,975
<b>Rmax</b>	6,1	5,5	6,7	6,3	5,3	10,1	7,0	6,7	6,6	5,8	5,6	8,4	6,675
<b>Rp</b>	1,8	1,7	1,8	1,7	2,0	2,0	1,7	1,8	1,8	1,7	1,5	1,7	1,767
<b>Pt</b>	6,1	6,6	8,1	7,3	11,9	7,5	6,1	6,9	7,9	6,7	6,6	8,9	7,55

*Tab. 8.4: Werte in  $\mu\text{m}$  für Empress 2, grob, nach Glanzbrand*

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	Mittelwert
<b>Ra</b>	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,3	0,3	0,217
<b>Rz</b>	1,5	1,7	1,5	1,5	1,5	1,4	1,4	1,4	1,5	1,5	1,7	1,8	1,534
<b>Rmax</b>	1,7	1,8	1,8	1,7	1,7	1,5	1,5	1,7	1,7	1,5	1,8	2,0	1,7
<b>Rp</b>	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,6	0,8	0,6	0,8	0,8	0,65
<b>Pt</b>	2,1	2,0	2,0	2,0	2,1	2,1	2,3	1,7	2,0	2,1	2,1	2,4	2,075

*Tab. 8.5: Werte in  $\mu\text{m}$  für Empress 2, fein*

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	Mittelwert
<b>Ra</b>	0,6	0,6	0,6	0,5	0,5	0,5	0,6	0,5	0,5	0,5	0,3	0,3	0,5
<b>Rz</b>	4,3	4,4	4,4	4,0	3,2	3,4	4,4	4,3	3,2	3,8	3,1	2,7	3,734
<b>Rmax</b>	6,1	5,6	5,8	5,5	4,1	5,3	6,6	4,9	3,7	6,4	4,0	4,0	5,167
<b>Rp</b>	1,7	1,7	1,7	1,4	1,4	1,1	1,7	1,5	1,4	1,5	1,2	1,1	1,45
<b>Pt</b>	7,0	6,7	5,6	6,3	4,4	5,5	7,8	6,0	4,3	6,9	4,0	4,0	5,708

*Tab. 8.6: Werte in  $\mu\text{m}$  für experimentelles Glas-Keramik-Gerüstmaterial, grob, nach Glanzbrand*

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	Mittelwert
<b>Ra</b>	1,2	1,8	1,4	2,0	1,1	1,2	0,9	0,7	0,9	1,1	1,2	1,1	1,367
<b>Rz</b>	9,2	12,4	9,8	15,3	7,3	8,2	6,7	6,3	7,3	8,1	8,3	7,2	9,867
<b>Rmax</b>	12,4	23,7	16,0	29,8	10,2	11,7	9,8	9,2	12,1	14,0	15,2	10,7	16,834
<b>Rp</b>	5,0	7,8	5,6	9,8	4,4	5,2	3,4	3,1	3,2	4,9	5,3	4,4	6,0
<b>Pt</b>	18,3	28,8	25,6	31,6	22,1	24,6	11,3	10,7	13,4	16,6	17,0	13,7	22,942

*Tab. 8.7: Werte in  $\mu\text{m}$  für experimentelles Glas-Keramik-Gerüstmaterial, grob*

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	Mittelwert
<b>Ra</b>	0,8	0,6	0,8	0,8	0,9	1,1	0,8	0,8	0,6	0,5	0,6	0,6	0,783
<b>Rz</b>	4,3	4,4	6,0	5,6	7,0	7,0	5,5	5,0	5,2	3,5	4,1	4,7	5,191
<b>Rmax</b>	4,9	4,9	9,3	6,3	13,6	8,9	6,3	6,1	7,6	4,1	6,1	6,3	7,033
<b>Rp</b>	1,8	1,5	2,1	2,3	3,1	3,4	2,3	2,3	2,0	1,4	1,7	1,8	2,142
<b>Pt</b>	5,6	5,8	9,5	7,5	13,7	9,5	7,0	6,3	9,3	4,6	7,0	7,0	7,733

*Tab. 8.8: Werte in  $\mu\text{m}$  für experimentelles Glas-Keramik-Gerüstmaterial, grob, nach Politur mit Diamantpaste*

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	Mittelwert
<b>Ra</b>	0,2	0,2	0,2	0,2	0,2	0,3	0,2	0,2	0,2	0,2	0,3	0,3	0,225
<b>Rz</b>	1,5	1,7	1,7	1,4	2,1	2,0	1,7	1,8	1,8	2,0	2,9	2,0	1,883
<b>Rmax</b>	1,7	2,0	2,1	1,5	3,1	2,3	2,1	1,8	2,3	2,1	4,7	2,6	2,168
<b>Rp</b>	0,8	0,8	0,8	0,6	1,1	1,1	0,9	0,8	0,9	0,9	1,5	0,9	0,925
<b>Pt</b>	2,3	2,0	2,1	2,3	3,1	2,9	2,9	2,0	2,7	2,6	4,7	2,6	2,683

*Tab. 8.9: Werte in  $\mu\text{m}$  für experimentelles Glas-Keramik-Gerüstmaterial, fein*

## 8.4 Materialliste

### ➤ Rohformmaterial

Für die Rohform wurde Plexiglas der Firma Josef Weiss Plastic GmbH München verwendet. Insgesamt wurden 150 identische Plättchen mit den Maßen 16mm x 3mm verarbeitet.

### ➤ Keramik

Als Material wurde das Vollkeramik-Gerüstmaterial von IPS Empress 2 und ein experimentelles Glaskeramik-Gerüstmaterial (Firma Ivoclar AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein) verwendet. Die Gerüstkeramik ist eine Lithiumdisilikat-Glaskeramik und die chemische Basis dieses Werkstoffes stellt das SiO<sub>2</sub>-Li<sub>2</sub>O System dar.

### ➤ Einbettmasse

Als Einbettmasse für die Plexiglasprobekörper wurde Microstar HS-Easy 2 Presseinbettmasse verwendet. Das ist eine Spezialeinbettmasse zum Pressen von IPS Empress 2 Schichttechnik (920°C) für Schnell-Aufheizung und konventionelle Vorwärmtechnik

➤ 3 mm dicker Wachsdraht der Fa. Bego GmbH&Co., D-28359 Bremen

➤ Glasurmasse 2 und Anmischflüssigkeit 2 der Fa. Ivoclar AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein

➤ Diamantpolierpaste Dia Glace von YETI®

➤ Filzrad durchsetzt mit Diamant-Partikel von Renfert®

## 8.5 Geräte

➤ Pressofen EP 500 der Fa. Ivoclar AG, FL-9494 Schaan, Liechtenstein

➤ Temperaturwechselbad der Firma Willytech, München, Deutschland

➤ Keramikbrennofen Programat X1 von Ivoclar

➤ Abramin von Struers®, Kopenhagen, Dänemark

➤ Perthometer S3P, Feinprüf Perthen GmbH Fertigungsmesstechnik, Postfach 1853, 3400 Göttingen

➤ Zwick Universalprüfmaschine Typ 1455 (Zwick/Ulm)

## 8.6 Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. Dr. h.c. Wolfgang Gernet, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München, für die Bereitstellung und Nutzungsmöglichkeit der Einrichtungen der Poliklinik.

Ganz besonders möchte ich Herrn Prof. Dr. Peter Pospiech danken für die Bereitstellung des Themas und seine freundliche Unterstützung.

Frau Köbele-Bogai danke ich für ihre sehr freundliche technische Unterstützung bei der Herstellung der Probekörper.

Herrn Bernd Rosendahl möchte ich ganz besonders danken für die technische Unterstützung bei diversen REM-Aufnahmen und ganz speziell für die Bereitstellung diverser datenverarbeitender Geräte und das Erklären ihrer Anwendung.

Herrn Dipl. Ing. Kurt Erdelt danke ich für die Ideen zur Weiterentwicklung des Versuchsaufbaus und den einen oder anderen motivierenden Ratschlag.

Bei der Fa. Ivoclar bedanke ich mich für die freundliche und kostenlose Bereitstellung der Keramikwerkstoffe.

Am meisten möchte ich mich bei meinem Freund und seinen Eltern bedanken, die mich immer wieder motivierten, Korrektur lasen und mit viel Geduld und Liebe unterstützt haben, ohne sie wäre diese Arbeit nicht möglich gewesen.

## 8.7 Lebenslauf

- Name:** Katrin Regine Starken
- Geburtstag:** 13.01.1967
- Geburtsort:** Oschatz
- Schulbildung:** 1973 – 1977 SCHILLER-GRUNDSCHULE, Stuttgart-Filderstadt  
1977 – 1986 THEODOR-HEUSS-GYMNASIUM, Dinslaken
- Ausbildung:** 1986 – 1989 BERUFSSCHULE MINDEN, Minden, Deutschland.  
Ausbildung im Damenschneiderhandwerk, Abschluss  
Gesellenprüfung.
- Studium:** 1989 – 1992 Arbeit als Damenschneiderin  
1992 – 1998 FREIE UNIVERSITÄT BERLIN (FU Berlin),  
Berlin, Beendigung des Studiums der Zahnmedizin mit dem  
Ablegen des Staatsexamens.
- Berufstätigkeit:** 1998 – 1999 Assistenz Zahnärztin Praxis Dr. Heck, Penzberg  
1999 – 2000 Assistenz Zahnärztin Praxis Zahnarzt Lars E. J.  
Martiny, Hundested, Dänemark.  
2000 Assistenz Zahnärztin Praxis Dr. Ruther, München  
06/2000 – 05/2004 Assistenz Zahnärztin an der Poliklinik für  
Zahnärztliche Prothetik der Ludwig-Maximilian-Universität  
München  
06/2004 – 2/2005 Entlastungsassistentin Praxis Dr. D. Volkert,  
Deisenhofen  
seit 03/2005 Praxis Dr. Steinbügl, München