

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
der Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. Dr. h.c. W. Gernet

**Zum Frakturverhalten vollkeramischer Seitenzahnbrücken  
aus In-Ceram (Celay) nach unterschiedlicher Bearbeitung  
-eine *In-vitro*-Studie-**

Dissertation

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

vorgelegt von

Ralf Alfons Pammersperger

München

2006

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. P. Pospiech

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Dr. A. Mehl  
Prof. Dr. J.Rudzki-Janson

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 21.06.2006

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung und Problemstellung.....</b>	<b>7</b>
<b>2</b>	<b>Literaturübersicht.....</b>	<b>8</b>
<b>2.1</b>	<b>Dentalkeramik.....</b>	<b>8</b>
2.1.1	Historischer Rückblick.....	8
2.1.2	Dentalkeramische Massen.....	8
2.1.3	Systematik keramischer Systeme.....	9
<b>2.2</b>	<b>Keramikspezifische Eigenschaften.....</b>	<b>9</b>
2.2.1	Formverhalten und Sprödigkeit.....	9
2.2.2	Festigkeitsverhalten.....	10
2.2.3	Risszähigkeit.....	10
2.2.4	Zeitfestigkeit und Lebensdauer.....	11
2.2.5	Rissentstehung.....	12
2.2.6	Risswachstum.....	12
2.2.7	Feuchtigkeitseinfluss.....	13
<b>2.3</b>	<b>Festigkeitsprüfungen sprödharter Materialien.....</b>	<b>14</b>
2.3.1	Uniachsialer Biegetest.....	15
2.3.2	Biachsialer Biegetest.....	15
2.3.3	Doppelring-Biegetest.....	15
2.3.4	Spaltzugversuch / indirekter Zugfestigkeitstest.....	16
<b>2.4</b>	<b>Festigkeitssteigerung .....</b>	<b>16</b>
2.4.1	Festigkeitssteigerung durch Verstärkungsmechanismen.....	16
2.4.2	Festigkeitssteigerung durch Oberflächenvergütung.....	19

<b>2.5</b>	<b>Kronen und Brücken.....</b>	<b>20</b>
2.5.1	Keramikkronen mit Metallgerüst.....	20
2.5.1.1	Metallkeramikkronen.....	20
2.5.1.2	Galvanokronen.....	20
2.5.2	Vollkeramische Kronen und Brücken.....	21
2.5.2.1	Anforderungen an vollkeramische Kronen und Brücken.....	21
2.5.2.2	Indikation und Kontraindikation vollkeramischer Restaurationen.....	22
2.5.2.3	Präparationsformen für vollkeramische Restaurationen.....	23
<b>2.6</b>	<b>CAD-CAM -Systeme.....</b>	<b>26</b>
2.6.1	Kennzeichen von CAD-CAM-Systemen.....	26
2.6.2	Klassifizierung von CAD-CAM-Systemen.....	27
2.6.3	Moderne CAD-CAM-Systeme.....	28
2.6.4	Heutiger Stand.....	30
<b>2.7</b>	<b>Das Celay-System.....</b>	<b>30</b>
2.7.1	Systemvorstellung.....	30
2.7.2	Indikationsspektrum.....	31
2.7.2.1	Inlays, Onlays, Veneers.....	32
2.7.2.2	Einzelkronen und Brücken für den Front- und Seitenzahnbereich.....	33
<b>2.8</b>	<b>Das In-Ceram-System.....</b>	<b>35</b>
2.8.1	Aluminiumoxid.....	35
2.8.2	Spinell.....	36
2.8.3	Zirkoniumdioxid.....	37
2.8.4	Klinische Erfahrungen mit In-Ceram.....	38
<b>3</b>	<b>Material und Methode.....</b>	<b>40</b>
<b>3.1</b>	<b>Arbeitsschema.....</b>	<b>40</b>
<b>3.2</b>	<b>Herstellung der Prüfbrücken.....</b>	<b>41</b>
3.2.1	Präparation des Frasacomodells.....	41

3.2.2	Anfertigung der Metallbrückensegmente.....	42
3.2.3	Herstellung und Dimensionierung des Pro-Brückengerüsts.....	45
3.2.4	Einspannen der Kunststoffgerüste.....	45
3.2.5	Der Kopierschleifvorgang.....	46
3.2.6	Glasinfiltrationsbrand/Glaskontrollbrand der Aluminiumoxid- Brückengerüste..	47
3.2.7	Verblenden der Brückengerüste.....	48
3.2.8	Separation der Brücken.....	49
3.2.9	Konventionelles Zementieren der In-Ceram-Brücken.....	50
3.2.10	Lagerung.....	50
<b>3.3</b>	<b>Mechanische Prüfung.....</b>	<b>51</b>
3.3.1	Prüfung des Ermüdungsverhalten.....	51
3.3.2	Prüfung der Bruchfestigkeit.....	51
<b>3.4</b>	<b>Auswertung.....</b>	<b>52</b>
3.4.1	Auswertung der Bruchstelle.....	52
3.4.1.1	Lichtmikroskopische Auswertung.....	52
3.4.1.2	Fraktographische Analyse im Rasterelektronenmikroskop.....	52
3.4.2	Statistische Auswertung der Bruchfestigkeit.....	53
<b>4</b>	<b>Ergebnisse.....</b>	<b>54</b>
4.1	Bruchfestigkeit.....	54
4.2	Bruchmodi der Versuchsbrücken.....	57
4.2.1	Konnektorfraktur ohne Beteiligung der Brückenpfeiler.....	57
4.2.2	Konnektorfraktur mit Beteiligung der Brückenpfeiler.....	58
4.2.3	Lichtoptische und fraktographische Untersuchung .....	61
<b>5</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>77</b>
5.1	Versuchsbrücken.....	77

<b>5.2</b>	<b>Präparation.....</b>	<b>78</b>
<b>5.3</b>	<b>Zementierung.....</b>	<b>78</b>
<b>5.4</b>	<b>Modellauswahl.....</b>	<b>79</b>
<b>5.5</b>	<b>Wahl des Kopierfräsverfahrens.....</b>	<b>79</b>
<b>5.6</b>	<b>Bruchfestigkeit der Brücken.....</b>	<b>80</b>
5.6.1	Die Bruchfestigkeit der Brücken ohne Kausimulation.....	81
5.6.2	Einfluss der zyklischen Last auf die Bruchfestigkeit.....	82
5.6.3	Einfluss der Oberflächenbearbeitung durch Separation.....	83
5.6.4	Einfluss der Politur auf die Bruchfestigkeit.....	83
<b>5.7</b>	<b>Fraktographische Analyse.....</b>	<b>84</b>
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>88</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>89</b>
<b>8</b>	<b>Anhang.....</b>	<b>102</b>
<b>8.1</b>	<b>Messwerte der Bruchfestigkeiten.....</b>	<b>102</b>
<b>8.2</b>	<b>Materialliste der verwendeten Materialien.....</b>	<b>103</b>
<b>8.3</b>	<b>Danksagung.....</b>	<b>104</b>
<b>8.4</b>	<b>Lebenslauf.....</b>	<b>105</b>

# 1 Einleitung und Problemstellung

Diskussionen über die Amalgamproblematik, ein hohes Maß an Gesundheitsbewusstsein und nicht zuletzt das Bild des Schönheitsideales in der breiten Bevölkerung haben zur Entwicklung einer Vielzahl neuer biokompatibler, ästhetisch anspruchsvoller Restaurationsmethoden und Materialien geführt [9, 55, 137, 139, 142, 167].

Zur Versorgung und Rekonstruktion großflächiger Zahnhartsubstanzen ist Keramik mittlerweile das bevorzugte Material [36, 37, 166]. Sie wird hohen ästhetischen Ansprüchen gerecht, die langfristige Haltbarkeit ist gewährleistet, die physikalischen und chemischen Eigenschaften sind weitgehend untersucht und die Adhäsion von Mikroorganismen an ihren Oberflächen ist teilweise niedriger als auf natürlichen Zähnen [11,19]. Die Struktur akkumulierter Plaque ist im Vergleich zu anderen Materialien weniger dicht [1], weshalb vollkeramische Restaurationen als parodontalfreundlich eingestuft werden können [173].

Unverträglichkeitsreaktionen wie Allergien oder lokaltoxische Reaktionen sind zwar bei hochwertigen und korrosionsresistenten Legierungen außerordentlich selten, dennoch verlangen diese Einzelfälle nach therapeutischen Alternativen, die zumindest teilweise mit keramischen Werkstoffen zu realisieren sind [83, 86, 170].

Die Eingliederung vollkeramischer Kronen wurde wegen deren mechanischer Stabilität jedoch häufig kontrovers diskutiert [6, 7, 33, 106, 125, 143]. Neue Dentalkeramiken mit den unterschiedlichsten kristallinen Inhaltsstoffen wurden entwickelt, um die Rissfortpflanzung bei Zugbelastung positiv zu beeinflussen und damit höhere Bruchfestigkeitswerte als bei herkömmlichen Keramiken zu garantieren [20]. Trotz beeindruckender Fortschritte sind vollkeramische Restaurationen auch heute noch kein Standardtherapiemittel und müssen aufgrund fehlender Langzeiterfahrungen teilweise kritisch beurteilt werden.

Ziel dieser *In-vitro*-Studie war es festzustellen, inwiefern Bruchverhalten und Rissentstehung von dreigliedrigen Seitenzahnbrücken, die im *Celay-In-Ceram*-Verfahren gefertigt wurden, nach unterschiedlicher Oberflächenbearbeitung, beeinflusst werden. Anschließende lichtoptische Dokumentationen und im Rasterelektronenmikroskop dargestellte fraktographische Untersuchungen ermöglichen eine Beurteilung der oberflächlichen Gefügestruktur kopiergefräster Aluminiumoxid- Restaurationen sowie der Beeinflussung der Materialqualität nach Separation am mesialen Konnektor.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Dentalkeramik

#### 2.1.1 Historischer Rückblick

Keramiken umfassen eine große Familie anorganischer Stoffe innerhalb der Werkstoffgruppe der Nichtmetalle. Der Name „Keramik“ kommt aus dem Griechischen und ist mit den Worten „gebrannter Stoff“, der aus Tonerde gefertigt wird, gleichzusetzen [45]. In China war man bereits vor rund zweieinhalbtausend Jahren mit der Herstellung von Porzellan vertraut. *Johann F. Böttger*, Gründer der Meissener Porzellanmanufaktur, versuchte schon im frühen 17. Jahrhundert vergeblich, die Kunst der Porzellanherstellung der Chinesen zu kopieren.

Die französischen Apotheker *Alexis Duchateâu* und *de Charmant* waren die ersten, die aus Porzellan gefertigte Vollprothesen herstellten. Erst durch den italienischen Dentisten *Giuseppe Fonzi* (1768-1840), der den Weg für eine Serienproduktion wesentlich prägte, wurde die Herstellung von Keramikzähnen entscheidend weiterentwickelt. Schon damals gelang es ihm, Porzellanzähne mit Hilfe eingebrannter Metallstifte mechanisch im Prothesenkörper zu verankern. Die Fertigung von Keramikfrontzähnen nach dem heutigen Solila-Prinzip basiert auf dem Prinzip der damaligen Entdeckung [184]. Dabei werden zunächst zwei kleine geschlitzte Edelmetallhülsen direkt in den Kern des Keramikzahns eingebrannt, um sie anschließend mit Hilfe eines Lotplättchens an einen knopfförmig verdickten Goldmantelstift im Durchlaufofen anzulöten.

Die ersten Zahnfabriken entstanden Ende des 17. Jahrhunderts in den USA, wobei die bekanntesten Brennereien die von *Peale* und *Stockton* waren. 100 Jahre später gründete *Friedrich August Wienand* die erste deutsche Zahnfabrik in Pforzheim, die heute zur Firma De Trey/Dentsply gehört.

#### 2.1.2 Dentalkeramische Massen

Dentalkeramiken, zu denen auch die Feldspatkeramiken zählen, entsprachen zu Beginn ihrer Entwicklung etwa der Zusammensetzung des chinesischen Porzellans. Der Anteil von Kaolin lag ungefähr bei 40-70%, der von Quarz und Feldspat lediglich zwischen 15-30% [116]. Aus diesen drei Grundstoffen entstehen beim Brennen Leucit und Mullit, die sich durch eine unerwünschte Weißfärbung und nur geringe Transparenz auszeichnen. Deshalb wurde der

Feldspatanteil zu Lasten des Kaolinanteils erhöht, wodurch die Transluzenz der Keramik entscheidend verbessert werden konnte [119]. Heutige moderne Verblendkeramiken enthalten fast ausschließlich Feldspat (65-90 %), 10-30 % Quarz und nur noch 0-5 % Kaolin [146].

### *2.1.3 Systematik keramischer Systeme*

Keramiken umfassen ein breites Spektrum. Man unterscheidet u.a. Silikatkeramiken, Oxidkeramiken und nichtoxidische Keramiken [168].

Hauptbestandteil der Silikatkeramiken ist eine glasig amorphe Matrixmasse (Glasphase) aus  $\text{SiO}_2$  mit ausgeprägter Porenstruktur, in die eine Kristallphase eingelagert ist. Ihr Grundbaustein ist ein Siliziumatom, tetraedrisch umgeben von vier Sauerstoffatomen, die über Bindungen Kristallgitter bilden.

Im Unterschied zu Verblendkeramiken weisen oxidkeramische Werkstoffe vor allem eine kristalline Struktur auf, während ihr Anteil an amorphen Glasbestandteilen zu vernachlässigen ist. Zu den einfachen Oxidkeramiken zählen die aluminiumoxidverstärkten Oxidkeramiken, zu den komplexen Oxidkeramiken gehören die Keramiken aus der Stoffgruppe der Spinelle. Nichtoxidische Keramiken (z.B. Carbide, Nitride) sind im Allgemeinen schwarz und daher zur Aufbereitung für Dentalkeramiken ungeeignet [61].

## 2.2 Keramikspezifische Eigenschaften

### *2.2.1 Formverhalten und Sprödigkeit*

Neben ihren lichtoptischen Vorzügen wie Transparenz und Transluzenz zeichnen sich Keramiken vor allem durch ihre chemische Stabilität und hohe Biokompatibilität aus [119, 129, 183]. Allergiereaktionen oder lokaltoxische Reaktionen, hervorgerufen durch Korrosionsvorgänge vor allem an der Phasengrenze Metall-Keramik, Geschmacksirritationen, Gingivitiden oder Verfärbungen an Hart- und Weichgeweben können durch den Einsatz metallfreier Keramiken vermieden werden.

In ihrer abgesättigten Oxidationsstufe kommt es zur stabilen Mischbindung der Elemente, die sich aus kovalenter und Ionenbindung zusammensetzt [61, 113], deren hohe Gitterenergien die Atomgruppen auf ihren Plätzen fixieren [90, 115]. Die von plastischen Materialien bekannten Fließeffekte, die zur Verteilung der elastischen Deformationsenergie in größere Volumenbereiche genutzt werden, sind jedoch bei keramischen Werkstoffen nicht anzutreffen [90]. Gerade das Fehlen duktiler Eigenschaften verleiht keramischen Werkstoffen ihr

Spröbruchverhalten [115]. Folglich können Spannungsspitzen nicht abgebaut werden, was letztendlich zum spontanen Versagen des keramischen Bauteils im elastischen Bereich führt. Die Sprödigkeit der Keramik bewirkt ferner, dass sie Druckspannungen hervorragend standhält, gegenüber Zug- und Scherspannungen aber nur in geringem Maße belastbar ist [115, 162]. Druckspannungen sind in der Lage, dem Rissfortschritt entgegenzuwirken, im günstigsten Falle sogar seine Ausbreitung zu verhindern. Scherspannungen dagegen wirken rissöffnend, was schließlich zum schnelleren Versagen des Materials führen kann [115].

### 2.2.2 Festigkeitsverhalten

Festigkeit ist die Fähigkeit eines Werkstoffgefüges, Verschiebungen durch Einwirkung äußerer Kräfte zu widerstehen, und beruht auf Molekularkohäsion [174]. Bei keramischen Werkstoffen wird der Begriff als Widerstand gegenüber Zugspannungen definiert.

Zur genauen Analyse der Materialeigenschaften stehen Untersuchungen der Grundbeanspruchungen Druck, Zug und Biegung im Vordergrund. Charakteristisch für keramische Werkstoffe ist die Abweichung ihrer experimentellen Festigkeitswerte im praktischen Versuch gegenüber ihrer theoretischen molekularen Festigkeit, die die Existenz fehlerfreier Festkörper voraussetzt [129, 163]. Lokale bruchauslösende Spannungserhöhungen, makro- und mikroskopische Defektstellen im Gefüge sowie Oberflächenfehler nach mechanischer Bearbeitung gelten als potentielle Schwachstellen im keramischen Bauteil [134].

### 2.2.3 Risszähigkeit

Die Risszähigkeit ist eine geeignete Größe, um Keramiken nach ihrer Biegefestigkeit zu klassifizieren. Gefügebestimmend sind Korngröße und Porosität [96, 103]. Materialtechnisch werden homogene, niedrigporöse Mikrostrukturen mit hohem Elastizitätsmodul angestrebt, wobei minimale Streuungen im Messwertbereich und maximale Festigkeit als optimal gelten [163].

Soll das mechanische Verhalten eines Einzelrisses analysiert werden, findet der Spannungsintensitätsfaktor  $K_I$  Anwendung:

$$K_I = \sigma \sqrt{a} \cdot Y$$

[52, 81]

$K_I$  wird in der Einheit  $\text{MPa}^{-1/2}$  angegeben und klärt darüber auf, bei welcher Spannung  $\sigma$  sich ein Riss mit bestimmter Länge ausbreiten wird. Bei Belastung bis zur vollständigen Fraktur ergibt sich der kritische Spannungsintensitätsfaktor  $K_{Ic}$ :

$$K_{Ic} = \sigma_c \sqrt{a_c} Y \quad [81, 102]$$

$K_{Ic}$  bestimmt die Risslänge, bei der ein Werkstoff bei einer genau definierten Belastung nicht standhält.  $\sigma$  beschreibt die Zugkräfte, die in einem Material auftreten.  $A$  steht für die Risstiefe einer Restauration,  $c$  stellt den Geometriefaktor dar, der von der Belastungskonfiguration und der Rissform abhängig ist. Grundsätzlich gilt, dass dieser Werkstoffkennwert sowohl für die Makro- als auch für die Mikrorissausbreitung Anwendung findet.

#### 2.2.4 Zeitfestigkeit und Lebensdauer

In zahlreichen Studien wurde bewiesen, dass die Bruchfestigkeit keramischer Werkstoffe, bedingt durch stabiles (unterkritisches) Risswachstum, mit der Zeit abnimmt. Von entscheidender Bedeutung ist nicht nur, welche Festigkeitswerte der Werkstoff zum Zeitpunkt seiner Eingliederung erreicht, sondern auch sein mechanisches Langzeitverhalten.

Um eine Aussage über die Lebensdauer keramischer Restaurationen treffen zu können, muss die Rissgeschwindigkeit bestimmt werden. Die zeitliche Zunahme der Risslänge ist zur Potenz des Spannungsintensitätsfaktors direkt proportional und kann durch die bruchmechanische Grundgleichung beschrieben werden:

$$v = A K_I^n$$

$A$  und  $n$  sind Rissausbreitungsparameter und können experimentell mit Hilfe unterschiedlicher Belastungsgeschwindigkeiten im 4-Punkt-Biegeversuch erfasst werden. Um die Abnahme der Festigkeit abschätzen zu können, müssen die Werkstoffparameter, das unterkritische Risswachstum, der Weibull-Parameter und die Risszähigkeit mit einberechnet werden.

### *2.2.5 Rissentstehung*

Risse können sowohl von Oberflächen als auch von Volumenfehlern, die zufällig während der Werkstoffherstellung in Form von Poren, Rissen, Phasengrenzen oder Einschlüssen eingebracht wurden, ausgehen. Je tiefer ein Riss liegt, um so höher sind die Spannungen gegenüber äußeren Belastungen an seinem Grund. Mit steigender Defektgröße im keramischen Werkstoff erhöht sich die Wahrscheinlichkeit einer Rissbildung überproportional, wobei der am Rissgrund wirkende Hebelarm mit steigender Defektgröße länger wird [115]. Von außen auf das Material aufgebrachte Spannungen konzentrieren sich an diesen Fehlstellen. Hier kann die kritische Bruchzähigkeit leicht überschritten werden, obwohl die Spannungen im Material insgesamt unter dem Bruchwert liegen.

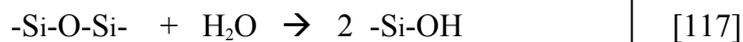
### *2.2.6 Risswachstum*

Kritisches Risswachstum entsteht als Folge von Überbelastung, bei der angreifende Kräfte größer sind als die Bruchfestigkeit des Werkstoffes. Ausgehend von Gefügefehlern breitet sich der Riss näherungsweise mit Schallgeschwindigkeit aus und führt zum spontanen Versagen des Materials. Beim subkritischen Risswachstum bleibt die Belastung unter der kritischen Risszähigkeit [52]. Die Spaltbildung folgt naturgemäß der schwächsten Stelle des Werkstoffes, also den Korngrenzen der Polykristalle. Dies bedeutet, dass bei einer fortlaufenden Spaltbildung stündlich eine einzige Bindung zwischen zwei angrenzenden Atomen gelöst wird [86]. Nach einem gewissen Zeitintervall ist die Festigkeit so weit vermindert, dass die Konstruktion Spitzenbelastungen nicht mehr standhalten kann. Sofern das Risswachstum nicht behindert wird, erfolgt auch bei normaler Belastung, nach einer gewissen Zeit, das Versagen des keramischen Bauteils. So können Keramikrestaurationen oft mehrere Jahre eingegliedert bleiben, ohne dass makroskopisch erkennbare Schäden wie Absplitterungen oder Rissverläufe zu erkennen wären.

In kontrollierten Bruchversuchen konnte mittels Schallemission gezeigt werden, dass die langsame Rissausbreitung in Aluminiumoxid sowohl durch die Korngröße als auch durch die Prüfgeschwindigkeit beeinflusst wird. Je grobkörniger das Gefüge und je langsamer der Werkstoff gebrochen wurde, desto geringer ist die Rissgeschwindigkeit. Je nach risstreibender Energie führt diese zur unterkritischen Rissverlängerung (Ermüdungsfraktur) bzw. zur kritischen Spontanfraktur durch stabiles Risswachstum.

### 2.2.7 Feuchtigkeitseinfluss

Aus chemischer Sicht haben die Siliziumdioxidmoleküle keramischer Werkstoffe die Form eines Tetraeders. Zentral liegt das Siliziumatom, welches von vier Sauerstoffatomen umgeben ist. Risse in der Keramik können auftreten, wenn sich die Bindungen im Molekül gegeneinander verschieben. In Anwesenheit von Feuchtigkeit können Si-O-Si-Bindungen hydrolysiert werden:



Die ursprünglich benötigte Energie, mit der die Siliziummoleküle gegeneinander verschoben werden, wird auf etwa ein Drittel herabgesetzt, wodurch die Rissausbreitung einer geschädigten Kristallstruktur stark erleichtert wird. Der größte Effekt tritt auf, wenn Belastungen durch mechanische Zugspannungen während dieses „korrosiven“ Angriffs stattfinden. Dieser Effekt wird als Spannungsrissskorrosion bezeichnet [5, 52, 115], die nicht nur in der Zahnmedizin bekannt ist, sondern auch in der Glasindustrie benutzt wird, um Glasscheiben nach Befeuchtung mit Wasser leichter und präziser schneiden zu können.

Um Vorhersagen über die Lebensdauer keramischer Werkstoffe treffen zu können, untersuchte *Richter* das Bruchverhalten keramischer Werkstoffe mit Hilfe von  $v$ - $K_I$ -Kurven [201]. Charakteristisch bei allen Keramiken ist die typische Dreiteilung des Kurvenverlaufes. Zu Beginn wird die Bruchgeschwindigkeit maßgeblich vom korrosiven Einfluss des Wasserdampfes bestimmt und steigt exponentiell mit dem Spannungsintensitätsfaktor an. Im so genannten Übergangsbereich nimmt die Anwesenheit von Wasserdampf einen weitaus geringeren Stellenwert ein. Abhängig davon, wie schnell Wassermoleküle an die Risspitze transportiert werden, hat dies Einfluss auf die Bruchgeschwindigkeit, so dass im Gegensatz zur zunehmenden Risszähigkeit die Rissgeschwindigkeit nur gering ansteigt. Im dritten Stadium kann der Einfluss von Feuchtigkeit vernachlässigt werden, die Rissgeschwindigkeit nimmt wieder exponentiell zu, jedoch steiler als im ersten Abschnitt [135, 200].

Zur Untersuchung des Ermüdungsverhaltens im Zusammenhang mit der Einwirkung von Umgebungsmedien wurden von *Geis-Gerstdorfer und Mitarbeiter* keramische Prüfkörper in destilliertem Wasser und Paraffinöl gelagert und monatlich über einen Zeitraum von einem halben Jahr untersucht [52]. Die zuvor mit der Vickershärteprüfung ermittelten initialen

Risslängen wurden mit den aktuellen Messwerten verglichen und ausgewertet. Die Anfälligkeit von In-Ceram und Empress für Spannungsrisskorrosion waren im ersten Monat niedriger als in den darauffolgenden Zeiträumen. Die Spannungsrisskorrosion von In-Ceram stieg nach sechsmonatiger Wasserlagerung höher an als bei Öllagerung, bei Empress zeigen sich Unterschiede in der Verarbeitungstechnik [52].

Biegefestigkeitsuntersuchungen unternahmen *Kappert et al.* im Kunstspeichel [85]. Bereits nach 30 Tagen Lagerung bei 37 °C verringerte sich die Biegefestigkeit um 5 %, nach weiteren 10 Tagen unter Temperaturwechselbeanspruchung waren nur noch 90 % der Ausgangsfestigkeit zu verzeichnen.

### 2.3 Festigkeitsprüfungen sprödharter Materialien

Prüfungen an sprödharten Materialien gelten bei der Bestimmung ihrer Festigkeitsparameter generell als problembehaftet. Prinzipiell eignet sich jedes übliche Verfahren zur Festigkeitsbestimmung. Materialwerte dieser Werkstoffkonfiguration sind jedoch keine Konstanten, sondern werden von der Art der Versuchsdurchführung, der Prüfgeschwindigkeit, dem Verdichtungsgrad, dem Steifheitsgrad der Versuchsanordnung und der Probengeometrie beeinflusst [102, 134, 135].

Messwertschwankungen sind auf Änderungen der Probengeometrie oder Gefügequalität zurückzuführen, wobei Standardabweichungen und breite Streuungen der Festigkeitskennwerte von mehr als 20% im Normbereich liegen [129]. Um einen Vergleich zu anderen Werkstoffen oder Probenkonfigurationen gleichen Materials ziehen zu können, werden Prüfungen im Allgemeinen nach festgelegten Normvorschriften (DIN, ISO, FDI, ADA) an genau definierten Proben durchgeführt. Je nach Art der zu ermittelnden Eigenschaften können mechanisch-technologische, chemische, metallographische, biologische oder physikalische Tests herangezogen werden.

Ein Kennzeichen physikalischer Prüfmethode ist die Erfassung rechteckiger oder kreisrunder Probenkörper, die statischer, dynamischer oder zyklischer Belastung ausgesetzt werden [39, 135].

Zugversuche an spröden Werkstoffen sind wegen der erschwerten Probeneinspannung und wegen auftretender Exzentrizitäten nur bedingt durchführbar. Weitaus zuverlässigere Alternativen sind genormte Biegetestverfahren, wie beispielsweise der uniachsiale und biachsiale Biegetest [118, 39, 169], der Doppelringbiegetest oder der Spaltzugversuch [13].

### 2.3.1 Uniachbiale Biegeprüfverfahren

Wegen ihres unkomplizierten Versuchsaufbaus und der einfachen Probengeometrie sind die 3- und 4-Punkt-Biegeprüfung die am häufigsten angewendeten Prüfverfahren zur Bestimmung der Festigkeitsverteilung keramischer Festkörper [65, 169]. Konzentriert sich die maximale Zugspannung bei der Dreipunktlastmethode lediglich auf einen Punkt, so wird der erfasste Prüfbereich der Vierpunktprüfmethode um eine Fläche erweitert [25, 130]. Vorteile dieses Testes sind wesentlich exaktere Ergebnisse, die durch die größere Oberfläche im homogenen Spannungsfeld eine deutlich höhere Trefferquote von Volumen- oder Oberflächenfehlern erzielen [124, 134].

Untersuchungen zur Zuverlässigkeit von Empress- und In Ceram-Prüfkörpern unter Verwendung verschiedener Biegetests lieferten *Geis-Gerstorfer* und *Kanjantra* [53]. Im Dreipunktbiegetest waren generell verfälschte Erhöhungen der Festigkeitswerte zu verzeichnen, die dadurch erklärt werden, dass sich Bruchlokalisierung und maximales Biegemoment nicht immer auf einen Punkt beschränken [53, 169].

Ähnliche Ergebnisse wurden von *Hahn und Löst* publiziert, die Keileffekte unterhalb der Lastrolle dafür verantwortlich machen, welche parallel zur Oberfläche verlaufende Longitudinalkräfte induzieren und zur Stabilisierung des Probenkörpers beitragen [65]. Neben der Bestimmung der Biegefestigkeit kann mit dem Dreipunkt-Biegetest auch das Elastizitätsmodul keramischer Werkstoffe berechnet werden, wobei zusätzlich noch die Probendurchbiegung gemessen wird.

### 2.3.2 Biachsialer Biegeversuch

Im biachsialen Biegeversuch werden kreisrunde Prüfkörper auf drei Stahlkugeln gelagert und mittels eines Druckstempels in der Probenmitte belastet. Vorteile des biachsialen Biegeversuchs sehen *Geis-Gerstorfer* und *Kanjantra* in einer besseren Simulation klinisch relevanter Probengrößen und einer höheren Toleranz gegenüber kaum vermeidbaren Verarbeitungsfehlern [53, 118].

### 2.3.3 Doppelring-Biegetest

Im Gegensatz zu den vorherigen Prüfverfahren eignet sich der Doppelring-Biegeversuch ausschließlich zur Untersuchung von Flächen [65]. In der genormten Versuchsanordnung lagert die Probe mit kreisförmiger oder quadratischer Geometrie zentrisch auf einem Stützring, während sie von oben durch einen Lastring mit konstanter Krafterhöhung bis zum

Brechen des Bauteils belastet wird. Durch die rotationssymmetrische Belastung entsteht innerhalb des Lastring- Berührungskreises ein homogenes zweidimensionales Spannungsfeld. Bei den ermittelten Bruchfestigkeiten im Vierpunkt- und Doppelring- Biegeversuch konnten *Hahn und Löst* keine signifikanten Unterschiede feststellen [65]. Vorteile bei der Verwendung von kreisförmigen Prüfkörpern im Doppelring- Biegeversuch sehen sie jedoch in einer geringeren Streuung der Messdaten.

#### *2.3.4 Spaltzugsversuch / Indirekter Zugfestigkeitstest*

Beim diametralen Druckversuch werden runde Scheiben als Probenkörper zwischen zwei planparallelen Platten zusammengedrückt und über das Bruchergebnis wird die Zugfestigkeit errechnet [13, 169].

## 2.4 Festigkeitssteigerung

Hinsichtlich der Materialentwicklung werden erhebliche Anstrengungen unternommen, Verbesserungen in den mechanischen Eigenschaften zu erzielen. Es werden verschiedene Konzepte definierter Mikrostrukturdesigns verfolgt, um die Eigenschaften rissbehafteter keramischer Werkstoffe zu optimieren [21, 115].

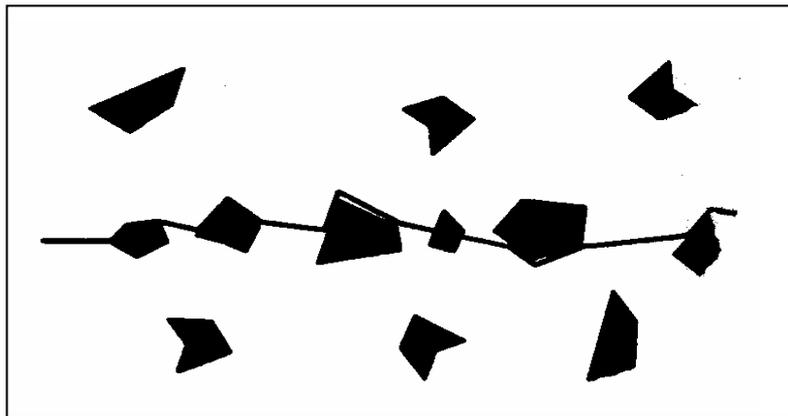
### *2.4.1 Festigkeitssteigerung durch Verstärkungsmechanismen*

Die Festigkeit von Keramik kann erhöht werden, indem entweder die Bruchzähigkeit  $K_{IC}$  ansteigt oder die Anzahl bruchauslösender Defekte abnimmt. Die Erhöhung der Bruchzähigkeit setzt jedoch eine Verminderung der Fehlerpopulation in der Gefügestruktur bzw. der intrinsischen Festigkeit voraus. Möglichkeiten, die intrinsische Festigkeit zu steigern, reichen von Rissflankeneffekten durch kraftüberschüssige Materialbrücken bis zur Prozess-zonenbildung durch Umwandlungs- oder Mikrorissverstärkung [21]. Sollen allerdings Größe und Anzahl bruchauslösender Defekte vermindert werden, so spricht man von defekt-kontrolliertem Herstellungsverfahren bzw. einer Erhöhung der extrinsischen Festigkeit.

### *Rissablenkung*

Durch eingelagerte Kristalle in der Glasmatrix wird versucht, spontane Richtungsänderungen hervorzurufen, wodurch eine Energiedissipation erreicht werden soll (Abb.1). Die

Summierung unzähliger Richtungswechsel an den Phasengrenzen schränkt das Fortkommen eines Risses so weit ein, dass im günstigsten Falle seine treibende Energie vom Umgebungsmedium komplett absorbiert wird. Geeignet sind allerdings lediglich fest in der Matrix gebundene Kristalle. Minderwertige Bindungen oder gar Spaltbildungen zwischen Partikeln und Matrix lösen eher rissförderndes Verhalten aus. Verstärkungsmechanismen durch Rissablenkung sind derzeit das verbreitetste Mittel zur Erhöhung der Bruchzähigkeit und gelten als Grundprinzip leuzitverstärkter Keramiken [115].



*Abb.1: Rissablenkung durch in die Glasmatrix eingelagerte Kristallite [115]*

### *Misfitspannung*

Auch hier spielen in die Matrix eingelagerte Kristalle eine wesentliche Rolle. Einerseits müssen sie eine höhere Festigkeit und Steifigkeit als die Matrix selbst besitzen, also ein höheres Elastizitätsmodul aufweisen, andererseits muss sich ihr thermischer Dehnungskoeffizient deutlich von dem der sie umgebenden Matrix unterscheiden. Dies hat zur Folge, dass während des Sinterungsprozesses Teilchen und Matrix sowohl mechanisch als auch thermisch nicht kompatibel sind. Ist beispielsweise die thermische Ausdehnung der Kristalle kleiner als die der Matrix, so entstehen radiale, auf den Mittelpunkt gerichtete Druckspannungen, und tangential, das Teilchen umfassende Zugspannungen. Ein zufällig auf das Teilchen zulaufender Riss wird somit in Richtung des Kristalles abgelenkt, da die tangentialen Zugspannungen versuchen, die Rissflanken zu öffnen. Hat der Riss nicht die nötige Energie, das Teilchen zu durchdringen, bleibt er entweder dort hängen oder muss für sein Weiterkommen das Hindernis umgehen. Ähnlich wie bei der Rissablenkung wird auch bei diesem Verstärkungsmechanismus der Rissfortschritt erschwert, was zu einer Steigerung der Bruchzähigkeit führt [23, 115].

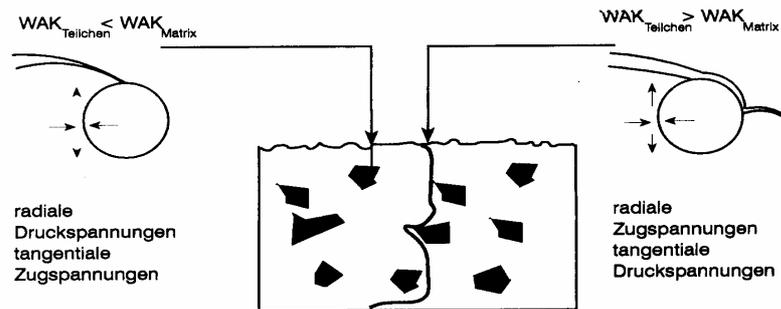


Abb.2: Misfit-Spannungen zwischen Glasmatrix und eingelagerten Kristallen. Radiale Druckspannungen bewirken Rissanziehung, radiale Zugspannungen dagegen Abstoßung [137].

### Plastifizierung

Ziel ist es hier, Keramiken einen metallähnlichen plastischen Charakter zu verleihen. Eingelagerte Teilchen sollen Spannungsfelder zwischen Kristall und Matrix aufbauen, die wiederum Mikrorisse initiieren. Durch den Effekt der Rissabschirmung verkleinert sich das Elastizitätsmodul der Keramik, und somit auch ihr sprödes Verhalten gegenüber Zugspannung [115].

### Einbringung keramischer Fasern (Whisker)

Überlegungen, Werkstoffe durch Einbringung von Fasern zu verstärken, sind schon lange beispielsweise bei der Herstellung von Fiberglas oder Carbonwerkstoffen bekannt. Ziel dieser Methode ist es, Keramiken zu entwickeln, die letztendlich „tolanter“ auf material- und herstellungsspezifische Defekte reagieren sollen. Dispergierte Teilchen sollen mit der Hauptrissfront in Wechselwirkung treten. Eingelagerte Kurzfasern sollen auftretende Risse überspannen und über den Effekt der Energiedissipation deren Ausbreitung erschweren [115]. Rissüberbrückende längliche Fasern sind einerseits vom Hauptriss schwer zu umgehen, andererseits wird beim Auseinanderziehen der Rissflanken Deformationsarbeit verbraucht, was einen zusätzlichen Verstärkungseffekt herbeiführt [21, 124].

### Phasentransformation

Siehe Zirkondioxid (Siehe 2.8.3)

## 2.4.2 Festigkeitssteigerung durch Oberflächenvergütung

### *Politur*

Subtraktive Prozesse an Keramiken erfordern eine Nachbehandlung ihrer Oberfläche in Form eines Glasurbrandes, da die beschliffene Keramikoberfläche nicht über eine genügende, plaqueabweisende Oberflächenglätte verfügt. Raue Kauflächen besitzen eine besonders hohe abrasive Wirkung auf Antagonisten und geben Speiseresten oder Mikroorganismen die Möglichkeit, sich leichter an das mikroretentive Relief zu binden und Schleimhautreizungen oder entzündliche Prozesse zu fördern. Oberflächenbehandelter keramischer Zahnersatz besitzt eine größere Härte und kann somit chemischen und mechanischen Beanspruchungen größeren Widerstand entgegensetzen [106].

Mechanische Poliermaßnahmen von Feldspatkeramiken nach Herstellung von Einlagefüllungen im Celay-Verfahren zeigten, dass die aufwändigere pyrolytische Glasurpolitur zu gleich guten Oberflächenergebnissen führt [196].

### *Glasur*

Die schädigende Wirkung von Oberflächenfehlern kann man auch verringern, indem man die Oberfläche unter Druckspannung setzt. Bei Keramiken kann man dies durch Glasurmassen erreichen. Durch den nachträglichen Glanzbrand der Keramik kommt es zur Einebnung der rauhen, gekörnten Oberfläche. Ein Sinterungsbrand findet dabei nicht mehr statt. Glasuren besitzen einen geringeren Wärmedehnungskoeffizienten als die keramische Masse. Die Volumenabnahme der Keramikmasse nach Abkühlung ist größer als die der Glasur. Folglich entstehen an ihrer Oberfläche Druckspannungen, die eine Festigkeitssteigerung der keramischen Restauration bewirken [76, 104].

## 2.5 Kronen und Brücken

### 2.5.1 *Keramikkronen mit Metallgerüst*

#### 2.5.1.1 *Metallkeramikkronen*

Als aufbrennfähige Metalle für den Metall-Keramikverbund stehen Edelmetall-, Nichtedelmetall- und Titanlegierungen zur Verfügung. Die Qualität des Metall-Keramikverbundes ist abhängig von ihren einzelnen Legierungskomponenten und der Abstimmung ihrer Wärmedehnungskoeffizienten [117]. Über Diffusion bilden unedle Bestandteile beim Oxidbrand oberflächennahe Anreicherungszone aus Haftoxiden, die einen Verbund mit den aufgesinterten Silikatmolekülen eingehen [48, 108, 178]. Man nimmt an, dass es aufgrund der Affinität des Siliziums zum Sauerstoff zur Ausbildung von Sauerstoffbrücken zwischen den Si-O-Tetraedern der Keramik und den Metalloxiden kommt. Um die Qualität des Verbundes hoch zu halten, sollte die Anzahl der Brände möglichst gering gehalten werden, da sich bei wiederholter Temperierung der thermische Dehnungskoeffizient durch das Wachstum der Leuzitkristalle in der Keramik erhöht [34, 40, 201]. Legierungen, die entsprechende Oxidschichten nicht bilden können, müssen zusätzlich unedle Komponenten (Fe, Zn, In, Sn) zulegiert werden. Alternativ stehen Zwischenzonen-Materialien, sog. Bonding agents, zur Verfügung, die über eine Metallpulveremulsion auf das Gerüst aufgesintert werden.

Der 10% höhere thermische Dehnungskoeffizient des Metalls lässt während der Abkühlungsphase Druckspannung in der Keramik und Zugspannung im Metall entstehen [29]. Da die Legierung bei Erwärmung ihre feste Form beibehält, leistet sie Widerstand bei der Sinterschrumpfung der Keramik und erzeugt zwangsweise Druckspannungen im Keramikgefüge. Zugspannungen hingegen sind nur im Metallgerüst anzutreffen [189].

Die Aufbrennkeramik imponiert bis heute durch ihr unübertroffenes klinisches Bestehen und wird auch in absehbarer Zukunft noch Bedeutung bei der Restauration zerstörter Zahnhartsubstanzen tragen [199].

#### 2.5.1.2 *Galvanokronen*

Ähnlich wie die Metallkeramikkrone weist die Galvanokrone einen dünnen zervikalen Metallrand auf, kommt aber durch ihren sattgoldenen, warmen Farbton des Gerüsts zu weitaus besseren ästhetischen Ergebnissen [194]. Ihr nur 0,2 mm dünnwandiges goldfarbenedes Gerüst lässt selbst bei nur geringen Platzverhältnissen vor allem im Frontzahnbereich

hervorragende Ergebnisse erzielen. Hervorzuheben sind ihre geringere allergene Potenz und ihre herstellungsbedingte einzigartige Passgenauigkeit [177]. Im Gegensatz zur gegossenen Keramikverblendkrone werden Kappchen aus 99,9 %igem Feingold beliebiger Schichtstärke durch Ionenabscheidung aus einer Goldsulfidlösung auf leitfähigen Duplikatstümpfen angefertigt. Abhängig von der Dauer des Stromflusses kann die Schichtstärke des Feingoldes beliebig gewählt werden [197].

Vorliegende Studien erlauben den Schluss, die Galvanokrone als Alternative zur Metallkeramikkrone anzusehen. Ihre Indikation beschränkt sich jedoch auf die Herstellung von Galvanoinlays bzw.-onlays und Einzelkronen. Sie imponiert vor allem in der teleskopierenden Hybrid- und Brückenprothetik [101, 197] durch ihre lunkerfreie, glatte Oberfläche, was ein störungsfreies Ineinandergleiten der Doppelkronen garantiert. Ein weiterer Vorteil liegt in der platzsparenden und exakten Gestaltung der Primärkappchen, was auch einer Überdimensionierung der Sekundärkronen entgegenwirkt.

## 2.5.2 Vollkeramische Kronen und Brücken

### 2.5.2.1 Anforderungen an vollkeramische Kronen und Brücken

Generell stellt sich die Frage nach dem klinischen Einsatzbereich vollkeramischer Kronen und Brücken. Die in der Literatur erfassten Angaben zur Kaubelastung im stomatognathen System variieren stark. *Körber* und *Ludwig* ermittelten für die maximale Kaukraft bei Antagonistenkontakt im Einzelparodont mit Platzhalter 244,5 N. Die Kraftmessung antagonistischer viergliedriger Brücken unter biostatischer Abstützung im Kauorgan ergab Kräfte bis zu 293 N, bei unilateraler Schienung bzw. Verblockung wurden maximal 735 N ermittelt. Messungen im Schlussbiss ergaben Messwerte bis zu 490 N [97]. Messungen von *Schwickerath* und *Coca* jedoch ergaben für den Frontzahnbereich 200 N, für den Seitenzahnbereich lagen sie doppelt so hoch [172]. *Meiners* hingegen stellte Maximalbelastungen für Einzelkronen von 200 N, für Brücken von 300 N und für Verblockungen von 500 N fest [123]. Für keramische Restaurationen gilt, dass der Abfall der Ausgangsfestigkeit bei mechanischer Kaubelastung unter Einfluss von Wasser bzw. korrosiven Medien ungefähr 40-50 % betragen kann [115, 171]. Unter Einhaltung eines Sicherheitsbereiches stellt sich zwangsweise die Frage nach der Anfangsfestigkeit vollkeramischer Brückenrestaurationen.

Untersuchungen zur Dauerbiegefestigkeit von gekerbten Zirkonium- und In-Ceram-Prüfplättchen im Wasserbad ergaben eine Abnahme von 50% für ZrO<sub>2</sub>, bei Aluminiumoxid

wurden jedoch nur 30% der Ausgangsfestigkeit festgestellt [54]. Anhand der Berechnungen von *Schwickerath*, der für In-Ceram-Prüfkörper ohne Anriss eine Dauerfestigkeit von 60% nachweisen konnte, vermutet man eine vermehrte Kerbempfindlichkeit von In-Ceram [54]. Gestützt auf diese Erkenntnisse fordert *Schwickerath*, für vollkeramische Seitenzahnbrücken aufgrund von Materialermüdung durch subkritisches Risswachstum und Feuchtigkeitseinfluss eine Anfangsfestigkeit von mindestens 1000 N anzusetzen [189]. Für die Planung metallfreier Vollkronen bedeutet dies, eine Dauerfestigkeit von 50% als untersten Schwellenwert gegenüber der Ausgangsfestigkeit festzulegen.

Allgemein fordern *Wohlend, Schärer und Strub* klinische Erfahrungen über einen Zeitraum von mindestens fünf Jahren, bevor über die Eignung vollkeramischer Systeme und deren Indikationsstellung endgültig entschieden werden kann [189, 198]. *Pröbster* verlangt nach Ablauf dieser Beobachtungszeit eine 95%ige Überlebensrate für Vollkeramikronen. Nach zehn Jahren sollten noch 85% der eingegliederten Restaurationen intakt, kariesfrei, vital und ohne parodontale Einbußen sein [143].

#### 2.5.2.2 *Indikation und Kontraindikation vollkeramischer Restaurationen*

Aufgrund der besonderen Materialeigenschaften von Keramik ist die Indikationsstellung generell streng zu halten. Als strikte Kontraindikation können ungenügende Platzverhältnisse sowohl in der Vertikalen als auch in der Horizontalen im Kauorgan angesehen werden. Eine Gefahr für die Vitalerhaltung der Pulpa birgt ein zu geringer Zahnhartsubstanzenbestand mit oft nicht bemerkten mikroskopischen Pulpenverletzungen [78, 132]. Dies ist gegeben bei unzureichender Unterstützung der Lingual- bzw. Inzisalflächen durch intakte Hartsubstanz infolge kurzer klinischer Kronen, beispielsweise bei Zapfenzähnen. Gerade bei metallfreien Frontzahnkronen entstehen dort lokale Spannungsspitzen, die zur sog. Halbmondfraktur führen [165]. Als problematisch erweisen sich lange klinische Kronen im parodontal reduzierten Gebiss, wo durch die weiter apikal liegende Präparationsgrenze irreversible Pulpenschädigungen auftreten oder bei atraumatischer Gestaltung die erforderliche Mindeststufenbreite nicht eingehalten werden kann [143]. Weite Dentinkanälchen, großlumige Pulpenkaven oder ein noch nicht abgeschlossenes Wurzelwachstum gelten zur permanenten Überkronung im jugendlichen Gebiss als absolut kontraindiziert. Kronen ohne Metallgerüst sind noch unter Zurückhaltung zu verwenden bei ungünstigen Belastungen als Folge des Okklusions- bzw. Artikulationsmusters wie mittlerem bzw. ausgeprägtem Bruxismus, Tief- oder Deckbiss, wo durch ständigen okklusalen Kontakt bei exzentrischer Bewegung eine Risspropagation bereits vorhandener initialer Risse beschleunigt wird [50].

### 2.5.2.3 Präparationsformen für vollkeramische Restaurationen

Die Gestaltung der Präparation ist entscheidend für die Retentionsform, die Widerstandsform und das Randspaltverhalten von feststehendem Zahnersatz [50, 51]. Grundsätzlich sei hervorzuheben, dass sich Zahnersatz ohne unterstützendes Metallgerüst gegenüber Präparationsfehlern weitaus weniger tolerant verhält. Daher muss im Besonderen auf ein konsequentes Einhalten der gegebenen Präparationsregeln geachtet werden. Zurückgebliebene oder übersehene koronale Stumpfkanten oder Ecken führen zwangsweise zu Spannungsspitzen im Werkstoff, was letztendlich den klinischen Erfolg erheblich schmälert [138].

Für vollkeramische Restaurationen kommen lediglich zwei Variationen der zervikalen Grenzgestaltung in Betracht:

1. die zirkuläre Stufenpräparation mit abgerundeter Innenkante [7, 122, 133]
2. die akzentuierte Hohlkehlpräparation [7, 122, 133]

Zu vermeiden sind Präparationsformen mit flacher Hohlkehle, die Schulterpräparation mit einem Winkel über  $100^\circ$ , die Tangentialpräparation sowie abgeschrägte Randgestaltungen, wo durch die Konizität des Stumpfes bereits bei geringer Kraftereinwirkung Keilwirkungen auftreten. Nach Möglichkeit sollte bei reduziertem Zahnhartsubstanangebot der Hohlkehlpräparation der Vorzug gegeben werden. Als ideal gilt eine zirkulär angelegte Stufe zwischen  $90^\circ$  und  $110^\circ$  gegen die axialen Stumpfwände [133]. Steiler nach zervikal abfallende Stufen würden die Bruchgefahr gravierend erhöhen [114]. Nachteile der rechtwinkligen Schulter liegen in ihrem hohen Substanzverlust und dem durch ihre ungünstige Geometrie bedingten schlechten Zementabfluss, der große Randschlussungenauigkeiten zur Folge haben kann [15, 46].

Ein kleiner Konvergenzwinkel von maximal  $10^\circ$  führt zu einem möglichst großen okklusalen Plateau, das als unterstützende Fläche dem kritischen mit der größten Spannungsdichte behafteten Bereich entgegenwirkt [122]. Die Lage des Kronenrandes richtet sich nach dem Befestigungsmodus und den ästhetischen Anforderungen, sollte aber zur Garantie einer ausreichenden Widerstandsform 3mm nicht unterschreiten.

Zur Aufnahme einer ästhetischen vollkeramischen Frontzahnkrone ist eine axiale Reduktion von 0,8-1,2 mm bzw. inzisal zwischen 2,0 und 2,5 mm zwingend. Der okklusale Substanzabtrag im Seitenzahngelände sollte jedoch 1,5 mm in der tiefsten Fissur, bei gleicher

axialer Präparation, nicht unterschreiten [105, 133]. Zur Vermeidung überflüssiger Scherspannungen sollte die Präparation senkrecht zur Krafrichtungslinie bzw. Längsachse der klinischen Krone verlaufen [181].

Das Auftreten höchster Zugspannungen im Konnektorbereich führt zu Schwachpunkten im Brückengerüst unter Belastung. *In-vitro*-Studien legen nahe, eine Minstdimensionierung von  $16\text{mm}^2$  als Konnektorquerschnitt bei Glaskeramiken anzustreben [85, 189] (Abb. 3). Neueste Erkenntnisse propagieren unter Verwendung von rein industriell hergestellten Zirkondioxid sogar Konnektorquerschnitte von  $3 \times 3 \text{mm}^2$  als unterste Schwelle anzusetzen [140]. Im Zweifelsfalle sollten dem unterstützenden Hartkerngerüst die interdentalen Platzverhältnisse zugeteilt werden, was eventuell ästhetische Einbußen durch eine etwas geringere Separation nach sich zieht, aber auf lange Sicht die Zuverlässigkeit der Restauration erheblich steigert.

System	Indikationsbereich	Mindeststärke des Gerüsts	Dimensionierung des Verbinders
Vita In-Ceram Alumina	Fontzahnbrücken mit 1 Zwischenglied	0,5 mm zirkulär	„so groß wie möglich“
IPS Empress2	Front- und Seitenzahnbrücken (endständiger Pfeiler max. 2.Prämolar) mit 1 Zwischenglied	0,8 mm zirkulär	mind. 16 mm <sup>2</sup> (4 x 4 mm, Modifikation im Frontzahnbereich (3 x 6 mm möglich))
Vita In-Ceram Zirconia	(Seitenzahn-) Brücken mit 1 Zwischenglied	0,7 mm zirkulär, 1 mm okklusal	Abhängig von Breite der Lücke: ≤ 6 mm: 3 x 3 mm ≤ 8 mm: 3,5 x 3,5 mm ≤ 10 mm: 4 x 4 mm ≤ 12 mm: 4,5 x 4,5 mm ≤ 14 mm: 5 x 5 mm
Optec OPC 3 G	Front- und Seitenzahnbrücken (endständiger Pfeiler max. 2. Prämolar) mit 1 Zwischenglied; Brückenspanne: Frontzahnbereich: max. 11mm Seitenzahnbereich: max. 9mm	0,8mm zirkulär	mind. 3,5 x 3,8 mm (Frontzahnbereich); mind. 3,8 x 4,0 mm Seitenzahnbereich
DCS	Front- und Seitenzahnbrücken mit bis zu 2 Zwischengliedern	0,6 mm zirkulär	4 x 4 mm <sup>2</sup> ( Richtwert) bei Verwendung von DC-Zirkon
Decim	Front- und Seitenzahnbrücken mit 1 Zwischenglied	0,4 mm zirkulär	mind. 9 mm <sup>2</sup>
Cercon Weiterentwicklung des DCM-Verfahrens)	Front- und Seitenzahnbrücken mit 1 oder 2 Zwischengliedern (max. 38 mm Brückenlänge	0,5 mm zirkulär	mind. 7 mm <sup>2</sup>
Lava	Front- und Seitenzahnbrücken mit 1 Zwischenglied	0,5 mm zirkulär	mind. 8-9 mm
Procera AllCeram Brücken	Front- und Seitenzahnbrücken mit 1 Zwischenglied (Brückengliedspanne: 11 mm zwischen den unpräparierten Pfeilerzähnen)	0,6 mm	Flügelflächen 3 x 2 mm

Abb. 3: Indikation und Gerüstdimensionierung vollkeramischer Brückensysteme

Sorensen et al. fordern zusätzlich intrakoronale Verankerungen durch eine approximale Kastenpräparation im Konnektorbereich, wodurch eine Steigerung der Druckfestigkeit erreicht werden soll [202]. Das ohnehin hohe Risiko einer iatrogenen Pulpenschädigung bei der Präparation zur Aufnahme vollkeramischer Restaurationen würde dadurch weiter erhöht, weshalb es nicht verwunderlich erscheint, dass sich Bemühungen in dieser Richtung klinisch nicht durchsetzen konnten.

## 2.6 CAD-CAM-Systeme

### 2.6.1 Kennzeichen von CAD-CAM-Systemen

Die Entwicklung dieser Systeme begann in den 70er-Jahren. Ihre Pioniere waren *Duret* in Frankreich, *Altschuler* in den USA, sowie *Mörmann und Brandestini* in der Schweiz [149, 150, 151].

Kennzeichen aller CAD (Computer Assisted Design)– und CAM (Computer Assisted Manufacturing)-Verfahren ist die Herstellung von Zahnrestorationen durch Automatisierung und computergestützte Prozesssteuerung. Auf der Basis von standardisiert hergestellten Materialrohlingen werden über subtraktive Verfahrenstechnologien Restaurationen jeglicher Art hergestellt. Die dreidimensionale Datenerfassung kann entweder mechanisch über ein Abtastverfahren oder optisch erfolgen, sei es durch einen Laserscanner oder durch die aktive Triangulation [4, 27, 167]. Unterschiede liegen in den zu verarbeitenden Materialien, ihrem Indikationsbereich und Einsatzort. Durch die Automatisierung zahntechnischer Herstellungsprozesse sollen Passgenauigkeit und Ästhetik verbessert, der Zeitaufwand des Fertigungsprozesses gesenkt, verarbeitungsbedingte Fehler konventioneller Fertigungstechniken minimiert, sowie die Verwendung von industriellen Werkstoffen ermöglicht werden [167].

Im Gegensatz zur infiltrierten Aluminiumoxidkeramik ist die Herstellung von Gerüsten aus reinem oder teilstabilisiertem Zirkondioxid nur unter Anwendung spezieller CAD-CAM-Verfahren oder mithilfe des *Celay*-Kopierschleifverfahrens möglich [109]. Um industriell hergestellte Hochleistungskeramiken subtraktiv formen zu können und gleichzeitig die Beeinträchtigung der Gefügequalität so gering wie möglich zu halten, bedarf es einer komplexen Feinabstimmung einzelner Bearbeitungsparameter [183]. Die anfänglichen Befürchtungen, durch die Oberflächenbearbeitung gravierende Festigkeitseinbußen tolerieren zu müssen, wurden nicht bestätigt. Rasterelektronenmikroskopische Auswertungen zeigten kleinere Abplatzungen und die Bildung von Mikrorissen an der Fräsoberfläche, insbesondere an den okklusalen Innenflächen [189]. Großflächige Defekte tiefliegender Schichten oder Abplatzungen ganzer Materialverbände waren jedoch selbst bei sehr hoher Auflösung nicht nachweisbar [189].

### 2.6.2 Klassifizierung von CAD-CAM-Systemen

Bei der Verwendung industriell hergestellter Keramikblanks können prinzipiell drei Verfahrenstechnologien unterschieden werden:

#### *Porös sintern und infiltrieren*

Die Fertigung der Gerüste erfolgt schrumpfungsfrei. Je nach klinischer Indikation bietet die Firma Vita Blanks aus Aluminiumoxid, Spinell und seit kürzerer Zeit auch Zirkondioxid an. Zur Gestaltung der endgültigen Form können die verblendeten Gerüste mit herkömmlichen Diamantschleifkörpern bearbeitet werden. Als Beispiele gelten das *Cerec* –und das *Celay*-System.

#### *Porös sintern und anschließend dichtsintern*

Die Bearbeitung der Brücken- oder Kronengerüste erfolgt vollautomatisch aus bereits vorgesinterten, kreideharten Grünkörpern, die anschließend in der Heißzone spezieller Hochtemperaturöfen dichtgesintert werden [167]. Die lineare Volumenschrumpfung in allen Ebenen wird bereits beim Fräsvorgang miteingerechnet, so dass ein passgenaues Endresultat vorliegt. Neueste, erst kürzlich auf den Markt gebrachte Systeme sind das *Lava*-System von Espe 3M oder das *Cercon* –System (Degussa Dental).

#### *Dichtsintern*

Die subtraktive Bearbeitung bereits endgültig gesintert (dense sintered) Industriekeramiken stellt eine erst vor kurzem auf den Markt gekommene Methode dar. Mit den neuentwickelten druckgesinterten yttriumstabilisierten Hochleistungskeramiken sollen noch höhere Bruchfestigkeiten als bei herkömmlichem Zirkonoxid erreicht werden. Bei Temperaturen von 1400-1500°C wird das Material zunächst zu 95% vorgesintert. Verbliebene Restporositäten werden anschließend während der Hochtemperaturbehandlung durch heißisostatische Hochdruckverfahren eliminiert, so dass ein Werkstoff mit extrem hoher Packungsdichte zur Verfügung steht. Nachteil dieses Hartkernmaterials ist, dass es sich lediglich durch speziell gehärtete, schnell verschleißende Schleifinstrumente bearbeiten lässt, was ihre Wirtschaftlichkeit zum jetzigen Zeitpunkt noch in Frage stellt. Als Beispiel gelten das *DCS-Precident* (DCS-Dental) und *di-Gident* (Girrbach Dental), wo reines dichtgesintertes Zirkondioxid subtraktiv bearbeitet wird.

### 2.6.3 Moderne CAD-CAM-Systeme

#### *Das Cerec-System*

Mörmann und Brandestini entwickelten das *Cerec*-System und brachten es 1987 auf den Markt [127]. Nach Präparation der Brückenpfeiler erfolgt intraoral ein optischer Abdruck, der die Grundlage des Systems bildet. Die Präparationsgrenzen werden am Monitor festgelegt und die begrenzenden Kavitätenflächen dargestellt. Mittels dieser Daten kann der Computer ein Fräsprogramm errechnen, das die Restauration aus einem eingespannten Keramikblock herausfräst [44, 73]. Mit dem Grundmodell *Cerec1* konnten bisher lediglich Einlagefüllungen und Verblendschalen mit Hilfe der „chair-side“-Methode konstruiert und formgeschliffen werden [195]. Als Nachteile von *Cerec1* sind die Gestaltung einer anatomisch und funktionell ungenügenden Okklusalfäche und ein relativ ungenauer Restaurationsrand bzw. Fügspalt beschrieben. Das nachfolgende *Cerec2*-Gerät war bereits in der Lage, ein okklusales Relief näherungsweise zu gestalten, so dass Einschleifkorrekturen am Patienten wesentlich verkürzt werden konnten [148]. *Cerec3* wurde als modulares CAD-CAM-System auf Windows NT-Basis mit einer Auflösung von mittlerweile einer Million Pixel erweitert, kann alternativ Feldspat -(Vitablock MKII) oder Glaskeramiken (Dicor MGC) bearbeiten und erlaubt, individuell okklusionsbezogene Fissurenreliefs detailgetreu umzusetzen [126, 128]. Insgesamt erschienen drei Geräte, die ähnlich der Produktpalette des *Celay*-Systems die Anfertigung von Einlagefüllungen, Teilkronen, Veneers, aber auch Vollkronen für den Front- und Seitenzahnbereich anbieten. Mit *Cerec inLab* wurde die Produktfamilie um ein eigenständiges Gerät für das Dentallabor erweitert. So konnte das Indikationsgebiet erfolgreich auf kleine dreigliedrige Front- und Seitenzahnbrücken erweitert werden.

#### *Das Precident –DCS-System*

Ein über drei Achsen beweglicher Digitizer erfasst mit Hilfe einer Wolframnadel die äußeren Stumpfkonturen und erstellt davon ein dreidimensionales Gitterbild. Dabei werden 300000 Punkte pro Minute optisch vermessen und datengerecht aufbereitet. In einem einzigen Arbeitsgang kann es 14 Einzelstümpfe oder ganze Brückenkonstruktionen erfassen und in einem Stück herausfräsen. Ursprünglich war dieses Verfahren auf die Verarbeitung von Titan ausgelegt. Sein Indikationsspektrum wurde vor kurzem auf die Verwendung von Hochleistungskeramiken und Faserverbundmaterialien (DC-Tell), einem mit Glasfasern verstärkten Polyamid, ausgedehnt.

### *Das Procera-System*

Das von *Anderson* und *Sandvik* entwickelte Procera-System folgt dem mechanischen Abtastprinzip des DCS-Systems [167]. Die erfaßten Daten müssen allerdings erst per Datenfernübertragung zur Produktionsstation (Fa. Procera-Sandvik, Stockholm, Schweden) gesendet werden. Um ein exakt passendes Kappchen zu erhalten, wird ein um 15-20% vergrößerter Zweitstumpf gefräst, der die spätere Dichtsinterschrumpfung der Aluminiumoxidkeramik ausgleichen soll [109]. Durch die Verwendung von reinem Aluminiumoxid, das mit dem Druck mehrerer Tonnen kaltisostatisch auf den Stumpf gepresst wird, erhält das Kappchen eine sehr hohe Packungsdichte [2, 167]. Die hohen Biegefestigkeitswerte lassen das Procera-Verfahren auch für Einzelkronen im Front- und Seitenzahnbereich sowie für Suprakonstruktionen von Implantaten als geeignet erscheinen [67, 68]. Die anatomische Gestaltung der Gerüste erfolgt mit einer speziell auf den Wärmedehnungskoeffizienten abgestimmten Verblendkeramik (Procera- AllCeram, Fa. Ducera, Rosbach) [69].

### *Das Lava – System*

Das *Lava-System* von ESPE 3M besteht aus drei Einheiten: einem optischen 3D-Scanner mit integriertem PC, einer CNC- Fräsmaschine und einem Sinterofen [14]. Im Scanprozess wird zunächst ein dreidimensionales Abbild des Sägemodells auf den Bildschirm übertragen. Unter Einbeziehung der Wandstärke und Dimensionierung des Zementspaltes werden die Kappchen konstruiert. Anschließend erfolgt die exakte Positionierung des Zwischengliedes unter Berücksichtigung des zuvor miteingescannten Kieferkammabschnittes und eines Bissregistrates. Über zwei Verbindungspunkte werden die Konnektoren platziert und die Dimensionierung im Programm kontrolliert. Nach Festlegung der vier Fixierstifte erhält die Restauration ihre spezifische Barcodierung und kann gefräst werden. Schließlich wird das Gerüst in einem Spezialofen gesintert und kann anschließend durch die Verblendung mit *Lava Frame* in die gewünschte anatomische Form gebracht werden. Das Gerät kann mit maximal 18 *Lava-Ceram* -Rohlingen bestückt werden und kommt damit auf eine Dauerarbeitszeit von 17 Stunden [14]. Da der Fräsvorgang außerhalb der Arbeitszeit stattfindet, ergibt sich für eine dreigliedrige Brücke eine durchschnittliche Nettoarbeitszeit von circa 45 Minuten [14]. Das *Lava-System* gilt somit als sehr effizient und wirtschaftlich.

### *Das Cercon-System*

Das *Cercon smart ceramics* verfolgt grundsätzlich die gleiche Philosophie wie das *Lava-System*. Auch hier werden die präparierten Zähne über einen Laserscanner mechanisch

digitalisiert und über ein Computerprogramm wird das gewünschte Kronen- bzw. Brückengerüst erstellt. Die Volumenschrumpfung, die während des späteren Sinterungsprozesses entsteht, wird beim Errechnen der Gerüstkonstruktion bereits berücksichtigt, so dass eine im Rahmen der Messungenauigkeit exakt passende Restauration auf dem Gipsmodell entsteht. Die Zeitinvestition entspricht ungefähr der des *Lava*- Systems. Basis- und Vollsortiment sind etwa seit Oktober 2001 auf dem Markt vertreten.

#### 2.6.4 Heutiger Stand

Klare Tendenzen zur CAD-CAM- Technologie unter Verwendung von Industriekeramiken sind bereits jetzt zu verzeichnen. Der Einstieg in diese Technologie soll jedoch nicht nur Großlabors vorbehalten sein. Trotz aller hochtechnisierten Weiterentwicklungen ist der momentane Einsatz im Besonderen bei vollkeramischen Seitenzahnbrücken nur unter strenger Beachtung der Indikationsstellung und bei konsequenter Einhaltung der Verfahrenstechniken gegeben. Metallgestützte Keramikrestorationen und vollkeramischer Zahnersatz werden ihre feste Indikation beibehalten, ihre Grenzbereiche werden jedoch mit zunehmender Entwicklung dynamischer. Für welches vollkeramische System sich der Behandler entscheidet, bleibt ihm selbst überlassen. Das Restrisiko hat letztendlich er selbst zu tragen.

## 2.7 Das Celay-System

### 2.7.1 Systemvorstellung

Der Schweizer Maschinenbauer und Zahnarzt *S. Eidenbenz* entwickelte in Zusammenarbeit mit der Firma Mikrona (Spreitenbach, Schweiz) das *Celay*-System [31, 32]. Nach dem Vorbild eines Schlüsselkopiergerätes versuchte man diese Grundidee zu übernehmen und in die Praxis umzusetzen [137]. Das heutige *Celay*- Gerät besteht aus der Abtast-, der Fräs- und der Übertragungseinheit, drei Einheiten, die über acht frei bewegliche Achsen in Verbindung stehen und deren Bewegungen synchron übertragen. Dadurch wird es möglich, jeden beliebigen Punkt im dreidimensionalen Raum zu erfassen und auf den Keramikrohling zu übertragen. Im Gegensatz zum *Cerec*-Gerät, dem Hauptkonkurrenten, arbeitet es nicht computergestützt, sondern rein mechanisch.

Durch Verwendung verschiedener Körnungen und Werkzeuggeometrien erreicht man ein immer identischeres Abbild des Prosegments und erhält letztlich dessen Originalgröße. Zur Abtastkontrolle kommt ein weißliches Pulver (Cel-Powder) als Indikator zum Einsatz, wobei ein hinterlassenes puderfreies Areal einen bereits erfolgten Kontakt signalisiert. Das Gerät ist

so ausgelegt, dass das kopiergefräste Werkstück in allen Dimensionen ein theoretisches Untermaß von 50 µm aufweist.

### 2.7.2 Indikationsspektrum

Ursprünglich war das *Celay-System* auf die Anfertigung von adhäsiv einzugliedernde Inlays, Onlays und Veneers beschränkt. Um das ganze Indikationsspektrum vollkeramischer Restaurationen abzudecken, bietet die Firma Mikrona eine dispersionsverstärkte Feldspatkeramik auf Leuzitbasis (Celay-Blanks, Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen) zur Herstellung adhäsiv befestigter Inlays, Onlays und Veneers, außerdem die hochfesten glasinfiltrierten Sinterkeramiken Aluminiumoxid, Spinell und Zirkoniumoxid (Vita Zahnfabrik) für vollkeramische Front- und Seitenzahnrestaurationen an [55].

Indikation Materialvariante							
VITA CELAY® BLANKS	X	X	X	X	X	-	-
VITA CELAY® SPINELL BLANKS 	•	-	-	X	•	-	-
VITA CELAY® ALUMINA BLANKS 	-	-	-	X	X	X	-
VITA CELAY® ZIRCONIA BLANKS 	-	-	-	•	X	•	X

● = möglich      x = empfohlen

Abb. 4: Indikationsübersicht VITA CELAY

### 2.7.2.1 Inlays, Onlays, Veneers

Bei der Verwendung sogenannter minderfester Keramiken ist man auf einen kraftschlüssigen, reproduzierbaren und dauerhaften Verbund der Klebeflächen angewiesen. Stressbelastete mechanische Grenzflächen der zementierten Restorationsinnenseiten treten nicht auf. Die Kompensation ihrer mangelhaften primären makromechanischen Retention trägt zur erheblichen Erhöhung der Belastbarkeit bei, so dass auch Feldspat- oder Glaskeramiken mit weitaus geringerer Festigkeit, aber deutlich besseren optischen Materialeigenschaften Verwendung finden. Voraussetzung für ihr dauerhaftes klinisches Bestehen ist allerdings die Anwendung der Säure- Ätztechnik an defektbezogenen schmelzbegrenzten Rändern [72, 99]. Allerdings bewiesen sowohl *In-vitro*- als auch *In-vivo*-Untersuchungen, dass auch dentinbegrenzte Kavitätenränder vollkeramischer Einlagefüllungen vergleichsweise gute Randqualitäten erzielen können, sofern sie unter Anwendung moderner Dentinadhäsive und hochvisköser Befestigungskomposite erfolgen [42, 186]. Eine adäquate Präparation mit rechtwinklig auslaufenden Kavitäten sowie gerundeten Innen- und Kantenwinkel zur Vermeidung stressbedingter Spannungserhöhungen ist unverzichtbar [74, 100].

Die Herstellung einer Inlay- Prorestauration kann direkt in der präparierten Kavität am Patienten (*chairside*-Verfahren) oder indirekt (*labside*-Verfahren) auf einem im zahntechnischen Labor hergestellten Hartgipsmodell erfolgen [32, 137]. Das indirekte Herstellungsverfahren des Proinlays erlaubt exakteres Arbeiten vor allem im Zervikalbereich unter Einbeziehung der Approximalräume. Vorteile sind der geringere Zeitaufwand am Patienten. Die Behandlung erfordert allerdings mehrere Sitzungen, was sie besonders bei der Versorgung mehrerer Zähne oder ganzer Quadrantenrekonstruktionen rentabel macht [18]. Vorteile der *chairside*-Methode sind in der Überprüfung der Passgenauigkeit und Okklusion am Original zu suchen [167], wodurch Fehler bei der Abdrucknahme oder Modellherstellung nicht auf das Proinlay übertragen werden [32].

Bei der Herstellung von Einlagefüllungen oder Veneers können sie einerseits in ihrer endgültigen anatomischen Form aus dem Keramikblock herausgeschliffen werden. Die farbliche Charakterisierung erfolgt durch Bemalung der definitiven Oberfläche. Zum anderen werden zunächst dünne Schalen kopiergeschliffen und anschließend mit keramischen Sintermassen (Vitadur alpha Luminaries) mittels Schichttechnik verblendet. Durch den Auftrag von so genannten „Transpa“-Massen erhält man eine deutlich bessere Tiefenwirkung und kommt so dem natürlichen Vorbild sehr nahe [192].

### *Passgenauigkeit und Randspaltverhalten*

Untersuchungen über kopiergeschliffene Inlayversorgungen liefert eine *In-vivo*-Studie von *Siervo und Mitarbeitern* [179]. Für alle beobachteten 287 Versorgungen, davon 124 Inlays und 60 Onlays, betrug die 15monatige Erfolgsrate 100%. Von 54 Veneerversorgungen waren zwei Verluste durch Trauma zu beanstanden, drei mussten wegen Farbänderungen erneuert werden, so dass eine Erfolgsquote von weit über 90% zu verzeichnen war [179]. Die Auswertung der REM-Analyse ergab für approximale Inlayversorgungen einen Durchschnittswert von 68 µm, die okklusalen Kavitäten zeigten Randspalten von 75 µm im Mittel. Vergleichbare Ergebnisse ermittelte *Gross* mit einem durchschnittlichen Randspalt von 65µm [68], *Pöschke* konnte sogar mit Werten zwischen 50 und 60 µm aufwarten [137]. Im Vergleich dazu zeigten *in-vitro* eingegliederte Cerec- Inlays im Mittel schlechtere Fügespaltbreiten [59, 157]. In einer *In-vivo*-Studie von 205 Cerec-Inlays zeigten 4 Inlays nach durchschnittlich 16 Monaten Liegedauer Frakturen. Bei 35 Inlays waren marginale Defekte oder Randauswaschungen zu beanstanden [180].

#### *2.7.2.2 Einzelkronen und Brücken für den Front- und Seitenzahnbereich*

Die Eigenfestigkeit der Kronen- und Brückengerüste bestimmt die Belastbarkeit der Restauration und somit ihre alleinige Indikation. Physikalische Eigenschaften des keramischen Werkstoffes sowie die Geometrie der Restauration definieren ihre Belastbarkeit, die eine materialadäquate Präparation unter Einhaltung einer optimalen Widerstands- und Retentionsform voraussetzt. Vollkronen auf Aluminiumoxid- oder Zirkoniumoxidbasis erlauben durch ihr hohes Biegefestigkeitsverhalten die Befestigung mit herkömmlichen Zinkphosphat- bzw. Glasionomern [20, 144].

Da glasinfiltrierte In-Ceram-Keramiken gegenüber fast allen Ätzmedien resistent sind, gelang es lange Zeit nicht, durch Ätzung und Silanisierung einen stabilen Klebeverbund zu herkömmlichen Bis-GMA-Klebern zu erreichen. Neuartige Verfahren, In-Ceram-Restaurationen auch adhäsiv zu befestigen, wurden bereits klinisch erfolgreich bestätigt [91, 92]. In zahlreichen Studien konnte, unter Anwendung des Rocatec-Systems, durch den Sandstrahlprozess und anschließender Silikatisierung durch tribochemische Beschichtung und Silanisierung in Verbindung mit dem Resin zement Panavia- Ex eine gute Verbundfestigkeit erreicht werden [93, 58]. Ursächlich für die hohe Affinität zu Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> sind vermutlich die in Panavia -Ex enthaltenen MDP-Monomere, deren hydrophiler Anteil Phosphatgruppen enthält. Diese Moleküle enthalten freie OH-Gruppen, deren hohe Polarität mit der zuvor abgestrahlten

aktivierten Oberfläche reagiert und somit zum Aufbau von starken ionischen Bindungen beiträgt [28].

### *Randspaltverhalten kopiergefräster Restaurationen*

In einer *In-vitro*-Studie von *Rinke et al.* zur Präzision von Frontzahnkronen bzw. -brücken zeigten die kopiergeschliffenen Brücken größere Messwertschwankungen (6-172  $\mu\text{m}$ ) als die konventionell hergestellten Restaurationen (2-143  $\mu\text{m}$ ) bei nahezu identischem Interquartilabstand. Die Streuung der Messergebnisse kopiergefräster In-Ceram-Kronengerüste war größer als die konventionell gefertigter [154].

## 2.8 Das In-Ceram-System

### *Hochleistungskeramiken*

Die Basis moderner Hochleistungskeramiken bilden Aluminiumoxid ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), Zirkoniumdioxid ( $\text{ZrO}_2$ ), Siliciumcarbid ( $\text{SiC}$ ) und Siliciumnitrid ( $\text{Si}_3\text{N}_4$ ) [109, 149]. In der konservierenden und prothetischen Zahnheilkunde sind jedoch nur Aluminiumoxid und Zirkondioxid von Interesse.

Die gewünschten indikationsspezifischen Hochleistungseigenschaften können nur durch eine hochtechnisierte Fertigung standardisierter Rohlinge (Preforms) realisiert werden. Ziel dieser modernen Werkstoffentwicklung ist die Verringerung der Streuung ihrer Belastbarkeitskennwerte bei gleichzeitiger Steigerung der Gesamtfestigkeit und der Erhöhung ihrer Fehlertoleranz [158, 162].

### 2.8.1 Aluminiumoxid

#### *Werkstoffkundliche Aspekte*

Aluminiumoxid, die Hauptkomponente des In-Ceram-Systems, ist ein natürlich vorkommendes Stoff. Aufgrund seiner Härte und seines ungewöhnlich hohen Elastizitätsmoduls von 410 GPa wurde es bereits in frühen Jahren als Schleifmittel und zur Herstellung von hochfesten Materialien verwendet. Seit vielen Jahren wird kristallines Aluminiumoxid auch zur Festigkeitssteigerung von Dentalkeramiken, zur so genannten Dispersionsverstärkung, verwendet. Bei dieser Keramik wurde der Aluminiumoxidanteil auf über 80% erhöht. Dieses neuartige Verfahren entwickelte der Pariser Zahnarzt Michael Sadoun [159], der damit den Grundstein für die moderne Vollkeramikversorgung legte, die heute als In-Ceram-Technologie der Firma Vita seit 1989 auf dem Markt ist.

Das In-Ceram-Gerüst besteht aus feinstem Aluminiumoxidpulver, das entweder nach Anmischen einer wässrigen Suspension (Schlicker) mit einem Pinsel auf den Gipsstumpf aufgetragen oder mit Hilfe der von *Kappert und Knode* entwickelten Gieß- bzw. Spritztechnik hergestellt wird. Das Käppchen wird anschließend im Vita-Inceramat, der innerhalb von 7,5 Stunden eine Temperatur von 1120°C erreicht, gebrannt. Während der zweistündigen Haltezeit kommt es zur Kontraktion des Gipsstumpfes. Gleichzeitig verbacken die Aluminiumoxidkristalle zu einer kontinuierlichen, porösen, polykristallinen Matrix. Ein Sinterungsprozess, ähnlich dem Brennvorgang einer herkömmlichen Verblendkeramik in der

Heißzone des Keramikofens, findet dabei nicht statt [20]. Das bis zu diesem Zeitpunkt noch sehr bruchanfällige, offenporöse  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Gerüst erhält erst durch den Infiltrationsbrand seine eigentliche Härte. Durch den bestehenden Kapillarstrom diffundiert ein niedrigvisköses Lanthanglas in den offenporösen Primärkern ein [159]. Da das  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Gerüst einen geringfügig höheren thermischen Ausdehnungs-koeffizienten als seine Einzelkomponenten aufweist, kommt es bei seiner Abkühlung zum Aufbau interner Druckspannungen im Glas. Bei Zugbelastungen müssen diese zusätzlich überwunden werden, was ein Versagen der Restauration verzögert [40]. Das Hartkerngerüst stellt ein homogenes, fast porenfreies Mikrogefüge dar, das nach Entfernung des Glasüberschusses mit herkömmlichen Vitadur-Keramikmassen verblendet werden kann.

## 2.8.2 Spinell

### *Werkstoffkundliche Aspekte*

Spinell (Magnesiumaluminat,  $\text{MgAl}_2\text{O}_4$ ) gilt als weitere Modifikation der In-Ceram-Keramik. Es ist ein natürlich vorkommendes Mineral, das in seinem hochreinen Zustand als farblos angelegter Kristall anzutreffen ist. Die Schwierigkeiten, Spinell aus den weit verstreuten natürlichen Vorkommen zu gewinnen, veranlassten die Industrie, das Mineral auf industriellem Wege synthetisch zu produzieren. Zunächst wurde die Spinell-Keramik zur Herstellung von Inlays entwickelt. Aufgrund seiner hervorragenden Transluzenz und der dem natürlichen Schmelz sehr ähnlichen Lichttransmission wurde das Indikationsgebiet speziell auf Veneers und Frontzahnkronen erweitert [192]. Allerdings führte diese optische Verbesserung zu einer signifikanten Reduktion der mechanischen Eigenschaften, die durch die größere Partikelgröße erklärt werden kann [176]. Anders als beim Aluminiumoxid mit seiner hexagonalen Struktur weist die Spinellstruktur eine kubische Anordnung des Atombaus auf, die Doppelbrechungen unmöglich macht [160]. Dies erklärt die positiven lichtoptischen Eigenschaften der Spinellkeramik.

### 2.8.3 Zirkoniumdioxid

#### *Werkstoffkundliche Aspekte*

Bei Zirkoniumdioxid- TZP (Tetragonal Zirconia Polycrystals) handelt es sich um eine industriell gefertigte Hochleistungskeramik mit einer mittleren Korngröße von  $0,4 \mu\text{m}$  [115, 153]. Durch heißisostatisches Pressen feinkörnigen Rohmaterials bei  $1500 \text{ C}^\circ$  entsteht ein Industriewerkstoff mit sehr hoher Packungsdichte und nahezu fehlerfreier Qualität [82, 112]. Zirkoniumoxid findet seit vielen Jahren Verwendung in der Orthopädie speziell im Fachgebiet der Hüftgelenkendoprothetik [41, 153]. In der Zahnmedizin dient es seit langem als Grundlage metallkeramischer Opaquermassen.

Erste Untersuchungen konnten beweisen, dass die Festigkeitseigenschaften der In-Ceram-Aluminiumoxidkeramik durch die Einlagerung feindisperser Zirkonoxidpartikel in die Aluminiumoxid-Matrix deutlich gesteigert werden können. Abhängig von seiner Wärmebehandlung liegt Zirkoniumdioxid in verschiedenen Modifikationen vor [112, 185]. Aus der monoklinen Tieftemperaturphase entsteht bei Temperaturen oberhalb von  $1170 \text{ C}^\circ$  durch die martensitische Umwandlung, auch Transformationsverfestigung genannt, die tetragonale Modifikation [12, 112]. Durch die Dotierung von Oxiden wie  $\text{CaO}$ ,  $\text{Y}_2\text{O}_3$  oder  $\text{Ce}_2\text{O}_3$  ist jedoch eine gezielte Stabilisierung der tetragonalen Phase bis auf Raumtemperatur möglich [12,111]. Bei niedrigeren Konzentrationen dieser Zusätze entsteht teilstabilisiertes Zirkonoxid, sogenanntes PSZ (Partially Stabilized Zirconia). Ist deren Konzentration allerdings höher, führt dies zur Bildung von vollstabilisiertem Zirkondioxid, das die Risszähigkeit des teilstabilisierten  $\text{ZrO}_2$  bei weitem nicht erreicht [112].

Wird das in der tetragonalen Modifikation stabilisierte Zirkoniumoxid unter der Einwirkung einer äußeren Belastung im Bereich eines Risses hohen Zugspannungen ausgesetzt, so kann, bedingt durch den verminderten Matrixdruck, wieder eine Umwandlung in die monokline Phase stattfinden. Ein Riss, der sich einem tetragonal strukturierten Zirkoniumkristall nähert, löst eine lokale Volumenexpansion von 3-4 % als Folge der Phasentransformation in die monokline Phase aus. Durch die Existenz lokaler Druckspannungen im Kristall werden die Rissflanken komprimiert, was die Ausbreitung des Risses an seinem Rissgrund erschwert [112].

#### 2.8.4 Klinische Erfahrungen mit In-Ceram

In einer von *Hüls* veröffentlichten Langzeitstudie über einen Zeitraum von sechs Jahren wurden insgesamt 335 In-Ceram-Kronen untersucht [80]. Bei der jährlichen Kontrolluntersuchung in den ersten drei Jahren lag die Erfolgsquote jeweils oberhalb von 97 %, was die günstigen Überlebensprognosen aus den vorangegangenen *In-vitro*-Studien eindeutig bestätigte [80]. *Scotti et al.* untersuchten insgesamt 63 In-Ceram-Kronen bei 45 Patienten. Nach einer Beobachtungszeit von maximal vier Jahren waren alle Restaurationen *in situ*. Lediglich eine einzige Fraktur konnte festgestellt werden [175].

Wesentlich aussagekräftigere Studien wurden von *Sadoun* unternommen, der insgesamt über 6000 In-Ceram-Kronen über einen Zeitraum von 10 Jahren beobachtete [161]. Lediglich 0,4% der vollkeramischen Restaurationen wiesen Frakturen auf. Angaben zur Untersuchungsmethode wurden jedoch nicht gemacht [161]. Ähnlich positive Ergebnisse lieferte eine von *Pröbster* veröffentlichte Kohortenstudie, in der er Einzelkronen im Front- und Seitenzahnbereich über einen Zeitraum von 7 Jahren nachuntersuchte [142]. Im Hinblick auf das Zielkriterium -Fraktur des Hartkerns- lag der Misserfolg nach 6 Jahren unterhalb von 3 %. Weitere Aspekte waren das Auftreten von Karies, Sensibilitätsverluste, sondierbare Randspalten oder Abplatzungen vom Hartkerngerüst. In dieser Hinsicht waren weitaus schlechtere, aber dennoch klinisch akzeptable Ergebnisse zu verzeichnen [142]. In zwei vorangegangenen Studien imponierte das In-Ceram-Gerüst durch keinen einzigen klinischen Misserfolg [145, 146]. *Moffa et al.* ermittelten nach einer dreijährigen Funktionsperiode lediglich eine Verlustrate von 3,5 % für den Frontzahnbereich und 11,7 % im Prämolarengebiet. Im hinteren Stützzonenbereich war die Misserfolgsquote jedoch dreimal so hoch [125].

In einer *In-vitro*-Studie wurde die Dotierung von 10 bis 55 Gew.-% Zirkoniumoxid zu manuell bzw. maschinell aufbereiteten Aluminiumoxid zunächst an genormten Prüfplättchen, anschließend an dreigliedrigen Oberkieferseitenzahnböcken (akzentuierter Hohlkehle) mit Zirkonoxidanteil und Brücken aus In-Ceram-Zirconia untersucht. Mit stetig steigendem Mischungsverhältnis kam es zur Zunahme der Belastungsparameter. Die höchste Bruchzähigkeit wurde bei den industriell angemischten Prüfkörpern durch Zusatz von 45-55 Gew.-% tetragonalem Zirkondioxid ermittelt, die mit einem speziellen Lathanglas infiltriert wurden. Im axialen Belastungsversuch konnten für die zirkonoxidverstärkten Brücken (45Gew.-%) etwa doppelt so hohe Bruchfestigkeiten ( $1498 \pm 155$  N) gegenüber denjenigen aus reinem Aluminiumoxid ( $655 \pm 239$  N) festgestellt werden. Auffällig dagegen verhielten

sich die unverblendeten Brücken aus In-Ceram-Zirkonia mit relativ niedriger Dotierung (33 Gew.-%), waren jedoch zu der Gruppe ohne Transformationsverstärkung statistisch nicht signifikant ( $1599 \pm 153$  N). Im verblendeten Zustand zeigten beide Materialien identische Bruchergebnisse.

Brückengerüste aus industriell hergestellter Zirkonoxidkeramik, die subtraktiv über ein CAD-CAM-Verfahren bearbeitet wurden, imponierten im axialen Belastungstest ( $1937 \pm 124$  N) [189]. Angaben zur Volumenverteilung wurden jedoch nicht gemacht. Nach Verblendung des Hartkerngerüsts wurden  $2289 \pm 223$  N gemessen.

Andere Untersuchungen zur Bruchfestigkeit an dreigliedrigen Seitenzahnbrücken, denen 30 Gew.-% Ceroxid-stabilisiertes tetragonales  $ZrO_2$  zugesetzt war, ergaben unter statischer Last  $2480 \pm 387$  N, unter dynamischer Dauerlast wurde ein Maximalwert von 1500 N ermittelt [82]. Verglichen mit herkömmlichen In-Ceram-Seitenzahnbrücken ( $1163$  N /  $750$  N) konnten *Kappert et al.* eine Verdopplung unter statischen bzw. dynamischen Prüfbedingungen feststellen, die den Einsatz von teilstabilisiertem Zirkondioxid für die Verwendung im okklusionstragenen Seitenzahnbereich geeignet erscheinen lässt.

Anfang des Jahres 2000 erfolgte die Freigabe von Vita, die Keramikrohlinge in Form von Grünkörpern (In-Ceram-Zirconia) zur Herstellung von dreigliedrigen Seitenzahnbrücken auf dem Markt anbietet.

### 3 Material und Methode

#### 3.1 Arbeitsschema

Die Ablaufsequenz sei kurz in diesem Übersichtsschema beschrieben:

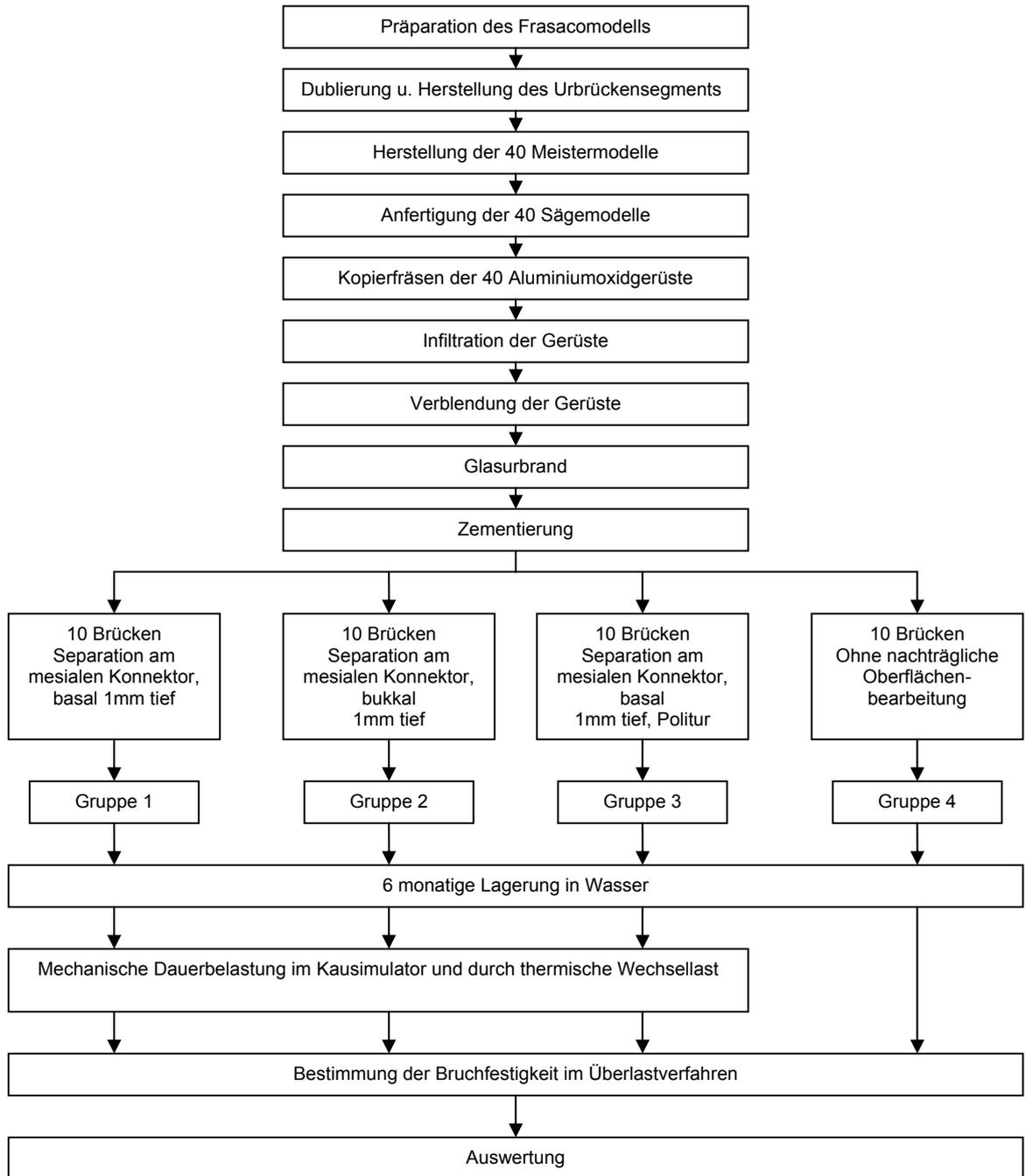


Abb. 5: Arbeitssequenz

## 3.2 Herstellung der Prüfbrücken

### 3.2.1 Präparation des Frasacomodells

Bei der für diese Untersuchung verwendeten Präparationsform wurde eine zirkuläre Stufenpräparation von 1,0 mm gewählt. Die Innenkante wurde abgerundet, um vorprogrammierte Eigenspannungen bzw. Frakturen an diesen Stellen zu vermeiden. Die Grobform wurde mit einem Zylinder (Korngröße 50  $\mu\text{m}$ ) bei einer Umdrehungszahl von 25000 U/Min. angelegt. Zur Brechung der Innenkante wurde ein Torpedo verwendet und später mit einem Finierdiamanten (Korngröße 10  $\mu\text{m}$ ) nachpräpariert. Die Präparationsgrenze verlief isogingival. Die Stumpfhöhe betrug 4 mm, der okklusale Substanzabtrag in der Zentralfissur 1,5 mm. Der Konvergenzwinkel zur Vertikalachse des Kunststoffzahns wurde mit  $6^\circ$  festgelegt und mittels eines auf diesen Wert eingestellten Parallelometers ständig überprüft.

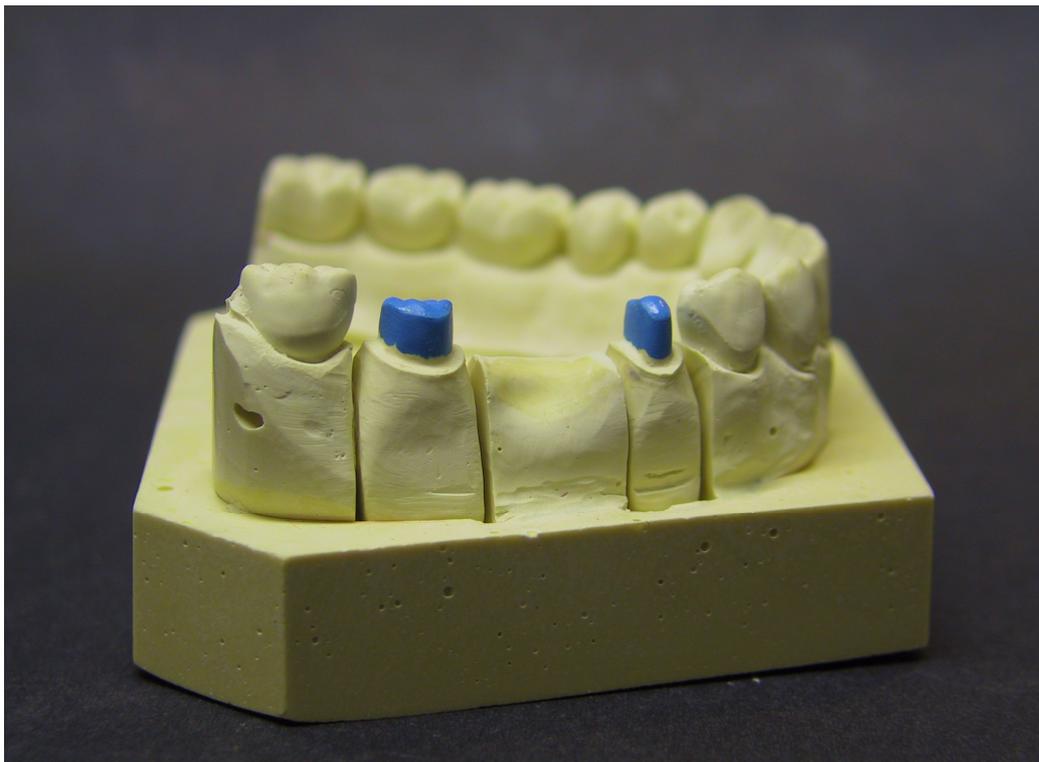


Abb.6: Sägemodell mit Präparation

### 3.2.2 *Anfertigung der Metallbrückensegmente*

Das präparierte Frasacomodell wurde anschließend unter Verwendung eines additionsvernetzten Silikons (Adisil, Siladent) dubliert und mit Epoxy-Die-Kunststoff blasenfrei ausgegossen. Das Brückensegment wurde aus dem Modell herausgesägt und mit jeweils zwei an jeder Seite befindlichen konischen Führungsrillen versehen. Nach Politur der Trennlinien wurde das gesägte Modell in seiner Dublierform festgewachst und das verbliebene Brückensegment mit superhartem Spezialwachs ausgegossen und in Metall übergeführt. Die Stümpfe des so entstandenen Urbrückensegments wurden mit einem Feinkorndiamanten nachfiniert und in das Modell spaltfrei eingepasst.



*Abb. 7: Epoxy-Die-Modell mit eingepasstem Urbrückensegment*

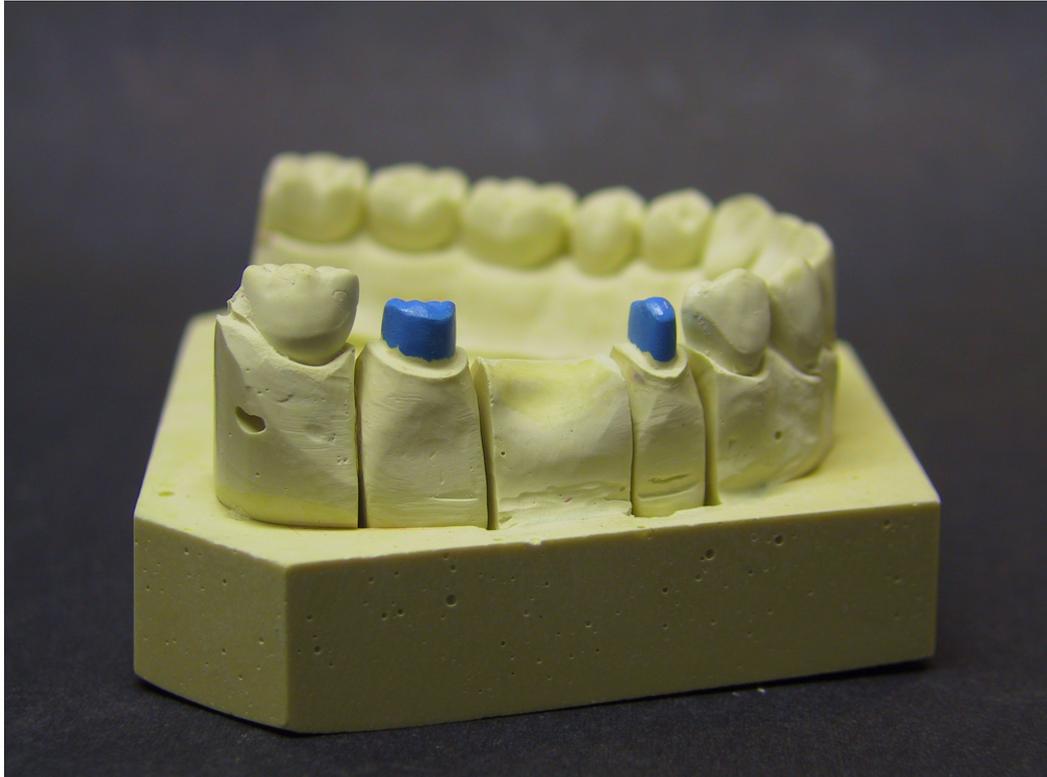
Um identische Brückensegmente zu erhalten, wurde das hochglanzpolierte Urbrückenmodell unter Verwendung eines Dublierrings mit einem additionsvernetzten Silikon herstellergerecht dubliert. Durch schrittweises Auswachsen der Negativform mit einem Spezialhartwachs entstanden schließlich 40 identische Wachsmodellationen, von denen jeweils zwei in einer Dreiermuffel eingebettet und in der Hochfrequenzschleuder für Modellguss bei einer Temperatur von 1135° in die Co-Cr-Legierung Remanium 2000 übergeführt wurden. Nach dem Ausbetten der Gussobjekte und Entfernen überschüssiger Einbettmasse bei zwei bar

Druck wurden die Brückenpfeiler mit einem Finierdiamanten (Korngröße 10  $\mu\text{m}$ ) nachbearbeitet und erhielten ihre jetzige Form.



*Abb. 8: Metallbrückensegment*

Für die Abformungen wurden 40 individuelle Löffel hergestellt, die durch das Ausblocken mit zwei Wachsplattenstärken als Platzhalter eine konstante Schichtstärke aufwiesen. Nach ihrer vollständigen Aushärtung wurde die Innenfläche mit 70%igem Alkohol gereinigt und mit einem Polyätheradhäsiv eingestrichen. Zur korrekten Ausführung wurden die präparierten Pfeiler mit der Polyätherabformmasse Impregum umspritzt und der komplette Unterkiefer abgeformt. Nach siebenminütiger Aushärtungszeit und Entformung folgten das Auswaschen, Trockenblasen und das blasenfreie Ausgießen der Abformungen mit dem Superhartgips Moldastone, welcher im vorgeschriebenen Anmischungsverhältnis im Vacuumanrührgerät 30 Sekunden lang angemischt worden war. Letztendlich wurden die Gipsmodelle getrimmt, die Präparationsgrenzen freigelegt und mit einem feinen graphitfreien Buntstift angezeichnet.



*Abb. 9: Frontalansicht eines Sägemodells*



*Abb. 10: Ansicht von okklusal*

### *3.2.3 Herstellung und Dimensionierung des Pro-Brückengerüsts*

Auf dem zuvor hergestellten Sägemodell werden die Sägestümpfe mit Distanzlack versehen, der circa 1mm über der Präparationsgrenze endet. Anschließend werden die Stümpfe isoliert und trocken geblasen. Um eine gleichmäßige Schichtstärke von 0,7 mm zu gewährleisten, wurde der Kunststoff Celay-Tech in einer speziellen Ausrollvorrichtung in Form gebracht. Zuerst werden die zirkulären, dann die okklusalen Stumpfwände aufmodelliert und die Überschüsse am Präparationsrand mit einem tangential angelegten Kunststoffspatel entfernt. Die Polymerisationszeit pro Fläche beträgt 20 Sekunden. Als zweckmäßig für das oftmals schwierige Entfernen der Kunststoffkappchen hat sich das Anpolymerisieren von Retentionskügelchen auf der Kappchenoberfläche erwiesen. Wie vom Hersteller gefordert, betrug die Schichtstärke der Kappchen zirkulär 0,7 mm und an den okklusalen Kanten 1,0 mm. Um die exakt gleiche Ausdehnung aller Zwischenglieder zu erreichen wurden diese in einer Form gepresst und polymerisiert. Beim Fixieren des Zwischenglieds wurde darauf geachtet, dass es in der anatomisch korrekten Position stand. Zur Fixierung der Verbindungsstellen zwischen dem Brückenglied und den Kappchen wurden diese mit Bond bestrichen und zehn Sekunden lichtgehärtet. Anschließend wurde die gewünschte Menge Komposit eingebracht und polymerisiert. Der zweite Verbinder wurde analog gestaltet, so dass die Konnektoren exakt dem geforderten Querschnitt von 16 mm<sup>2</sup> entsprachen.

### *3.2.4 Einspannen der Kunststoffgerüste*

Das fertig modellierte Pro-Brückengerüst wurde an drei Retentionsstiftchen des Gewindesockels fixiert, mit einem Tropfen dünnflüssigen Visio-Form Modellierkunststoff benetzt und im Winkel von circa 20° darauf festpolymerisiert. Ferner war darauf zu achten, dass der Mittelpunkt des Brückengerüsts im Zentrum des Brückenträgers lag, um die Hebelkräfte, die beim Schleifvorgang auf das Gerüst einwirkte, so gering wie möglich zu halten. Zur Vermeidung von Verwindungen beim Abtastvorgang wurden die Binder möglichst kurz gewählt. Ein Verrutschen oder gar Ablösen des Gerüsts von seiner Unterlage hätte die Wiederholung des gesamten Kopierschleifvorganges bedeutet.

Das Fixieren des Brückenträgers geschieht über das Aufschrauben auf den Aufnahmeadapter und das Nachziehen mit einer Zweistiftspannzange im Gewindelager. Nach Überprüfung der Gerüstausbildung mit Hilfe einer Abtastscheibe am Keramikrohling der Fräseinheit konnte das Brückengerüst dreidimensional erfasst und kopiergefräst werden.

### 3.2.5 Der Kopierschleifvorgang

Zum Schleifen der Brücke wurden Schleifwerkzeuge in folgender Reihenfolge eingesetzt:

1. Schrappscheibe D17/126 Grobkörnung - Außenkontur
2. Schrappkugel KU-91 Grobkörnung - Innenkontur
3. Kugelfinierer KU-54 Feinkörnung - Innenkontur
4. Zylindrischer Finierer ZY-54 - Innenkontur
5. Konischer Finierer KO-54 - Innenkontur
6. Finierscheibe D12-64 - Außenkontur
7. Schleifkugel KU12-64 - Außenkontur
8. Zylindrischer Finierer ZY-54 - Außenkontur

#### *Grobgekörnte Schleifwerkzeuge (Schrappscheibe, Schrappkugel)*

Sie haben einen kleineren Durchmesser als die entsprechenden Abtastwerkzeuge. Dadurch entsteht im Vergleich zum Original eine kleinere Krone. Die Schrappkörper hinterlassen ein kleineres Übermaß von 0,35 mm, das später für den Finiervorgang am Objekt benötigt werden, um nicht eine zu kleine Kopie des Kunststoffgerüsts zu erhalten.

#### *Feingekörnte Schleifwerkzeuge (kugelförmiger, zylindrischer und konischer Finierer)*

Der Durchmesser dieser Schleifkörper gleicht dem des Abtastwerkzeugs. Die Größe des geschliffenen Brückengerüsts entspricht der des Originals. Ungenauigkeiten werden beim Aufpassen auf die Gipsstümpfe ausgeglichen.

Der Kopierschleifvorgang beginnt mit der Schrappscheibe. Es ist darauf zu achten, den Block von oben nach unten in kleinen Schritten zu schälen und dabei den Anpressdruck so gering wie möglich zu halten. Das Gerüst wird stets im Uhrzeigersinn gedreht und danach weiterbearbeitet. Noch nicht beschliffene Areale zeigen sich durch einen Frühkontakt mittels mehr Widerstand und einer höheren Drehzahl der Turbine. Zur Touchierkontrolle wird auf die dunkelblau eingefärbte Oberfläche des Komposits ein gut im Kontrast stehendes weißes Pulver (Cel-Powder, Mikrona) aufgetragen. Es dient als Indikator für den Abtastvorgang. Durch die Berührung mit dem Abtastwerkzeug wird eine puderfreie Stelle hinterlassen, so dass optisch gut erfasst werden kann, welche Areale bereits bearbeitet worden sind und welche nicht.

Sind die Außenflächen der Brücke soweit bearbeitet, werden mit der Schruppkugel die Innenseiten der Kronen und mit dem Schruppzylinder die schwierig erreichbaren okklusalen Anteile abgetragen. Bevor damit begonnen wird, Finierinstrumente einzusetzen, wird die Innenseite des Kunststoffgerüsts der vorher beschriebenen Touchierkontrolle unterzogen. Analog zum Einsatz der grobkörnigen Schleifinstrumente erfolgt die Bearbeitung mit den Finierinstrumenten. Die Endkontrolle erfolgt über den Gipsstumpf, der spaltfrei anliegen muss. Eine dritte Kontrolle des Touchierpuders schließt den Arbeitsvorgang am Gerät ab. Mittels einer diamantierten Trennscheibe wird die Brücke vom übrigen Rohling abgetrennt und deren Passgenauigkeit wird auf dem Sägemodell überprüft. Die Anstielungen und Ungleichmäßigkeiten wurden mit einem feinen Diamanten überarbeitet und die Gerüstdimensionen auf die erforderlichen Werte hin überprüft.

### *3.2.6 Glasinfiltrationsbrand/ Glaskontrollbrand der Aluminiumoxid- Brückengerüste*

In-Ceram Alumina Glaspulver wurde mit aqua dest. zu einem dickflüssigen Brei angerührt, auf eine Platinfolie gegeben und das zuvor mit Alkohol gereinigte Gerüst wurde mit den Kronenrändern nach oben auf die Infiltrationsmasse gelegt. Mit einem Pinsel bestreicht man nun die Außenkonturen des Gerüsts, so dass alle Stellen gleichmäßig mit Glasmasse bedeckt sind. Die Kroneninnenseiten und die Präparationsränder dürfen auf keinen Fall mit der Infiltrationsmasse in Berührung kommen, da ein Bearbeiten der Gerüstinnenseiten zu einer großen Randspaltbildung führen würde. Insgesamt wurden zwei Infiltrationsbrände bei 1110°C durchgeführt. Nach einer Infiltrationszeit von insgesamt 8 Stunden wurden die Brücken im Sandstrahlgerät mit  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (30-50  $\mu\text{m}$ ) bei einem Druck von 6 bar (zervikal 3 bar) von überschüssigem Glas befreit und nochmals auf Passungenauigkeiten untersucht. Um Glasüberschüsse im Gerüst auszuschließen, wurden alle Brücken einem Glaskontrollbrand unterzogen und austretendes Glas nochmals abgestrahlt. Anschließend wurde jede Brücke auf ihr Originalstahlmodell umgesetzt und unter 20facher Vergrößerung mit Hilfe eines Stereomikroskops aufgepasst.

VITA VACUMAT®	Vt. °C	→	↗	↘ °C/min	Temp. ca. °C	→	VAC
1. Infiltrationsbrand (50% Glasmenge)	600	1.00	7.00	73	1110	40.00	40.00
2. Infiltrationsbrand (50% Glasmenge)	600	1.00	7.00	73	1110	40.00	40.00

VITA VACUMAT®	Vt. °C	→	↗	↘ °C/min	Temp. ca. °C	→	VAC
Glaskontrollbrand (nach Abstrahlen wiederholen)	600	0.00	5.00	72	960	10.00	0.00

Abb.11: Übersicht Brenntabelle für Alumina-Restaurationen

### 3.2.7 Verblenden der Brückengerüste

Die infiltrierten Brückengerüste wurden zunächst abgedampft, mit 70%igem Alkohol entfettet und auf das Modell gesetzt. Nach Anmischen mit aqua dest. wurde die modellierfähige Verblendmasse mit einem feinen Marderpinsel aufgetragen und verdichtet. Durch die mechanische Erschütterung steigt das Wasser nach oben und lässt sich leichter absaugen. Da es sich hier um eine *In-vitro*-Studie handelt, wurde auf die klassische Schmelz-Dentinschichtung, wie es bei der Verblendung von Kronen und Brücken üblich ist, bewusst verzichtet. Es wurden nur Vita-Alpha Dentinmassen verwendet. Nach dem Korrekturbrand bei 600°C wurden die Brücken approximal eingeschliffen und die Okklusion dem Gegenkiefer angepasst.

VITA VACUMAT®	Vt. °C	→	↗	↘ °C/min	Temp. ca. °C	→	VAC
Dentinbrand	600	6.00	6.00	60	960	1.00	6.00
1. + 2. Korrekturbrand	600	6.00	6.00	58	950	1.00	6.00
Glanzbrand	600	0.00	4.00	85	940	1.00	0.00

Abb.12: Verblendung der Alumina-Restaurations mit VITADUR ALPHA



*Abb. 13: Verblendete Celaybrücke auf dem Sägemodell*

### *3.2.8 Separation der Brücken*

Um identische Anrisse aller Brücken zu erhalten, wurde eine beidseitig belegte 0,3 mm dicke Diamantscheibe mit einer Tiefenmarkierung verwendet. Die Separation der In-Ceram-Brücken erfolgte interdental am mesialen Konnektor durch einen geradlinigen Anriss. Die Gruppe I und III wurden basal, die Gruppe II wurde bukkal mit einer Tiefe von 1mm bei 20.000 Umdrehungen in der Minute separiert. Die Politur der Separation der Gruppe III erfolgte mit einem Filzrand und einer speziellen Keramikpolierpaste. Zur Vermeidung von Überhitzungserscheinungen in der Keramik wurden die Brücken während des Schleifvorganges mit Wasser gekühlt.

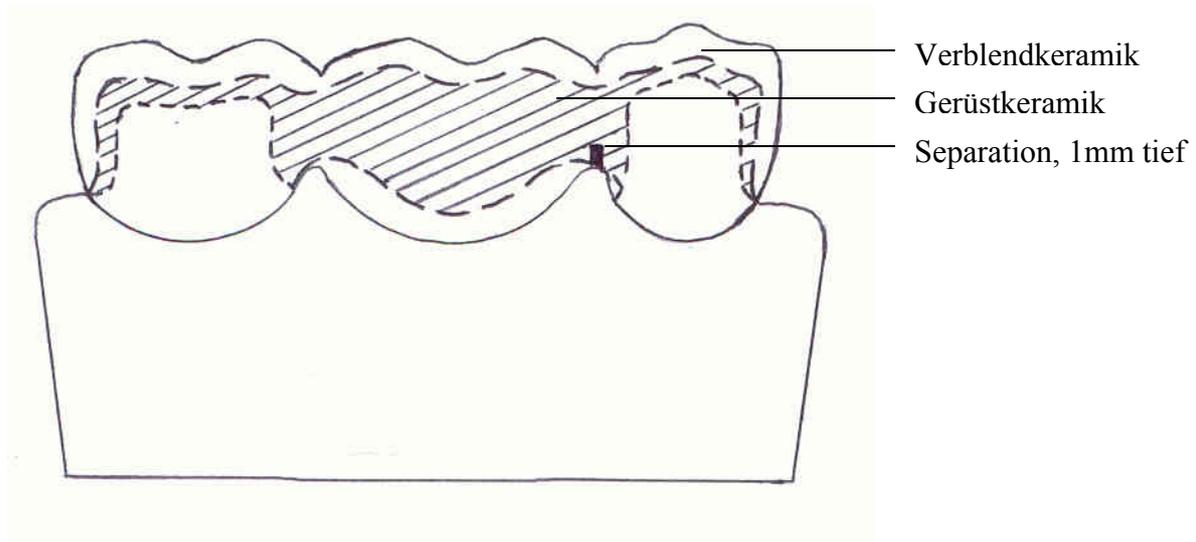


Abb. 14: Schematische Darstellung der Prüfbrücken mit basaler Separation

### 3.2.9 Konventionelles Zementieren der In-Ceram-Brücken

Nach letzter Überprüfung der Brücken auf den Metallmodellen wurden diese eingesetzt. Laut Herstellerangaben müssen die Innenflächen der Restauration mit  $\text{Al}_2\text{O}_3$  ( $50\ \mu\text{m}$ ) bei 2,5 bis 3 bar abgestrahlt werden. Zur Oberflächensäuberung werden sowohl die vollkeramischen Brücken als auch die Metallmodelle fünf Minuten lang in einem speziellen Ultraschallreinigungsbad gelegt. Um eine fettfreie Oberfläche des Metalls und der Keramik zu gewährleisten, wurden die Brücken gründlich abgedampft und mit ölfreier Druckluft getrocknet.

Das Befestigen der Versuchsbrücken erfolgte mit dem konventionellen Glasionomerezement Ketac-Cem. Dafür wurden die Brücken und Stahlstümpfe mit Zement ausgestrichen, auf die Stahlmodelle gesetzt und mittels eines gleichmäßigen Fingerdrucks zwei Minuten lang auf diesen fixiert. Die Entfernung des Zementüberschusses erfolgte mit Hilfe eines sauberen Spatels und Superfloss.

### 3.2.10 Lagerung

Nach Zementierung wurden alle Prüfbrücken der Gruppen I, II, III und IV in ein Wasserbad gelegt und in einem Brutschrank bei gleichbleibend  $37\ \text{C}^\circ$  für 180 Tage eingelagert. Es wurde stets darauf geachtet, der Wasserstand im Behälter konstant gehalten wurde.

## 3.3 Mechanische Prüfung

### 3.3.1 Prüfung des Ermüdungsverhalten

Die Prüfung des Ermüdungsverhaltens erfolgte mit dem Willytec Kausimulator V2.0, C 1999 mit integriertem Thermocycler. Zur Aufnahme im Kausimulator können maximal 8 Brücken gleichzeitig der zyklischen Belastung unterzogen werden. Über eine spezielle Einspannvorrichtung wurden die Restaurationen in einer Plexiglas –Probenkammer fixiert. Diese hat einen Durchmesser von 5 cm und eine Höhe von 6 cm, so dass die Brücken nach maximalem Füllen mit bidestilliertem Wasser völlig bedeckt sind. Die Versuchsbrücken waren so justiert, dass die Stahlkugel mit einem Durchmesser von 8 mm genau in die Zentralfissur des Zwischenglieds greift. Die Stahlkugel ist mit einem Gewindegestänge verbunden, an dessen oberem Ende sich ein Belastungsgewicht von 5 Kilogramm befindet. Ein Querträger verbindet alle 8 Gewindegestänge und gewährleistet somit eine gleichmäßige Belastung aller Versuchsproben. Nach mehreren Probedurchläufen wurden die Proben nachjustiert und die Brücken der I, II und III Versuchsgruppe unter 200 N Last des Gewichtszylinders mit 1.200.000 Zyklen dynamisch belastet.

### 3.3.2 Prüfung der Bruchfestigkeit

Die Brücken, deren Oberflächen nicht nachbearbeitet wurden, wurden nach Ablauf der Langzeitlagerung von sechs Monaten unmittelbar dem Bruchtest unterzogen. Die Bruchprüfung in Umgebungsluft (Raumtemperatur) erfolgte in einer Zwick-Universalprüfmaschine 1447 (Zwick, Ulm) bei einer konstanten Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm/Min. unter kontinuierlicher Aufzeichnung der eingeleiteten Kraft sowie der Wegänderung der Lastrolle am PC. Es wurden Lastzellen von 1500 g und eine Vorlast von 1 N gewählt. Der Belastungsversuch wurde unmittelbar eingestellt, sobald ein Abfall der Spannung im Brückengerüst von mindestens 10 % der momentanen Gerüstspannung erreicht wurde. Zur Versuchsdurchführung wurde eine Stahlkugel von 8 mm Durchmesser unter dem Spannzeug in die Zentralfissur des Zwischengliedes gebracht und hatte somit Dreipunktkontakt. Zum Schutz vor Splitterbildung wurde eine Kammer aus Plexiglas um den Versuchsaufbau herum aufgestellt und die Fragmente wurden zur Bruchrekonstruktion aufbewahrt.

## 3.4 Auswertung

### 3.4.1 Auswertung der Bruchstelle

#### 3.4.1.1 Lichtmikroskopische Auswertung

Zur besseren lichtmikroskopischen Dokumentation und Übersicht wurden die Versuchsbrücken nach dem Bruchtest unterhalb der Separation am Metallgerüst getrennt und der makroskopische Bruchverlauf fotografisch festgehalten.

#### 3.4.1.2 Fraktographische Analyse im Rasterelektronenmikroskop

##### *-Untersuchungsmethodik*

Die Vorgehensweise zur Fehleranalyse sei hier schematisch dargestellt:

1. Schritt: -Visuelle Untersuchung der Bruchstücke mit Hilfe einer Lichtquelle  
-Rekonstruktion der Bruchfragmente  
-Fotografische Dokumentation des makroskopischen Bruchverlaufs  
-Vergleich der Bruchwerte mit Parametern des Bruchverlaufs
2. Schritt: Visuelle Untersuchung der Bruchstücke mit Hilfe des Stereolichtmikroskops
3. Schritt: Untersuchung der Bruchstücke mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops

##### *-Probenpräparation*

Zur rasterelektronenmikroskopischen Analyse der Bruchfläche wurden die Metallmodelle unterhalb der jeweiligen Bruchfläche getrennt. Zur Vermeidung von Verunreinigungen oder Artefakten müssen die Bruchsegmente anschließend in Isopropylalkohol gelegt, zweimal jeweils drei Minuten im Ultraschallgerät gereinigt und mit ölfreier Druckluft abgeblasen werden. Nach Fixierung der Bruchstücke auf dem Aluminiumträger mit Hilfe kleiner Mengen UHU-Plus Klebstoffes wurden sie in 5-10 bar Argonatmosphäre drei Minuten lang besputtert.

### *3.4.2 Statistische Auswertung der Bruchfestigkeit*

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS für Windows, Version 10.0. Bei den Ergebnissen aus der Bruchfestigkeitsprüfung wurden für jede Versuchsgruppe der Mittelwert und die Standardabweichung errechnet. Mit Hilfe des Mann-Whitney-Tests und des Wilcoxon W-Tests wurden die Bruchfestigkeiten der Brückenkategorien vor und nach zyklischer Belastung verglichen. Ebenso die Gruppen untereinander.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Bruchfestigkeit

Zur Untersuchung der Belastbarkeit wurden alle 40 Prüfbrücken im axialen Bruchtest bis zu ihrem Versagen belastet. Die Lastgeschwindigkeit betrug 0,5 mm/min. Sobald ein Gerüstbruch, der im Aufzeichnungsprotokoll als vertikaler Krafteinbruch zu verzeichnen war, registriert wurde, wurde der Versuch automatisch abgebrochen. Das folgende Kraft-Weg-Diagramm zeigt ein Beispiel einer Brücke, die dem Bruchtest in der Zwick-Maschine 4774 unterzogen wurde. Die Ergebnisse aller anderen gebrochenen Brücken sind im Anhang unter Kap. 7 aufgelistet.

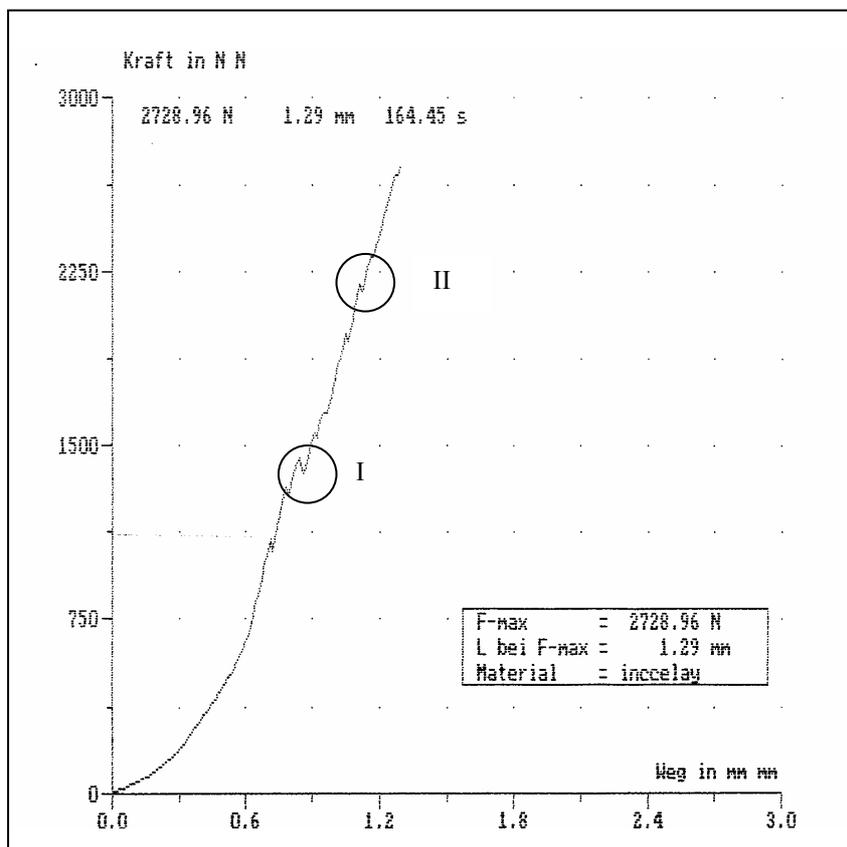


Abb. 15: Beispiel eines Aufzeichnungsprotokolles als Kraft-Weg-Diagramm anhand des Bruchversuches an Prüfbrücke 39. Bei Beginn der Krafteinleitung kommt es zunächst zu einem langsamen Anwachsen des Widerstandes. Mit steigender Verformung des Gerüsts muss mehr Kraft aufgewendet werden, bis es schließlich beim Überschreiten der Elastizitätsgrenze zum totalen Versagen der Probe kommt.

Für jeden Brückentest wurde ein Kraft-Weg-Diagramm aufgezeichnet. Der Kurvenverlauf des Belastungstests zeigt im Messprotokoll einzelne vertikale Krafteinbrüche der Messkurve (I, II), die erste Rissbildungen in der Verblendkeramik erkennbar machen, was sich akustisch durch leise Knackgeräusche verdeutlicht. Korrespondierend dazu konnten in der Verblendung kleine Rissverläufe beobachtet werden.

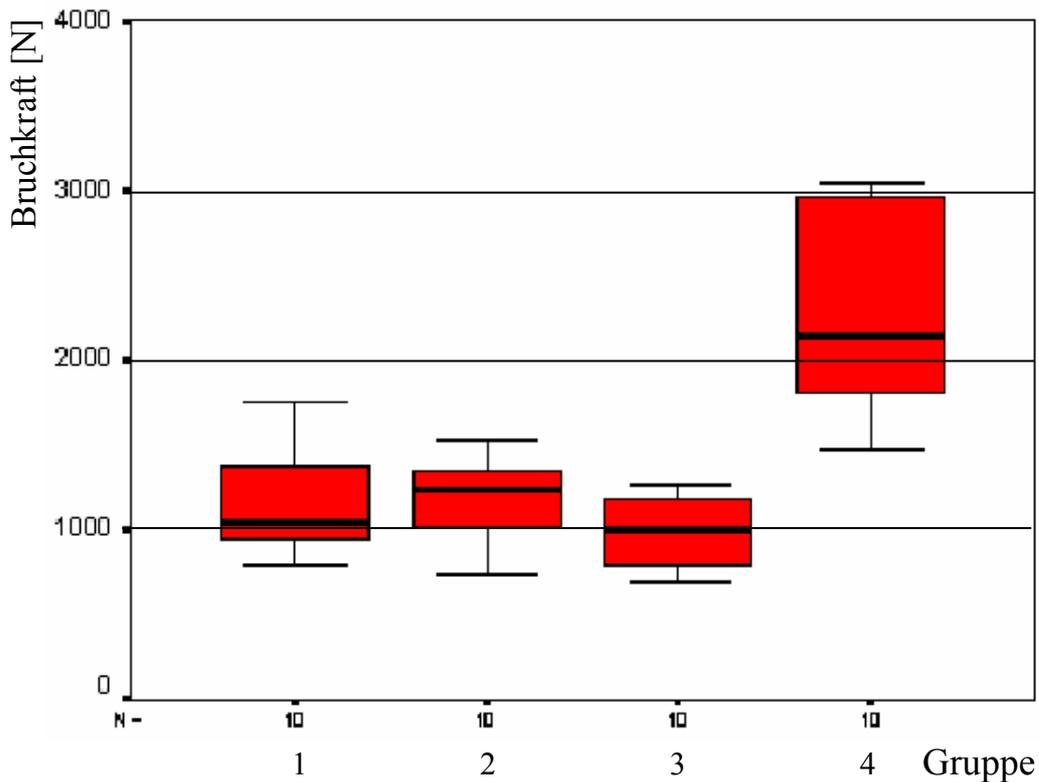


Abb. 16: Darstellung der Bruchfestigkeiten im Box-Plot-Diagramm

Abb.16 stellt das Boxplot-Diagramm aller Brücken mit und ohne Kausimulation dar. Die größte Standardabweichung zeigt die Gruppe der Brücken ohne Kausimulation. Im Bereich der Gruppen, die nachträglich separiert wurden, liegt die Standardabweichung der Gruppe I (mit basaler Separation ohne Politur) am höchsten. Ihre Standardabweichung beträgt ungefähr die Hälfte der Gruppe IV (ohne Anriss). Die geringste Standardabweichung zeigt sich bei der Gruppe III.

Gruppe	Mittelwert	Standardabw.	Minimum	Maximum	Median
I basal sep.,1mm	1132,03	289,59	790,87	1756,08	1051,53
II bukkal sep.,1mm	1185,16	231,07	739,55	1532,17	1387,45
III basal sep.,1mm und poliert	988,30	194,24	691,25	1267,82	1002,12
IV ohne sep., ohne KS	2288,15	605,18	1466,88	3036,16	2189,54

*Tab.1 Messergebnisse aller Gruppen*

Die Tabelle 1 zeigt die mittleren Bruchlasten und die Standardabweichungen der vier Celay-In-Ceram-Versuchsgruppen. Die Kategorien I bis III wurden nach dreimonatiger Wasserlagerung anschließend im Kausimulator bei einer Belastung von 200 N mit 1.200.000 Kauzyklen geprüft. Gruppe IV wurde sofort nach Herstellung dem Bruchversuch unterzogen. Die höchste Bruchlast wird für die Brücken ohne Wasserlagerung und Kausimulation mit  $2288,15 \pm 605$  N ermittelt. Die niedrigste mittlere Bruchlast findet sich bei Brücken, die basal separiert und nachträglich poliert wurden ( $988,35 \pm 194$  N). Die Brücken mit bukkaler Separation zeigen den höchsten Mittelwert. Der Mittelwert der Brücken mit bukkalem Anriss ( $1185,16 \pm 231,07$  N) liegt genau zwischen den Gruppen I und III. Keine der Brücken zeigte während der Kausimulation Frakturen oder Splitterbildung. Retentionsverluste wurden ebenfalls nicht beobachtet.

Gruppe	Paarweiser Vergleich der Gruppen	p-Wert	Wertung
I basal sep. 1mm	Mit Thermocycling und Kausimulator	$p > 0,05$	nicht signifikant
II bukkal sep.1mm	Mit Thermocycling und Kausimulator	$p > 0,05$	nicht signifikant
III basal sep. und pol.	Mit Thermocycling und Kausimulator	$p > 0,05$	nicht signifikant
IV ohne KS, ohne sep.	Ohne Thermocycling und Kausimulator	$p \leq 0,001$	hoch signifikant

*Tab. 2 Paarweiser Vergleich der verschiedenen Gruppen untereinander in Bezug auf das Bruchfestigkeitsverhalten*

Die statistische Auswertung der Bruchfestigkeiten erfolgte mit dem Mann-Whitney- und dem Wilcoxon-Test für unabhängige Stichproben. Die Differenzen der Festigkeit wurden innerhalb einer Gruppe und zwischen den Gruppen untersucht. In Tab. 2 sind die Ergebnisse des Signifikanztests zusammengefasst.

Tab. 2. zeigt, dass der Unterschied der Gruppe ohne Kausimulation gegenüber den Gruppen mit dreimonatiger Lagerung in Wasser und Kausimulation mit thermostatischer Wechsellast hoch signifikant ist. Bei den Gruppen mit Kausimulation ergab die Auswertung keinen statistisch signifikanten Unterschied untereinander.

## 4.2 Bruchmodi der Versuchsbrücken

### 4.2.1 Konnektorfraktur ohne Beteiligung der Brückenpfeiler

Die Ergebnisse der Bruchmodi sind in Abb. 17 dargestellt. Es wurde unterschieden zwischen mesialer Konnektorfraktur, distaler Konnektorfraktur oder Fraktur an beiden Konnektoren zugleich. Auffällig ist, dass die häufigsten mesialen Konnektorfrakturen die basal separierten Brücken der Gruppe I und III zeigen. Der Anteil an distalen Konnektorfrakturen ist bei der Gruppe ohne nachträgliche Oberflächenbearbeitung deutlich höher.

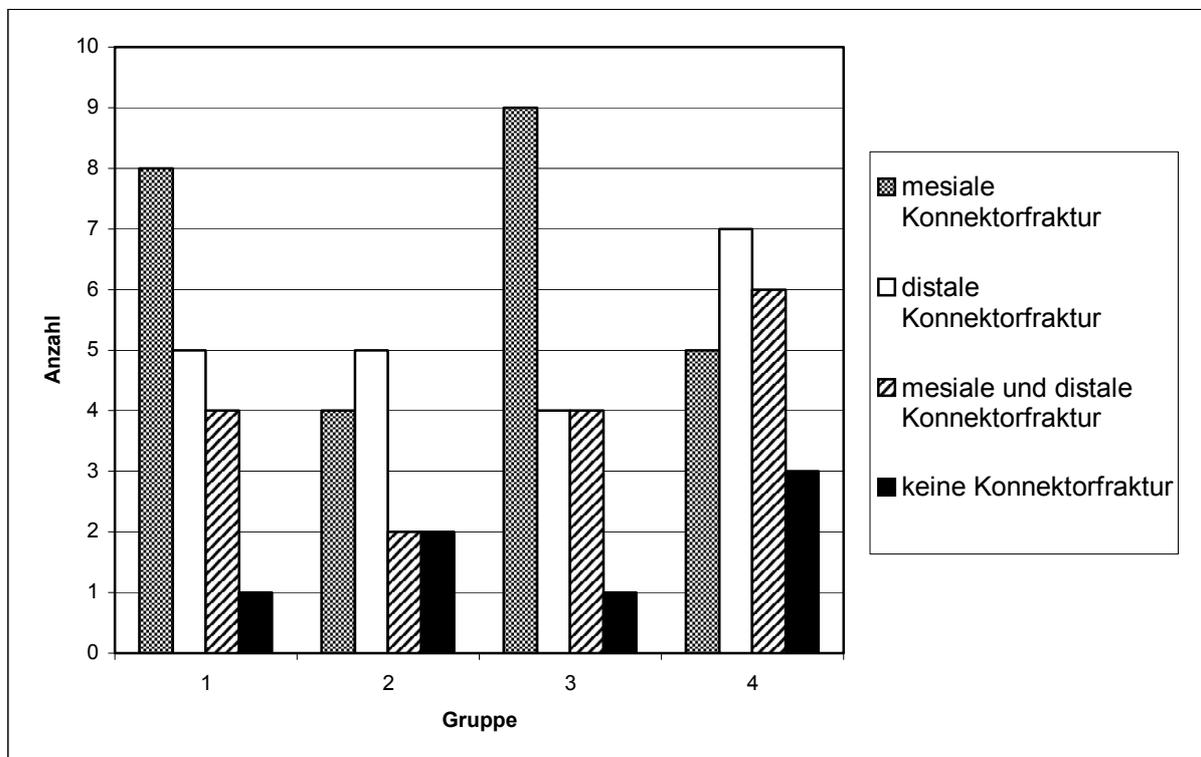


Abb.17: Verteilung der Konnektorfrakturen

#### 4.2.2 Konnektorfraktur mit Beteiligung der Brückenpfeiler

Bei der Lokalisation der Fraktur wurde in 6 Kategorien unterschieden:

##### 1. Krone 5 intakt, mesialer Konnektor frakturiert

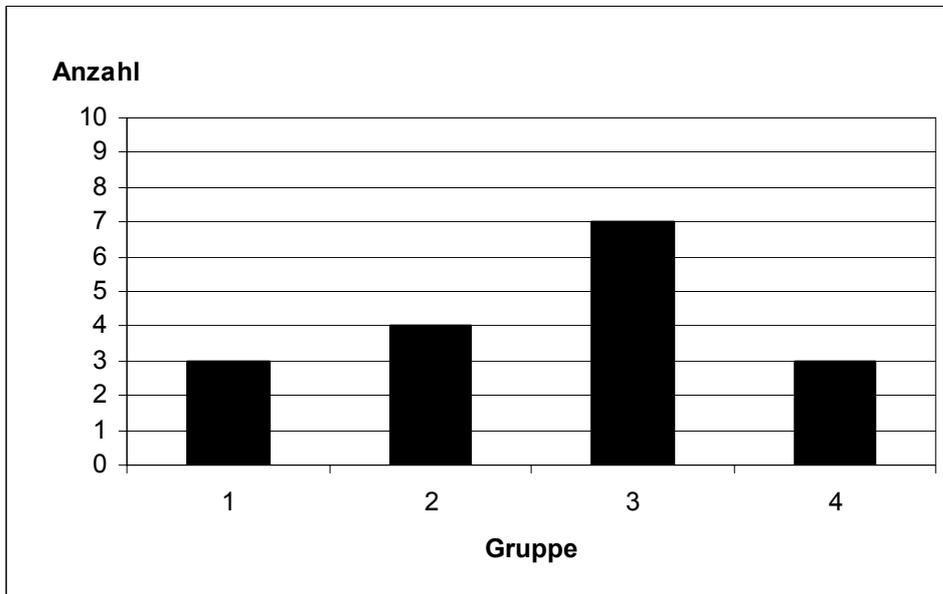


Abb.18: Anzahl der Brücken, Krone 5 intakt, mesialer Konnektor frakturiert

##### 2. Krone 5 intakt, distaler Konnektor frakturiert

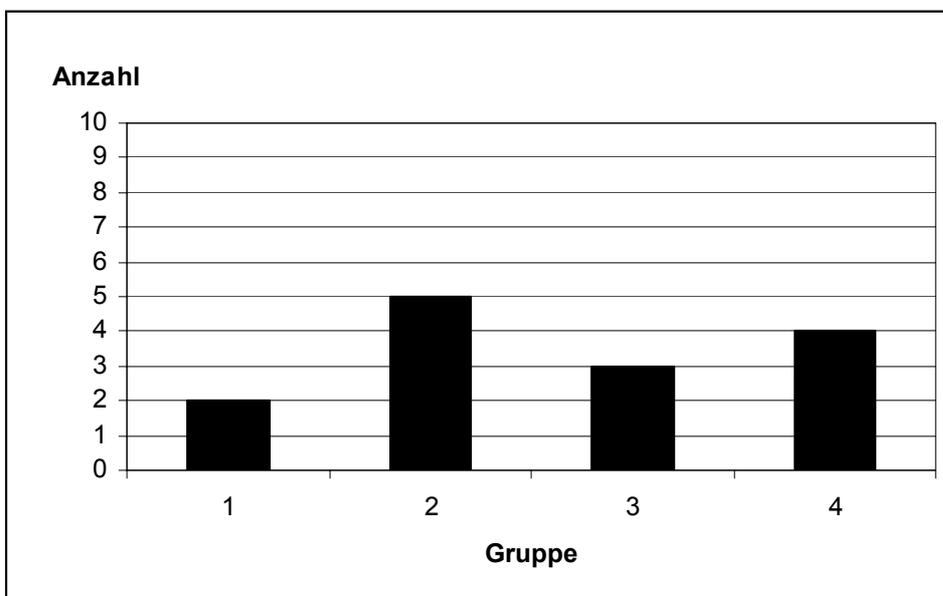


Abb. 19: Anzahl der Brücken, Krone 5 intakt, distaler Konnektor frakturiert

### 3. Krone 5 frakturiert, mesialer Konnektor frakturiert

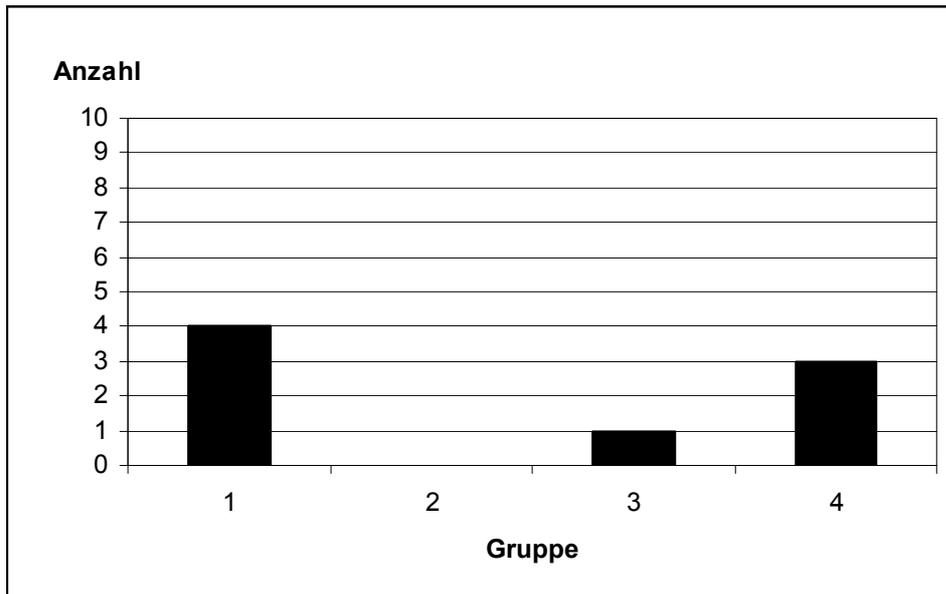


Abb. 20: Anzahl der Brücken, Krone 5 frakturiert, mesialer Konnektor frakturiert

### 4. Krone 5 frakturiert, distaler Konnektor frakturiert

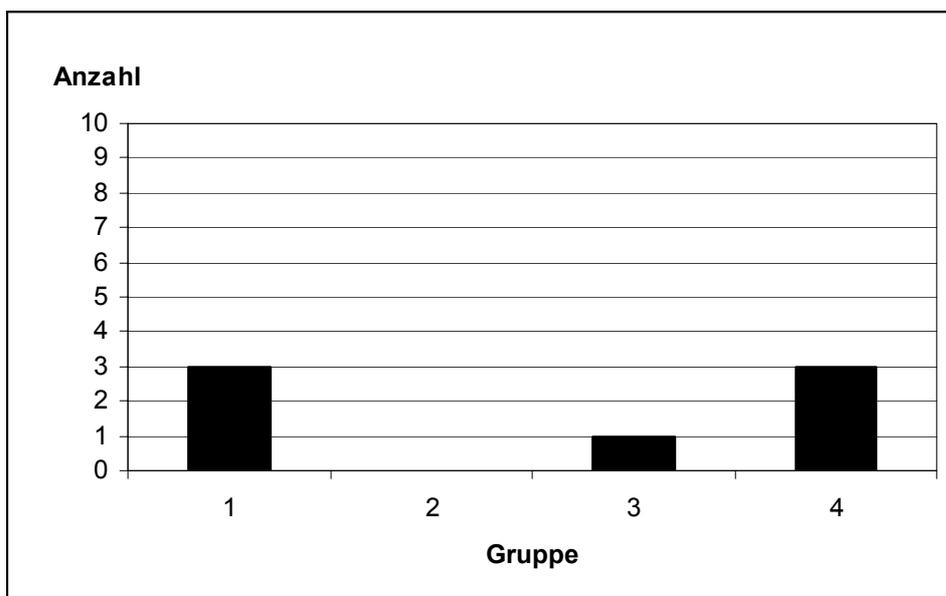


Abb. 21: Anzahl der Brücken, beide Konnektoren frakturiert, beide Kronen intakt

## 5. Krone 5 und Krone 7 intakt, mesialer Konnektor frakturiert

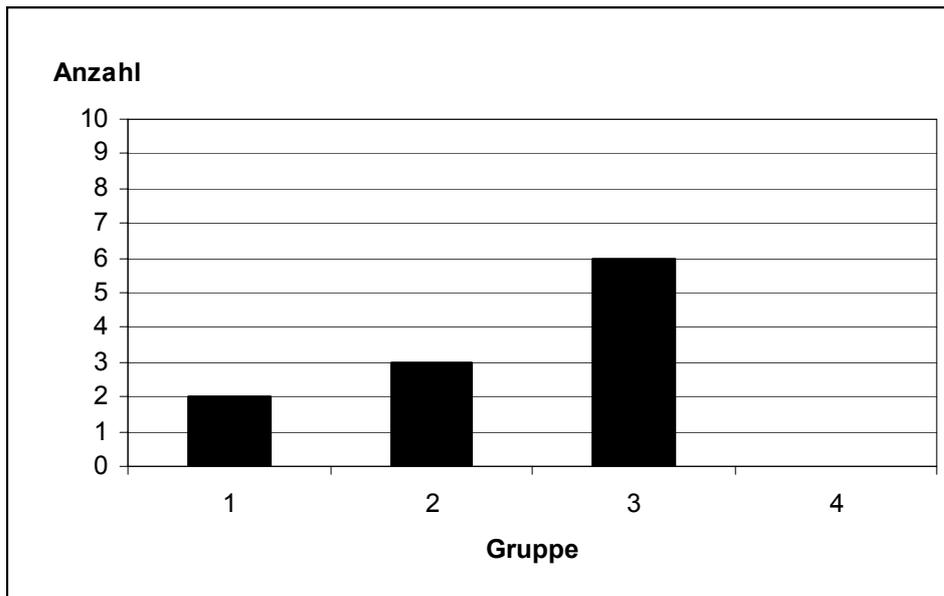


Abb. 22: Anzahl der Brücken, beide Kronen intakt, mesialer Konnektor frakturiert

## 6. Krone 5 und Krone 7 intakt, distaler Konnektor frakturiert

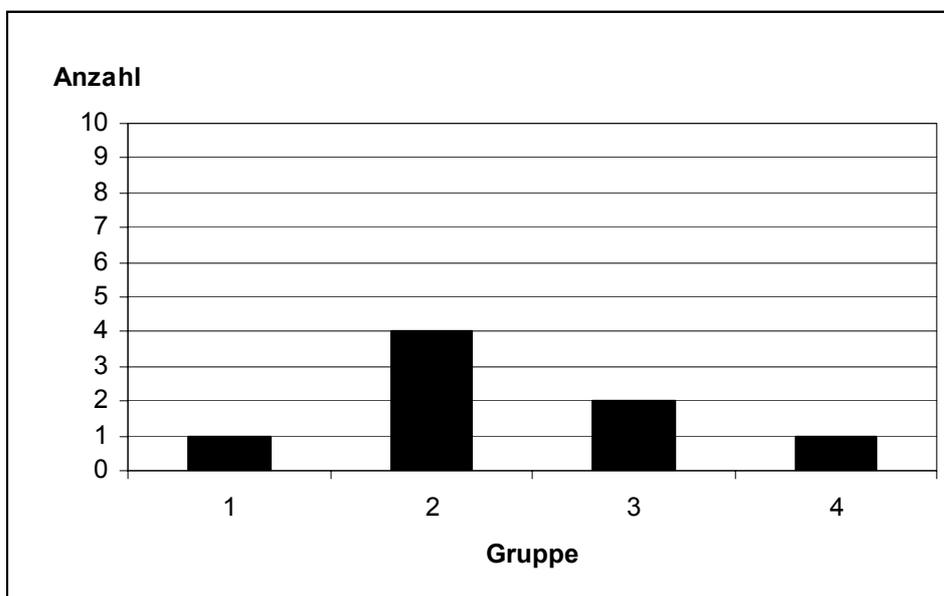


Abb. 23: Anzahl der Brücken, beide Kronen intakt, distaler Konnektor frakturiert

Insgesamt waren 33 Versuchsbrücken mit Konnektorfrakturen feststellbar. Davon waren 26 In-Ceram-Brücken durch den mesialen Konnektor frakturiert. 21 Brücken zeigten eine Fraktur durch den distalen Verbinder. Bei 16 Versuchsbrücken waren zugleich beide Konnektoren gebrochen.

### *4.2.3 Lichtoptische und fraktographische Untersuchung*

Ziel der Untersuchung war es festzustellen, inwieweit die Oberflächenbearbeitung des Konnektorgerüstes Einfluss auf Rissentstehung bzw. auf Schwächung der Gerüststruktur hat.

Zur Erforschung der Rissursache wurden die Brücken systematisch analysiert. Zunächst wurden alle Bruchfragmente jedes Bruchversuches geordnet und rekonstruiert, um wichtige Hinweise auf Rissformationen und Rissmuster zu erhalten. Die Lage der Bruchfragmente gibt Aufschlüsse darüber, ob es sich um eine punktuelle Belastung, Biegung, Drehung oder um interne Druckkräfte im Material handelt. Um Rissverläufe genauer erfassen und verfolgen zu können, wurden die Bruchfragmente und die auf den Metallmodellen fixierten Brückenanteile zur besseren Darstellung der Materialoberflächen mit rotem Kontrastfarbstoff penetriert.

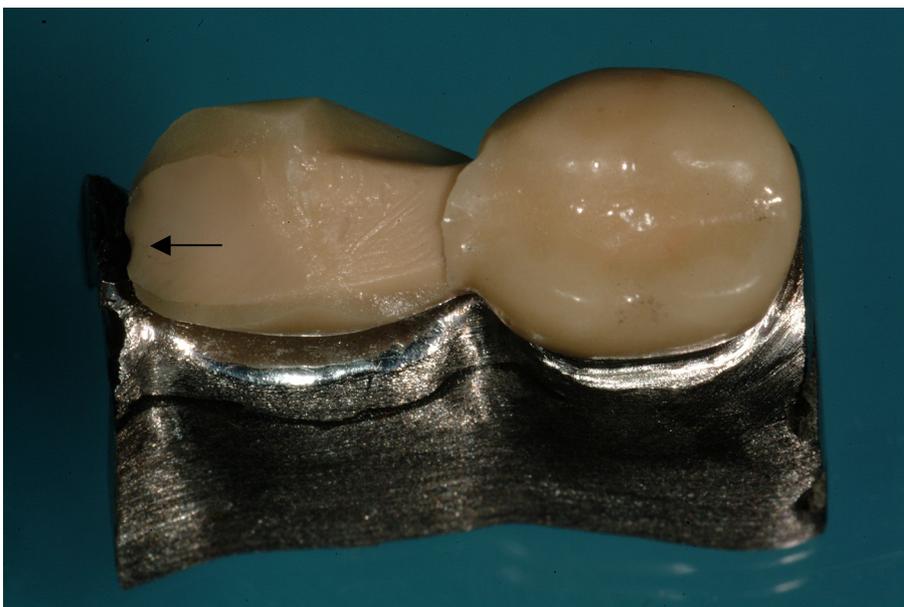
Zur detaillierten Analyse des Rissursprunges standen ein Stereolichtmikroskop und ein Rasterelektronenmikroskop zur Verfügung. Mit Einsatz des Stereolichtmikroskops wurden vor allem die Risskanten und Oberflächen auf Spannungszustände untersucht. Das Rasterelektronenmikroskop sollte die Mikrostruktur der Bruchoberflächen mit Hilfe von Oberflächenmerkmalen und Kontrastmerkmalen (Kapitel 3.4.1.2), insbesondere in Konnektornähe, untersuchen. Dazu wurde zunächst die unmittelbare Umgebung der Separation analysiert und dann anschließend die gesamte Probenperipherie. Jedes Bild wurde digital fotografiert und archiviert.

Die folgenden Abbildungen 24 - 50 zeigen Beispiele nach überkritischer Lasteinwirkung im Bruchversuch, die im Stereolichtmikroskop und Rasterelektronenmikroskop dokumentiert wurden.

Beispiel 1    Brücke mit basaler Separation



*Abb. 24: Brücke 6, Frontalansicht, klassisches Frakturmuster einer starr gelagerten Brücke auf dem Metallmodell, Bruchverlauf durch die Zentralfissur des Brückengliedes mit diagonaler Durchtrennung des Gerüsts in Richtung der Separation distal des Prämolaren. Distobukkal am Brückenglied kann man eine typische Adhäsionsfraktur zwischen Gerüst- und Verblendkeramik erkennen.*



*Abb. 25: Brücke 6, Aufsicht, der Pfeil zeigt den Bereich nahe der Separation, die anschließend im Rasterelektronenmikroskop untersucht wurde.*

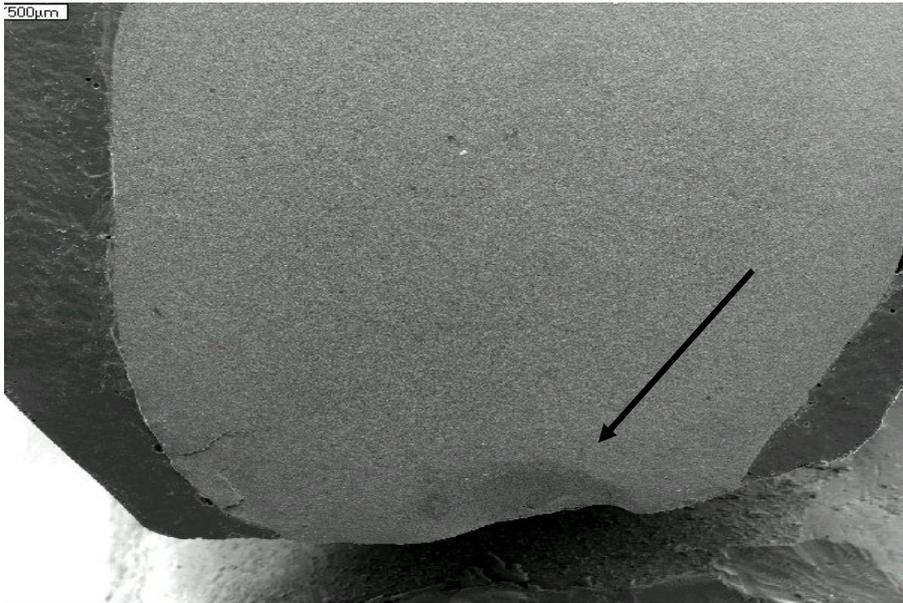


Abb. 26: Brücke 6, Bruchfläche des Brückengliedes, 40 x

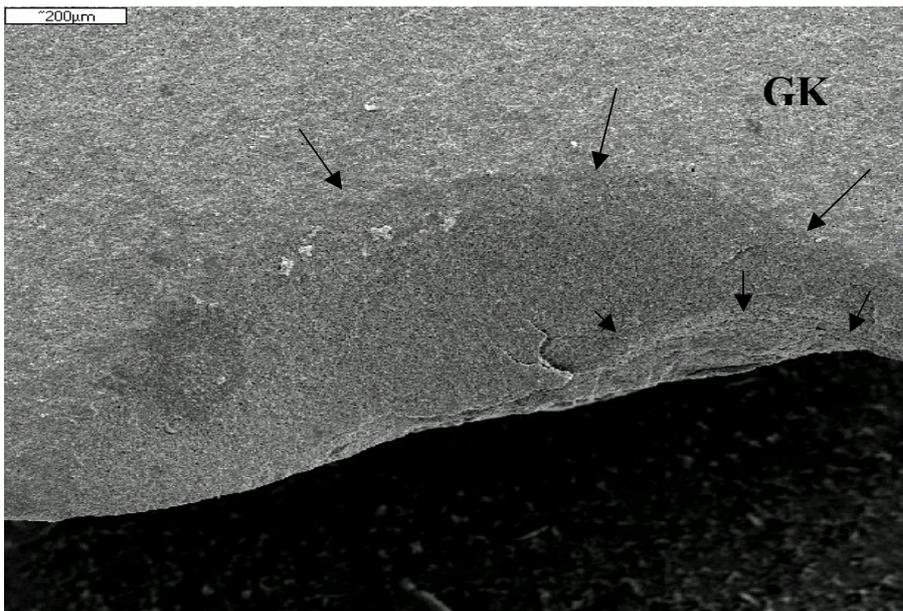
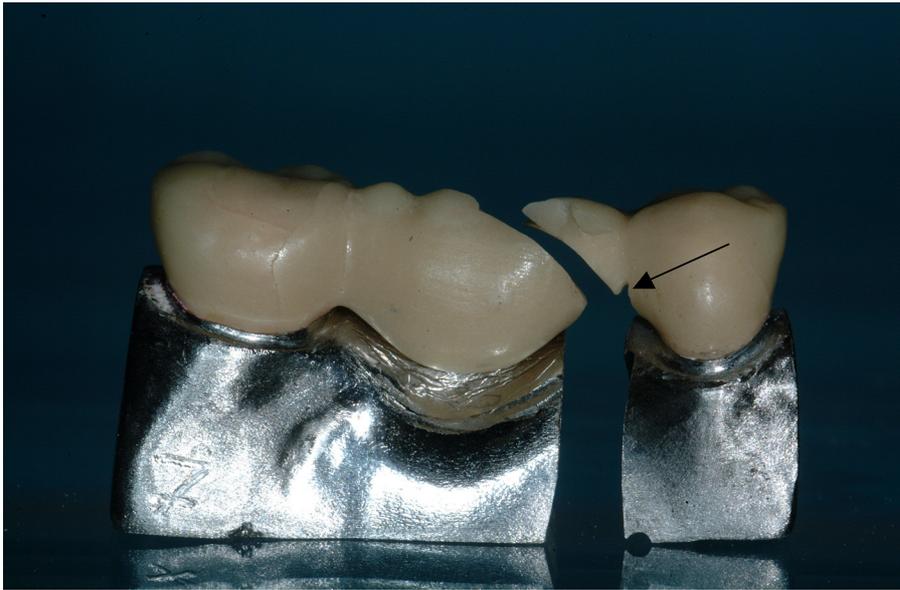


Abb. 27: Brücke 6, gleiche Bruchfläche des Brückengliedes wie Abb. 26, 80 x

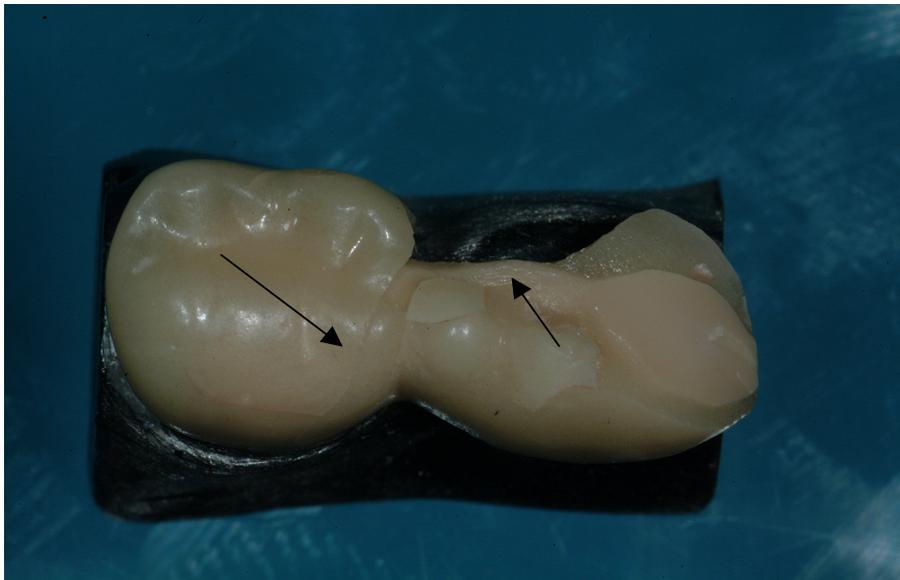
Die Abb. 26 und 27 zeigen rasterelektronenmikroskopische Detailaufnahmen der Bruchfläche in der Gerüstkeramik (GK) einer bei  $F_{max} = 1756 \text{ N}$  im Belastungsversuch frakturierten In-Ceram-Brücke unmittelbar an der Separation. Bei 40facher Vergrößerung sind zwei sogenannte Haltelinien (kleine und große Pfeile) zu erkennen, an der die Bruchfront kurzzeitig stoppt, gefolgt mit einem momentanen Stressanstieg und einer darauffolgenden Fortführung. Dabei ändert der Riss seine Richtung und hinterlässt eine scharfkantige Diskontinuität. Die Separation war hier zugleich Rissursprung.

## Beispiel 2 Brücke mit basaler Separation



*Abb. 28: Brücke 7, Frontalansicht*

*Die Abbildung zeigt einen ähnlichen Bruchverlauf wie Abb. 24. Die bukkale Verblendung des Brückenwischengliedes blieb intakt. Ebenso die beiden Brückenglieder. Der Pfeil zeigt die folgenden rasterelektronenmikroskopischen Detailaufnahmen.*



*Abb.29: Brücke 7, Aufsicht*

*Die Abb. 29 zeigt die Bruchfläche am Brückengerüst des Wischengliedes. Distolingual ist ein großes Fragment Verblendkeramik herausgebrochen (kleiner Pfeil). Das Gerüst darunter blieb intakt. Ausgehend vom Brückenglied kann man eine Kohäsionsfraktur zwischen Gerüst- und Verblendkeramik erkennen, die sich nach distobuccal in der Molarenkrone erstreckt und dort endet (großer Pfeil).*

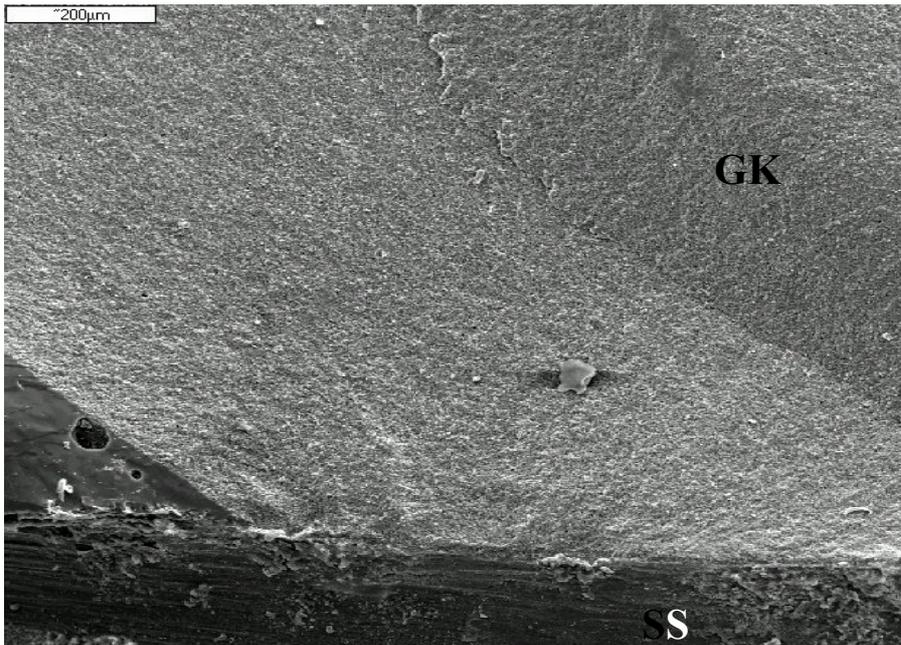


Abb. 30: Brücke 7, Übersicht einer Bruchfläche des Brückengliedes nahe der Separation, 100 x

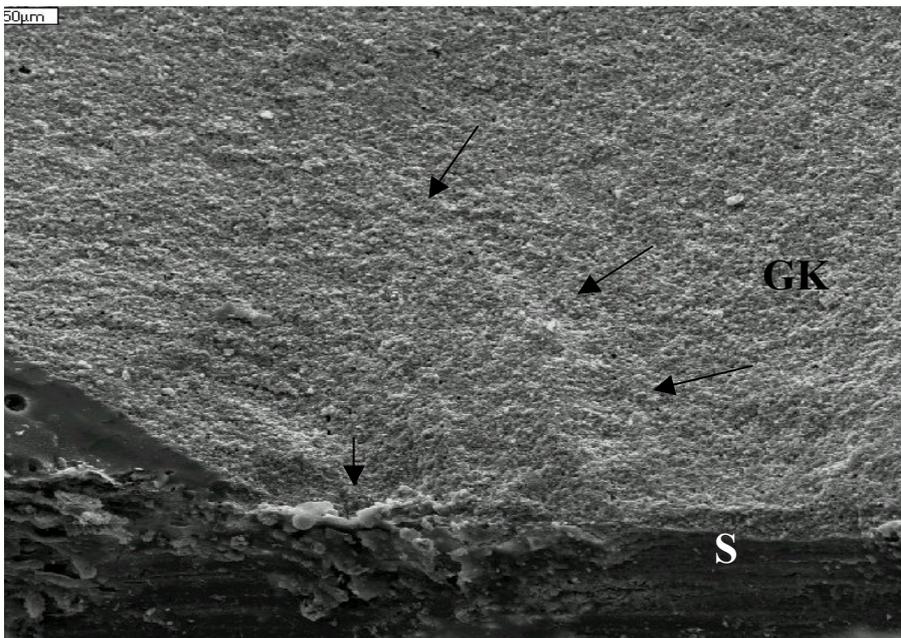


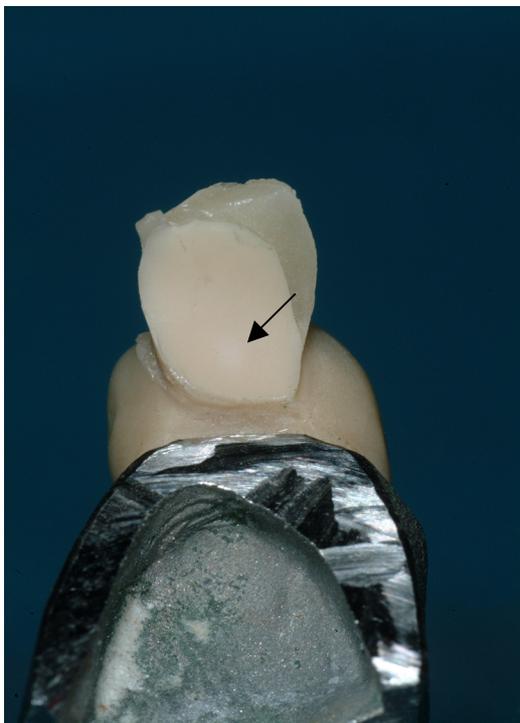
Abb. 31: Brücke 7, gleiche Bruchfläche des Brückengliedes wie Abb. 30, 200x

Die Abb. 30 und 31 zeigen repräsentative Detailaufnahmen eines Oberflächenreliefs nach dem Überlastversuch bei  $F_{max} = 1047 \text{ N}$ . Bei 200 facher Vergrößerung kann man die sog. Wallner linies (große Pfeile) erkennen, ausgehend vom Ursprung des Bruches am Rand der Separation (kleiner Pfeil).

Beispiel 3 Brücke mit bukkaler Separation



*Abb. 32: Brücke 19, Frontalansicht*



*Abb.33: Brücke 19, Ansicht von cervical, schwach zu erkennender Infiltrationsdefizit im Zentrum der Gerüstkeramik.*

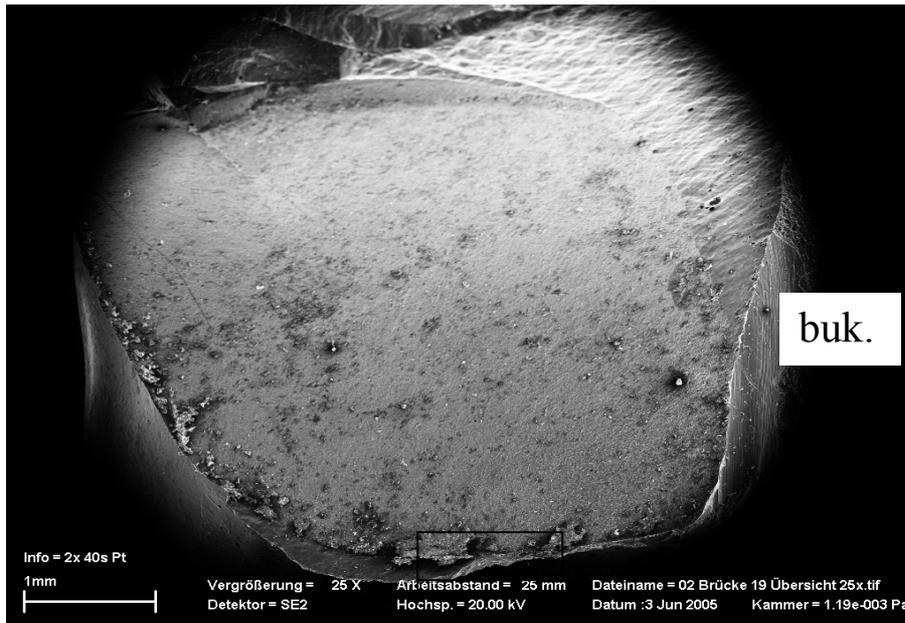


Abb. 34: Brücke 19, 25x, Übersichtsaufnahme der Bruchfläche korrespondierend zur oberen lichtmikroskopischen Aufnahme. Die Bruchfläche macht zum oberen Bildrand eine Krümmung, sogenannter contilever curl. Diese Struktur lässt vermuten, dass der Ursprung der Fraktur im apikalen Bereich des mesialen Konnektors zu finden ist. Die bukkale Separation hatte keinen Einfluss. Der eingerahmte Bereich zeigt die folgende Detailaufnahme.

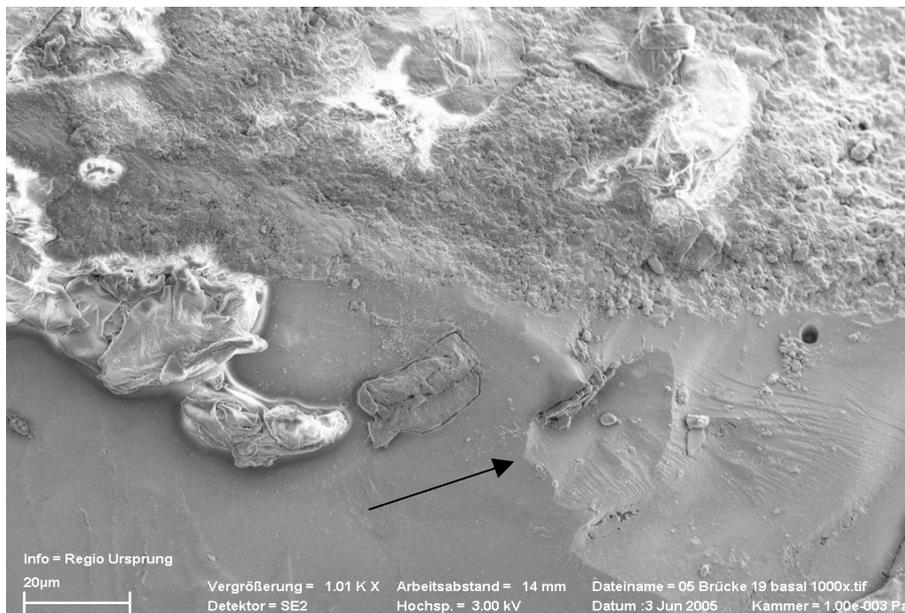
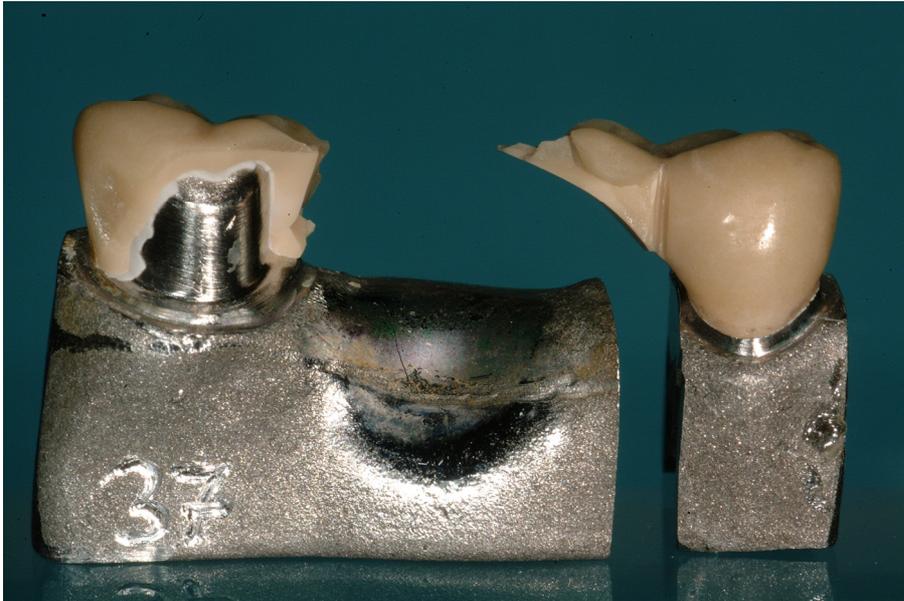


Abb. 35: Brücke 19, 1000x, muschelförmiger Ausbruch (Pfeil) innerhalb der Verblendkeramik deuten auf starke Zugspannungen an der Konnektorunterseite hin, ausgehend von der Krafteinwirkung des Druckstempels.

#### Beispiel 4 Brücke mit bukkaler Separation



*Abb.36: Brücke 37, Frontalansicht, Das Zwischenglied mit Beteiligung der bukkalen Wand der Molarenkrone wurde völlig herausgesprengt. Der linguale Anteil des Zwischengliedes zeigte viele kleine Bruchfragmente. Die Verblendkeramik des Zwischengliedes war mit zahlreichen Rissbildungen und Abplatzungen durchsetzt. Deutlich zu sehen sind Zementreste auf den Metallstümpfen.*



*Abb. 37: Brücke 37, Seitenansicht, Der Pfeil zeigt die folgenden rasterelektronenmikroskopischen Detailaufnahmen.*

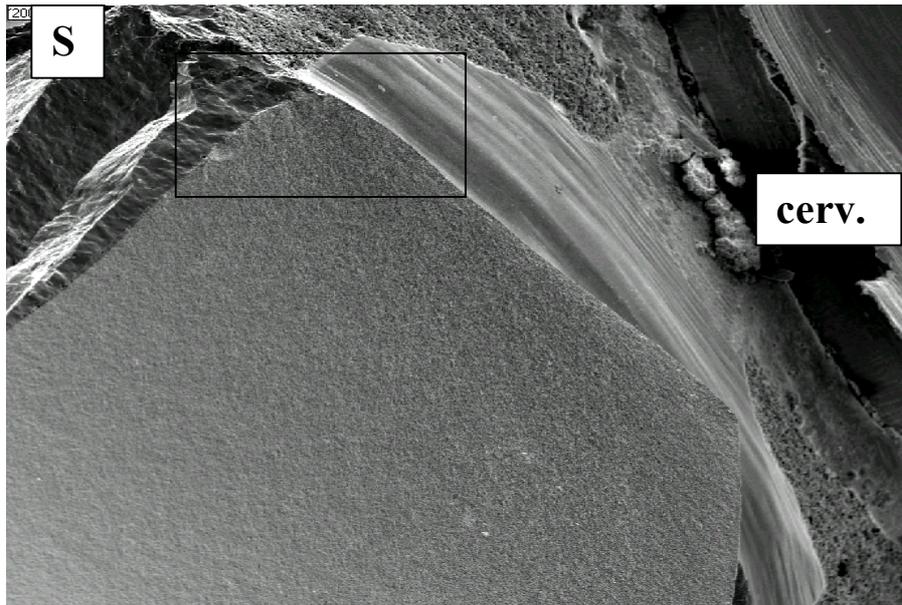


Abb. 38: Brücke 37, 30x, Übersicht über eine frakturiertes Brückenglied. Das Viereck markiert die folgende rasterelektronenmikroskopische Detailaufnahme. Die Separation liegt peripher von der Bruchstelle.

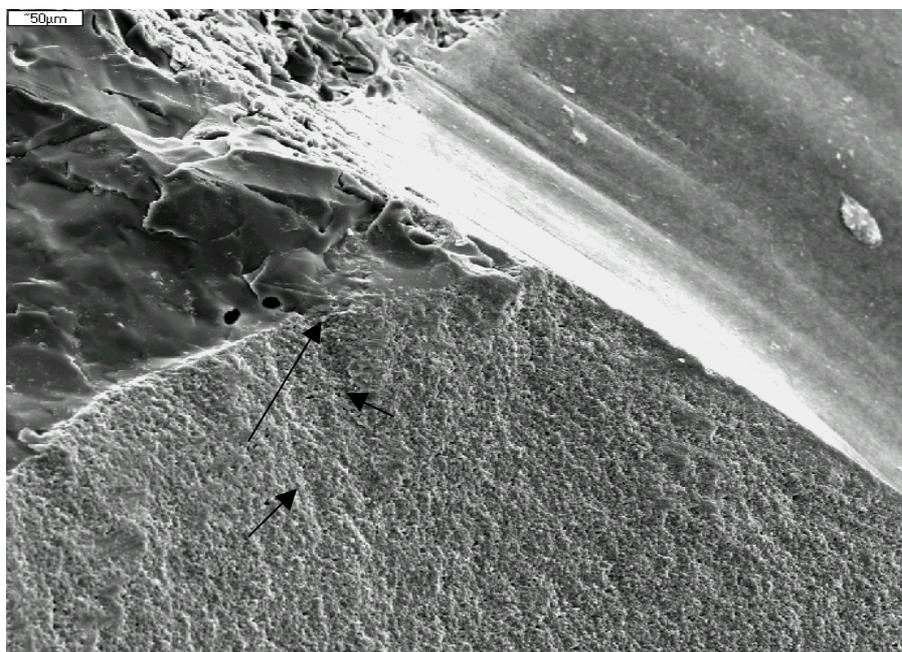


Abb. 39: Brücke 37, 200x, In der Vergrößerung kann man sogenannte hackels erkennen, ausgehend von der Oberfläche des Bruches, die ins Innere weiterlaufen (kleine Pfeile). Ihr Ausgangspunkt ist eine scharfkantige Diskontinuität in der Gerüstkeramik. Die Separation befindet sich nicht in seiner Umgebung und kann als Bruchursache ausgeschlossen werden.

Beispiel 5 Brücke mit basaler Separation und Politur

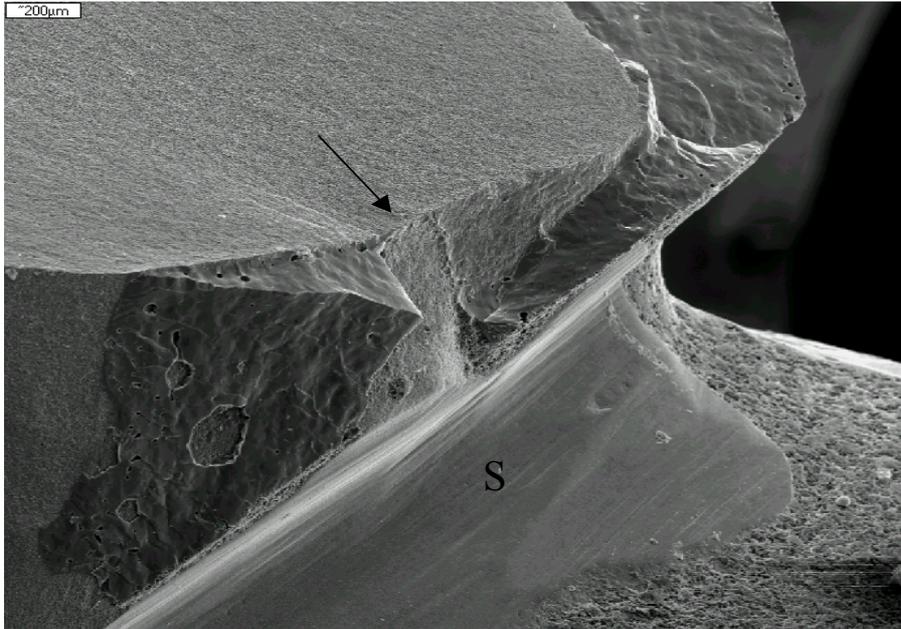


*Abb.40: Brücke 40, Frontalansicht*



*Abb. 41: Brücke 40, Aufsicht*

*Die Abb. 40 und 41 zeigen ein herausgesprengtes Zwischenglied. Die Prämolarenkrone ist unbeschädigt. Der distale Verbinder und die interdendale Gerüststruktur der Molarenkrone sind in einem Stück herausgesprengt. Die Verblendkeramik beider Brückenglieder ist vollständig erhalten.*



*Abb. 42: Brücke 40, Bruchfläche nahe der Separation, 20x*

*Die Abb. 42 zeigt Randzonenschädigungen nahe der Separationsstelle einer In-Ceram-Brücke. Es ist eine parabelförmige Kohäsionsfraktur zu erkennen, wo das Verblendmaterial vollständig vom Gerüst abgeplatzt ist. An seinen Scheitelpunkt kommt es zur Spannungskonzentration (Pfeil), die sich dann kontinuierlich als Riss durch die Gerüstkeramik ausbreitet. Die Separation kann als Frakturursache eindeutig identifiziert werden.*

Beispiel 6 Brücke mit basaler Separation und Politur



*Abb.43: Brücke 38, Frontalansicht, Die Aufnahme zeigt den Bruchverlauf durch die basale Separation der In-Ceram-Brücke (Pfeil).*



*Abb.44: Brücke 38, Ansicht von lingual, Beispiel eines Infiltrationsdefizites in der Gerüstkeramik des Brückengliedes (Pfeil).*

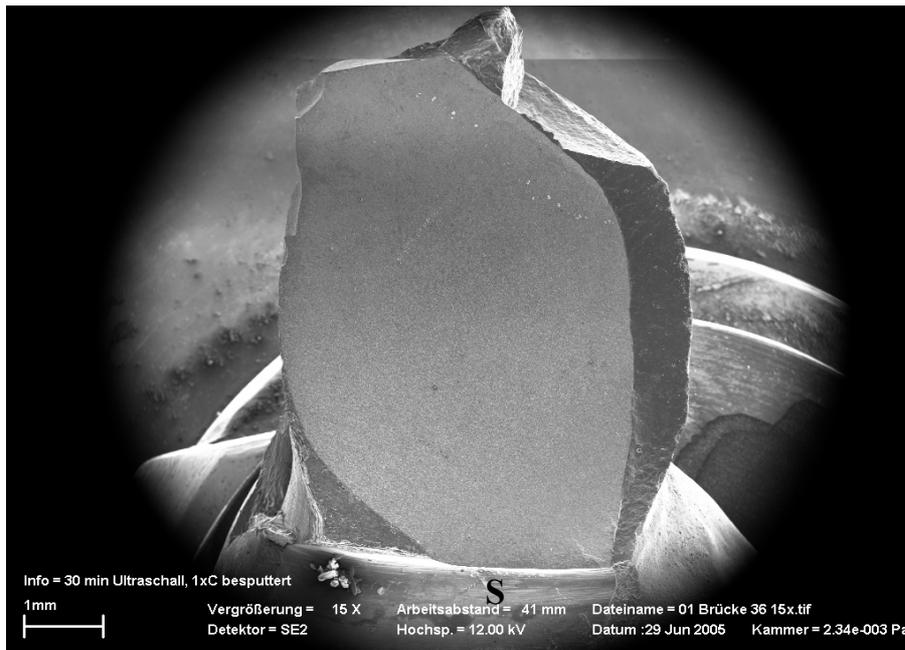


Abb. 45: Brücke 38, 15x, Übersichtsaufnahme der Bruchfläche am Brückenzwischenglied korrespondierend zur oberen lichtmikroskopischen Aufnahme. Am unteren Bildrand ist die Separation (S) zu erkennen.

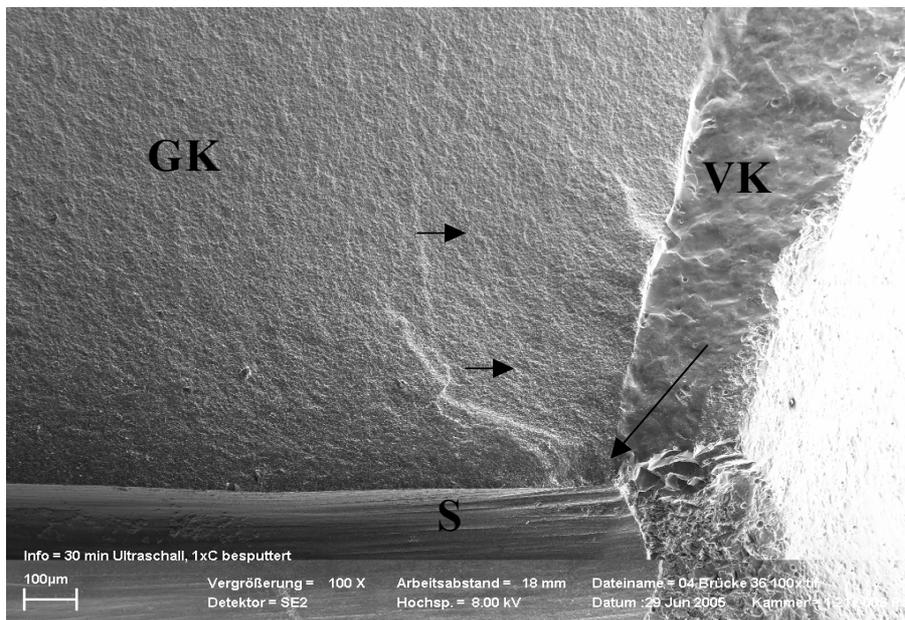


Abb. 46: Brücke 38, 100x, Bei stärkerer Vergrößerung sind Kerben von der Bearbeitung der Diamantscheibe am Übergang Gerüstkeramik-Verblendkeramik zu erkennen. Dort traten lokale Spannungskonzentrationen auf, die zur Rissauslösung führten (großer Pfeil). Von dort aus kann man sogenannte hackels beobachten, die bogenförmig nach okklusal hin verlaufen und die Rissrichtung deuten (kleine Pfeile). Bruchursache war hier der künstliche Anriss.

Beispiel 7: Brücke ohne Separation



Abb. 47: Brücke 23, Seitenansicht

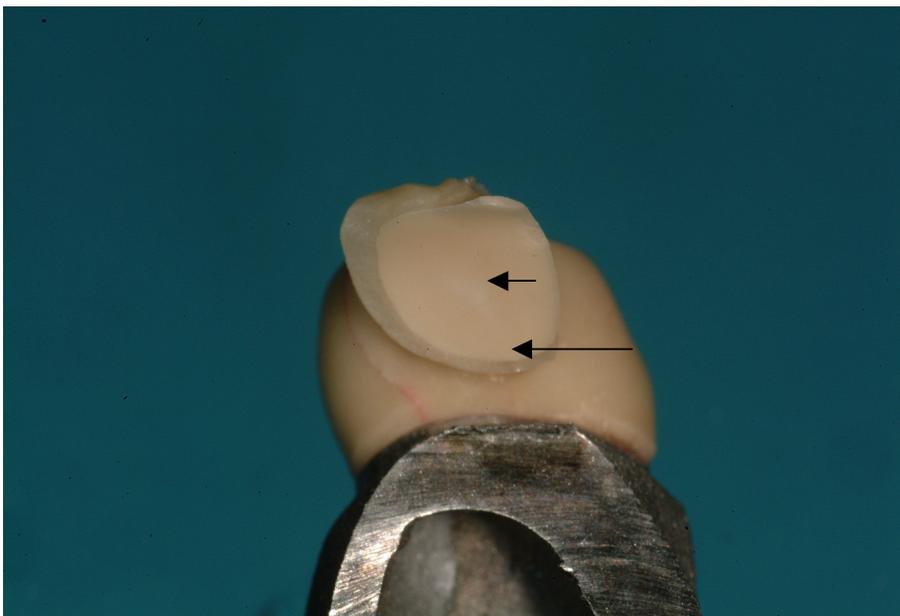


Abb. 48: Brücke 23, Aufsicht

Die Abb. 47 und 48 zeigen ein Frakturmuster durch den distalen Konnektor mit Absprengung der bukkalen Kronenwand des Molaren. Dabei kam es auch zu einer Rissbildung durch das Verblendmaterial des Prämolaren. Das Gerüst blieb dabei völlig intakt. Die verbliebenen Zementreste an der Molarenkrone sind deutlich zu sehen. Im Zentrum der Gerüstkeramik ist ein Infiltrationsdefizit zu erkennen (kleiner Pfeil), der sich längsseits durch das komplette Brückenglied zieht. Der große Pfeil veranschaulicht den Bereich der folgenden REM-Bilder.

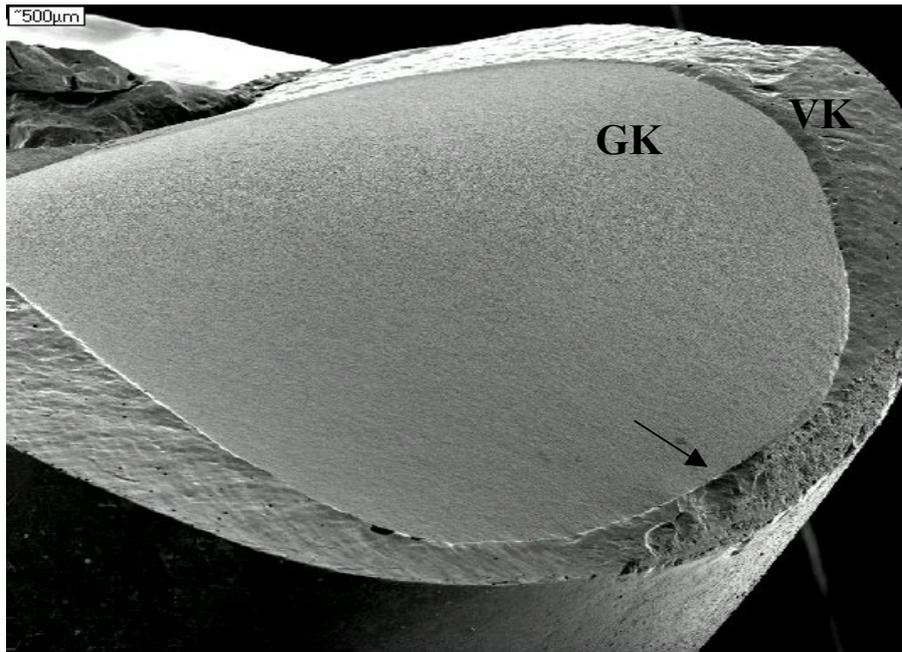


Abb. 49: Brücke 23, 20 x, Bruchoberfläche nahe des Konnektorunterseite, Bruchbeginn ist der apikale Bereich des mesialen Konnektors (Pfeil). Von dort aus kann man sogenannte hackles erkennen, die an der Bruchoberfläche nach okklusal verlaufen.

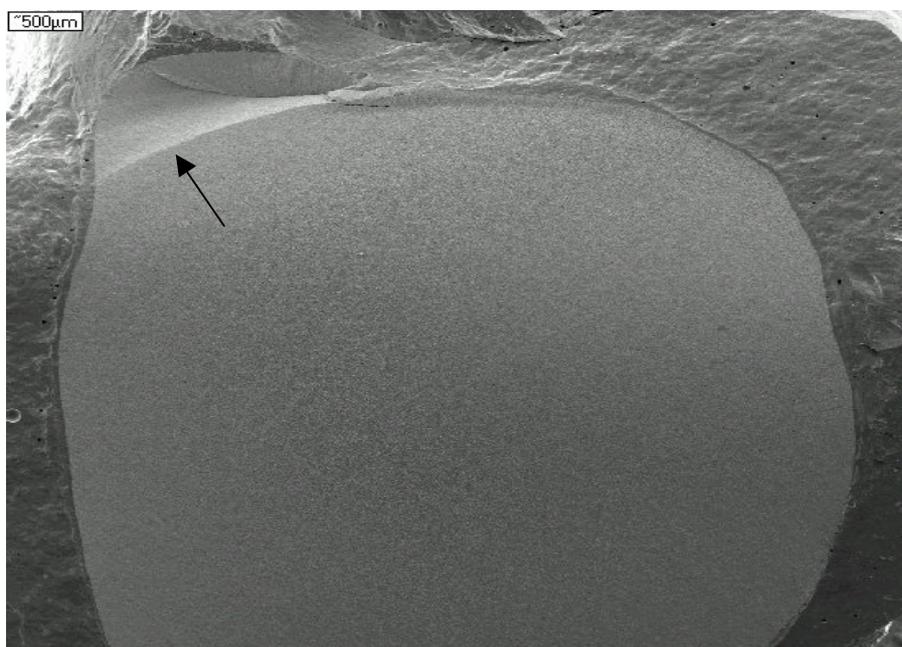


Abb. 50: Brücke 23, 60 x, zum Rissende hin zeigt die Frakturoberfläche eine fast 90° Krümmung (sog. cantilever curl) (Pfeil). Die Existenz dieser Struktur im okklusalen Bereich der Gerüstkeramik stimmt mit dem Bruchbeginn in Abb. 49 überein.

Die Auswertung der Bruchverläufe zeigt eine Vielfalt verschiedenartiger Bruchmuster. Exakt identische Bruchfragmente konnten nicht beobachtet werden. Festzustellen war, dass unter der Last des Stempels in der Zentralfissur des Brückengliedes es zu einer Konzentration von Mikrorissen in der Verblendkeramik kam. Die Ergebnisse zeigen, dass ein Großteil der Frakturen durch die Zentralfissur des Brückengliedes verläuft. Überwiegend traten Gerüstfrakturen durch den mesialen Konnektor, meist in unmittelbarer Nähe der Separation, auf.

Die Auswertung der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchung ergab eine deutliche Randzonenschädigung bei den meisten separierten Brücken durch die mechanische Bearbeitung der Diamantscheibe. Speziell bei den basal separierten In-Ceram-Brücken war die Separation fast immer Bruchausgang. Die Häufigkeit entlang der Separation in denen die Separation zugleich Rissursache war, nahm bei den Prüfbrücken mit basalem Anriss nach bukkal hin deutlich zu.

Im Gegensatz zu den basal separierten Prüfbrücken hatte der bukkale Anriss der Gruppe II weniger Einfluss auf die Bruchursache. Ihr Einfluss stieg jedoch, je weiter apikal der künstliche Anriss differenziert wurde. Entlang der basalen Separation konnten im unter apikalen Drittel die höchste Anzahl von Rissursprüngen festgestellt werden.

Die nachträgliche Politur der Gruppe III brachte ähnliche Ergebnisse wie die der Gruppe I.

Es konnten aber auch sowohl herstellungsbedingte Fehler im Gefügebild der industriell hergestellten Gerüstkeramik als auch Inhomogenitäten in der Verblendkeramik nachgewiesen werden. Gehäuft traten Abplatzungen des Verblendmaterial vom Hartkerngerüst in Erscheinung. Speziell unter der Last des Prüfstempels in der Zentralfissur des Zwischengliedes traten die höchsten Risskonzentrationen im Verblendmaterial auf.

## 5 Diskussion

Festigkeitsprüfungen an sprödharten Materialien können grundsätzlich anhand statischer, dynamischer und zyklischer Ermüdungsstudien erfasst werden [39]. Für die Prüfung der Bruchfestigkeit an vollkeramischen Brücken ist eine Vielzahl von Faktoren maßgeblich. Ihre Zementierung, die mechanischen Eigenschaften der verwendeten Restauration, das eingesetzte Stumpfmaterial, die Art der Befestigung, die Präparationsgestaltung der Pfeilerzähne, der Belastungsmodus, die Lagerungsart und nicht zuletzt die Geschicklichkeit und Erfahrung des Zahntechnikers im Umgang mit Werkstoffen spielen eine wesentliche Rolle [15, 53]. Die Verwendung schematisierter Verfahrenstechniken soll hierbei das Auftreten möglicher Fehler auf ein Minimum reduzieren. Um vergleichbare Ergebnisse zu erhalten, sollten standardisierte bzw. genormte Prüfverfahren Anwendung finden [65, 169]. Da Zahnkronen, insbesondere Brückenversorgungen, weder identische noch rotations-symmetrische Geometrien aufweisen und komplexen Spannungszuständen unterliegen, sollten vor ihrer klinischen Erprobung am Patienten *In-vitro*-Studien durchgeführt werden [62].

### 5.1 Versuchsbrücken

Um klinischen Bedingungen möglichst nahe zu kommen, entsprach die Herstellungsweise der kopiergefrästen In-Ceram-Aluminiumoxidbrücken denen am Patienten. In Anlehnung daran wurde für jedes einzelne Metallbrückensegment ein Sägemodell hergestellt und das Kunststoffgerüst wurde nach dessen Vorlage modelliert. Die Gerüstdimensionierung erfolgte exakt nach Herstellerangaben. Diskrepanzen bei Gerüstüberdimensionierung von  $\pm 0,05$  mm wurden toleriert und protokollarisch nicht in die Ergebnisserie mit eingerechnet. Dadurch sollte eine einfachere und gleichmäßige Infiltration der kopiergefrästen Rohlinge erreicht werden [9]. Das kopiergeschliffene Brückengerüst wurde vor und nach der Infiltration auf dem Sägemodell aufgepasst. Zeitlimits beim Aufpassen der Brücken auf die Metallstümpfe waren nicht vorgegeben.

Das Bruchverhalten ist abhängig vom Verdichtungsgrad der Verblendkeramik und der Anzahl der Brände [98]. Lediglich ein Grund-, ein Korrektur- und ein Glasurbrand bei der Fertigung sämtlicher Brücken sollten eine nahezu identische Qualität der Verblendkeramik sicherstellen. Auf dem Metallmodell erfolgten lediglich das endgültige Aufpassen und Einschleifen der okklusalen und approximalen Kontakte, so dass ein identisches Bild aller Brücken in

koronaler und mesiodistaler Ausdehnung gegeben war. Unter Verwendung von Silikonschlüsseln erhielt man auch in orovestibulärer Dimension identische Schichtstärken. Die Separation der Brücken erfolgte bei 20.000 Umdrehungen/Minute durch eine diamantierte Separierscheibe mit einer Tiefenmarkierung von einem Millimeter. Dadurch waren identische Kerbschnitte garantiert.

## 5.2 Präparation

Bei der Durchführung der Präparation wurde das klassische Konzept der Stumpfpräparation für vollkeramische Kronen modifiziert. Die Art der Stumpfpräparation stellte in Bezug auf die okklusale Reduktion von 1,5 mm, einen Kronenkonvergenzwinkel von  $10^\circ$  und die zirkuläre 1,0 mm breite Stufe mit abgerundetem Innenwinkel eine starke Idealisierung dar. Durch die Lage des Druckstempels an den Dreieckswülsten der gnathologisch gestalteten Kaufläche des Zwischengliedes erreichte man schematisierte Bedingungen, durch die eine gleichmäßige Kraftverteilung auf allen begrenzenden Höckerabhängen erreicht werden konnte. Mittels Dreipunkt-Abstützung an den inneren konvexen Höckerabhängen wurden drei identische Kraftvektoren induziert. Die Bedingungen entsprachen denen einer schiefen Ebene mit einer Neigung von etwa  $30^\circ$ , um natürliche Scherbelastungen zu simulieren [75]. Auf einen girlandenförmigen Verlauf der Stufenpräparation wurde verzichtet, da eine Abstützung des Kronenrandes an schrägen Flächen zu Keilwirkungen führt, welche die Belastung der Krone zusätzlich beeinflussen [26]. Zur Vermeidung einer punktförmigen Krafteinleitung wurde ein Plättchen aus einer 1mm starken Erkodurfolie zwischen Druckstempel und Keramikoberfläche gelegt.

Eine Schwächung der Gerüstdimensionierung in Bezug auf das Festigkeitsverhalten wurde unter Durchführung von Bruchversuchen untersucht. Zur Analyse der Gefügestruktur wurden hochauflösende Mikroskope verwendet [79, 120].

## 5.3 Zementierung

Um klinische Restaurationen langfristig stabil zu gestalten, werden prinzipiell folgende Richtlinien verfolgt: Das verwendete vollkeramische System wird generell den physikalischen Anforderungen wie hoher Bruchfestigkeit und Risszähigkeit gerecht [6, 94, 80] oder es muss zunächst über Adhäsivtechniken so modifiziert werden, dass ein stabiler Verbundmechanismus seine Belastbarkeit erhöht [60]. Da Restaurationen aus Aluminiumoxid aufgrund ihrer hohen Grundfestigkeit, unabhängig vom Verbund zum Befestigungsmedium, mit herkömmlichen Befestigungszementen eingesetzt werden können, haben wir uns für die

herkömmliche Verwendung des konventionellen Zements entschieden [20,85]. Alle im Celay-Verfahren hergestellten Brücken wurden mit dem Glasionomerezement Ketac-Cem auf den finierten Metallstümpfen befestigt. Im Gegensatz zur natürlichen Zahnhartsubstanz findet an ihren Metalloberflächen keine chemische Bindung statt.

Zwischen den Aluminiumoxidgerüsten und den Metallstümpfen aus Remanium-2000 traten lediglich Verkeilungseffekte an mikromechanischen Strukturen der Phasengrenzen als Haftmechanismen in Erscheinung. Ein Verstärkungsmechanismus im Hinblick auf die Festigkeit konnte mit dieser Art der Zementierung weitgehend ausgeschlossen werden. Somit wurde ein wesentlicher Einflussfaktor bei der Untersuchung industriell hergestellter vollkeramischer Brücken ausgeschaltet.

#### 5.4 Modellauswahl

Für mechanische Untersuchungen an Kronensystemen werden üblicherweise Metallstümpfe eingesetzt [75]. Zur Versuchsdurchführung wurden dreigliedrige Brücken auf einem Kieferkammsegment aus Metall, eingebettet in einen Kunststoffblock, starr gelagert. Im Vergleich zu natürlichen Zahnstümpfen verfügen diese über ein wesentlich höheres Elastizitätsmodul [190]. Eine physiologische Zahnbeweglichkeit wurde somit nicht simuliert, so dass die Deformation der Brücken und somit ihre Bruchgefahr im *In-vitro*-Test deutlich geringer sind als unter realen Bedingungen. Es lässt sich daher vermuten, dass starr gelagerte Restaurationen höheren Belastungen standhalten, was letztendlich eine höhere Versagenstoleranz der untersuchten Brücken vortäuschen würde [16, 164]. Festigkeitsmindernde Abrasionseffekte, die sich negativ auf die Bruchfestigkeit auswirken können, blieben unberücksichtigt.

#### 5.5 Wahl des Kopierfräsverfahrens

Nachteile geschlickter In-Ceram-Gerüste sind Qualitätseinbußen durch verarbeitungsbedingte Materialfehler wie Unreinheiten, mangelnde Primärverdichtung, der so genannte Zwiebschaleneffekt durch Massenauftrag oder gar eine unsachgemäße Bearbeitung des Werkstoffes [154, 156], die sich in einer Minderung der Belastbarkeit bemerkbar macht.

Durch industriell gefertigte Hochleistungskeramiken hingegen ist es heute möglich, Restporen, Inhomogenitäten, Oberflächenschädigungen, Risse beim Sinterungsprozess oder fertigungsbedingte Eigenspannungen auf ein Minimum zu reduzieren. Verbesserte synthetische Werkstoffe, feinkörnigere Pulver, Reinraumtechnik, hohe Primärverdichtung der Fremdkörper vor dem Sintern sowie gesteuerte Korngrößenaufbereitung tragen zum hohen

Qualitätsstandard der Industriekeramiken bei. Durch reproduzierbare Verfahrensbedingungen, eine computergesteuerte Brandführung und die Herstellung großer Chargen ist es möglich die Qualitätskonstanz standardisierter Rohlinge zu sichern. Rasterelektronenmikroskopische Analysen haben gezeigt, dass die Partikelgröße industriell hergestellter Alumina-Blanks eine geringere Variationsbreite aufweist als die der geschlickerten Gerüste und dass darüber hinaus wesentlich homogenere Gefüge mit größerer Teilchenpackung möglich sind. Konventionelle Sintergerüste zeigen eine durchschnittliche Teilchengröße von 3  $\mu\text{m}$ , jedoch auch Körner von mehr als 8  $\mu\text{m}$  und zahlreiche wesentlich kleinere Partikel von weniger als 1  $\mu\text{m}$  [156]. Ferner entfällt bei industriell gesinterten Alumina-Blanks die Duplikation des Originalstumpfes, die Herstellung eines Spezialgipsmodells und das Anmischen der  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Suspension, so dass die Prozesszeit der Herstellung wesentlich beschleunigt werden kann [156].

Mit der Anwendung des Celay- Verfahrens sollten die Vorteile industriell vorgefertigter, bereits gesinteter Rohlinge (Blanks) genutzt und ein hohes Qualitätsniveau der Brückengerüste garantiert werden. Um den klinischen Erfolg kopiergefräster Gerüstkörper nicht zu schmälern, bedarf es allerdings einer gewissen Einarbeitung und Erfahrung des Zahntechnikers. Demzufolge wurden zum Erlernen des exakten Fräskonzeptes sowohl theoretische als auch praktische Übungen an Brückengerüsten der Firma Mikrona in Unterföhring bei München angeboten und genutzt.

## 5.6 Bruchfestigkeit der Brücken

Die getesteten Brücken aus Keramikwerkstoff verhielten sich wie spröde Materialien. Das typische makroskopische Bruchbild durch einen der Konnektoren entsprach dem von *Tinschert et al.* [189] bzw. *Kappert und Mitarbeiter* [85] gefundenen Bruchmodus durch den Konnektorenquerschnitt. Die hohe Streubreite der gemessenen Bruchfestigkeitswerte lässt sich als charakteristisches Merkmal keramischer Werkstoffe, das auf zufällig im Werkstoffgefüge verteilte Defekte zurückzuführen ist, erklären. Durch die Dreipunkt-abstützung in der Zentralfissur des Zwischenglieds sollten maximal auftretende Spannungszustände im Brückengerüst simuliert werden.

### 5.6.1 Bruchfestigkeit der Brücken ohne Kausimulation

Die in dieser Untersuchung ermittelten Belastungswerte liegen im Rahmen anderer veröffentlichter Druckbelastungsuntersuchungen mit Prüfkörpern anatomischer Zahnformen [85,189]. Die Messung der axialen Bruchlast ergab Werte von 1466,88 N bis maximal 3036,16 N. Der Mittelwert dieser Gruppe lag bei 2288,25 N. Auffällig dagegen war ihre hohe Standardabweichung von über 600 N. *Kappert et al.* ermittelten bei der Druckbelastung von starr gelagerten dreigliedrigen In-Ceram-Seitenzahnbrücken im Oberkiefer, die mittels Spritztechnik bei gleicher Gerüstdimension hergestellt wurden, einen Mittelwert von  $2225,34 \pm 330$  N [85]. In Relation zu dieser Studie wurde die vom Hersteller angegebene um 10% höhere Bruchfestigkeit für kopiergefräste In-Ceram-Brücken allerdings nicht erreicht. Geringere Bruchfestigkeiten kopiergefräster dreigliedriger Aluminiumoxid-Brücken ermittelten *Tinschert et al.* bei doppeltem Transversenvorschub [189], was darauf zurückzuführen ist, dass mit zunehmender Prüfgeschwindigkeit Rissgeschwindigkeit und Risswiderstand abnehmen und Brücken im statischen Bruchversuch bereits früher versagen [102].

Die Streuung der Bruchfestigkeitswerte innerhalb einer Versuchsdurchführung ist ein Maß für die Homogenität der Gefügestruktur [87, 88]. Durch die Verwendung von industriell vorgefertigten Keramikrohlingen kann ein hoher Grad an Homogenität erzielt werden [24, 110, 115]. Demnach müsste die Streubreite dieser Gruppe weitaus geringer ausfallen. Die große Standardabweichung könnte durch Schwankungen der Infiltrationsqualität bedingt gewesen sein. Mit größerer Wahrscheinlichkeit ist ihre Ursache aber eher in den zeitlich verzögerten Abständen der Brückenfertigung durch verarbeitungsbedingte Fehler zu suchen. Die Aneignung von Erfahrungswerten im Umgang mit dem Kopierschleifverfahren konnte sich jedoch in der Werkstoffkonstanz nachfolgender Restaurationen herauskristallisieren.

### 5.6.2 Einfluss der zyklischen Last auf die Bruchfestigkeit

Die Bruchfestigkeit der Brücken ohne mechanische Dauerbelastung und thermische Wechsellast zeigte sich gegenüber den Brücken mit Separation statistisch hochsignifikant. Untersuchungsergebnisse nach thermischer Wechsellast bzw. Kausimulation an nicht separierten Brücken innerhalb dieser Studie standen nicht zur Verfügung. Vergleichbare Untersuchungen von *Pauli* ergaben nach Thermocycling eine prozentuale Festigkeitsminderung von 8,45%. Nach zweimonatiger Einlagerung im Kunstspeichel zeigte sich ein Abfall der Belastbarkeit um 13,31% bei gleicher Lagerung. Auch *Kappert et al.* ermittelten Festigkeitsverluste von rund 35% bei mechanischer Dauerbelastung nach einer Million Lastzyklen [85]. Bei zeitgleicher thermischer Wechsellast stieg das Belastungsdefizit um weitere 20% an [85]. In Relation zu dieser Studie müsste sich ein Gesamtfestigkeitsverlust von 55 % ergeben, wonach sich ein fiktiver Mittelwert von 1029 N für starr gelagerte In-Ceram-Brücken ohne Separation errechnen lässt. Demzufolge würden die Gruppen mit basaler bzw. bukkaler Separation diesen Anforderungen entsprechen, wobei jedoch beide Gruppen Bruchwerte aufweisen, die diesen Schwellenwert nicht oder gerade noch erfüllen. Die Kategorie mit basalem Anriss und nachträglicher Politur wurde dieser Forderung nicht gerecht, zeigte aber die geringste Standardabweichung. Nach *Marx* sollte die Dauerfestigkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken der halben statischen Festigkeit entsprechen [115]. Verfolgt man dieses Ziel konsequent, werden von den 30 separierten Brücken lediglich 54% diesem Kriterium gerecht.

Es sollte jedoch berücksichtigt werden, dass es sich in dieser Studie um starr gelagerte künstliche Stümpfe aus Metall handelt, deren Stellenwert bereits in zahlreichen Veröffentlichungen verdeutlicht wurde [85, 154]. Da man den desmodontalen Spalt des natürlichen Zahnes durch eine 0,3mm breite dünnfließende Silikonschicht ersetzte, wurden im statischen Belastungstest Festigkeitsabfälle von 17% festgestellt. In einer anderen Studie wurden mit Gummiringen und Palavit G umgebene bzw. in einer Zahnfleischmaske aus Weichsilikon beweglich gelagerte Metallstümpfe bis zu ihrem totalen Versagen belastet [85]. Gegenüber dem gemessenen Mittelwert von 2225 N der in Gips eingebetteten Stümpfe erreichten die bedingt beweglich bzw. beweglich gelagerten Brücken im Bruchtest nur mehr Mittelwerte von 910 N bzw. 703 N [85]. Sicherlich ist hier die Beweglichkeit in dem Maße, wie es in einem parodontal gesunden Gebiss vergleichbar wäre, übertrieben. Berücksichtigt man aber, dass gelegentlich auch zwangsweise Pfeiler mit Attachmentverlust zur Überbrückung herangezogen werden, so kommen diese Ergebnisse *In-vivo*-Bedingungen doch sehr nahe.

### *5.6.3 Einfluss der Oberflächenbearbeitung durch Separation*

Durch Separation kommt es, bedingt durch den geringeren Konnektorquerschnitt, einerseits zur Schwächung der Gerüststruktur, andererseits zur Setzung von Mikrorissen infolge von Oberflächenbearbeitung [63, 64]. Bei der Frage nach dem Einfluss der Separation scheint es, dass die Anordnung des Anrisses keinen oder nur wenig Einfluss auf die Mittelwerte der Bruchfestigkeit der Restaurationen hat. Vergleicht man jedoch die Standardabweichungen der Gruppen untereinander, so ergeben sich gravierende Differenzen.

Durch die Belastung des Druckstempels entstehen an seiner Unterseite stärkste Zugspannungen, die auf Brücken mit basaler Separation hohe Zugkräfte an den longitudinalen Rissflanken induzieren, die hohe rissöffnende Kerbwirkungen hervorrufen. Der Mittelwert der bukkal separierten Restaurationen liegt zwar höher als derjenige der Brücken mit basalem Anriss, dennoch wären theoretisch deutlich größere Belastungseinbrüche zu erwarten gewesen. Dies beweist, dass es sich hier nicht um idealisierte Prüfmodelle handelt, sondern um vollkeramische Brückenrestaurationen, die nicht schematisierten Bedingungen unterliegen.

Besondere Aufmerksamkeit sei dem Einfluss auf das Biegeverhalten in Bezug auf die Konnektorhöhe vollkeramischer Brücken zu widmen. Sie steht in der 3. Potenz zur Breite, während die Festigkeit in vestibuloraler Richtung bei Reduzierung linear abnimmt [140]. Soll bei verschiedenen Querschnitten der Biegewiderstand gleich sein, so muss unter gleichen Bedingungen das Produkt  $h^3 \cdot b$  konstant bleiben. So müssen geringfügige Reduzierungen der Konnektorenhöhe durch entsprechend große Ausdehnungen in vestibuloraler Richtung kompensiert werden, wenn die Stabilität der Restauration konstant bleiben soll.

Die Mittelwerte der gemessenen Bruchfestigkeiten aller Gruppen mit Separation zeigen statistisch keinen signifikanten Unterschied. Die nur geringe Abweichung der bukkal separierten Brücken kann dadurch erklärt werden, dass die Kerbwirkung an jedem Punkt in orovestibulärer Richtung wirkt. Bei basaler Oberflächenschädigung kommt es zu gleich großen Zugkräften, die jedoch nicht auf den Konnektorenmittelpunkt wirken.

### *5.6.4 Einfluss der Politur auf die Bruchfestigkeit*

Druckeigenstressungen können durch Schleifmittel sowohl in gebundener Form mit diamantierten Separierscheiben als auch durch Politur über ungebundene Schleifkörper in den Oberflächenrandzonen Druckspannungen induzieren und folglich zur Erhöhung der Bruchfestigkeit beitragen [49]. Die Mittelwerte der Bruchlasten der polierten Brücken mit

Separation zeigen keinen signifikanten Unterschied zu den Restaurationen ohne Politur. Eine Erklärung für die geringe Abweichung der polierten Kerbstellen liegt wahrscheinlich in ihrer kleinen Oberfläche und Geometrie, weshalb lediglich Bruchteile der Brückenoberfläche poliert wurden. Es ist davon auszugehen, dass die Qualität der Politur bezogen auf die Randbereiche der Separation keine exakten Ergebnisse liefert. Die geringere Standardabweichung der nachträglich polierten Separationen im Vergleich zu denen ohne Politur lässt eine Minderung der Oberflächendefekte oder eine Randzonenschädigung geringerer Tiefe vermuten.

## 5.7 Fraktographische Analyse

Das Prinzip der formgebenden Bearbeitung von Werkstoffrohlingen basiert auf der kontrolliert gesteuerten Applikation mechanischer Energie mit dem Ziel einer Neu- bzw. Umgestaltung der Werkstoffoberfläche. Die Auswirkungen dieser Energieankoppelung durch unmittelbaren Kontakt einer diamantierten Separierscheibe mit der Keramikoberfläche galt es in dieser Studie zu untersuchen und mit den zuvor gemessenen Bruchwerten in Relation zu bringen. Um Auskunft darüber zu erhalten, inwiefern sich Einflüsse der Festigkeit auch im Gefügebild bemerkbar machen, wurden die Brücken getrennt und ihre Bruchflächen im Rasterelektronenmikroskop analysiert.

Mit Hilfe der Bruch-Flächen-Analyse (FSA), der so genannten Fraktographie, können Rückschlüsse auf das Frakturgeschehen gezogen werden was zu einer Werkstoffoptimierung beiträgt [87, 89]. Das grundlegende Ziel fraktographischer Analysen ist es zu untersuchen, ob fertigungs- oder bearbeitungsbedingte Fehler vorliegen oder sogar deren Kombination [152]. Informationen können nicht direkt abgeleitet, sondern müssen erst ähnlich einer Codierung entschlüsselt werden. Mit Hilfe von topographischen Frakturmerkmalen erfolgte nach überkritisch forcierter Fraktur die Versagensanalyse der Brücken im Rasterelektronenmikroskop. Jedoch muss erwähnt werden, dass diese Untersuchungsmethode rein quantitativ ist und lediglich retrospektive Ergebnisse liefert [43, 193]. Anders als bei Glaskeramiken stellen sich Bruchflächen bei glasinfiltrierten Aluminiumoxidkeramiken als sehr zerklüftet dar. Hauptproblem infiltrativer Keramiken ist ihre offenporöse Matrix, weswegen sich die Rissverfolgung in tieferen Schichten als sehr problematisch darstellt. Zumindest eine quantitative fraktographische Aufarbeitung war infolge der Probenanzahl jedoch möglich.

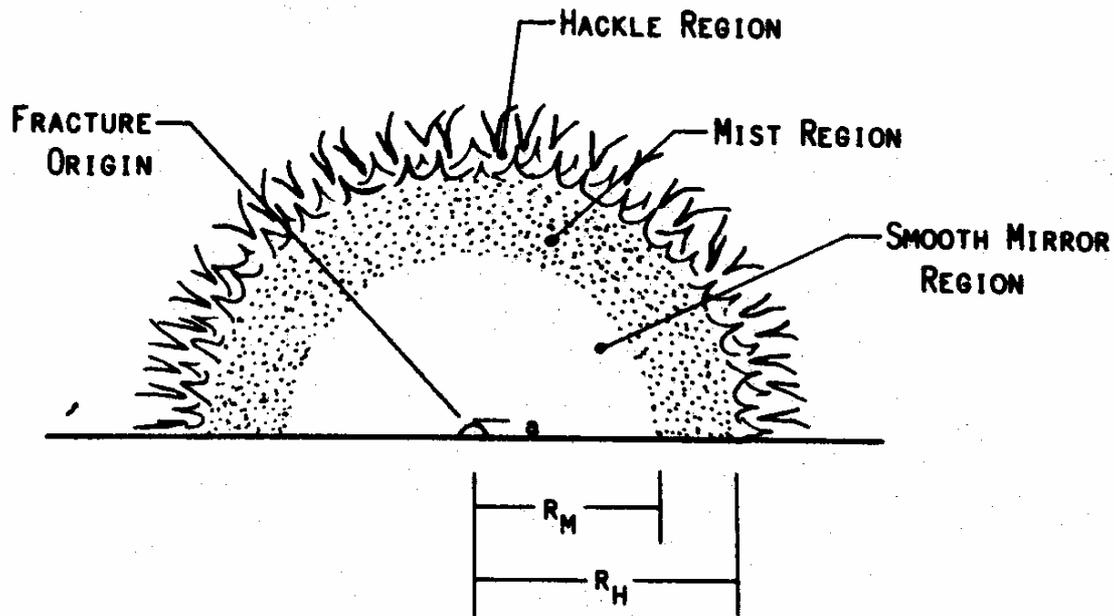


Abb. 51: Schematische Darstellung eines twist hackle mit mist radius  $R_M$  und hackle radius  $R_H$  [89].

Strahlenförmig vom Risskeim in alle Richtungen auslaufende Risse hinterlassen charakteristische Oberflächenmerkmale. Zentral entstehen zunächst glatte Oberflächen (mirror). Änderungen in der Rissausbreitungsgeschwindigkeit, Gefügeänderungen oder plötzliche Richtungsabweichungen der Zugspannungen im Material lassen zunächst ein Muster von feinen wallförmigen Erhöhungen entstehen (mist region). Weiter peripher gelegen nimmt diese Region rauere Formen an. Dort dominieren Verzweigungen und Deltabildungen (Abb. 51).

Twist hackles im Bereich der Separation deuten auf lokale Zugspannungskonzentrationen hin, die mit großer Wahrscheinlichkeit durch die Bearbeitungsrandzone induziert wurden. Diese eindeutigen Frakturmerkmale sind als potentielle Initialdefekte anzusehen und können als Rissursprung identifiziert werden. Neben einer Vielzahl von Mikrorissbildungen entsteht eine starke Zerrüttung im Randzonenbereich, woraus anscheinend eine Schwächung der chemischen Bindungen im Material resultiert

Die rasterelektronenmikroskopische Bruchstellenanalyse ergab, dass die Rissverläufe häufig ihren Ausgang direkt, bzw in unmittelbarer Nähe der Separation nahmen. Oft zeigte sich, dass nicht die Separation selber, sondern die dadurch entstandene Randzonenschädigung, eine Rissinitiierung zur Folge hatte. Das Ausmaß der Randzonenschädigung ist abhängig von der Eindringtiefe der Diamantkörner. Folglich steigt mit zunehmender Eindringtiefe die Rauigkeit

der Oberfläche. Größere Rauigkeiten haben wiederum geringere Biegefestigkeitswerte zur Folge [47, 183].

Vor allen bei den basal separierten Brücken korrelierten die durch den künstlichen Anriss hervorgerufenen Randzonenschädigung mit der Bruchursache. Bevorzugt vestibulär gelegene Bereiche der basalen Separation waren gehäuft Auslöser der Gerüstfraktur. An den herausgesprengten Keramikchips traten lokale Spannungskonzentrationen auf, die sich anschließend als Gerüstfraktur durch die Brückenzwischenlieder in Richtung Zentralfissur fortpflanzten. In der Vergrößerung zeigten sich Bruchflächen mit glatter Oberfläche, aber auch Bruchflächen mit scharfkantigen Diskontinuitäten, gekennzeichnet durch sogenannte Haltelinien. Eine spontane Krümmung der Rissoberfläche zum Rissende hin, sog. cantilever curl, festigten den Zusammenhang zwischen dem künstlichen Anschliff und Bruchursache.

Bei den Proben mit bukkaler Separation zeigt sich, dass anscheinend der künstliche Anriss weniger Einfluss auf die Bruchursache hat. Die Existenz sogenannter wallner lines, wacke- bzw. twist hackles oder cantilever curls deuteten darauf hin, dass das Versagen der Bruchbrücken auf die Existenz von Oberflächendefekten der Okklusalfäche der Brückenzwischenlieder zurückzuführen war.

Die Anfälligkeit der basal separierten Brücken gegenüber den bukkal separierten Brücken unterstreicht die Empfindlichkeit der Konnektoren im apikalen Bereich, die unter Zugspannung stehen und damit gegenüber Oberflächendefekten erheblich anfälliger reagieren. Speziell im bukkoapikalen Bereich der Konnektoren konnte die höchste Konzentration an Rissursprüngen, die durch den künstlichen Anriss gesetzt wurden, festgestellt werden.

Scherbrüche, vor allem in Form von Kohäsionsfrakturen an der Grenzschicht Gerüst-Verblendkeramik, aber auch Adhäsionsfrakturen in der Verblendkeramik der lingualen Anteile der Brückenzwischenlieder konnten bei allen Brückenkategorien beobachtet werden.

Darüber hinaus zeigten die Bruchbilder auch fertigungstechnische Fehlerquellen wie Lufteinschlüsse ( Abb. 30, 35, 50 ) oder Fremdkörper, die als Schichtungsfehler oder durch Unreinheiten beim Verarbeiten der Keramikmassen zustande kamen. Großvolumige Lufteinschlüsse wurden dagegen nur an den Grenzflächen zwischen Hartkerngerüst und Verblendmaterial beobachtet und sind auf Schichtungsfehler der Verblendkeramikmasse zurückzuführen.

Auffällig war die hohe Anzahl an Brücken, die Infiltrationsdefizite aufweisen ( Abb. 44, 48 ). Ihre Ausdehnung, die besonders bei Scherbrüchen in orovestibulärer Richtung als langgezogene, weißliche Linie zum Vorschein tritt, erstreckt sich entlang des Massenschwerpunktes der Zwischenglieder. Infiltrationsmängel bei der Herstellung können ausgeschlossen werden, da die Brücken gemäß Herstellerangaben infiltriert wurden. Als Ursache kommen wahrscheinlich zu geringe Kapillarkräfte im Inneren des Hartkerngerüsts oder eine zu hohe Viskosität des Lanthanglases in Frage. Sie tragen zum schnelleren Versagen der Restaurationen bei, können aber nicht als primäre Frakturursache eingestuft werden.

Die Kornverteilung im Gerüstmaterial unterstreicht ein hohes Maß an Homogenität, vereinzelt treten jedoch kleine Gruppierungen von Glasinseln auf, die auch von *Pospiech* bestätigt wurden [141].

In zwei Fällen kam es zu Inselbildung von Lanthanglas in Nähe der Separation ( Abb. 27). Die Aufschmelzungen sind jedoch zu punktuell, als dass sie durch die Wärmeentwicklung der Diamantscheibe hätten hervorgerufen werden können. So muss davon ausgegangen werden, dass es im Gerüstkörper zu Hitzestauungen während des Infiltrationsprozesses gekommen sein muss.

## 6 Zusammenfassung

In dieser Studie wurde das Festigkeitsverhalten von In-Ceram-Brücken, die im Celay-Kopierschleifverfahren hergestellt wurden, untersucht. Dazu wurden vier Gruppen mit jeweils 10 Seitenzahnbrücken mit unterschiedlicher Separation am mesialen Konnektor hergestellt.

Die Präparation erfolgte mit der klassischen Präparationsgeometrie für vollkeramische Brücken (Stufe mit gerundeter Innenkante 1,0 mm, okklusale Reduktion 1,5 mm in der Zentralfissur, 6° Kronenkonvergenzwinkel). Insgesamt wurden 40 Brücken hergestellt und mit dem Glasionomerzement Ketac-Cem auf metallischen Stumpfsegmenten aus Remanium-2000 zementiert. Zehn Brücken wurden ohne nachträgliche Oberflächenbearbeitung sofort der Überlastprüfung unterzogen. Die Brücken mit Separation am mesialen Konnektor wurden zunächst 180 Tage im Wasserbad gelagert, bevor sie im Kausimulator mit thermischer Wechsellast 1.200.000 Lastzyklen ausgesetzt wurden. Anschließend wurden auch diese in einer Zwick- Universal- Prüfmaschine axial bis zum Versagen der Restauration gebrochen. Zur Bestimmung der Rissursache wurden die Brücken nachträglich lichtmikroskopisch und unter Zuhilfenahme eines Rasterelektronenmikroskops fraktographisch untersucht.

Für die Gruppe der In-Ceram-Brücken ohne Anriss wurde im Mittel eine durchschnittliche Bruchfestigkeit von 2288 N ermittelt. Die Testgruppe I mit basaler Separation ergab 1132 N, die Testgruppe II mit bukkaler Separation erbrachte einen durchschnittlichen Wert von 1185 N und die Brücken mit basalem Anriss und nachträglicher Politur ergaben 988 N. Die statistische Auswertung erbrachte die Erkenntnis, dass die Brücken ohne nachträgliche Oberflächenbearbeitung und Kausimulation gegenüber allen Brücken mit Anriss hoch signifikant waren. Die rasterelektronenmikroskopische Auswertung der Defektsimulation am mesialen Konnektor konnte eine deutliche Rissinizierung in der Gerüstkeramik beweisen, die einerseits durch die Schwächung am Gerüst, andererseits durch die einhergehende Randzonenschädigung infolge der Bearbeitung durch die Diamantscheibe einhergeht.

Des Weiteren wurden auch kritische Fehler wie Inhomogenitäten in der Gerüststruktur, Einschlüsse oder Porenbildung im Matrixgefüge festgestellt. Ausgehend von der Instabilität herstellungs- oder bearbeitungsinduzierter Defekte setzt bei Belastung überkritisches Risswachstum ein, was sich auch im Belastungstest bemerkbar machte.

Die abschließende Auswertung der Defektsimulation am Brückengerüst zeigt, dass eine Separation am Brückenkonnektor mit Zurückhaltung erfolgen sollte, um Kerbwirkungen bzw. dem Ermüdungsverhalten in der Keramik vorzubeugen.

## 7 Literaturverzeichnis

- 1 Adamecyk A., Spiechowicz E.: Plaqueaccumulation and crowns made of various materials. *Int. J. Prosthodont* 3, 285-291 (1990)
- 2 Andersson M., Oden A.: A new all-ceramic crown. A dense sintered, high-purity alumina coping with porcelain. *Acta Odontol Scand* 51, 59-63 (1993)
- 3 Augthun M., Spiekermann H.: In- vitro und In-vivo- Untersuchungen zum Korrosionsverhalten einer Palladiumlegierung. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 49, 632-635 (1994)
- 4 Becker J., Heidemann D.: Entwicklungsstand und Probleme des Einsatzes von CAD/CAM-Systemen. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 48, 611-617 (1993) 10
- 5 Bienek K.W. und Marx R.: Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Bückenmaterialien. *Schw. Monatsschr. Zahnmed.* 104, 284-289 (1994)
- 6 Bienek K.W., Spiekermann H.: Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - eine kritische Bewertung 2. *Quintessenz* 44, 689-697 (1993)
- 7 Bienek K.W., Spiekermann H.: Innovative vollkeramische Kronen- und Brückensysteme - eine kritische Bewertung 1. *Quintessenz* 44, 529-542 (1993)
- 8 Biffar R., Weitzsch U.: Zur Paßgenauigkeit von Verblendkronen mit keramischen Schultermassen. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 44, 779-782 (1989) 10
- 9 Bindl A., Mörmann W.H.: Klinische und technische Aspekte der Cerec-In-Ceram-Kronen. *Quintessenz* 47, 775-792 (1996)
- 10 Binns D.: Die chemischen und physikalischen Eigenschaften des Dentalporzellans.- In: J.W. Mc Lean: *Dental-Keramik. Vorträge und Diskussionen anlässlich des ersten Int. Keramiksymposiums.* Quintessenz Chicago, Berlin, London, Rio de Janeiro, Tokio, 41-81 (1984)
- 11 Böttger H., Rosenbauer K.A., Pospiech P.: Die Oberfläche von Glaskeramikkronen (Dicor)
- 12 Boysen H., Frey F., Vogt T.: Neutron Powder Investigation of the Tetragonal to Monoclinic Phase Transformation in Undoped Zirconia. *Acta Cryst* 47, 881 (1991)
- 13 Brown M.H., Sorensen S.E.: Aluminous porcelain and its role in fixed Prosthodontics. *J. Prosthet Dent* 53, 507 (1979)
- 14 Brunner M., Hölldampf P.: Lava - heißes Magma oder CAD/CAM - High Tech? *Dental Labor*, XLIX, Heft 3, 433-442 (2001)
- 15 Burke F.J.T.: Effect of luting systems on fracture resistance of dentin bonded crowns. *J. Dent Res* 75:20, Abst. 24 (1996)

- 16 Campbell S.D.: A comparative strength study of metal ceramic and all-ceramic esthetic materials: Modulus of rupture. *J. Prosthet Dent* 62, 476-479 (1989)
- 17 Celay-Produktionformation: Fortschritt eingebaut. Celay Mikrona, Spreitenbach
- 18 Celay, direkte oder indirekte Herstellung keramischer Formkörper. Mikrona Technologie AG, Rev. 11/1993
- 19 Chan C., Weber H.: Plaqueretention and teeth restored with full-ceramic crowns: A comparative study. *J. Prosthet Dent* 56, 666-671 (1986)
- 20 Claus H.: Vita In-Ceram, ein neues Verfahren zur Herstellung oxidkeramischer Gerüste für Kronen und Brücken. *Quintessenz Zahntech.* 16, 35-46 (1990)
- 21 Claussen N.: Verstärkung keramischer Werkstoffe. *Keramik in Wissenschaft und Praxis.* DGM Informationsgesellschaft Verlag. (1992)
- 22 Dannheim H., Ol H.J., Rivera P.: Effect of production parameters on the variation of industrial porcelain strength values. *Ceram Forum Int.* 68, 66 (1991)
- 23 Danzer R., Telle R.: Gefüge und Bruch von Hochleistungskeramiken. In: K.L. Maurer, M. Pole (Hrsg.): *Gefüge und Bruch.* Bornträger, Berlin/Stuttgart, 463 (1990)
- 24 Datzmann G.: Cerec Vita blocs Mark II. Machinable ceramic. In: W.H. Mörmann (ed.): *10 Year Cerec Anniversary Symposium.* Quintessence, Berlin, 205-215 (1996)
- 25 DIN EN 843/1: Hochleistungskeramik, Monolithische Keramik. Mechanische Eigenschaften bei Raumtemperatur, Teil 1: Bestimmung der Biegefestigkeit. Beuth, Berlin 1992.
- 26 Doyle M.G., Munoz C.A., Goodacre C.J., Friedlander L.D., Moore B.K.: The effect of tooth preparation design on the breaking strength of DICOR crowns: Part 2. *Int. J Prosthodont* 3, 241-248 (1990)
- 27 Duret F., Blouin L., Nahami L.: Principes de fonctionnement et application techniques de l'empreinte optique dans l'exercice des cabinets. *Cah Prothese* 13, 73 (1985)
- 28 Edelhoff D., Marx R.: Adhäsion zwischen Vollkeramik und Befestigungskomposit nach unterschiedlicher Oberflächenvorbehandlung. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 50, 112-117 (1995) 2
- 29 Eichner K.: *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung (Bd. 2). Werkstoffe unter klinischen Aspekten.* 207-230 (Heidelberg 1981)
- 30 Eichner K.: *Metallkeramik in der zahnärztlichen Prothetik.* Carl Hanser Verlag München 1979
- 31 Eidenbenz S., Lehner C.R., Schärer P.: Copymilling ceramic inlays from designanalogs: Practicable approach with the Celay system. *Int. J Prosthodont* 7, 134-142 (1994)

- 32 Eidenbenz S., Schärer P.: Das Kopierschleifen keramischer Fremdkörper. Philip J, 11. Jahrg., 91-95 (3/1994)
- 33 Erpenstein H., Kerschbaum Th.: Frakturanfälligkeit von glas- und galvanokeramischen Kronen. Dtsch. Zahnärztl. Z. 50, 668-670 (1995) 9
- 34 Everns A.G., Charles E.A.: Fracture toughness Determination by Identification. J. AM Ceram Soc. 59, 371 (1976)
- 35 Feher A., Mörmann W.H., Lutz F.: Die Standzeit von Cerec-Schleifscheiben. Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 101, 857-863 (1991)
- 46 Felden A., Schmalz G., Federlen M., Hiller K.A.: Retrospective clinical investigation in survival analysis on ceramic inlays in partial ceramic crowns: results up to seven years. Clean Oral Invest. Mag. 2, 161-167 (1998)
- 37 Felden A., Schmalz G., Hiller K.A.: Retrospective clinical investigation in survival analysis on partial ceramic crowns: Results up to seven years. Clean Oral Invest 4, 199-205 (2000)
- 38 Fischer H., Weinzierl P.: Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramik. Dtsch. Zahnärztl. Z., 484-488 (1999)
- 39 Fischer K.F.: Konstruktionskeramik. Dt. Verlag für Grundstoffindustrie Leipzig, 84-85 (1992)
- 40 Fischer J., Schmid M., Kappert H.F., Strub J.R.: Gefügeausbildung der dentalkeramischen Kernmasse In-Ceram und Thermische Dehnung ihrer Einzelkomponenten. Dtsch. Zahnärztl. Z. 46, 461-463 (1991) 7
- 41 Fischer-Brandies E., Winkler R., Roos H., Peter M.: Zur Bedeutung der Emission von Alphastrahlung aus Zirkonoxiden. Vortrag auf der 43.sten Jahrestagung der DGZPW e.V. Mainz (1994)
- 42 Frankenberger R., Petschelt A., Krämer N.: Leuzite- Reinforced glass ceramic inlays and onlays after six years: clinical behavior. Oper Dent 25, 459-465 (2000)
- 43 Fréchette V.D.: Marking on crack surfaces of brittle materials: A suggested unified nomenclature. ASTM Spec Tech Publ. 827, Philadelphia (1984)
- 44 Freesmeyer W.B.: Natürliche Ästhetik mit vollkeramischen Systemen. DMK (17), 242-243 (2001)
- 45 Friedman S.: Introduction to ceramics and glasses. In: ASM Engineering Materials Handbook, Vol.4: Ceramics and Glasses. Philadelphia: ASM International, 1-40 (1991)
- 46 Fuhr K., Reiber Th.: Kronenprothetik. Verlag Urban und Schwarzenberg, 52 (1996)

- 47 Furrer O., Mörmann W.: Effizienz und Kantenqualität beim computertechnischen Formschleifen von Keramikinlays. Schweiz. Monatsschr. Zahnmed.: 103, 17-25 (1956)
- 48 Gehre G., Häbler C., Ulbricht J.: Dentalkeramische Massen und metallkeramischer Verbund unter besonderer Berücksichtigung der Materialkombination Gisadent NCA/VITA VMK 68. Dtsch. Stomatol 34, 730-737 (1984)
- 49 Giordano R.A., Cima M., Pober R.: Effects of surface finish on the flexoral strength of feldspathic and aluminous dental ceramics. Int. J. Prosthodont 8, 311-319 (1995)
- 50 Graber G., Pfändler M.: Die Quintessenz einer praxisbezogenen Kronen- und Brückenprothetik. Quintessenz-Verlag, Berlin (1980)
- 51 Gravelis J.R., Morency J.D., Riley E.D., Sozio R.B.: The effect of various finish line preparations of the marginal seal and occlusal seat of full crown preparation. J. Prosth. Dent. 45, 138 (1981)
- 52 Geis-Gerstorfer J., Kanjantra P., Pröbster L., Weber H.: Untersuchungen der Bruchzähigkeit und des Rißwachstums zweier vollkeramischer Kronen- und Brückensysteme. Dtsch. Zahnärztl. Z. 48, 485-691 (1993) 11
- 53 Geis-Gerstorfer J., Kanjantra P.: Zum Einfluß der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von Empress und In-Ceram. Dtsch. Zahnärztl. Z. 47, 618-621 (1992) 9
- 54 Geis-Gerstorfer J., Fäßler P.: Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram. Dtsch. Zahnärztl. Z. 54, 692-694 (1999) 11
- 55 Groß J.M., Baumann M.A.: Das Celay- Kopierfräsverfahren und seine Anwendungsmöglichkeiten. Quintessenz: 47/11, 1495-1503 (1996)
- 56 Groten M., Girthofer S., Pröbster L.: Marginal fit of copy-milled Celay-In-Ceram crowns. 31 IADR (Abstr. 227), Lyon (1994)
- 57 Groten M., Hoffmann J., Cornelius C.P., Pöbster L., Pfannenberg C., Geis-Gerstorfer J.: Herstellung individueller Keramikimplantate für Orbitarrekonstruktionen. Dtsch. Zahnärztl. Z. 52, 268-271 (1997) 4
- 58 Guggenberger R.: Das Rocatec-System - Haftung durch Tribochemische Beschichtung. Dtsch. Zahnärztl. Z. 44, 874-876 (1989) 11
- 59 Haas M., Arneztl G., Wegschneider W.A., König K., Bratschko R.O.: Klinische und werkstoffkundliche Erfahrungen mit Komposit-, Keramik- und Goldinlays. Dtsch. Zahnärztl. Z. 47, 18-22 (1992)
- 60 Habenicht G.: Kleben. 2. Aufl. Springer Verlag Berlin (1990)
- 61 Hahn R., Löst C.: Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. Dtsch. Zahnärztl. Z. 47, 659-664 (1992) 10

- 62 Hahn R.: Keramische Einzelzahnrestaurationen. Med. Habil, Tübingen 1995
- 63 Hahn R., Löst C.: Grinding of ceramic materials. In: W.H. Mörmann (ed.). International symposium on computer restorations. Quintessence, Berlin, 103-116 (1991)
- 64 Hahn R., Löst C.: Grinding of ceramic materials. In: W.H. Mörmann (ed.). International Symposium on computer restorations: Proceedings 1991, May 3-4, Regensdorf/Zürich, 623-630. Quintessence, Chicago (1991)
- 65 Hahn R., Löst C.: Experimentelle Festigkeitsbestimmung sprödharter Restaurationsmaterialien. Dtsch. Zahnärztl. Z. 48, 484-487 (1993)
- 66 Hansen M., Anderko K.: Constitution of Binary Alloys 2. Auflage Mc-Graw-Hill, London, 1079 (1958)
- 67 Hegenbarth: Die Anwendung des Procera-CAD/CAM-Systems bei metallfreien Suprastrukturen auf Einzelzahnimplantaten. Quintessenz Zahntech 23, 294-307 (1997)
- 68 Hegenbarth, Ottl P.J., Lauer H.C.: Individuelle CAD/CAM-hergestellte Gerüstkapfen aus Aluminiumoxidkeramik für Cera-One-Abutments. Implantologie 5, 147-158 (1997)
- 69 Hegenbarth E.A.: Das Procera-System: Ästhetik, Präzision und Stabilität eines neuen vollkeramischen Verfahrens. Quintessenz Zahntech 22, 1098-1114 (1996)
- 70 Hofer B.: Anwendung des HIP Verfahrens bei keramischen Werkstoffen. Keram. Z. 36, 552 (1984)
- 71 Hofmann N., Haller B., Klaiber B., Münchenberg K.: Randqualität gesinterter und gepresster Keramikinlays nach Belastung im Kausimulator. Dtsch. Zahnärztl. Z. , 715-719 (1993) 11
- 72 Hofmann N., Handrejk A., Haller B., Klaiber B.: Oberflächenkonditionierung gepresster Keramik und ihr Einfluß auf die Verbundfestigkeit zu Kompositen. Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 103, 1415-1420 (1993)
- 73 Hofmann N.: Die Herstellung und Eingliederung von computergesteuerten Keramikinlays. Zahnärztl. Welt/Reform 100, 329-323 (1991)
- 74 Hofmann N., Popp N., Klaiber B.: Klinische und rasterelektronenmikroskopische Nachuntersuchungen von Cerec-Inlays nach 5 Jahren Liegedauer. Dtsch. Zahnärztl. Z. 50, 835-839 (1995)
- 75 Hölsch W., Kappert H.F.: Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich. Dtsch Zahnärztl. Z. 47, 621-623 (1992)
- 76 Hondrum S.O.: A review of the strength properties of dental ceramics. J. Posthet. Dent. 67, 859-865 (1992)

- 77 Horn V., Kappert H.F.: Festigkeit von dreigliedrigen Galvanobrücken im Seitenzahnbereich. Dtsch. Zahnärztl. Z. 47, 597 (1992)
- 78 Horn H.R.: Kronen und Brücken als Therapie. Quintessenz Verlag Berlin, Chicago, Rio de Janeiro, Tokio (1982)
- 79 Hotz P., McLean J.D., Sced I., Wilson A.D.: The bonding of glass ionomer cements to metal and tooth substrates. Brit. Dent J. 142, 41-47 (1977)
- 80 Hüls A.: Zum Stand der klinischen Bewährung infiltrationskeramischer Verblendkronen. Dtsch. Zahnärztl. Z. 50, 674-676 (1995) 9
- 81 Kajantra P.: Experimentelle Untersuchungen zur Festigkeit und Rißausbreitung zweier vollkeramischer Kronen- und Brückensysteme (In-ceram und IPS-Empress). Medizinische Dissertation, Tübingen 1992
- 82 Kappert H.F., Knipp U., Wehrstein A., Kmitta M., Knipp J.: Festigkeit von Zirkonoxid-verstärkten Keramikbrücken aus In-Ceram. Dtsch. Zahnärztl. Z. 50, 635-638 (1995)
- 83 Kappert H.F., Schwickerath H., Veiel t., Bregazzi J.: Zur Korrosionsfestigkeit aufbrennfähiger Edelmetallegierungen. Dtsch. Zahnärztl. Z. 49, 716-721 (1994)
- 84 Kappert H.F., Altvater A.: Feldstudie über die Passgenauigkeit und das Randschlußverhalten von In-Ceram-Kronen und -Brücken. Dtsch. Zahnärztl. Z. 46, 151-153 (1999)
- 85 Kappert H.F., Knode H., Schultheiss R.: Festigkeitsverhalten der In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel. Dtsch. Zahnärztl. Z. 46, 129-131 (1991) 2
- 86 Kappert H.F.: Keramik als zahnärztlicher Werkstoff. – In: J.R. Strupp et al.: Curriculum Prothetik. Bd. 2: Artikulatoren, Ästhetik, Werkstoffkunde, Festsitzende Prothetik. Quintessenz Berlin, 615-625 (1994)
- 87 Kelly J.R., Campell S.D., Bowen H.K.: Fracture-surface-analysis of dental ceramics. J Prosthet Dent. 62/5, 36 (1989)
- 88 Kelly J.R., Lüthy H., Goulakis A., Hober R.L., Mörmann W.H.: Machining effects on Feldspath porcelains and glass ceramic: Fractographic analysis. In: W.H. Mörmann (Ed.): International symposium on computer restorations. Quintessenz, Berlin, 253-273 (1991)
- 89 Kelly J.R., Giordano R., Pober R., Cima M.: Fracturesurface analysis of dental ceramics: Clinically failed restorations. Int. J. Prosthodont 3, S. 430 (1990)
- 90 Kerkhof F.: Grundlagen der Festigkeit und des Bruchverhaltens von keramischen Werkstoffen. In: Handbuch der Keramik. Schmid, Freiburg (1982)
- 91 Kern M., Knode H., Strub J.R.: The all-porcelain, resin-bonded bridge. Quintessence Int 22, 257 (1991)

- 92 Kern M., Douglas W.H., Feutig T., Strub J.R.: In-vitro stability of resin-bonded bridges made out of In-ceram. J Dent Res 70, Abstr. No. 151, S. 284 (1991)
- 93 Kern M., van Thompson P.: Sandblasting and silicia coating of a glass-infiltrated alumina ceramics: Volumeloss, morphology, and changes in the surface. J Prosthet Dent 71, 453-461 (1994)
- 94 Kern M., Pleimers A.W., Strub J.R.: Bruchfestigkeit metallischer und vollkeramischer Stiftkernaufbauten. Dtsch. Zahnärztl. Z. 50, 451-453 (1995)
- 95 Kingery W.D., Bowen H.K., Uhlmann D.R.: Introduction to Ceramics. 2nd edn. New York: John Wiley (1976)
- 96 Knudsen F.P.: Dependence of mechanical strength of brittle polycrystallin specimens on porosity and grain size. J. Amer. Ceram. Soc. 42, 376-387 (1959)
- 97 Körber K.H., Ludwig K.: Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. Dent. Lab. 31, 55-60 (1983)
- 98 Körber K.H., Ludwig K.: Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. Georg Thieme, Stuttgart, New York (1982)
- 99 Krejci I., Lutz F., Reimer M.: Marginal Adaption and fit of adhesive ceramic inlays. J Dent Res 31, 39 (1993)
- 100 Krejci I., Lutz F., Füllemann J.: Zahnfarbene Inlays/Onlays. Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 1, 73-80 (1992)
- 101 Krieg G., Klaus G.: Klinische Aspekte und neue Anwendungsmöglichkeiten der Galvanotechnik. Quintessenz 39, 2103 (1988)
- 102 Kriz K., Kleinlein F.W.: Einfluß der Prüfgeschwindigkeit auf die langsame Rissausbreitung in Aluminiumoxid unterschiedlicher Korngröße. Ber. Dt. Keram. Ges. 57 Nr.2, 22-26 (1980)
- 103 Kröckel O.: Beitrag zum Festigkeitsverhalten keramischer Werkstoffe. Hermsdorfer Tech. Mitt. 12, 1039-1052 (1972)
- 104 Kunzelmann K.H., Chen H.Y., Manhart J., Hickel R.: Bruchfestigkeit und Ermüdungsverhalten von Cerec- Keramikronen. Dtsch. Zahnärztl. Z. 54, 681-686 (1999) 11
- 105 Küpper H., Bienek K.W.: Klinische Anwendung einer innovativen Präparationstechnik für das Hi-Ceram-Verfahren. Dtsch. Zahnärztl. Z. 43, 1116-1121 (1988)
- 106 Lampe K., Lüthy H., Mörmann W.H., Lutz F.: Bruchlast vollkeramischer Computerkronen. Acta Med Dent Helv. 2, 76-83 (1997)
- 107 Lehner C., Studer S., Schärer P.: Full Porcelain Crowns made by IPS-Empress: First clinical Results. J Dent Res 72, 658 (1992)

- 108 Lenz E.: Untersuchungen zur Korrosion an der Grenzfläche von Keramik- und Nichtedelmetalllegierungen. Quintessenz 41, 81-89 (1990)
- 109 Luthardt R., Herold V., Sandkuhl O., Reitz B., Knaak J.P., Lenz E.: Kronen aus Hochleistungskeramik
- 110 Lüthy H.: Strength and toughness of dental ceramics. In: W.H. Mörmann (ed.): 10 Year Cerec Anniversary Symposium Quintessence, Berlin, 229-239 (1996)
- 111 Lutterotti L., Scardi P.: Simultaneous Structure and Size-Strain Refinement by the Rietveld Method. J Appl Cryst 23, 246 (1990)
- 112 Maier H.M.: Leitfaden technische Keramik. Werkstoffkunde II: Keramik. Selbstverlag Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau, Aachen (1991)
- 113 Maier H.R.: Leitfaden technische Keramik: Werkstoffkunde II. Keramik, 3. Auflage Mainz-Druck, Aachen, 1985
- 114 Männchen R.: Ästhetik kontra Stabilität bei metallkeramischem Zahnersatz? Experimentelle Untersuchungen zu marginal modifizierten Metallgerüsten. Med Dis Zürich 1992
- 115 Marx R.: Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen – Verstärkung und Bruchzähigkeit. Dtsch. Zahnärztl. Z. 48, 229-236 (1993)
- 116 Marx R., Meiners H.: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 5. überarbeitete und ergänzte Auflage. Dt. Zahnärzterverlag, 169 (2001)
- 117 Marxkors R., Meiners H.: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. 5. überarbeitete und ergänzte Auflage. Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV-Hanser Köln München, 2001
- 140 McLean J.W., Hughes T.H.: The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. Brit. Dent J 119, 251-267 (1965)
- 119 McLean J.W.: Wissenschaft und Kunst der Dentalkeramik. Berlin, Chicago, Rio de Janeiro, Tokio (1978)
- 120 McLean J.D., Wilson A.D., Prosser H.J.: Development and use of water-hardening glass-ionomer luting cements. J. Prost Dent 52, 175-181 (1984)
- 121 van Meerbeek B., Braem M., Lambrecht P., van Herle G.: Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. Dtsch. Zahnärztl. Z. 49, 977-984 (1994)
- 122 Meier M., Fischer H., Richter E., Maier H.R., Spiekermann H.: Einfluß unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Molarenkronen. Dtsch. Zahnärztl. Z., 295-299 (1995)

- 123 Meiners H.: Dentalkeramik.-In: R. Voss, H. Meiners: Fortschritte der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde Bd. 3. Carl Hanser, München Wien, 376-398 (1987)
- 124 Michalowski L.: Neue keramische Werkstoffe. Dt. Verlag für Grundstoffindustrie, 346 (1994)
- 125 Moffa J.P., Lugassy A.A., Ellison J.A.: Clinical evaluation of a custable ceramic material. Three-Year-Study. J. Dent Res. 67, 118. Abstr.No. 43 (1988)
- 126 Mörmann H.W., Bindl A., Apholt W.: Cerec 3- Computer-Restaurationen - Erste klinische Erfahrungen. Zahnärztl. Mitt. 90, Nr.23, 2866-2869 (12/2000)
- 127 Mörmann W.H., Brandestini M.: Die Cerec Computer Rekonstruktion – Inlays, Onlays und Veneers. Quintessenz Berlin (1989)
- 128 Mörmann W.: Cerec3- Ein Quantensprung bei der Computerrestauration. Quintessenz 51/2, 157-171 (2000)
- 129 Munz D., Fett T.: Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe. Springer Verlag Berlin (1989)
- 130 Munz D., Fett T.: Ceramics. Springer Verlag Berlin 1999
- 131 Murnack J., Geurtsen W.: Die Inlay-Hybrid-Technik zur Versorgung dentin-/zementbegrenzter Klass-II- Kavitäten. Quintessenz 50/ 2, 119-130 (1999)
- 132 Nentwig E.H., Eifinger F.F.: Beitrag zur systematischen Kronenpräparation (I-II). Quintessenz 32, Ref.Nr. 6189 (1981)
- 133 Ottl P., Lauer H.-C.: Präparationstechnik für metallkeramische und vollkeramische Restaurationen. Quintessenz 47, 623-640 (1996) 5
- 134 Pabst R.F.: Konventionelle Festigkeitsbetrachtungen bei keramischen Werkstoffen und deren Fehlermöglichkeiten. Ber. Dt. Keram. Ges. 54 Nr.12, 392-395 (1980)
- 135 Pabst R.F.: Möglichkeiten zur Charakterisierung der langsamen Rissausbreitung bei keramischen Werkstoffen. Ber.Dt. Keram. Ges. 57, Nr.1, 1-4 (1980)
- 136 Paul P., Pietrobon, Schärer P.: The new Spinell System –a case report. The international Journal of Periodontics+Restorative Dentistry 6/1995
- 137 Pöschke A.: Celay - Ein Verfahren zur Herstellung keramischer Inlays. Quintessenz 44, 87-99 (1993)
- 138 Pospiech P., Rammelsberg P., Rosenboom C., Gernet W.: Der Einfluß des Befestigungssystems auf die Bruchfestigkeit von vollkeramischen Molarenkronen. Acta Med Dent Helv 1, 177-186 (1996)
- 139 Pospiech P.: Neue Möglichkeiten vollkeramischer Versorgung mit Empress 2. Phillip Journal 3-4/99, 16. Jahrgang, 62-76

- 140 Pospiech P.: Erste klinische Erfahrungen. Zahnarzt Wirtschaft Praxis Spezial, Nr. 4, 35-39 (12/2001)
- 141 Pospiech P. Werkstoffkundliche und klinische Untersuchungen zur vollkeramischen Klebebrücke, Habilitationsschrift zur Erlangung des akademischen Grades eines habilitierten Doktors der Zahnheilkunde an der LMU-München, 142 (1996)
- 142 Pröbster L.: Klinische Langzeitergebnisse mit vollkeramischen Kronen aus In-Ceram. Quintessenz 48/12, 1639-1646 (1997)
- 143 Pröbster L.: Metallfreie Keramikbrücken – Eine Standortbestimmung. Phillip J. 6/93, 10. Jahrgang, 271-278
- 144 Pröbster L., Weber H., Diehl J., Weigl E.: Erste klinische und werkstoffkundliche Erfahrungen mit dem vollkeramischen Kronen- und Brückensystem In-Ceram. ZWR 99, 816-819 (1990)
- 145 Pröbster L.: Survival rate of In-Ceram- restorations. Int J Prosthodont 6, 258-263 (1993)
- 146 Pröbster L.: Four year clinical study of glass-infiltrated, sintered alumina crowns. J Oral Rehabil 23, 147-151 (1996)
- 147 Rathke A.: Der Einfluß von Präparation und Bruchfestigungsmethode auf die Bruchlast vollkeramischer Computerkronen. Med Diss, Zürich (1998)
- 148 Reiss B.: CAD/CAM-Einzelzahnrestorationen mit dem Cerec-Verfahren. Phillip Journal 7-8 /1996 13.Jahrgang
- 149 Rekow E.: Computer aided design and manufacturing in dentistry: A review of the state of the art. J Prosthet Dent 58, 512-516 (1987)
- 150 Rekow E., Thompson V.P., Slater E.L.D., Musolf W.: CAD/CAM restoration surface finish as a function of tool wear. J Dent Res 1992, 71 (special issue) : The science of ceramic machining and surface finishing: III Natn Bur Stand Soc Publ 1977; No. 562, 351.
- 151 Rice R.W., Mecholsky J.J.: The science of ceramic machining and surface finishing: III. Natn Bur Stand Soc Publ No. 562, 351 (1977)
- 152 Richerson W.: Modern Ceramic Engineering. Second ed. rev. and exp., Marcel Dekker Inc.
- 153 Rieger W.: Aluminium- und Zirkonoxidkeramik in der Medizin. Industrie-Diamanten-Rundschau 2, 116 (1993)
- 154 Rinke S., Hüls A., Chafizadeh A.: Vergleichende Qualitätsbeurteilung kopiergefräster keramischer Kronen und Brücken. Dtsch. Zahnärztl. Z. 50. Jahrgang 9 (1995)
- 155 Rinke S., Hüls A., Jahn L.: Marginal accuracy in fracture strength of conventional and copy-milled all-ceramic crowns. Int. J. Prosthodont 8, 303-310 (1995)

- 156 Rinke S., Markgraf G., Jahn L., Hüls A.: Qualitätsbeurteilung von kopiergefrästen vollkeramischen Kronengerüsten (Celay/In-Ceram). Schweiz. Monatsschr. Zahnmed. 104, 1495-1499 (1994)
- 157 Rose D., Platzer U., Roth K.K.: Untersuchungen zur Kompositfuge bei computererstellten Keramikinlays. Dtsch. Zahnärztl. Z. 45, 677 (1990)
- 158 Rüde M., Evans A.E.: High toughness ceramics and ceramic composites. Progress in materials 33, 85 (1989)
- 159 Sadoun M.: All-ceramic bridges with slipping casting technique. Vortrag, 7th International Symposium of Ceramics, Paris, 09/1988
- 160 Sadoun M.: Künftige Entwicklungen mit In-Ceram. In: H.F. Kappert: Vollkeramik. Werkstoffkunde-Zahntechnik-klinische Erfahrung. Quintessenz Verlag Berlin, 225-230 (1996)
- 161 Sadoun M.: In-Ceram: 10 Jahre in der Erprobung. In: H.F. Kappert (Hrsg.): Vollkeramik. Werkstoffkunde –Zahntechnik-klinische Erfahrung. Quintessenz Berlin, 193-210 (1996)
- 162 Salmang H., Scholze H.: Keramik Teil I. Allgemeine Grundlagen und wichtige Eigenschaften. 6. verb.erw. Auflage, Springer Verlag
- 163 Salmang H., Scholze H.: Keramik Teil II. Keramische Werkstoffe. 6., verbesserte und erweiterte Auflage. Springer Verlag
- 164 Scherrer S.S., de Rijk W.G.: The fracture resistance of all-ceramic crowns on supporting structures with different elastic moduli. Int. J. Prosthodont 6, 462 (1993)
- 165 Schillingburg H.T., Jacobi R., Brackett S.E.: Grundlagen der Zahnpräparation. Quintessenz Verlag Berlin (1988)
- 166 Schmalz G., Görtzen W.: Sind Keramik Inlays und –Veneers wissenschaftlich anerkannt? DGZMK, Deutsch. Zahnärztl. Z. 53, 67 (1998)
- 167 Schmitt A., Walter M., Böning K.: CAD/CAM/CIM-Systeme in der restaurativen Zahnmedizin. Quintessenz 49/11, 1099-1108 (1998)
- 168 Schüller K.H., Hennicken H.W.: Zur Systematik der keramischen Werkstoffe. Ceram Forum Int. 6/7, 259 (1985)
- 169 Schwickerath H.: Das Festigkeitsverhalten von aufbrennfähigen Keramiken. Dtsch. Zahnärztl. Z. 40, 996-1003 (1985)
- 170 Schwickerath H.: Zur Löslichkeit von Dentallegierungen. Dtsch. Zahnärztl. Z. 43, 339-342 (1988)
- 171 Schwickerath H.: Dauerfestigkeit von Keramik. Dtsch. Zahnärztl. Z. 41, 264-266 (1986)

- 172 Schwickerath H., Coca I.: Zur Festigkeit von Kronen im Frontzahnbereich. Dtsch. Zahnärztl. Z. 41, 1002-1004 (1986)
- 173 Schwickerath H.: Werkstoffkundliche Bewertung keramischer Kronen. Zahnärztl. Mitt. 21, 2422-2427 (1987)
- 174 Schwickerath H.: Werkstoffkunde in der Zahnheilkunde. Quintessenz Verlag, 18 (1977)
- 175 Scotti R., Catapano S., D'Elia A.: A clinical evaluation of In-Ceram crowns. Int Prosthodont 8, 320-323 (1995)
- 176 Seghi R.R., Daher T., Caputo A.: Relative flexural strength of dental restorative ceramics. Dent Mater 1990a 6, 181-184
- 177 Setz J., Weber H.: Der Randschluß zementierter galvanokeramischer Kronen. Quintessenz 40, 1439 (1989)
- 178 Siebert G.K., Queisser A.: Elementverteilung des Verbundes Metall-Keramik im Bereich der Grenzschicht bei NEM- und EM- Legierungen. Dtsch. Zahnärztl. Z. 40, 1163-1168 (1985)
- 179 Siervo S., Pampalone A., Siervo P., Siervo R.: Präzision und Vielseitigkeit des Celay-Systems. Quintessenz 45, 379-396 (1994)
- 180 Sjögren G., Bergmann M., Molin M., Bessing T.: A clinical examination of ceramic (Cerec) inlays. Acta odontol Scand. 50, 171 (1992)
- 181 Southan D.E.: The porcelain jacket crown. In: J.W. McLean (Hrsg.) Dental ceramics: Proceedings of the 1st International Symposium and Ceramics. Quintessenz Verlag, 207-230 (Chicago 1983)
- 182 Spiekermann H.: Zur marginalen Paßform von Kronen und Brücken. Dtsch. Zahnärztl. Z. 41, 1014-1019 (1986)
- 183 Spur G.: Keramikbearbeitung. Carl Hanser Verlag München Wien (1989)
- 184 Strub J.R., Türb J.C., Witkowski S., Hürzeler M.B., Kern M.: Curriculum Prothetik Band 3. Quintessenz Verlag, 879
- 185 Swain M.V.: Structure and properties of ceramics. VCH Verlagsgesellschaft mbH, Weinheim (1994)
- 186 Thonemann B., Schmalz G., Brandenstein S., Hiller K.A.: Randspaltverhalten von Keramikinlays mit Dentinadhäsiven In Vitro. Dtsch. Zahnärztl. Z. 49, 840-844 (1994)
- 187 Tinschert J., Marx R.: Klinische Beurteilung von Materialien für die Vollkeramik mit bruchmechanischen Methoden. Stomatologie 97,7 (1997)

- 188 Tinschert J., Schimmang A., Fischer H., Marx R.: Belastbarkeit von Zirkonoxid-verstärkter In-Cream Aluminiumkeramik. ?
- 189 Tinschert J., Natt G., Doose B., Fischer H., Marx R.: Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. Dtsch. Zahnärztl. Z. 54, 545-550 (1999) 9
- 190 Tunti-Prawon M., Wilson P.R.: The effect of cement thickness on the failure strength of all-ceramic crowns. Austr. J. 40, 17-21 (1995)
- 191 Tyszblat M.: Process for the preparation of the dental prosthesis by slight solid phase fritting of a metal oxide based infrastructure. US Patent 4.772.436 (1988)
- 192 Vita Vollkeramik, Produktinformation: VITADUR ALPHA Standardschichtung, individuelle Schichtung. Heft C
- 193 Wallner H.: Structure of lines on fracture surfaces. Z Phys 114, S. 368 (1939)
- 194 Weber H.: Neue Technologien in der zahnärztlichen Prothetik. Dtsch. Zahnärztl. Z. 44, 817 (1989)
- 195 Wiedhahn K.: Cerec Veneers in der Praxis. Quintessenz 46 (1), 23-43 (1995)
- 196 Wirz J., Jäger K.: Polierbarkeit gefräster Keramikinlays. Quintessenz 43, 1825-1834 (1992)
- 197 Wirz J.: Galvanotechnologie – Ein bewährter Weg zum biologischen Zahnersatz, Teil 2, Galvanotechnologie und Klinik. Die Quintessenz 50/2, 153-160 (1999)
- 198 Wohlwend A., Schärer P.: Dentalkeramik- und Vollkeramikrestaurationen (II). Die Quintessenz 7, 1161-1175 (Ref. No. 7286, S. 12) (1990)
- 199 Wohlwend A., Schärer P.: Metallkeramik- und Vollkeramikrestaurationen (I). Quintessenz 6, 1161-1175 (Ref.Nr. 7286, Seite 12) (1990)
- 200 Kleinlein F. W.: Einfluß der Versuchsführung auf die Bestimmung von Bruchkenngrößen an spröden Werkstoffen, die langsame Rissausbreitung zeigen. Ber. Dt. Keram. Ges. 57, Nr. 2, 17-22 (1980)
- 201 Richter H: Unterkritische Rissausbreitung in keramischen Werkstoffen. Ber. Dt. Keram. Ges. 54, Nr. 12, 405-409 (1977)
- 202 Sorensen J.A., Kang S. K., Roumanas E., Avera S.P.: Effect of preparation design on flexural strength of all-ceramic bridges. J Dent Res 70, 471 (Special Issue), 1991 (Abtr. No. 1642)

## 8 Anhang

### 8.1 Messwerte der Bruchfestigkeiten

<b>Gruppe</b>	<b>Brückennummer</b>	<b>Bruchwert</b>
1	1	790,87
1	2	1399,61
1	3	985,73
1	4	1368,08
1	6	1756,08
1	7	1047,46
1	8	951,24
1	10	914,06
1	11	1071,08
1	12	1036,16
2	14	1532,17
2	15	1189,48
2	16	1280,73
2	17	1359,44
2	18	739,44
2	19	1327,60
2	20	1017,89
2	21	1003,86
2	22	1058,22
2	24	1342,70
3	26	691,25
3	28	793,50
3	29	1082,96
3	30	786,37
3	31	1176,44
3	33	994,30
3	35	1005,25
3	37	1267,82
3	38	1190,75
3	40	894,43
4	5	2244,12
4	9	2964,48
4	13	1809,92
4	23	3020,80
4	25	3036,16
4	27	1466,88
4	32	1978,88
4	34	2040,32
4	36	1591,04
4	39	2728,96

## 8.2 Materialliste der verwendeten Materialien

Adisil-blau	Firma Siladent Technik	Kopenhagen, Dänemark
Airblock	Siladent	München, D
Alumina Glas Powder	Densply	Konstanz, D
Aluminiumoxid Blanks	Vita	Bad Säckingen, D
Celay- Schleifmaschine	Mikrona	Spreitenbach, Schweiz
Celay-Tech	ESPE	Seefeld, D
Cellsio	Vita	Bad Säckingen
Inceramat	Vita	Bad Säckingen
Lichtmikroskop	Zeiss	Jena, D
Moldanostone Superhartgips	Bayer Dental	Leverkusen, D
Palapress Vario	Kulzer	Wehrheim, D
Präparationsdiamanten	Intensiv	Viganelle-Lugano, Schweiz
Remanium 2000	Dentaurum	Pforzheim, D
SPSS10.0 Software	SPSS-GmbH	München, D
Thermocycler	WillyTec	München, D
Vitadur alpha	Vita	Bad Säckingen, D
Zwick UMP 1445	Zwick	Ulm, D

### 8.3 Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Peter Pospiech, Direktor der Klinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde der Universität des Saarlandes, für seine freundliche Betreuung und Unterstützung dieser Studie.

Ferner möchte ich mich bei der kompletten Belegschaft des Laboratoriums für Werkstoffkunde der Abteilung für Prothetik der Zahnklinik München für die Bereitstellung von Räumlichkeiten und Materialien bedanken.

Besonderen Dank gilt auch der Firma Mikrona, die mir die Durchführung dieser Studie durch Nutzung der Celay- Kopierschleifmaschine ermöglicht hat.

Bedanken möchte ich mich bei der Firma Vita für die Bereitstellung der keramischen Verblendmaterialien.

Dank gilt auch der Firma ESPE für die Bereitstellung der Modellierkunststoffe, ganz besonders Herrn Dr. Schön und Herrn Hauptmann, wissenschaftliche Mitarbeiter der Firma ESPE, für die technische Betreuung und Unterstützung bei der Nutzung des firmeneigenen Rasterlektronenmikroskops und der Computersoftware.

## 8.4 Lebenslauf

<b>Persönliche Daten</b>	Ralf Pammersperger geboren am 2. September 1967 in München ledig
<b>Schulbesuch</b> bis 1985	Realschule Taufkirchen
<b>Berufsausbildung</b> 1985-1989	Ausbildung zum Zahntechniker Abschluss an der Handwerkskammer zum Zahntechniker
<b>Wehrdienst</b> 1989-1990	Sanitätsstaffel/Zahnstation in Rottenburg an der Laaber
<b>Schulweiterbildung</b> 1991-1994	Städtische Berufsoberschule, Heidemannstrasse 164, München Allgemeine Hochschulreife
<b>Studium</b> 1994-2000	Ludwig-Maximilians-Universität München Studiengang Zahnmedizin
<b>Berufserfahrung</b> seit Mai 2000	Assistenz Zahnarzt in München und Ulm, Besuch diverser Fortbildungen renommierter Referenten im Fach Ästhetische Zahnheilkunde, Parodontologie, Implantologie, Prophylaxe, Curriculum Implantologie.