

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

**In-vitro-Untersuchung zur Korrelation von  
Präparationsdesign und  
klinischer Haltbarkeit CAD/CAM-gefertigter  
Zirkondioxidkronen**

**Dissertation**

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

vorgelegt von  
Matthias Funk  
aus Rosenheim  
2007

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. W. Gernet

Mitberichterstatter: Prof. Dr. A. Mehl

Mitbetreuung durch  
den promovierten Mitarbeiter: Dr. F. Beuer

Dekan: Prof. Dr. med. D. Reinhardt

Tag der mündlichen Prüfung: 07.03.2007

## **Inhaltsverzeichnis**

<b>1. Einleitung</b> .....	3
<b>2. Literaturübersicht</b> .....	4
2.1. Keramik.....	4
2.2. Historischer Überblick.....	6
2.3. Werkstoffliche Eigenschaften.....	7
2.4. Hochleistungskeramiken.....	9
2.5. Zirkondioxid-Keramik.....	10
2.5.1. Werkstoff und Eigenschaften.....	10
2.5.2. Verwendung in der Zahnheilkunde und Verarbeitung.....	11
2.6. CAD/CAM-Systeme.....	15
2.6.1. Erstellen eines Datensatzes von der Präparation.....	16
2.6.2. CAD-Konstruktion.....	17
2.6.3. CAM-Fräsprozess.....	19
2.6.4. Materialien.....	19
2.6.5. Systeme.....	20
2.6.6. Das Cercon®-System.....	24
2.7. Präparation.....	28
<b>3. Material und Methode</b> .....	33
3.1. Übersicht.....	33
3.2. Herstellung der Cercon®-Prüfkäppchen.....	34
3.3. Vorbereitung zum Bruchtest.....	37
3.4. Bruchtest.....	38
3.5. Auswertung.....	39
<b>4. Ergebnisse</b> .....	40
4.1. Tangential.....	40
4.2. Dezente Hohlkehle.....	42
4.3. Starke Hohlkehle.....	44
4.4. Stufe.....	46
4.5. Stufe mit Abschrägung.....	48
4.6. Vergleich der gewonnenen Bruchlastwerte.....	50

<b>5. Diskussion</b> .....	53
5.1. Material und Methode.....	53
5.2. Einfluss der Verblendung.....	57
5.3. Ergebnisse.....	58
5.4. Schlussfolgerung für die Praxis.....	61
<b>6. Zusammenfassung</b> .....	63
<b>7. Literaturverzeichnis</b> .....	64

## 1 Einleitung

Die Patientenwünsche nach einerseits ästhetisch anspruchsvollen Restaurationen auf der einen und die Bedenken hinsichtlich der Biokompatibilität von Metallrestaurationen auf der anderen Seite lassen vollkeramische Systeme immer weiter in den Vordergrund rücken, da auch sie, nach den Weiterentwicklungen der letzten Jahre, ein breites Indikationsspektrum in der modernen Zahnmedizin abdecken [35]. Das anfängliche Anwendungsgebiet der feldspat- und infiltrationskeramischen Systeme vom Inlay bis hin zur Einzelkrone und kleineren Frontzahnbrücken konnte mit der Einführung so genannter Hochleistungskeramiken, wie Aluminiumoxid- und Zirkonoxidkeramiken, auf den Einsatz bis hin zu den Seitenzahnbrücken ausgeweitet werden [78].

Bei der Zirkonoxidkeramik steht jedoch den hohen Festigkeitswerten das aufwändigere Fertigungsverfahren der Gerüste gegenüber. Bisher ließen die Sintertemperaturen dieser Hochleistungskeramik keine Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten durch direktes Sintern auf geeigneten Stümpfen zu, wodurch die Verarbeitung von industriell gefertigter Zirkonoxidkeramik nur durch Kopierschleifen und CAD/CAM-Verfahren (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing) möglich ist [4]. In vorausgegangenen Untersuchungen wurde bereits gezeigt, dass grundsätzlich die Herstellung von passgenauen Inlays, Kronen- und Brückengerüsten aus Zirkonoxidkeramik mit CAD/CAM-Systemen möglich ist [48, 50, 51].

Doch ist für die Festigkeit einer keramischen Restauration nicht nur die materialspezifische Bruchzähigkeit verantwortlich, sondern auch die gewählte Präparationsgeometrie und geeignete Materialstärke, die teilweise deutlich von den empfohlenen Werten der Hersteller abweichen können. Der Schluss, dass mehr Materialstärke auch gleichzeitig eine höhere Stabilität des gefrästen Gerüsts bedingt, konnte zum Beispiel durch die Arbeit von *Fenske et al.* widerlegt werden, als sie Kronen aus IPS-Empress, einer leuzitverstärkten Presskeramik, in Abhängigkeit von der Stufenbreite auf ihre Bruchfestigkeit untersuchten [13].

Ziel dieser Untersuchung ist, die geeignetste Präparationsform im Hinblick auf die Bruchfestigkeit von Einzelkronen aus teilstabilisierten Zirkonoxid-Polykristall im Molarenbereich zu finden. Die Herstellung der Kronengerüste erfolgte mit dem CAD/CAM-Verfahren *cercon®* der Firma *DeguDent*. Untersucht wurden Tangentialpräparation, dezente Hohlkehle, starke Hohlkehle, Stufe und Stufe mit Abschrägung.

## 2 Literaturübersicht

### 2.1 Keramik

Die Anforderungen an Materialien zu ästhetisch und funktionell optimalen Restaurationen von Zahnhartsubstanzdefekten und Zahnverlusten beinhalten die optischen zahnähnlichen Eigenschaften bezüglich Farbe und Transparenz, die ausreichende Resistenz gegenüber Mundhöhleneinflüssen, Biokompatibilität und eine hygienefähige Oberflächenstruktur. Die mechanischen Eigenschaften wie Härte, Elastizität, Abrieb und Festigkeit sollten den Beanspruchungen im Mund angepasst und zugleich mit vertretbarem Aufwand individuell gestaltbar sein.

Diesen Anforderungen sind die dentalkeramischen Werkstoffe nachgekommen. Sie haben sich seit Jahrzehnten klinisch und materialtechnisch vor allem wegen ihrer chemischen Stabilität und hohen Biokompatibilität bewährt.

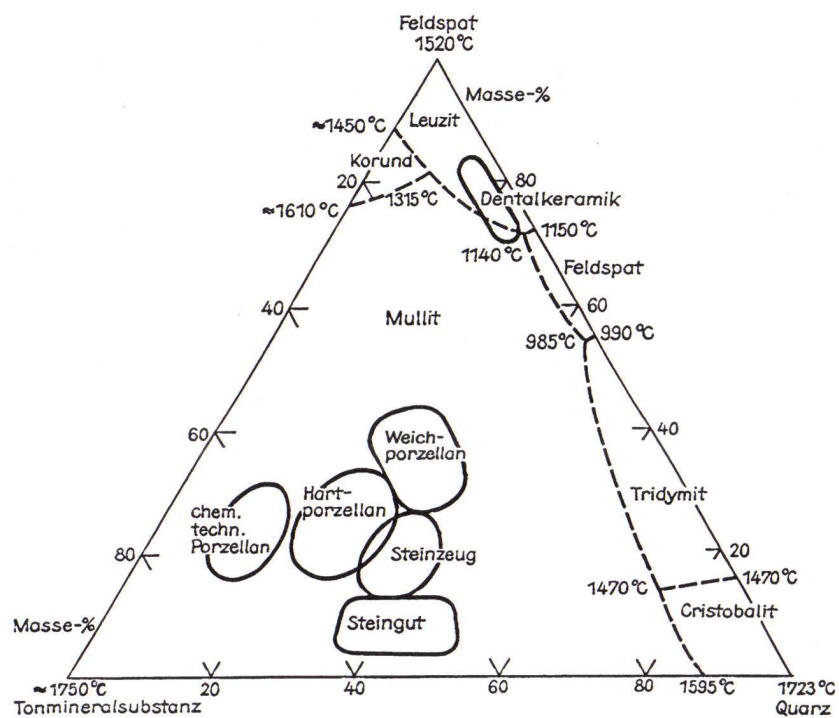
Die Definition der zahnärztlich genutzten keramischen Werkstoffe muss wegen der Vielzahl der Neuentwicklungen als nichtmetallische anorganische Verbindungen sehr allgemein bleiben [11, 55]. Legt man die im technischen Bereich übliche Einteilung der Silikatwerkstoffe in Keramik, Glas und Bindebaustoffe zugrunde, so nehmen sie eine Zwischenstellung zwischen Keramik und Glas ein [11].

Als Silikate sind sie Verbindungen der Kieselsäure in einer Vielzahl von Modifikationen und Zusammensetzungen. Sie können als Feldspatgläser mit kristallinen Anteilen, Oxidkeramiken, entglaste Gläser und Spezialemailen bezeichnet werden, da anorganische Festkörper dieser Art auf supramolekularer Strukturebene sowohl kristallin (Keramik-Merkmal) als auch quasiamorph (Glas-Merkmal) aufgebaut sind.

Aufgrund ihrer Zusammensetzung sind die heutigen dentalkeramischen Massen deutlich vom Porzellan, von dem sie sich ableiten, zu unterscheiden. Ihre Hauptbestandteile sind Kali-Feldspat und Quarz, während Kaolin, die wichtigste Komponente der Porzellane, bei ihnen nur in sehr geringen Anteilen oder überhaupt nicht vorkommt (s. Abb.1 und Tab.1 [11]).

	Dental-Keramik	Porzellan
Feldspat	60 – 80 Gew. %	12 – 30 Gew. %
Quarz	15 – 25 Gew. %	20 – 30 Gew. %
Kaolin	0 – 5 Gew. %	40 – 70 Gew. %

**Tab 1:** Zusammensetzung von Dental-Keramiken und Porzellan



**Abb. 1:** Lage einiger keramischer Produkte im Dreistoffsystem Tonerde-Feldspat-Quarz [11]

## 2.2 Historischer Überblick

Bereits früh in der Geschichte des Menschen wurden anorganische Stoffe, wie die Keramik, zum alltäglichen Gebrauch verarbeitet. Die Übersetzung des griechischen Wortstammes „keramos“ lautet Töpfer-ton. Anhand geschichtlicher Funde kann angenommen werden, dass es Keramik bereits einige tausend Jahre vor Christus gab. Die Tone, bei denen es sich um quellfähige Aluminiumsilikate mit Schichtstruktur handelte, sinterten beim Brennen zu Festkörpern zusammen, wobei es durch die Abspaltung des zwischen den Schichten eingelagerten Wassers zu einem starken Volumenschwund kam. Die Glasur bestand aus einem glasartigen Überzug, mit dem die poröse Oberfläche versiegelt wurde [11, 29]. Nach dem Grade der Sinterung wird Tongut und Tonzeug unterschieden.

Aus dem Porzellan, dem edelsten Tonzeug, das bereits 700 n. Chr. in China hergestellt wurde, und den Glasurmaterialien entwickelten sich die heutigen dentalkeramischen Massen. Im 15. Jahrhundert erst gelangte das Porzellan mit den Portugiesen nach Europa und etablierte sich bis Mitte des 18. Jahrhunderts.

Bis zu dieser Zeit wurden zum zahnähnlichen Ersatz von Zähnen fast ausschließlich Knochen, Elfenbein und natürliche Zähne benutzt, die jedoch in der biologischen und chemischen Beständigkeit erhebliche Mängel aufwiesen. Somit wurde bald versucht, mit der neuen Materialgruppe der Silikatwerkstoffe natürlich aussehenden Zahnersatz anzufertigen. Die ersten Versuche, glasartiges Email auf Gold und Kupferplatten aufzubrennen, führte 1728 *Fauchard* durch. 1774 ließ sich der Apotheker *Duchâteau* eine ganze Prothese aus Porzellan brennen. Mitte des 19. Jahrhunderts begann mit den Zahnfabriken von *Stockton* und *S.S. White* in Amerika die industrielle Produktion von künstlichen Zähnen.

Mit der Einführung der Platinfolie als Brennt Träger für die Keramik schaffte *C.H.Land* 1887 die Voraussetzung für die Jacketkronen, die ersten Mantelkronen aus Keramik. Bei der Keramikmantelkrone nach *Brill* und *Lewin* als bevorzugtem Frontzahnersatz in den dreißiger Jahren und der Schalenkeramik als modifizierte Jacketkrone war, trotz verbesserter keramischer Massen, Brennöfen, Präparationsinstrumente, Abformmaterialien und -methoden, die niedrige Bruch- und Scherfestigkeit der klar indikationseinschränkende Nachteil.



1962 löste die Metallkeramik, in den USA patentiert durch *Weinstein* und *Katz*, die Jacketkrone als bis dahin einzigen festsitzenden ästhetischen Zahnersatz für den Frontzahnbereich ab und ermöglichte darüber hinaus nun auch zahnfarbene und belastbare Restaurationen im Seitenzahnbereich. Somit wurde das Problem der hohen Frakturanfälligkeit vollkeramischer Systeme zwar umgangen, dies aber auf Kosten der guten Biokompatibilität und der hervorragenden optischen Eigenschaften [11, 36].

*McLean* und *Hughes* fanden 1965 heraus, dass die mechanische Stabilität von Keramik durch die Zugabe von Aluminiumoxidkristallen verstärkt wird. Zugleich wurde bereits über vollkeramische Verbundsysteme aus festen Gerüstwerkstoffen und ästhetisch ansprechenden Verblendwerkstoffen nachgedacht.

Mit dem Fortschritt der Technologie wurden in den 80er und 90er Jahren neue Herstellungsverfahren für keramische Restaurationen eingeführt, wie das Guss-, Press- und Fräsverfahren. Die Weiterentwicklung der Keramiken hin zu den aktuellen Hochleistungskeramiken (Aluminium- und Zirkonoxidkeramik) weitete das Indikationsspektrum bis auf den Seitenzahnbereich weiter aus [11].

## 2.3 Werkstoffkundliche Eigenschaften

Dass die dentalkeramischen Massen zwischen Keramik und Glas angesiedelt werden, liegt vor allem auch an ihren Strukturen nach der Verarbeitung, welche als teilkristallin silikatisch bezeichnet werden. In ihre Matrix, die eine amorphe transparente Glasphase darstellt, sind kristalline Strukturen eingelagert, wodurch ihre Struktur und physikalischen Eigenschaften den Gläsern eher entsprechen als den Industrie-Keramiken. Die Dentalkeramiken sind Feldspatgläser mit Leuzitkristallen in disperser Verteilung als charakteristische kristalline Phase. Die Idealkristalle für Hochleuzit sind kubisch und für Tiefleuzit tetragonal, obwohl beide fast nie in dieser Idealkonformation ausgemacht werden können. Neben diesen Kristallformen können im Gefüge mittels Röntgenfeinstrukturanalyse weiterhin als Verstärker Kristallite von  $\text{SiO}_2$  oder  $\text{Al}_2\text{O}_3$  und als Trübungsmittel  $\text{TiO}_2$ ,  $\text{SnO}_2$ ,  $\text{CeO}_2$  und  $\text{ZrO}_2$  erkannt werden. Art, Anteil, Verteilung, Form und Verbund der Gefügebestandteile bestimmen die Eigenschaften, wobei die Glasphase entscheidend ist für Fließverhalten, Benetzbarkeit und

Transparenz und die kristalline Phase Standfestigkeit der Schmelze, Wärmedehnung, mechanische Parameter und chemische Resistenz bestimmt.

Die einzelnen mechanischen Werte hängen zwar vom Material und der Verarbeitung ab, doch kann allgemein gesagt werden, dass insgesamt die gebrannte Keramik bei hoher Härte und Druckfestigkeit elastisch deformierbar ist. Da sie aber nicht plastisch verformbar ist, ist sie als spröde anzusehen und es resultieren eine geringe Biege-, Scher- und Zugfestigkeit [11]. Dazu kommen herstellungsbedingt kleinste Fehler, wie Poren, Risse oder Verunreinigungen im Gefüge, die Ausgangspunkt für Mikrodefekte sein können, welche sich beim Überschreiten eines kritischen Wertes weiter ausdehnen. Selbst wenn dieser Wert nicht erreicht wird, kann es von diesen Mikrodefekten ausgehend zu einem so genannten subkritischen Risswachstum kommen, das letztendlich zur Totalfraktur führt [5, 28]. Dem entgegen wirken die Sprödigkeit und das hohe E-Modul, die bei Druckspannungen einen Verschluss und Stop der Rissbildung verursachen.

Somit ist eine Angabe einer absoluten Widerstandsfähigkeit keramischer Materialien nie zuverlässig und unter Berücksichtigung der Streubreite der Ergebnisse bei Bruchtests eine größere Sicherheitsmarge, als zum Beispiel bei Metallen, einzuplanen [58].

Diese Streuung wird anhand der Weibullmodule ( $m$ ) ersichtlich. In der Keramikforschung haben sich  $m > 15$  als Maßstab und  $m = 10$  als unterster tolerierbarer Wert für die Streuung der Biegefestigkeiten durchgesetzt [55].

Weibullmodul $m$	
Empress 2	8,8
Hydroxylapatit	5,5
In-Ceram Alu	4,6
ZrO <sub>2</sub>	18,4

**Tab. 2:** Einige Weibullmodule aus einer Untersuchung der Biegefestigkeiten unterschiedlicher Materialien [55]

## 2.4 Hochleistungskeramiken

Mit den heutigen feldspat- und infiltrationskeramischen Massen sind vollkeramische Fertigungen vom Inlay bis zur Einzelkrone und kleineren Frontzahnbrücken vertretbar [5, 77]. Um jedoch den erhöhten Beanspruchungen der Brücken im Seitenzahnbereich gerecht zu werden, ist man bemüht, mit Hartkerngerüsten aus Hochleistungskeramiken den Einsatzbereich dentaler Keramiken auf die Festigkeitsklasse IV „Brücken im Seitenzahnbereich“ von *Bieniek* und *Marx* auszudehnen [5].

Hochleistungskeramiken sind oxidische und nicht-oxidische Werkstoffe die, anders als die konventionellen Dentalkeramiken, einen vernachlässigbar geringen Anteil an amorpher Glasphase aufweisen. Nicht-oxidische Hochleistungskeramiken entstehen auf der Basis von Siliziumcarbid [SiC] und Siliziumnitrid [Si<sub>3</sub>N<sub>4</sub>] und können aufgrund ihrer schwarzen Färbung nicht verwendet werden. Die auf der Basis von Aluminiumoxid [Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>] und Zirkondioxid [ZrO<sub>2</sub>] bestehenden oxidischen Hochleistungskeramiken eignen sich wegen ihrer gelblich-weißen Farbe besser für klinische Anwendungen als zahnähnliche Restaurationen. Durch die dichte Sinterung der Oxidkeramiken ergibt sich eine hohe Opazität, die den Chamäleon-Effekt, die Möglichkeit zur Farbanpassung, verhindert. Um ein ästhetisch ansprechendes Ergebnis zu erzielen, müssen diese Restaurationen mit eingefärbten Lasurmassen oder besser mit konventionellen keramischen Massen verblendet werden [78]. Zunächst beschränkte sich der Einsatzbereich von Hochleistungskeramiken in der Zahnmedizin noch auf die Verwendung von konfektionierten Wurzelstiften und Abutments für die Implantatprothetik [15, 41, 81].

Mit der Einführung neuer Techniken, wie die CAD/CAM-Verfahren, in die Herstellung von Zahnersatz eröffneten sich mit diesen Materialien völlig neue Möglichkeiten zur Fertigung von ästhetisch hochwertigem vollkeramischem Zahnersatz im Front- und Seitenzahnbereich.

## 2.5 Zirkondioxid-Keramik

### 2.5.1 Werkstoff und Eigenschaften

Zirkondioxid ist unter den strukturkeramischen Werkstoffen derjenige mit der höchsten Risszähigkeit ( $K_{Ic} \approx 8 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ ), einem sehr hohen Weibullmodul ( $m \geq 20$ , d.h. mit einer geringen Streuung der Festigkeitswerte) und einer extrem hohen Biegefestigkeit ( $\sigma_{b4}$  bis 1000 MPa) [18, 53, 62, 74]. Eine Besonderheit bei dieser Keramik ist ihre Polymorphie. Zirkondioxid tritt, je nach Temperatur, in drei verschiedenen kristallinen Phasen auf, von denen jede ihre spezifischen Werkstoffeigenschaften hat: monoklin, tetragonal und kubisch [76]. Bis 1170°C ist bei reinem Zirkondioxid die monokline Phase stabil. Wird die Temperatur weiter erhöht, so wandelt sich die monokline in die tetragonale Phase und bei über 2370°C in die kubische um, wobei diese Transformationen, zumindest teilweise, reversibel sind. Der Schmelzpunkt liegt schließlich bei 2680°C. Bei der Abkühlung unter 1170°C erfolgt die Umwandlung in einem Intervall von 100°C von der tetragonalen in die kubische Konformation. Dabei bildet sich ein martensitisches Gefüge aus, was mit einer Volumenzunahme von 3 - 4% einhergeht. Die Spannungen, die durch diese Volumenzunahme entstehen, führen im Gefüge zu Mikrobrüchen, die das Gerüst schon beim keramischen Brand zerstören können [76].

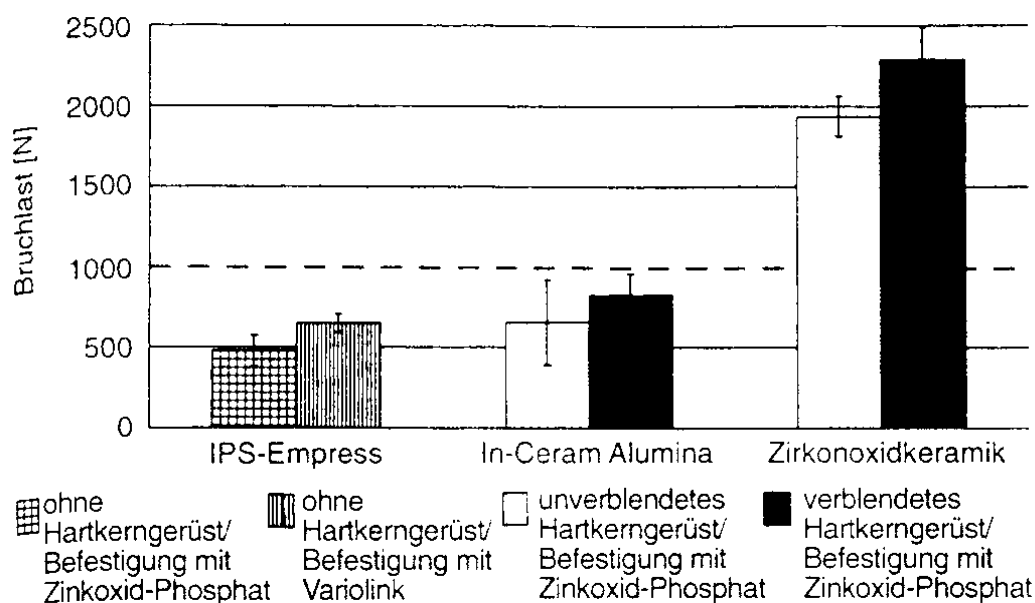
Um dieses Risiko zu umgehen, bestehen keramische Massen, die bei Raumtemperatur verwendet werden sollen, nicht aus reinem (monoklinem) Zirkonoxid. Durch die Zugabe von Stabilisatoren in Form von bestimmten Oxiden wird das  $\text{ZrO}_2$  derart modifiziert, dass die tetragonale Phase als Einlagerung bis zur Raumtemperatur erhalten bleibt. Diese Oxide können Magnesiumoxid ( $\text{MgO}$ ), Kalziumoxid ( $\text{CaO}$ ) oder Yttriumoxid ( $\text{Y}_2\text{O}_3$ ) sein und in genügend hoher Konzentration sogar die kubische Hochtemperaturphase beim Abkühlen auf Raumtemperatur stabilisieren [16]. Bei Zugabe von Yttriumoxid unterhalb von 5 mol% entsteht teilstabilisiertes Zirkondioxid (partially stabilized zirconia), das mit einer Korngröße von unter 0,4  $\mu\text{m}$  als Zirconia-TZP bezeichnet wird (tetragonal zirconia polycrystals) [75]. Verwendet man sehr kleine Kristallite mit Korngrößen unter 0,3  $\mu\text{m}$ , so wird die Umwandlung der tetragonalen in die monokline Phase bei der Abkühlung zusätzlich gehemmt

[53]. Höher konzentrierte Yttriumoxid-Zugaben führen zur Ausbildung von vollstabilisiertem  $ZrO_2$ .

Doch die hohe Risszähigkeit des teilstabilisierten Zirconia-TZP übertrifft diese die des vollstabilisierten deutlich. Der Grund hierfür liegt darin, dass sich unter dem Einfluss einer äußeren Spannung, wie sie z.B. aufgrund mechanischer Belastung an der Spitze eines Risses entsteht, das tetragonale Gefüge in die monokline Phase umwandeln kann, was eine Volumenausdehnung von 3 - 4 % mit sich bringt. Somit entsteht an der Risspitze, wegen dem erhöhten Raumbedarf der neuen Molekularstruktur, eine Druckspannung, die die Ausbreitung des Defekts verhindert [54]. Dieser Mechanismus wird als Transformationsverfestigung oder martensitische Umwandlung bezeichnet und wird als Ursache für die hervorragenden mechanischen Eigenschaften des Zirconia-TZP angesehen [47, 75].

## 2.5.2 Verwendung in der Zahnheilkunde und Verarbeitung

Zirkondioxid wird in der Zahnheilkunde entweder als Infiltrationskeramik oder als Blank im CAD/CAM- Verfahren verwendet [63]. Die Sintereigenschaften von Zirkondioxid-Keramik ließen keine Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten durch direktes Sintern auf geeigneten Stümpfen zu, doch mit der Erschließung der CAD/CAM-Verfahren für die Zahnmedizin wurden bereits in ersten In-vitro-Untersuchungen Kronen- und Brückengerüste aus industriell vorgefertigten Zirkonoxidkeramik-Rohlingen (= „Blanks“) hergestellt und erwiesen sich in Untersuchungen auf ihre Passung und mechanische Belastbarkeit durchaus als den Metallrestorationen ebenbürtig [20, 23, 49, 50, 69, 78].



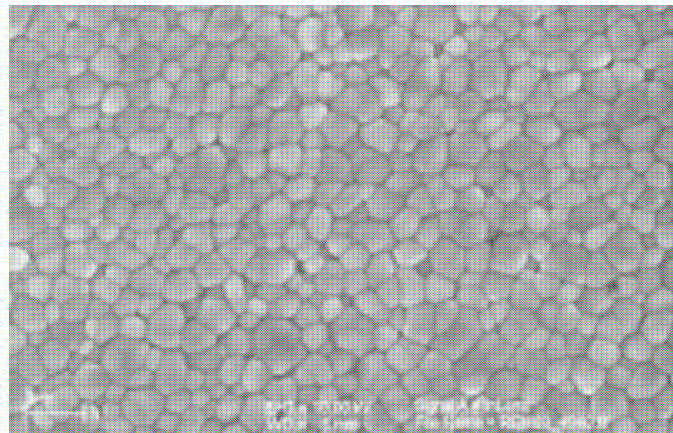
**Abb. 2:** Bruchfestigkeit vollkeramischer Brücken und Brückengerüste aus IPS-Empress, In-Ceram Alumina und Zirkonoxidkeramik [78]

Eine derzeit auf dem Dental-Markt befindliche Zirkonoxid-Infiltrationskeramik ist das In-Ceram® Zirconia der Firma Vita® (Bad Säckingen). Dabei wird einer Suspension aus feingepulverten  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Partikeln 30 %  $\text{ZrO}_2$  beigemischt und ein Hartkerngerüst auf einem Spezialgipsmodell aufgeschichtet. Im folgenden Sinterbrand backen die Partikel zusammen, ohne zu verschweißen. Auf dieses Gerüst wird ein dünnflüssiges Gemisch aus destilliertem Wasser und Lanthanglaspulver aufgetragen, welches im anschließenden Glasinfiltrationsbrand durch Kapillarkräfte eingesogen wird. Das Ergebnis ist ein glasinfiltriertes Aluminiumoxid-Zirkonoxidgerüst, welches wegen seiner bräunlich-kreidigen Erscheinung noch mit geeigneten Verblendmassen individualisiert werden muss [79].

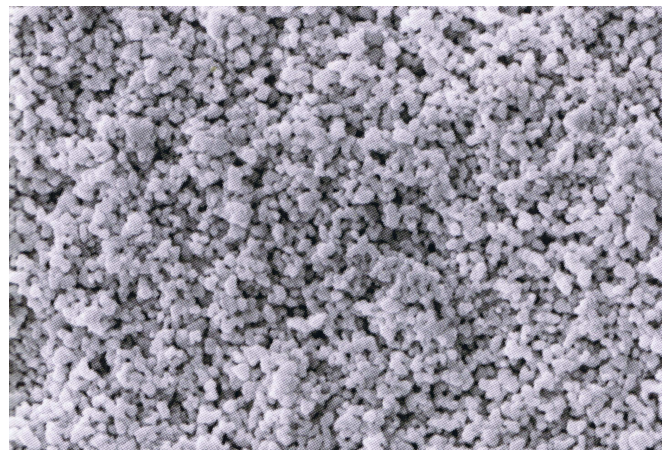
Lässt man den amorphen Glasanteil auf eine vernachlässigbar geringe Menge schrumpfen, so erhält man die, bereits oben genannten, dicht gesinterten Oxidkeramiken [7, 17, 66]. 1975 kam in England Ron Garbie auf die Idee, dem Zirkonoxid Yttriumoxid beizumischen, wodurch die Sprödigkeit nachließ, die Strukturfestigkeit und plastische Verformbarkeit jedoch anstiegen. Die Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit erreichten die Werte von Stahl,

woher auch die Bezeichnung von Zirkonoxidkeramik als „keramischer Stahl“ herrührt. Außerhalb der Zahnmedizin werden diese Stoffe schon seit längerer Zeit in der Hüftgelenksprothetik mit großem klinischen Erfolg verwendet, in der Zahnmedizin seit Mitte der 90ern [60].

Sie werden in höchster Reinheit, Homogenität und Qualität von der Industrie hergestellt und bieten somit optimale Voraussetzungen für die weitere Verarbeitung [63].



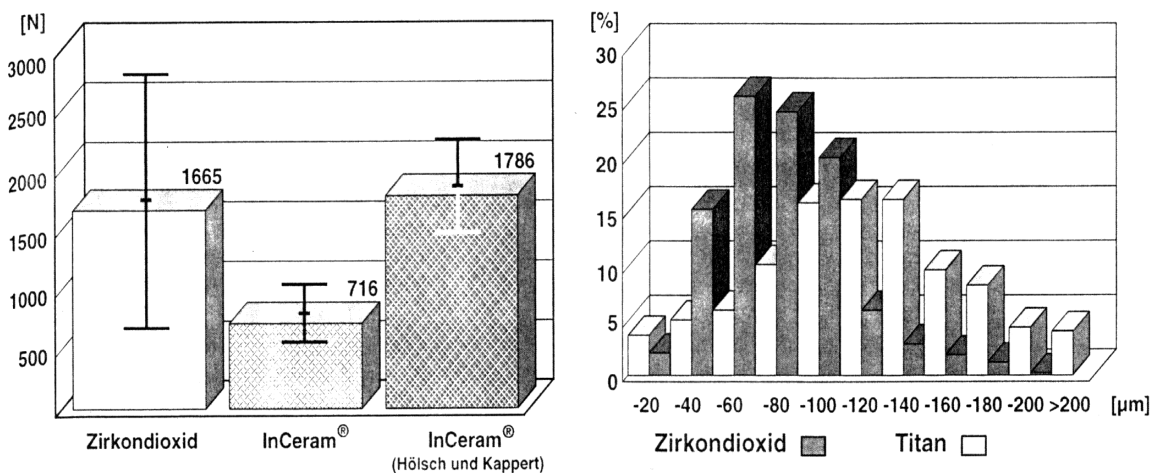
**Abb. 3:** Gefügebild gesintertes  $ZrO_2$  – Zirkonoxid (Y-TZPA), industriell heißisostatisch dichtgesintert. Die Oberfläche ist thermisch geätzt, um die Korngrenzen sichtbar zu machen. Partikelgröße 500 Nanometer. Abb. Metoxit



**Abb. 4:**  $ZrO_2$ -Struktur im Weißling – Das Gefüge von Zirkonoxid im teilgesinterten Blank (Weißling), bereit zum Ausschleifen mit CAD/CAM-Technik. Korngröße 200 – 300 Nanometer. Danach erfolgt die laborseitige Sinterung mit Verdichtung

Die hoch verdichteten Zirkondioxid – Blanks sind heißisostatisch gepresst (Hot Isostatic Pressed, HIP) und weisen eine Restporosität auf, die gegen Null geht. Ihre hohe Biegefestigkeit und die Größe der Rohlinge erlauben es, auch Brückengerüste mit bis zu 14 Gliedern herauszuschleifen, die einer Belastung von ca. 10 Tonnen Druck pro  $\text{cm}^2$  stand halten [40].

Da sich das Herausschleifen von Konstruktionen aus Hartkernkeramik als sehr kosten- und zeitintensiv (enormer Verschleiß der Diamantinstrumente) erwies und die durch die Bearbeitung entstehende Randzonenschädigung nie ganz vermeidbar ist, wurde nach Methoden gesucht, die den Herstellungsvorgang schonender machten [46]. Es stellte sich heraus, dass das Material besser bearbeitbar ist, wenn das mit Yttriumoxid teilstabilisierte Zirkonoxidkeramikpulver zu porösen Blanks gepresst wird. Hierbei wird unterschieden zwischen den sogenannten „Grünkörpern“, die nur kaltisostatisch verpresst werden und den „Weißlingen“, die bereits bis auf einen Verdichtungsgrad von 55 - 70 % vorgesintert und somit noch relativ porös sind. Deshalb können die Weißlinge in kürzerer Zeit und Werkzeug schonend gefräst werden [40]. In der anschließenden Sinterung schrumpft das Gerüst um 15 - 25 % und steigert dabei seine Festigkeit. Der Nachteil liegt durch die richtungs- und volumenabhängige Schwindung der Keramik in der Maß- und Formgenauigkeit, was sich jedoch laut ersten Untersuchungen in Grenzen hält [46, 50].



**Abb. 3:** *Frakturfestigkeit und Randspalt von CAD/CAM gefertigten Kronengerüsten aus Zirkondioxidkeramik [50]*



## 2.6 CAD/CAM-Systeme

Nach Untersuchungen der Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V. machen computer-hergestellte vollkeramische Füllungen, Kronen und Brücken heutzutage einen Anteil von 41 % von den ca. 1,8 Millionen Vollkeramikrestorationen pro Jahr aus.

Mit der Aluminiumoxidkeramik als Infiltrationskeramik begann 1989 die Nutzung der strukturdichten Vollkeramiken. Wurde sie zunächst noch auf Gipsstümpfe aufgesintert, waren auch bald industriell gefertigte Rohlinge (Blanks) zum Fräsen in mechanisch und digital gesteuerten Maschinen verfügbar (Celay, Cerec) [60]. Diese CAD/CAM-Verfahren zur Herstellung von Zahnersatz wurden zunächst vornehmlich für Restaurationen aus Titan genutzt, weil das Gießen und Verarbeiten von Titan schwierig, zeit- und kostenintensiv war [46].

Zirkonoxidkeramik jedoch macht computergestützte Mess- und Frässysteme unabdingbar. In annehmbarer Qualität ist diese Keramik nur industriell herstellbar und erfordert bei der Bearbeitung im Dentallabor den Einsatz digital gesteuerter Werkzeuge zur Messung der Präparation und Fräsen der Keramik. Der Vorteil gegenüber den Metallen besteht darin, dass bei adhäsiven Befestigungen eine vollkommen spannungsfreie Passung im Mund erreicht wird, was durch kein Einstück-Gussverfahren möglich ist, da bei jeder Wärmebehandlung der Legierungen Volumenänderungen und somit geringe Spannungen auftreten [60].

Zur Zeit werden 15 verschiedene Systeme zur CAD/CAM-Fertigung von Zahnersatz in der Zahnmedizin auf dem Markt angeboten, von denen ein Teil im Anschluss kurz vorgestellt wird. Trotz vieler Gemeinsamkeiten werden dennoch zum Teil auch sehr unterschiedliche Konzepte und Strategien verfolgt, bei denen die Wirtschaftlichkeit und die klinische Bewährung des gefertigten Zahnersatzes ausschlaggebend sind.

### 2.6.1 Erstellen eines Datensatzes der Präparation

Da die computergesteuerten Fräsmaschinen einen Datensatz benötigen, muß der präparierte Stumpf mittels geeigneter Vermessungsverfahren für die Steuerungssoftware digitalisiert werden.

Die Art der Vermessung kann man in zwei Kategorien aufteilen: nach dem Procedere und nach der Lokalisation. In der Durchführung unterscheidet man zwischen der optischen und der mechanischen Vermessung und bei der Lokalisation zwischen intraoral und extraoral.

Der Vorteil der mechanischen Sensoren liegt in der sehr hohen Genauigkeit, die damit erreicht werden kann. Diese geht bis zu 1 µm, wobei die Oberflächen jedoch eher eben sein müssen. Dem gegenüber steht die lange Messzeit, die von der Objektgröße und dem Abstand der Messpunkte abhängt. Bei Zahnrestaurationen wird allgemein eine Genauigkeit von 50 µm gefordert, womit der Abstand der Messpunkte mindestens diesem Wert entsprechen sollte. Bei einer so hohen Punktzahl resultiert bei mechanischen Sensoren eine lange Messzeit. An steilen Wänden und Kanten, wie sie bei Präparationsabhängen und –grenzen auftreten, können durch Schäden an der Tastnadel (Verbiegung, Torsion) Messfehler auftreten, die sich im Größenbereich von 100 µm bewegen, was sich als zusätzlicher Nachteil dieser Methode erweist. Wählt man die Tastspitzen größer und starrer, um dieses Problem zu umgehen, wird das Vermessen der Vertiefungen, wie z.B. bei Inlays und Onlays, unmöglich.

An dieser Stelle können die optischen Systeme weiterhelfen, da sie ohne Kontakt zum zu vermessenden Objekt arbeiten und ihnen somit die Ecken und Kanten einer Inlay- oder Onlaypräparation keine Schwierigkeiten bereiten. Die Systeme gibt es als Punktsensoren und als Linien- oder Flächensensoren, wobei die letzteren mehrere Messpunkte gleichzeitig erfassen und somit zeitsparender sind. In der Regel arbeiten die optischen Systeme auf dem Prinzip der Triangulation. Dabei wird das Objekt aus einer Richtung beleuchtet und das entstehende Bild aus einer anderen Richtung betrachtet, was bei tieferen Präparationen zu dem Problem führen kann, dass die Objektoberfläche durch Kavitätenwände oder Nachbarzähne verschattet werden kann [59]. Als Detektoren für die Laserpunkte oder –linien arbeiten CCD-Kameras (Charged Coupled Devices = ladungsgekoppelte Bauelemente). Kombiniertes Weißlicht mit Streifenprojektion ist im Vergleich zur Flächenprojektion

genauer, doch werden für die intraorale Vermessung wegen der kürzeren Messzeit Flächensensoren genutzt [46].

Bei den neueren, kollinearen Messverfahren liegen die Strahlengänge von Beleuchtung und Betrachtung auf einer Achse, womit keine Abschattungen mehr auftreten. Da eine Vermessung von sehr steilen Flächen ungenauere und weit auseinanderliegende Messwerte ergibt, muss für eine hohe Präzision die Präparation von mehreren Seiten vermessen werden, was nur von extraoral möglich ist.

Bei der intraoralen Vermessung mit optischen Systemen ist es wichtig, die transparente Zahnoberfläche mit Pulver oder Lacken zu beschichten, da die Genauigkeit der Vermessung auch sehr von der Reflektivität und Streuung der Objektoberfläche abhängt. Ideal hierfür eignet sich Gips, womit der extraoralen Vermessung zur Zeit der Vorzug gegeben wird, da hier auch die Präparationsgrenze ohne störende Blutung, Speichelfluss und Sulkusfluid vermessen werden kann. Mit diesen extraoralen, optischen Vermessungssystemen ist bereits eine Messgenauigkeit von 10-15  $\mu\text{m}$  möglich [59].

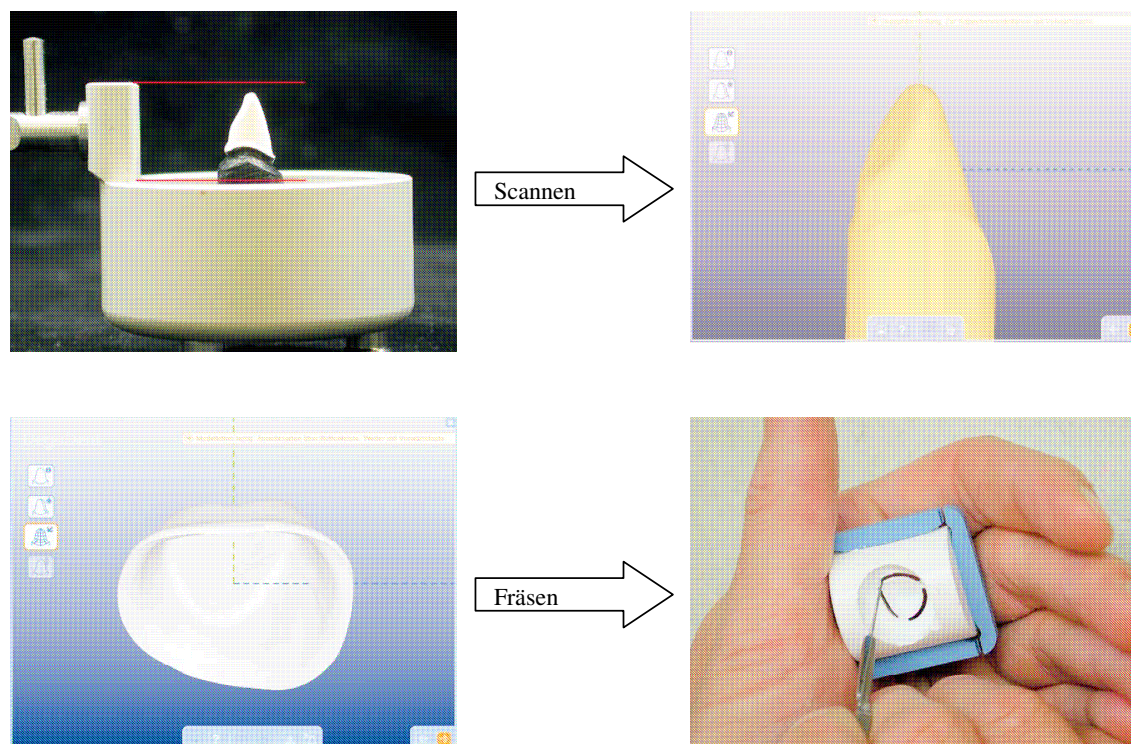
## 2.6.2 CAD-Konstruktion

Um das Kauflächenrelief möglichst funktionell zu gestalten, kann man versuchen, die konventionelle Modellation am Monitor simulieren und die Kaufläche wie beim Aufwachsen Schritt für Schritt mit geeigneten Programmfunktionen der Software aufbauen. Das Problem hierbei ist, dreidimensionale Strukturen auf dem zweidimensionalen Bildschirm zu veranschaulichen. Eine weitere Möglichkeit besteht darin, fertig modellierte Strukturen zu vermessen und diese mit dem Datensatz der vorher eingelesenen Präparation zu vereinen, um somit ein vollständiges Modell des gewünschten Zahnersatzes zu bekommen. Diese Methode ist zwar nicht zeitsparender, bietet aber in relativ simpler Art und Weise die Herstellung funktioneller Restaurationen. Die für den Benutzer wohl angenehmste, aber auch in der Entwicklung komplizierteste Alternative, ist das automatische Erstellen der anatomischen Kauflächenverhältnisse, ohne dass externe Änderungen zusätzlich durch den Anwender durchgeführt werden müssen. Bei den Lösungsansätzen für dieses Problem gibt es sehr

unterschiedliche Konzepte, unter denen sich jedoch noch kein Allgemeinrezept für alle Eventualitäten herauskristallisiert [59].

Bei der Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten ist es möglich, die okklusale und approximale Formgebung zu vernachlässigen, da hier die endgültigen Dimensionen nicht durch den Schleifprozess in der Maschine, sondern durch den Zahntechniker beim aufbrennkeramischen Verblenden festgelegt werden. Dennoch sollte eine Form des Gerüsts konstruiert werden, die der Endform sehr nahe kommt, um die Schichtstärke der Aufbrennkeramik, den werkstoffkundlichen Forderungen entsprechend, möglichst gleichmäßig zu gestalten [46].

Durch die Computer-Modellation erlangt die CAD/CAM-Technologie einen entscheidenden Vorteil. Bei der Herstellung von Zahnersatz kann zeitsparender gearbeitet werden, da die aufwändige Herstellung von Gegenkiefermodellen und das schädelbezügliche Einartikulieren, durch das Verwenden von okklusalen und funktionellen Registraten, wegfallen. Es werden lediglich Präparation und Registrat vermessen. Anhand der Daten werden die Lage der Kontaktpunkte, Höckerspitzen und Approximalkontakte gewählt [59].



**Abb. 4:** Schema eines CAD/CAM-Vorganges vom präparierten Modell zum gefrästen Zahnersatz. Fotos: DeGuDent GmbH

### 2.6.3 CAM-Fräsprozess

Beim Computer Aided Manufacturing werden Fräsbahnen für die CNC-Maschine (Computer Numeric Control) generiert, indem ein NC-Prozessor unter Berücksichtigung von Bedingungen wie Bearbeitungswege, Werkzeuge, Vorschübe und Zustellungen die Werkzeugbahnen berechnet. Je nach Art der Restauration, ob nur Außen- und Innenform einer Krone oder ein kompletter, mehrgliedriger Zahnersatz, wächst der technische Anspruch. Bei 5-Achs-Fräsern erfolgt die Bewegung entlang von drei linearen und zwei Rotationsachsen, womit auch Hinterschneidungen verarbeitet werden können. So kann die Außenform einer Vollkrone in einer Aufspannung gefertigt werden, was Arbeitszeit spart. Der Vorteil von 4- und mehrachsigen Frässystemen liegt in der optimalen Anstellung der Fräser auf die zu bearbeitende Oberfläche, wodurch die Zerspanungsbedingungen verbessert werden und eine höhere Oberflächengüte und Maßgenauigkeit erreicht wird. Doch je mehr Bewegungsachsen und Freiheitsgrade ein System hat, desto komplizierter ist es durch NC-Programme zu steuern.

Bei der Herstellung von Keramikrestorationen wird in zwei Schritten vorgegangen. Als erstes erfolgt der Grobabtrag durch das sogenannte „Schrubben“ (konturbegrenztes Ausräumen), worauf mit dem flächengeführten Schlichten dann die Feinarbeit geleistet wird [46].

### 2.6.4 Materialien

Für CAD/CAM-Systeme sind zur Zeit mehrere Materialien auf dem Markt. Dazu gehören Komposite, glashaltige und glasinfiltrierte Keramiken, Hochleistungskeramiken (Aluminiumoxid und Zirkonoxid) und Titan.

Für einen weitestgehend automatisierten Herstellungsvorgang sind Werkzeugwechsler (Auswechseln verschiedener Fräser), Werkstückwender (Bearbeiten der Restauration von unten und oben) und Verschleißkontrollsysteme für die Fräser nötig. Mit einer zusätzlichen

Bestückungsvorrichtung könnte der Fertigungsprozess mehrerer Werkstücke auf einen 24-Stunden-Betrieb ausgeweitet werden [59].

## 2.6.5 Systeme



**Abb. 5:** Cerec®inLab

Wie weiter oben bereits erwähnt, existieren zur Zeit mehrere CAD/CAM-Systeme für den Einsatz in der Zahnmedizin auf dem Markt. Den Anfang machte 1985 *W.H.Mörmann*, der zusammen mit *M.Brandestini* ein 3D-Messsystem entwickelte. Es basierte auf der aktiven Triangulation und konnte in seiner Größe soweit verkleinert werden, dass der intraorale Einsatz mit Hilfe einer Spezialkamera möglich wurde. Das Gerät kam 1989 unter dem Namen Cerec® auf den Markt und war eines der Systeme, das den Einsatz industriell gefertigter, und somit hinsichtlich des Mikrogefüges optimierter Keramiken, erlaubte. War es ursprünglich für den Einsatz am Zahnarztstuhl („chairside“) zur Fertigung adhäsiver Inlays und Onlays gedacht, wurde das Indikationsspektrum im Rahmen der Weiterentwicklung der Steuerungssoftware und des Cerec®-Gerätes in den folgenden Jahren auf Veneers, Teilkronen und Vollkronen ausgeweitet [27].

Heute wird mit Cerec inLab® auch eine Variante für das zahntechnische Labor („labside“) angeboten. Das System besteht aus einer Tischeinheit (s. Abb.7), die einen Scanner zur optischen Datenerfassung und das CAM-Modul mit einem kegelförmigen und einen zylinderförmigen Diamantschleifer beinhaltet. Angeschlossen wird das Gerät an einen handelsüblichen PC, auf dem mit der mitgelieferten Software das CAD-Modul installiert wird. Für die Zahnersatzgestaltung werden 3 unterschiedliche Programme, je nach Indikation, angeboten: Framework 3D für die Gestaltung von Kronenkäppchen und Brückengerüsten, VinCrOn 3D für Inlays, Onlays, Veneers und Vollkronen, sowie WaxUp 3D für die Erfassung von Aufwachsarbeiten, z.B. bei Teleskoparbeiten oder Implantat-Abutments.

Bei den Materialien verwendet Cerec® inLab Keramik-Blanks der Firma VITA, die, je nach Indikation, VITA InCeram YZ, VITA In-Ceram ZIRCONIA, VITA In-Ceram ALUMINA und VITA In-Ceram SPINELL anbietet [27].

Das Procera-Verfahren, das von dem Schweden *Matts Andersson* entwickelt wurde, ist seit 1993 auf dem Markt. Die dreidimensionale Datenerfassung des Kronenstumpfes erfolgt hierbei durch einen Laser oder in einem neuen, kleineren Gerät mechanisch mittels Griffel und wird anschließend per elektronischer Datenübertragung an ein Procera-Zentrallabor übermittelt. Nach der Fertigung des Kronenkäppchens aus hochfester Aluminiumoxid-Keramik wird dieses an das Labor zurückgesandt, wo die individuelle Gestaltung vorgenommen werden kann.

Elephant Dental führte 1999 mit *J.van der Zel* und dem Cicero-System eine Neuheit ein, da dieses System mehrphasig unterschiedliche Keramikmaterialien in mehreren Schichten verwendet.

Die Firma DCS entwickelte zusammen mit *Schlegel, Graber* und *Besimo* seit Anfang der 90er Jahre das Precident®-System bis heute immer weiter und weitete somit das Einsatzgebiet auf die gleichzeitige Herstellung von Kronen- und Brückengerüsten aus Titan, In-Ceram oder durchgesintertem Zirkonoxid aus. Vermessen wird dreidimensional optisch am Sägemodell, konstruiert am Rechner und die Gerüste werden auf einer industriellen Fräsmaschine hergestellt. Das System ist für Konstruktionen mit bis zu fünf Gliedern auch in einer kleineren Variante erhältlich.

Gegen Ende der 90er Jahre kamen ähnliche Systeme auf, wie z.B. Digident von Girrbach, das auch vor allem auf gnathologische Gesichtspunkte eingeht und in Verbindung mit einem elektronischen Artikulator und Gesichtsbogen neue Möglichkeiten liefert, oder GN-1 von GC, einer Weiterentwicklung der Überlegungen, mit denen sich bereits *Francois Duret* Anfang der 70er beschäftigte.

Das Decim/Densir-System aus Schweden nutzte die Unabhängigkeit bei der Materialverarbeitung mit dem subtraktiven Herstellungsverfahren der CAD/CAM-Systeme, indem es auf eine neue Werkstoffklasse zurückgriff: der „hipped Zirkoniumoxidkeramik“ (von HIP = hot isostatic pressed).

Mit der schrumpfungsfreien Herstellung individueller Teile aus Zirkoniumkeramik bietet KaVo das Everest-System an, das auch für die Bearbeitung anderer Materialien, wie Titan, geeignet ist. Diese Materialweiterentwicklung soll neue Verarbeitungs- und Einsatzmöglichkeiten schaffen.

Um Material und Zeit zu sparen, verwenden die Systeme Lava von 3M Espe und Cercon von Degudent angesinterte Zirkoniumoxidkeramik im Fräsprozess. Die beim Sintern auftretende Volumenabnahme wird dabei vorausberechnet. Bei Lava wird zur Gerüsterstellung ein CAD-Modul verwendet, während beim Cercon®-System das Wachsmo­dell eingescannt und vergrößert wird.

Auch das neue Xawex-Verfahren greift auf die Grünspan-Bearbeitung zurück und ermöglicht die Bearbeitung von beliebig großen Gerüsten.

Im allgemeinen kann man einen Überblick der unterschiedlichen Systeme anhand von drei Gesichtspunkten anstellen: die Datenerfassung, die Materialien und das Indikationsspektrum (s. Tab. 3).

Bei der dreidimensionalen Datenerfassung unterscheidet man mechanische Abtastverfahren, die einen Griffel in Kombination mit einem Wegaufnehmer verwenden, und optische



Verfahren auf der Basis der Laserabtastung oder der aktiven Triangulation. Ein Trend durch die Produktpalette zu den digitalisierten optischen Verfahren zeichnete sich mit der Zeit ab.

An verarbeitbaren Materialien gibt es keramische Werkstoffe für Kronen- und Brückengerüste oder vollkeramische Restaurationen (gebrannt, gepresst, individuell geschichtet oder uniform) und Metalle, v.a. Titan, die meist für Gerüstkonstruktionen eingesetzt werden.

Der Indikationsbereich erstreckt sich von Inlays über Teilkronen, Vollkronen, Implantatversorgungen und Brücken bis hin zu Veneers und kombinierten prothetischen Arbeiten, womit praktisch das gesamte restaurative Spektrum abgedeckt wird [65].

	Datenerfassung	Materialien	Indikation
Cercon (Degussa Dental)	Optisch	Keramik	Kronen- und Brückengerüste
Cerec 3 (Sirona Dental Systems)	Messkamera auf Triangulationsbasis	Keramik	Inlay, Veneer, Krone
Cerec inLab (Sirona Dental Systems)	Lasertriangulation	Keramik	Kronen- und Brückengerüste
Cicero (Elephant/ Degussa)	optischer Lichtschnitt	Keramik	Inlay, Krone, Brücke
Pro 50 (Cynovad)	Optisch	Keramik	Inlay, Krone, Brücke
Precident (DCS)	Optisch	Keramik, Komposit, Titan	Kronen- und Brückengerüste
Digident (Girrbach)	Optisch	Keramik, Metall	Inlay, Krone, Kronen- und Brückengerüste
Everest (KaVo)	Optisch	Keramik, Metall	Inlay, Krone, Brücke, Kronen- und Brückengerüste
GN-1 (GC,Nikon,Hitachi)	Lasertriangulation	Keramik, Metall	Inlay, Krone, Brücke
Lava (3M Espe)	Lasertriangulation	Keramik, Metall	Kronen- und Brückengerüste
Procera (Procera/ Nobel Biocare)	Mechanisch	Keramik	Kronengerüste
Xawex Dentalsystem (Xawex)	Optisch	Keramik	Kronen- und Brückengerüste

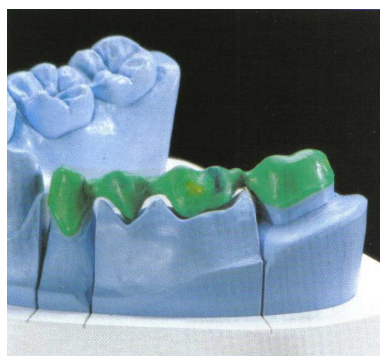
**Tab 3:** Übersicht einiger CAD/CAM-Systeme bezüglich Datenerfassung, Materialien und Indikationen [65]

## 2.6.6 Das Cercon®-System

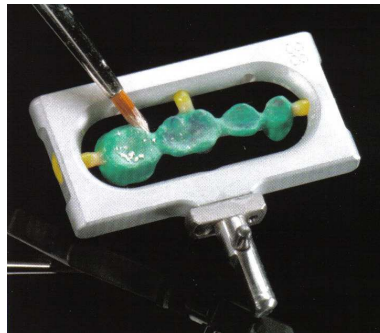


**Abb. 6:** Cercon®-System von DeguDent mit den Einheiten cercon@heat und cercon@brain

Das Cercon®-System baut auf einer Entwicklung von Schweizer Forschern der Eidgenössischen Technischen Hochschule (ETH), Zürich in Zusammenarbeit mit der Zahnklinik der Universität Zürich (Direktor damals: Prof. Dr. Peter Schärer) auf. In der Literatur wurde bereits mehrfach auf das Vorläufermodell, das DCM (Direct Ceramic Machining), eingegangen, welches, in Kooperation mit DeguDent, zur Marktreife weiterentwickelt wurde.



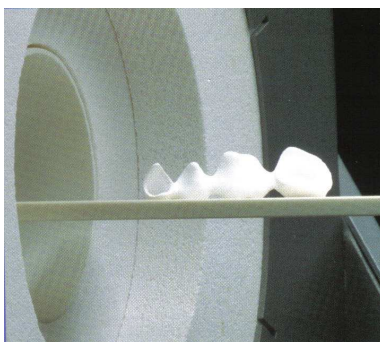
**Abb. 7:** Modelliertes Gerüst auf Gipsmodell



**Abb. 8:** Gerüst im Scanrahmen mit Scanpuder

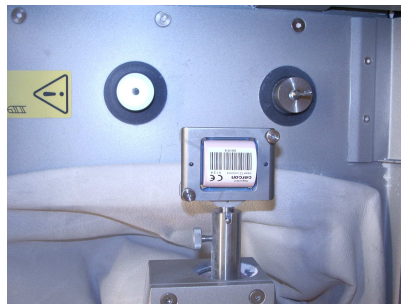
Bei diesem reinen CAM-Verfahren wird ein vom Techniker in Wachs gefertigtes Kronen- oder Brückengerüst mit einem Laser optisch abgetastet, anschließend computerunterstützt vergrößert, aus einem vorgesinterten Y-TZP-Rohling herausgefräst und schließlich dicht gesintert.

Mit der Geräteeinheit Cercon brain werden sowohl die Modellationen gescannt als auch anschließend gefräst. Der Fräsvorgang erfolgt zunächst durch den Schrubbprozess, bei dem die Grobform herausgearbeitet wird. Im zweiten Schritt kommt die Feinausarbeitung des Gerüstes.



**Abb. 9:** Gerüst auf Ofentray vor Endsinterung

Das Gerüst wird in einem thermischen Prozess in der Geräteeinheit Cercon heat bei einer Endtemperatur von 1350°C ca. 6 Stunden gesintert. Um der Volumenschrumpfung beim Sinterprozess entgegenzuwirken, wird das Gerüst um ca. 30 % vergrößert aus dem Rohling herausgefräst. Diese Vergrößerung übernimmt eine Software nach dem Scanvorgang direkt in der Einheit Cercon brain. Das ist möglich, da das Schrumpfungsverhalten der Zirkonoxidrohlinge Cercon base bei deren Herstellung sehr genau berechnet wird. Für eine Einzelkrone benötigt man mit Scan- und Fräsvorgang ca. 40 Minuten, 3-gliedrige Brücken dauern ca. 75 Minuten und 4-gliedrige Brücken ca. 95 Minuten.



**Abb. 10:** *Eingespannter Blank mit Strichcode*

Die Cercon base Zirkonoxid-Rohlinge werden in den Maßen 12 mm, 30 mm, 38 mm und 47 mm angeboten. Die Einstellung des Systems auf den jeweiligen Rohling erfolgt automatisch mittels Abscannen eines aufgebrachtten Barcodes, der Materialdaten und Chargennummern enthält. Mit dem 47er Rohling lassen sich Brückenkonstruktionen im Frontzahnbogen, einer starken Seitenzahnkurvatur und Brücken bis max. 47 mm anatomischer Länge herstellen.

Eine Gerüstexposition ist wegen der erschwerten intraoralen Politur und der erhöhten Abrasivität des Zirkonoxids im Vergleich zu konventionellen Dentalkeramiken zu vermeiden. Daher empfiehlt DeguDent zur Verblendung des Zirkonoxidgerüsts die abgestimmte Verblendkeramik Cercon ceram S mit einem optimal auf Zirkonoxid abgestimmten WAK und einer Bruchfestigkeit von 90 MPa.

Als Indikationen für Cercon-gefertigte vollkeramische Restaurationen aus Y-TZP sind bisher Einzelkronen, 3-gliedrige Brücken, 4-gliedrige Brücken und Brücken mit max. 38 mm anatomischer Länge im Front- und Seitenzahnbereich freigegeben.

Aufgrund noch laufender klinischer Untersuchungen ist die Anfertigung von Adhäsivbrücken und Extensionsbrücken, obwohl technisch bereits machbar, noch nicht freigegeben. Als Kontraindikationen werden Inlays und Wurzelstifte genannt.

Beim Gerüstdesign muss die Forderung nach einer minimalen okklusalen und axialen Gerüstwandstärke von 0,4 mm und der Konnektorenfläche bei Brücken von mindestens 9 mm<sup>2</sup> eingehalten werden [26].

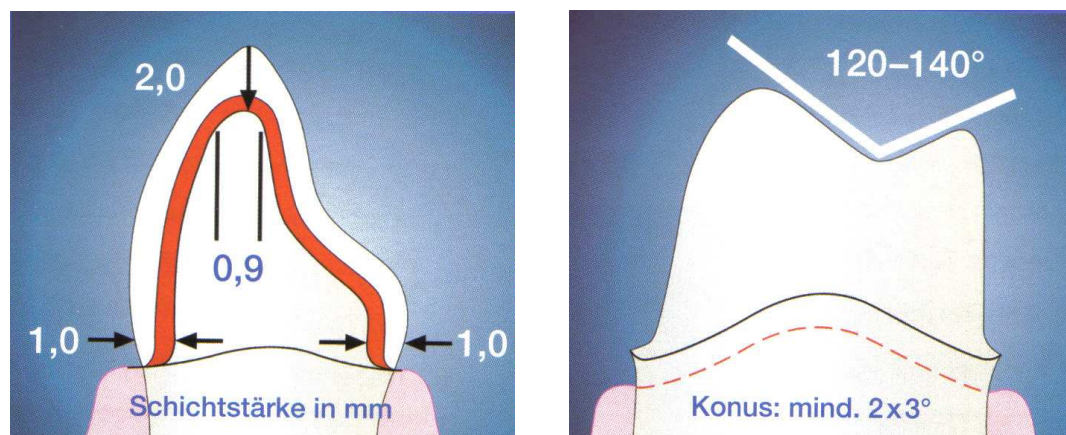
TECHNISCHE DATEN	
WAK	10,5 (25 – 500°C)
Farbe	weiß
Biegefestigkeit	ca. 900 MPa
Elastizitätsmodul	210 GPa
ZUSAMMENSETZUNG	
Zirkonoxid	
Sowie	
Yttriumoxid	5 %
Hafniumoxid	< 2 %
Aluminiumoxid + Siliziumoxid	< 1 %
(Zusammensetzung gesamt 100 %)	

**Tab 4:** Herstellerangaben zu Cercon base Zirkonoxid [26]

## 2.7 Präparation

Bei der Präparation eines Zahnes für die Aufnahme einer vollkeramischen Restauration sind bezüglich der unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften von Keramik und Metall auch voneinander abweichende Kriterien einzuhalten. Bezogen auf die bis heute erschienenen Untersuchungen lauten die Richtlinien wie folgt:

- Zirkulär und okklusal sollen für Kappchen und Verblendkeramik 1 - 2 mm abgetragen werden [24, 32, 73, 78]
- Keine scharfe Kanten und Spitzen, um bruchgefährdete Spannungsspitzen zu vermeiden [26, 34, 56, 70]
- Die Wandstärke der Kappchen soll, je nach Material und Lokalisation, zwischen 0,4 mm und 0,7 mm liegen [26, 57]
- Die Gerüst- und/oder Verblendkeramik sollen auf einer zirkulären Stufe oder akzentuierten Hohlkehle mit 1 - 1,5 mm Breite abgestützt werden, um einen Bruch zu verhindern [6, 21, 24, 26]
- Die Konizität jeder axialen Fläche ( $=\alpha/2$ ) soll 3 - 4° betragen [26]
- Das vereinfachte okklusale Relief soll einen Öffnungswinkel von 120 - 140° haben [26] (s. Abb.13)

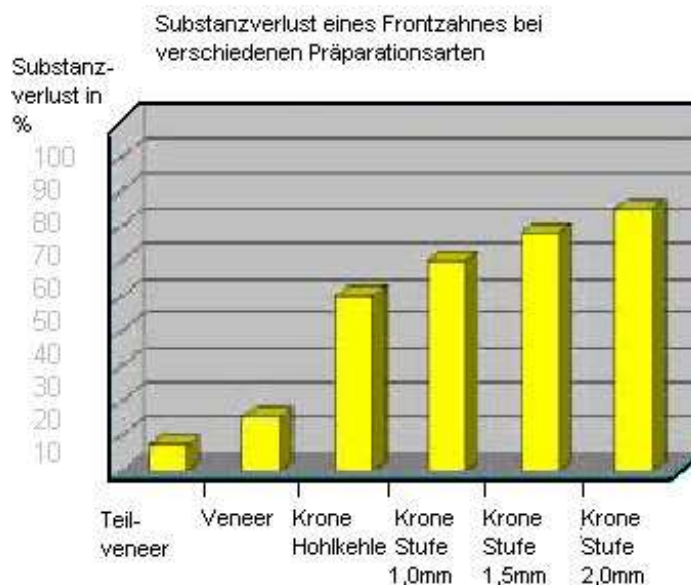


**Abb. 11:** Präparationsempfehlungen zum cercon®-System  
[26]

Diese Empfehlungen haben sich in der geschichtlichen Entwicklung des vollkeramischen Zahnersatzes, besonders bezogen auf die zirkuläre Stufe, interessanterweise seit den 50er Jahren nicht groß verändert. Waren die damaligen Dentalkeramiken alles andere als bruchstabil, so gelten diese Richtlinien auch noch für die heutigen, weiterentwickelten Keramiken, wie HiCeram, Dicor oder IPS Empress 2 [3].

Hartkeramiken jedoch weisen im Vergleich zu diesen wesentlich höhere Bruchfestigkeiten auf. So beträgt das Kraftaufnahmevermögen von Infiltrationskeramiken (In-Ceram Alumina und In-Ceram Zirkonia) das zweifache und tetragonal stabilisierte Zirkonoxide (TZP, In-Ceram YZ) sogar das dreifache des Wertes von beispielsweise IPS Empress 2. Dadurch muss die Notwendigkeit einer Stufenpräparation, einhergehend mit ihrem hohen Substanzverlust, neu überprüft werden. Auch Fragen, wie der Einfluss anderer Präparationen auf die Randpassung und die Abhängigkeit der Bruchstabilität eines Keramikronengerüsts von der Stufenbreite, müssen erneut geklärt werden [3].

Ein entscheidender Nachteil der bisher geforderten Stufenpräparation ist der, verglichen mit anderen Präparationsformen, relativ hohe Substanzverlust. Hierbei müssen Zahnarzt und Zahntechniker Kompromisse eingehen. Der Techniker fordert möglichst viel Platz, um seine



**Abb. 12:** Hartschubstanzverlust bei unterschiedlichen Präparationsarten an einem Frontzahn [9]

Arbeit an das Maximum an Ästhetik und Funktionalität zu bringen. Doch gerade bei vitalen Zähnen ist bei großzügigen Präparationen Vorsicht geboten, weshalb der Zahnarzt bei jeder Versorgung auch das Kriterium Substanzverlust mit seinen möglichen Folgen (Vitalitätsverlust, Bruch des Zahnes) in seine Überlegungen miteinbeziehen und nach eher grazileren Formen streben wird. Bei der Sanierung eines Einzelzahnes mit einem Veneer zum Beispiel ist der Substanzabtrag gering und die Anfertigung ist gerade bei „chairside“-Methoden wie Cerec innerhalb weniger Stunden möglich. Ist die Zerstörung eines Zahnes für die Versorgung mit einem Veneer zu groß, so bleibt nur noch die Restauration mittels einer Krone. Der Substanzverlust hierbei schwankt zwischen 40 – 50 % bei Präparation mit einer zirkulären Hohlkehle und bis zu 80 % bei einer starken Stufe (s.Abb.14). Bei der Restauration von Frontzähnen ist das Anlegen einer labialen Hohlkehle jedoch unerwünscht, weshalb in diesem Bereich der schmalen Stufe der Vorzug gegeben wird.

Bei der Passgenauigkeit der einzelnen Präparationsgeometrien muss man sich nach den klinisch akzeptablen Anforderungen richten, die sehr unterschiedlich sein können und somit bis zu einem gewissen Grad der subjektiven Bewertung des Behandlers unterliegen. Die



Überprüfung muss sich auf einige Stellen des Restaurationsrandes beschränken, was jedoch keinen Rückschluss auf die gesamte Zirkumferenz zulässt [2]. Mittelwerte für die Passgenauigkeit weisen, auf den gesamten Randbereich gesehen, beispielsweise eine Streuung von  $\pm 60\%$  auf, was eine Untersuchung der Passung in Abständen von 100  $\mu\text{m}$  ergab [29].

Auch verändern sich die Randspalte mit der Zementierung. Eine auf eine Stufe gelegte Metallschulter vergrößert ihren mittelwertigen Zementspalt nach Zementierung mit Zinkphosphatzement von 24  $\mu\text{m}$  auf 45  $\mu\text{m}$  und eine Keramiksulter von 33  $\mu\text{m}$  auf 46  $\mu\text{m}$  [33]. In der Literatur liegen die Zementfugen bei unterschiedlichen Kronentechniken im Mittel bei 40  $\mu\text{m}$  (10 – 120  $\mu\text{m}$ ) [62] und die klinisch akzeptablen Werte liegen zwischen 20  $\mu\text{m}$  und 100  $\mu\text{m}$ , die als exakte Kronenpassungen angesehen werden [3].

Im Allgemeinen kann der Literatur aber entnommen werden, dass die größten Diskrepanzen bei spitzwinklig auslaufenden Präparationen auftauchen, die in Richtung rechtwinklig auslaufender Präparationen abnehmen. Zwischen Stufe und Hohlkehle sind dagegen keine großen Unterschiede zu erwarten, womit das Argument der Passung nicht allein für die Stufenpräparation verbleibt.

Wirft man einen Blick auf die Abhängigkeit der Bruchsicherheit im Hinblick auf die Dimensionierung der Stufe, so liefern Untersuchungen erstaunliche Ergebnisse. So wurde in einer Studie im Jahre 2000 die Bruchfestigkeit vollkeramischer In-Ceram-Kronen in Abhängigkeit von der Stufenbreite untersucht, bei der es sich herausstellte, dass die Stufenbreite keinen wesentlichen Einfluss auf die Bruchsicherheit hat. Es war sogar zu beobachten, dass Kronen auf 0,8 mm-Stufen eher brachen als die auf 0,4 mm-Stufen oder 1,2 mm-Stufen [14]. In einer anderen Studie zum Einfluss unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit vollkeramischer Kronen kam man zu dem Ergebnis, dass die grazilere Präparationsform eine höhere Materialzuverlässigkeit aufzeigt und die Bruchsicherheit von Kronen auf Hohlkehlen oder Stufen keine großen Unterschiede bewiesen [61].

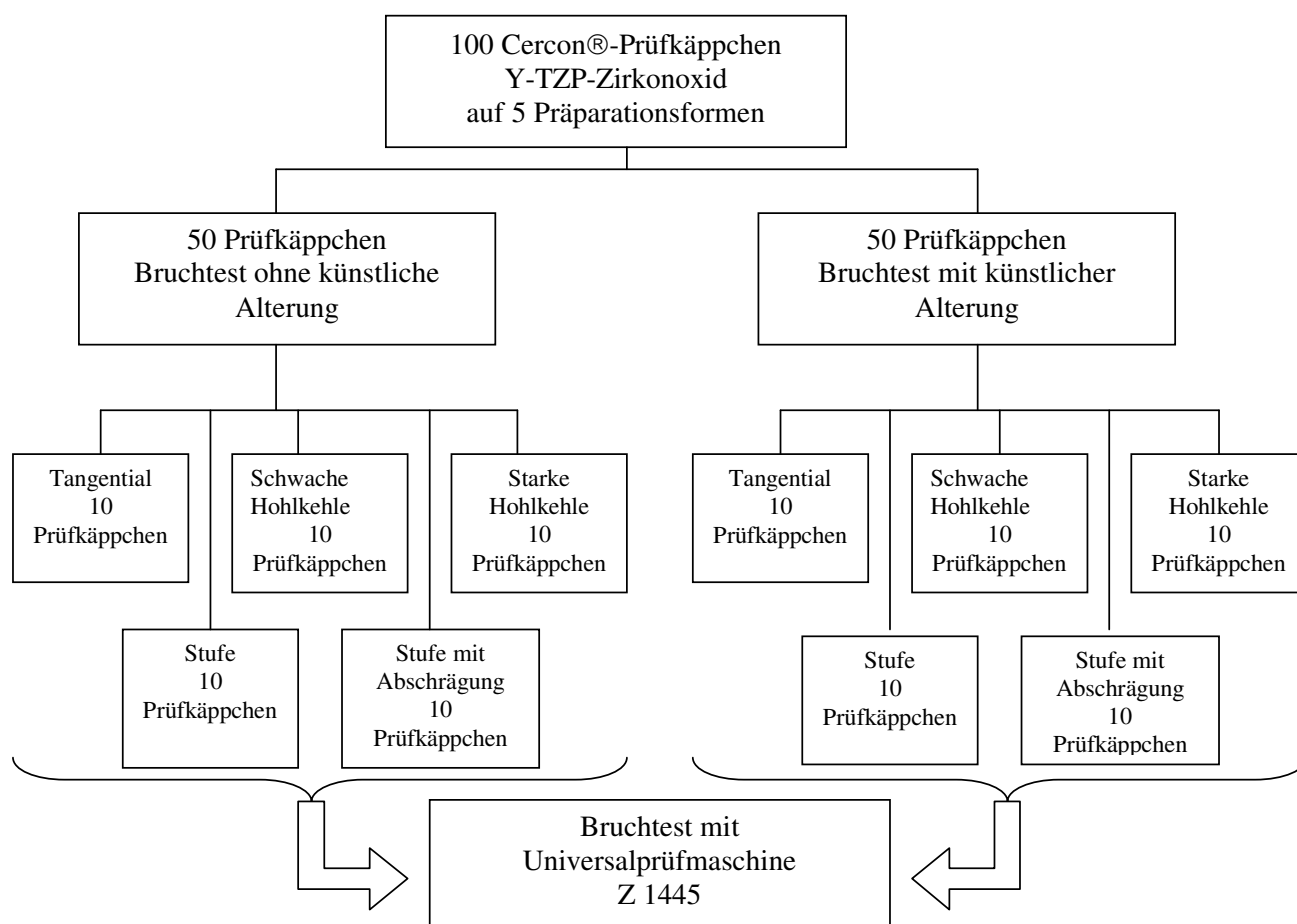
Heute wird weitgehend eine Hohlkehlpräparation für vollkeramische Restaurationen empfohlen [3]. Dabei werden folgende Vorteile genannt:

- Verminderter Substanzabtrag, daher geringere Gefahr der Devitalisierung des Zahnes
- Randpassung wird im Vergleich zur Stufe nicht gemindert
- Präparationsform beeinflusst Belastbarkeit der Krone nicht
- Technisch einfacher durchzuführen, Gefahr der „Dachrinnen“-Bildung wie bei der Stufenpräparation wird verringert

Als Ausnahme gelten ästhetisch bedingte Situationen, in denen die Stufenpräparation nicht zu vermeiden ist, wie an der Labialseite der Frontzähne [3].

### 3 Material und Methode

#### 3.1 Übersicht



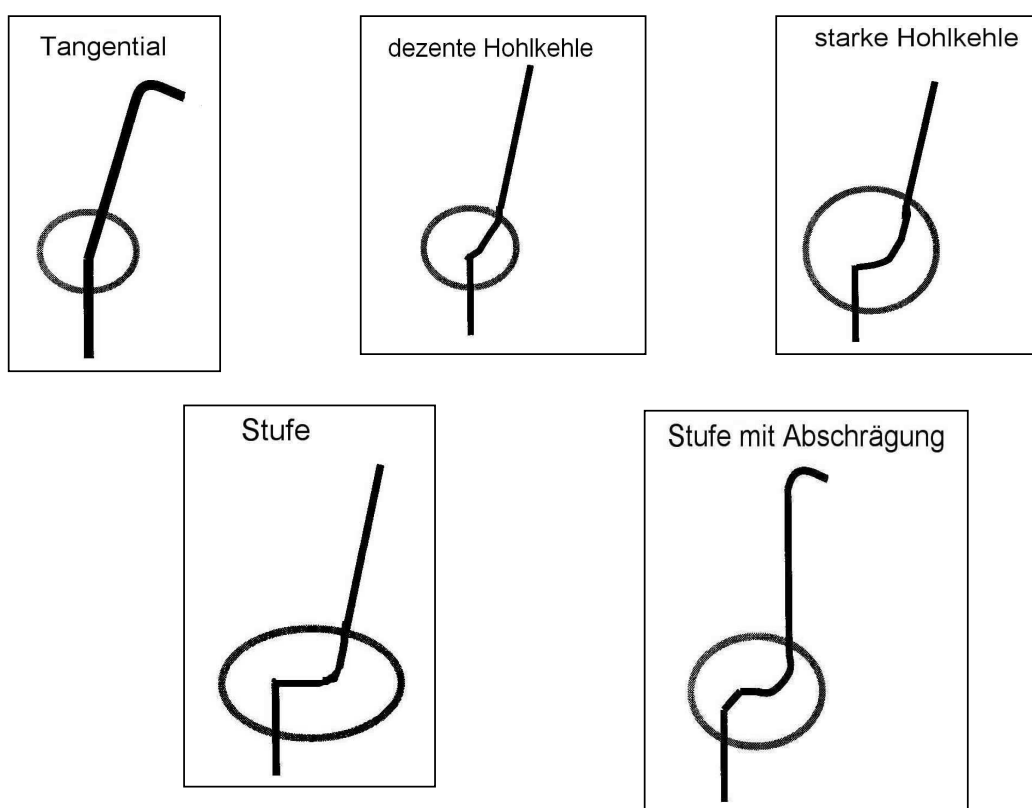
**Abb. 15:** Probenverteilung

Für die Untersuchung wurden auf 5 unterschiedlich präparierten Molarenstümpfen (Tangentialpräparation, schwache Hohlkehle, starke Hohlkehle, Stufe und Stufe mit Abschrägung) 100 Cercon®-Kronengerüste aus Y-TZP-Zirkonoxid angefertigt. Die gesamte Festigkeitsprüfung wurde auf geteilt. 50 Gerüste wurden in dieser Arbeit nach der Zementierung auf die Prüfstümpfe gleich in der Prüfmaschine bis zum Bruch belastet. In einer anderen Arbeit wurden die anderen 50 Kronenkäppchen im Thermocycler einer künstlichen Alterung vor dem Bruchtest unterzogen.

### 3.2 Herstellung der Cercon®-Prüfkäppchen

Zunächst wurden 5 Frasacomolaren in den verschiedenen zu untersuchenden Präparationsgeometrien - tangential, schwache Hohlkehle, starke Hohlkehle, Stufe und Stufe mit Abschrägung – beschliffen.

Hierbei wurde nach den Empfehlungen von DeguDent vorgegangen. Die zirkuläre Schnitttiefe betrug 1,0 mm, mit Ausnahme der schwachen Hohlkehle, bei der nur 0,5 mm abgetragen wurde. Okklusal wurde um 1,5 mm reduziert und die Konizität jeder axialen Fläche wurde mit Hilfe einer Parallelfraße auf 4° eingestellt, womit ein Konuswinkel der Stümpfe von 8° erreicht wurde. Bei der Stufe mit Abschrägung wurde der Rand auf 1,5 mm abgeschrägt.



**Abb. 16:** Schemazeichnungen der fünf unterschiedlichen Präparationen



**Abb. 17:** Wachsduplikate der Präparationen

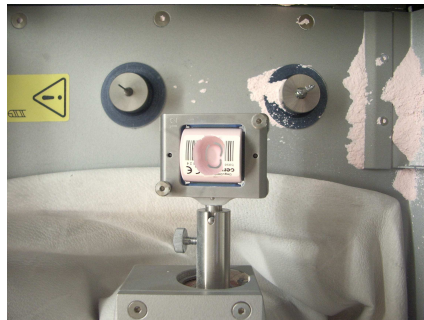


**Abb. 18:** Prüfstumpf in Autopolymerisat gesockelt

Die präparierten Zähne wurden anschließend mit Doubliermasse (Adisil blau, Siladent) abgeformt und die Abformungen mit flüssigem Modellierwachs gefüllt, so dass man von jeder Präparation vier Wachs-Duplikate schaffen konnte. Diese Wachsmodelle wurden eingebettet (Jet 2000, Siladent) und in Metall gegossen (Co-Cr-Legierung Remanium 800, Dentaurum). Die Metallstümpfe wurden in Autopolymerisat (Paladur, Heraeus Kulzer) gesockelt, wodurch die Prüfstümpfe in der Universalprüfmaschine Z 1445 (Zwick, Ulm) eingespannt werden konnten. Abschließend wurden die Präparationen auf den Metallstümpfen an einer Parallelfraße mit Hartmetallfräsen nachgezogen und von Gussperlen, Pressfahnen und dergleichen befreit, um eine homogene Oberflächenkontur zu erhalten. Auch wurden noch eventuelle Kanten und scharfe Übergänge geglättet.

Die so hergestellten Prüfmodelle wurden nun mit einer Polyethermasse (Impregum, 3M Espe) abgeformt und zu jeder Präparation wurden zehn Gipsmodelle für den Scanprozess ausgegossen.

Sowohl die Probestümpfe als auch die Gipsmodelle wurden dann zur Fertigung der Gerüste zur Firma DeguDent nach Hanau geschickt. Dort wurde auf die Gipsmodelle ein Distanzlack (Cergo, DeguDent, Schichtstärke ca. 15  $\mu\text{m}$ ) bis ca. 1 mm zur Präparationsgrenze aufgetragen, der den Zementpalt darstellen sollte und auch verbliebene scharfe Kanten abrundet. Anschließend wurde vom Techniker ein Kronengerüst modelliert, ähnlich wie bei metallkeramischen Arbeiten, wobei darauf zu achten ist, eine gleichmäßige Materialstärke für die Verblendkeramik zu erhalten und die Minimalgerüststärke von 0,4 mm nicht zu



**Abb. 19:** *Gefrästes Kronengerüst*

unterschreiten. Da bei unserer Untersuchung die Kappchen nicht verblendet wurden, war die Gerüststärke bei der Modellation ausschlaggebend. Nach der Gerüstgestaltung wurde dieses in einem Modellrahmen mit Wachs- oder Kunststoffsticks befestigt. Für eine optimale Erfassung durch den Laser beim Scannen mussten die Wachsflächen dünn mit Scanpulver eingepudert werden. Abschließend wurde der Modellrahmen mit der eingepuderten Gerüstmodellation in die Einheit Cercon brain eingespannt, in der die Daten des Gerüsts eingescannt wurden.

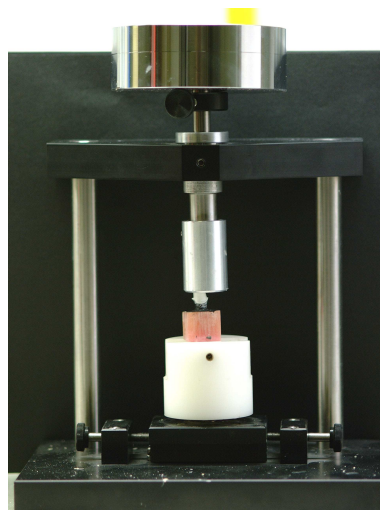
Nach der Datenerfassung des Gerüsts wurde ein entsprechender vorgesinterter Y-TZP-Zirkonoxid-Rohling (Cercon base, DeguDent) in die Systemeinheit eingespannt. Das Kronengerüst wurde dann in der errechneten Überdimensionierung herausgefräst. Im Anschluss an den Fräsprozess wurde das noch kreideharte Gerüst von den Befestigungskanälen getrennt und die Ansatzstellen mit Hartmetallfräsen versäubert. Im abschließenden Sinterprozess schrumpften die Gerüste in der Systemeinheit Cercon heat 6 Stunden bei 1350°C auf ihre endgültige Form und erhielten ihre Endfestigkeit.

Als wir die Gerüste zurückgesandt bekamen, sei an dieser Stelle noch zu erwähnen, dass kein einziges aufgepasst werden musste. Die Passung auf den metallischen Probestümpfen war sehr gut und es bedurfte nach Überprüfung der Passung mittels Stereomikroskop keinerlei Nachbearbeitung der Innenflächen der Kronengerüste.

### 3.3 Vorbereitung zum Bruchtest

Die insgesamt 100 hergestellten Prüfkäppchen wurden zufällig auf die beiden Versuchsanordnungen, einerseits direkter Bruchversuch und andererseits Bruchtest nach künstlicher Alterung im Kausimulator, aufgeteilt.

Für den direkten Bruchtest wurden die Kronenkäppchen konventionell mit Glas-Ionomer-Zement (KetacCem, 3M Espe) auf den metallischen Probestümpfen befestigt. Da von jeder Präparationsform vier Probestümpfe zur Verfügung standen, wurden auf den Stümpfen 1 und 2 jeweils drei und auf den Stümpfen 3 und 4 jeweils zwei der insgesamt zehn Käppchen gefertigt und gebrochen.

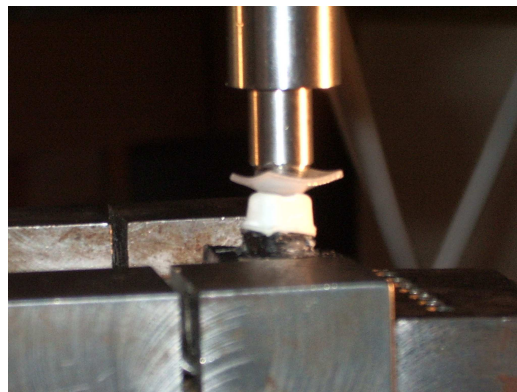


**Abb. 20:** *Prüfstumpf in Zementivorrichtung*

Um das Ergebnis nicht durch einen variierenden Zementspalt zu beeinflussen, wurden alle Käppchen im Überfluss mit dem Befestigungszement gefüllt und anschließend mit einer Kraft von 50 N festzementiert. Dies geschah, indem die Stümpfe mit den locker aufgesetzten Käppchen auf einen Sockel gestellt und von oben mit einem Stempel und einem festen Gewicht von 5 kg belastet wurden, wobei das Kronengerüst in seine endgültige Position gedrückt wurde. Um eine zentrale Belastung zu erreichen wurde zwischen Metallstempel und

Kronengerüst im Bereich der angedeuteten Zentralfissur ein Kunststoffstäbchen eingelegt. Die zirkulär ausgepressten Zementüberschüsse wurden entfernt.

### 3.4 Bruchtest



**Abb. 21:** Probe eingespannt in der Prüfmaschine

Die 50 Prüfkäppchen wurden nach dem Festzementieren auf dem Probestumpf in der Universalprüfmaschine Z 1445 (Zwick, Ulm) bis zur Totalfraktur belastet. Dazu wurden die Proben im Halter der Maschine eingespannt und senkrecht von okklusal belastet. Der Belastungsstempel war ein in der Vertikalen frei beweglicher Stab mit einem halbkugelförmigen Ende, dessen Durchmesser 8mm betrug. Die Bewegungsfreiheit sollte die Selbstzentrierung des Stempels in den Mittelpunkt der Käppchenoberfläche begünstigen. Zusätzlich wurde ein 1mm starkes Stück Tiefziehfolie zwischen Prüfstempel und –körper eingelegt, um die einwirkende Kraft auf eine größere Fläche zu verteilen. Die Vorschubgeschwindigkeit der Maschine betrug 0,5 mm / min.

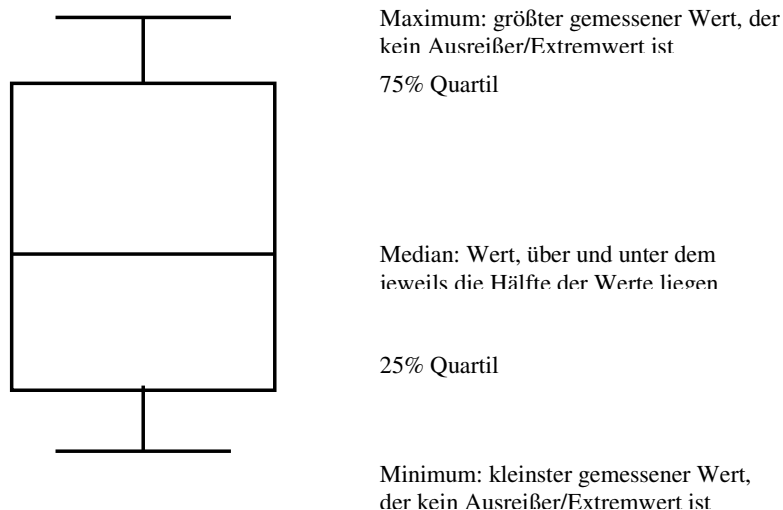
Die Steuerung der Universalprüfmaschine lief über einen PC mit dem Programm „TestXpert“, welches auch das Spannungsdehnungsdiagramm aufzeichnete und die Bruchlast ermittelte. Der Punkt für die Bruchlast wurde vom Durchführenden der Prüfung mittels akustischer und visueller Überwachung festgelegt, wobei auf Knackgeräusche und initiale Brüche geachtet wurde.



### 3.5 Auswertung

Die so erhaltenen Bruchwerte wurden unter Zuhilfenahme des Statistikprogramms „SPSS 12.0G for Windows“ (SPSS-Inc., Chicago / USA) innerhalb der verschiedenen Präparationsgeometrien und generell untereinander verglichen. Als Darstellungsform erschien ein Boxplot-Diagramm mit Medianwert, Standardabweichung und Extremwerten am geeignetsten, dessen Symbolik im Folgenden kurz näher erklärt wird.

#### *Das Boxplot-Diagramm:*



°, \* **Extremwerte/Ausreißer:** Werte, die zwischen 1,5 und 3 Boxlängen vom oberen oder unteren Rand der Box entfernt sind. Die Boxlänge entspricht dem interquartilen Bereich.

Zur Überprüfung der statistischen Signifikanz wurde der parameterfreie Mann-Whitney-U-Test durchgeführt. Mit diesem Test werden zwei voneinander unabhängige Proben auf die Überschneidung ihre Ergebnisse überprüft, wobei sich die Signifikanz P der beiden Gruppen ergibt. Liegt dieser Wert P unter dem vordefinierten Niveau von 0,05, so spricht man von einem signifikanten Unterschied. Als Signifikanz-Niveau wurde der Wert  $p \leq 0,05$  festgelegt.

## 4 Ergebnisse

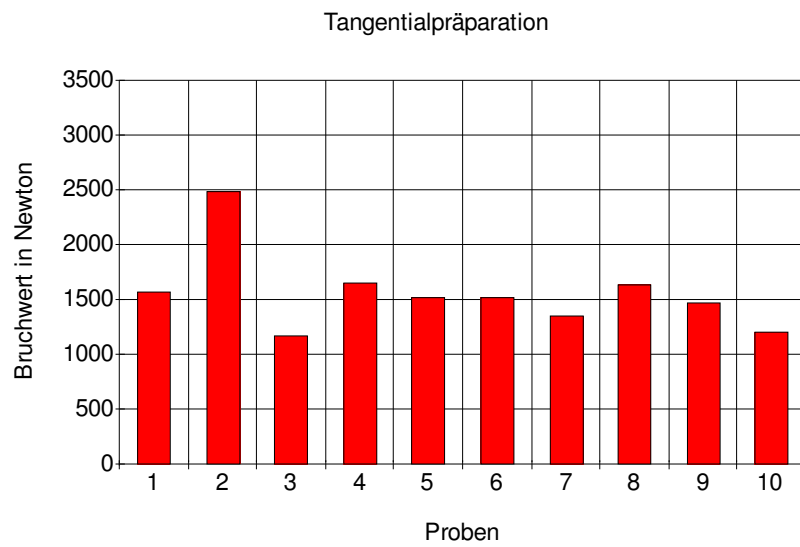
Bei der Betrachtung der Ergebnisse wird zunächst jede Präparationsform für sich mit jedem einzelnen der zehn zugehörigen Bruchwerten vorgestellt und in einem Säulendiagramm veranschaulicht. Im Anschluss werden alle erhaltenen Ergebnisse in Hinblick auf Minimum, Maximum, Mittelwert und Standardabweichung aufgelistet und im oben bereits erwähnten Boxplot-Diagramm einander gegenübergestellt.

### 4.1 Tangential

Bei den Probestümpfen mit der Tangentialpräparation lagen die erreichten Bruchlastwerte zwischen 1168,83 N und 2480,15 N, wobei der letztgenannte Maximalwert als Ausreißer anzusehen ist und der im Rahmen liegende Maximalwert bei 1649,17 N anzusetzen ist. Der Medianwert liegt bei 1520,60 N und die Standardabweichung vom Mittelwert mit 1554,97 N beträgt  $\pm 365,17$  N.

<b>Tangential- präparation:</b>	
Probennummer:	Bruchlast in Newton [N]:
1	1568,06
2	2480,15
3	1168,83
4	1649,17
5	1513,07
6	1520,60
7	1348,45
8	1630,00
9	1474,64
10	1196,69

**Tab 5:** Bruchlastwerte der tangential präparierten Kappchen



**Abb. 22:** Graphische Darstellung der Bruchlastwerte



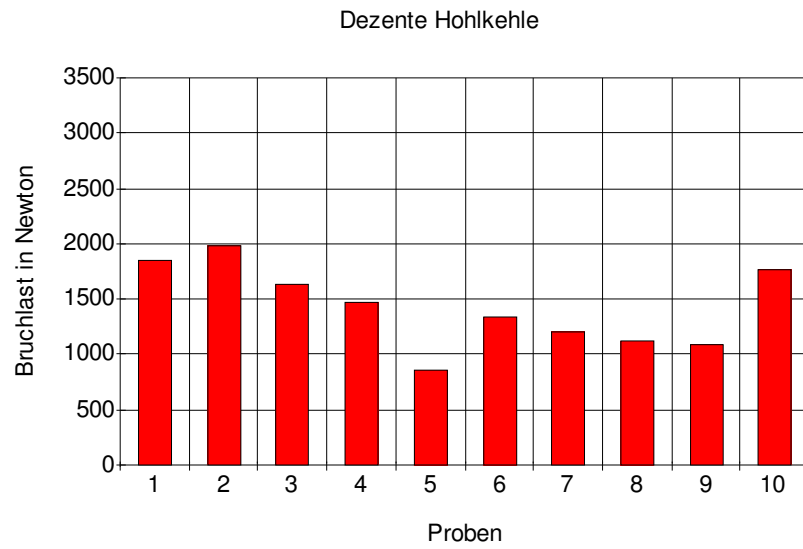
**Abb. 23:** Gebrochene Probe in der Prüfmaschine

## 4.2 Dezente Hohlkehle

Die Bruchversuche auf den Stümpfen, die mit der dezente Hohlkehle präpariert wurden, lieferten folgende Ergebnisse. Die Werte bewegten sich zwischen einem Minimum von 861,40 N und einem Maximum von 1976,83 N. Der Mittelwert errechnete sich zu 1430,44 N mit einer Standardabweichung von  $\pm 367,33$  N. Der Medianwert lag bei 1329,56 N.

<b>Dezente Hohlkehle:</b>	
Probennummer:	Bruchlast in Newton [N]:
1	1842,22
2	1976,83
3	1628,36
4	1463,46
5	861,40
6	1329,56
7	1204,65
8	1129,67
9	1094,60
10	1773,66

**Tab 6:** Bruchlastwerte der Kämpchen mit der dezente Hohlkehle



**Abb. 24:** Graphische Darstellung der Bruchlastwerte



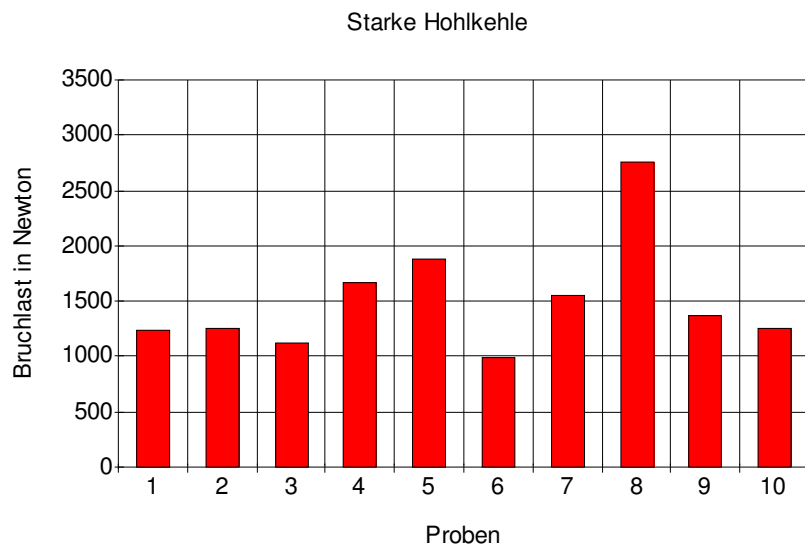
**Abb. 25:** Gebrochene Probe in der Prüfmaschine

### 4.3 Starke Hohlkehle

Die von vielen Herstellern empfohlene Präparation mit einer ausgeprägten Hohlkehle ergab Bruchlastwerte zwischen minimal 989,18 N und maximal 2756,09 N. Der Medianwert ist bei 1365,81 N. Der Mittelwert betrug 1508,44 N mit einer Standardabweichung von  $\pm 513,51$ .

<b>Starke Hohlkehle:</b>	
Probennummer:	Bruchlast in Newton [N]:
1	1231,92
2	1248,82
3	1122,64
4	1667,41
5	1888,63
6	989,18
7	1554,50
8	2756,09
9	1365,81
10	1259,44

**Tab 7:** Bruchlastwerte der Kappchen mit der starken Hohlkehle



**Abb. 26:** Graphische Darstellung der Bruchlastwerte



**Abb. 27:** Gebrochene Probe in der Prüfmaschine

## 4.4 Stufe

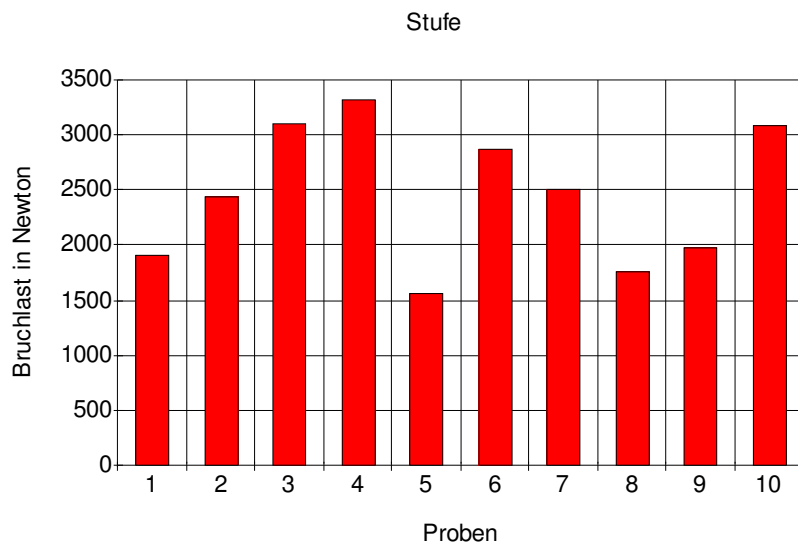
Der zweite Präparationsvorschlag der meisten Anbieter von Vollkeramik-Systemen ist die Stufe. Hierbei ergaben die Bruchversuche Werte für die Bruchlast der ZrO<sub>2</sub>-Käppchen zwischen 1562,50 N und maximal 3318,31 N. Der Mittelwert ergab 2452,67 N und die Standardabweichung davon errechnete sich auf 628,12 N.

Der Medianwert lag bei 2504,71 N.

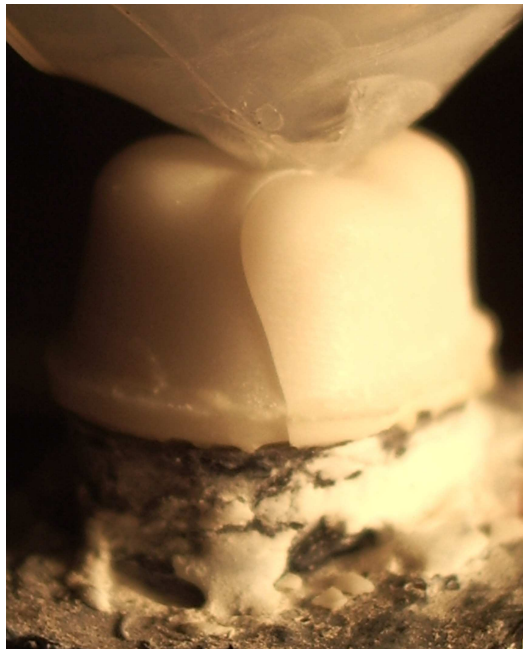
<b><u>Stufe:</u></b>	
Probennummer:	Bruchlast in Newton [N]:
1	1912,90
2	2442,26
3	3097,75
4	3318,31
5	1562,50
6	2876,32
7	2504,71
8	1752,01
9	1974,82
10	3085,15

**Tab 8:** *Bruchlastwerte der Käppchen mit der Stufenpräparation*





**Abb. 28:** Graphische Darstellung der Bruchlastwerte



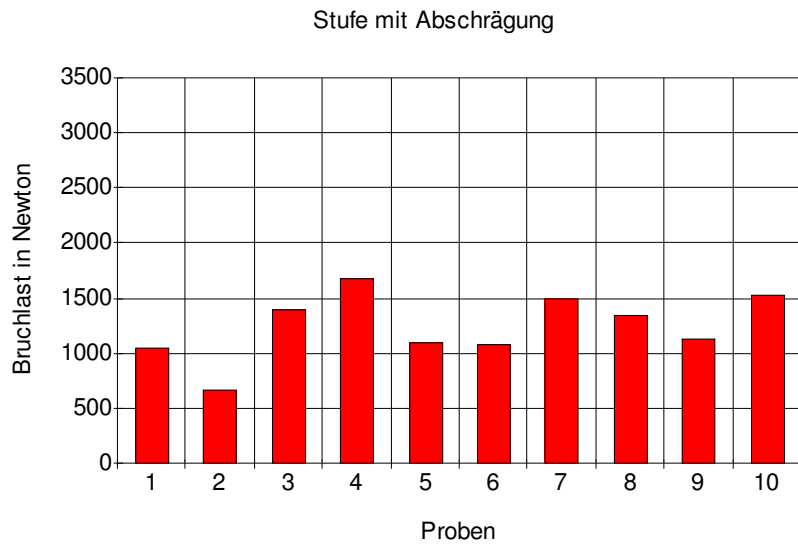
**Abb. 29:** Gebrochene Probe in der Prüfmaschine

## 4.5 Stufe mit Abschrägung

Auf den Präparationsmodellen die mit einer Stufe mit Abschrägung präpariert wurden, brachen die Prüfkäppchen bei Werten zwischen 663,17 N und 1675,10 N. Der Mittelwert war bei 1245,21 N und es ergab sich eine Standardabweichung von  $\pm 297,83$  N und ein Medianwert von 1346,72 N.

<b><u>Stufe mit Abschrägung:</u></b>	
Probennummer:	Bruchlast in Newton [N]:
1	1046,55
2	663,17
3	1397,94
4	1675,10
5	1100,03
6	1082,50
7	1490,56
8	1346,72
9	1123,23
10	1526,32

**Tab 9:** Bruchlastwerte der Käppchen, die mit einer Stufe mit Abschrägung präpariert wurden



**Abb. 30:** Graphische Darstellung der Bruchlastwerte



**Abb. 31:** Gebrochene Probe in der Prüfmaschine

## 4.6 Vergleich der gewonnenen Bruchlastwerte

Im Folgenden sind eine Tabelle und ein Boxplot-Diagramm mit den verschiedenen Präparationsgeometrien und den zugehörigen Werten. Beim Diagramm ist auf der X-Achse die Präparationsart aufgetragen und die Y-Achse zeigt die Bruchlastwerte in Newton [N]. Extremwerte und Ausreißer sind mit einem Kreis und einem Stern gekennzeichnet.

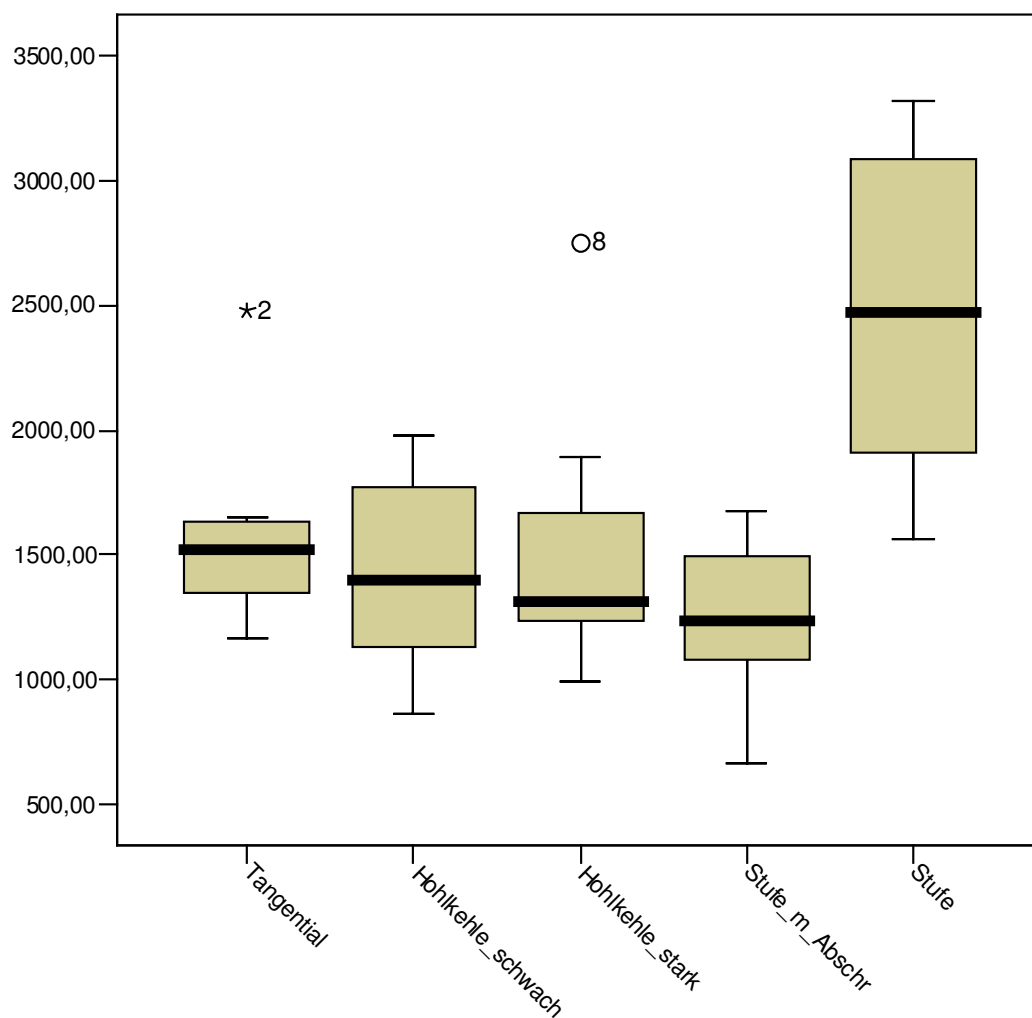


Abb. 32: Zusammenfassende und vergleichende Darstellung der Bruchlastwerte in einem Boxplot-Diagramm

### Wertevergleich

	Minimum [N]	Maximum [N]	Mittelwert [N]	Standard- abweichung
Tangential	1168,83	2480,15	1554,9660	365,16990
Dezente Hohlkehle	861,40	1976,83	1430,4410	367,33015
Starke Hohlkehle	989,18	2756,09	1508,4440	513,51195
Stufe m. Abschr.	663,17	1675,10	1245,2120	297,82972
Stufe	1562,50	3318,31	2452,6730	628,11950

**Tab 10:** Statistische Auswertung der Bruchwerte

Orientiert man sich beim Festlegen der Bruchfestigkeit an den Mittelwerten und will so eine Rangfolge der Präparationen erstellen, so steht an deren Spitze mit einem Mittelwert von 2452,67 N und einer absoluten Bruchlastspitze von 3318,31 N die Stufenpräparation, gefolgt von der Tangentialpräparation mit 1554,97 N, der starken Hohlkehle mit 1508,44 N und der schwachen Hohlkehle mit 1430,44 N. Die niedrigsten Bruchlastwerte liefern die Kämpchen, die auf den Modellen mit der Stufe mit Abschrägung gefertigt wurden. Mit einem absoluten Minimum von 663,17 N und einem Mittelwert von 1245,21 N bilden sie bei der Bruchfestigkeit das Schlusslicht.

In dieser Reihenfolge sind jedoch die Extremwerte bei der Tangentialpräparation und der starken Hohlkehle in die Mittelwerte miteinbezogen. Ohne diese ergäben sich als Mittelwert bei der Tangentialpräparation 1452,17 N und bei der starken Hohlkehle 1369,82 N.

Aber gleichzeitig liefert die Stufenpräparation auch die größte Streubreite bei ihren Ergebnissen mit einer Standardabweichung von  $\pm 628,11$  N vom Mittelwert. Am dichtesten zusammen liegen die Ergebnisse hier im Gegenzug bei der Stufe mit Abschrägung mit einer Standardabweichung von  $\pm 297,83$  N.

Zum Vergleich der einzelnen Präparationsformen untereinander wurde der nicht-parametrische Mann-Whitney-U-Test durchgeführt.

Präparation	Mittelwert mit Standardabweichung	Präparation	Mittelwert mit Standardabweichung	Signifikanz
Starke Hohlkehle	1508,44 ± 513,51	Stufe	2452,67 ± 628,12	<b>0,01</b>
Starke Hohlkehle	1508,44 ± 513,51	Dezente Hohlkehle	1430,44 ± 367,33	0,912
Starke Hohlkehle	1508,44 ± 513,51	Tangential	1554,97 ± 365,17	0,631
Starke Hohlkehle	1508,44 ± 513,51	Stufe mit Abschrägung	1245,21 ± 297,83	0,315
Stufe	2452,67 ± 628,12	Dezente Hohlkehle	1430,44 ± 367,33	<b>0,01</b>
Stufe	2452,67 ± 628,12	Tangential	1554,97 ± 365,17	<b>0,01</b>
Stufe	2452,67 ± 628,12	Stufe mit Abschrägung	1245,21 ± 297,83	<b>0,00</b>
Dezente Hohlkehle	1430,44 ± 367,33	Tangential	1554,97 ± 365,17	0,529
Dezente Hohlkehle	1430,44 ± 367,33	Stufe mit Abschrägung	1245,21 ± 297,83	0,280
Tangential	1554,97 ± 365,17	Stufe mit Abschrägung	1245,21 ± 297,83	0,052

**Tab 11:** Ergebnisse des Mann-Whitney-U-Tests

Beim Vergleich der Stufe mit den Werten der übrigen Präparationsgeometrien erkennt man eine deutliche Abweichung vom vordefinierten Signifikanzniveau von 0,05 und kann somit von einem signifikanten Unterschied sprechen.

## 5 Diskussion

### 5.1 Material und Methode

Bei der Untersuchung wurden insgesamt 50 Kronengerüste, hergestellt aus cercon®-base Zirkonoxid-Rohlingen mit der Einheit cercon®-brain, bis zum Bruch belastet. Alle Proben hatten eine einheitliche Wandstärke von 0,4 mm und unterschieden sich nur hinsichtlich der Präparationsgeometrie der Stümpfe. Jeweils 10 Kronengerüste wurden auf den Präparationsformen Tangential, schwache Hohlkehle, starke Hohlkehle, Stufe und Stufe mit Abschrägung getestet.

Doch wird die Belastbarkeit einer Keramikkrone in vivo nicht nur durch fixe Rahmendaten bestimmt, wie etwa der Form der Präparation, der Keramikart, der Herstellungsmethode oder der Art der Befestigung. Auch eine nachträgliche Oberflächenbearbeitung oder –behandlung und die Art der Lasteinwirkung üben einen nicht unerheblichen Einfluß auf die Bruchfestigkeit der Restauration aus [43]. Um sich den klinisch zu erwartenden Werten weiter anzunähern, sollten neben der Präparation des Zahnes und der Form, Dimension und Befestigung des Zahnersatzes auch die Bedingungen der Prüfmethode, deren Durchführung und das Material und die Morphologie des Prüfstumpfes Beachtung finden. Zur Vereinfachung sollen diese Größen vorher definiert und standardisiert werden [22].

Die Herstellung der Präparationen auf den Frasaco-Probestümpfen erfolgte zunächst von Hand mit Winkelstück, wobei die Gestaltung der Präparationsgrenze den individuellen Vorgaben zu entsprechen hatte. Auch die Reduktion und Konturierung der Okklusalfäche erfolgte mit dem Winkelstück und geeigneten Diamanten unter Beibehaltung der allgemeingültigen und von den System-Anbietern empfohlenen Richtlinien. Um Unterschnitte zu vermeiden und eine exakte Einstellung des Konizitätswinkels auf 6° zu erreichen, wurden die Präparationen abschließend in ein Parallelfräsgerät eingespannt und zirkulär nachbearbeitet. Nach dem Parallelfräsen mussten alle Kanten und Übergänge nochmals mit dem Winkelstück geglättet werden, damit später keine Belastungsspitzen auftraten. Um die Versuchsanordnung nicht zu stark zu idealisieren, wurde die Präparationsgrenze

girlandenförmig an den Zähnen angelegt. Dies führt bei der Abstützung des Kronenrandes auf einer schiefen Ebene zwar zu einer Keilwirkung, die zusätzlichen Einfluß auf die Bruchlast ausübt [8], aber den klinischen Bedingungen eher gerecht wird.

Die so erhaltenen Modell-Präparationen wurden mit Spritzkanälen aus Wachs versehen und in Silikon (Adisil blau, Siladent) in eine Kuvette eingebettet. Nach dem Aushärten des Silikons wurde die Kuvette unter Durchtrennung des Silikons mit einem Skalpell geöffnet und man erhielt Negativformen zum Doublieren der Modelle. Das injizierte Wachs wies nach dem Auskühlen natürlich an den Trennflächen Grate auf, die vor dem Einbetten entfernt werden mussten, ohne die Präparation zu beschädigen. Diese manuelle Nachbearbeitung individualisierte die Probestümpfe zum ersten mal und führte daher zu leichten Unterschieden in der getesteten Gruppe.

Nach dem Guss in eine Co-Cr-Legierung (Remanium 800, Dentaurum) und dem Trennen von den Gusskanälen mussten die Metallstümpfe zirkulär an einem Parallelfräsergerät nachbearbeitet werden, um die letzten Gratspuren zu beseitigen und die Präparationsgrenzen nachzuziehen. Die Okklusalfächen und die Übergänge wurden mit einem Handstück und einer feinen Hartmetallfräse geglättet um oben erwähnte Spannungsspitzen zu vermeiden. Das war der zweite Arbeitsschritt, nach dem sich die einzelnen Stümpfe durch das Nachbearbeiten von Hand minimal unterschieden. Abschließend wurden die Metallmodelle in Autopolymerisat (Paladur, Heraeus Kulzer) gesockelt, was eine Prüfbasis für die Kronenkäppchen aus Kunststoff und einer Metallegierung zur Folge hatte. Diese Meistermodelle bestanden somit nun aus zwei Materialien mit sehr unterschiedlichen E-

### **remanium® GM 800+**

Dehngrenze $R_{p,0,2}$ (MPa)	720
Zugfestigkeit $R_m$ (MPa)	960
E-Modul E (GPa)	230
Härte (HV <sub>10</sub> )	370
Bruchdehnung $A_5$ (%)	6,0
Solidus $T_s$ (°C)	1240
Liquidus $T_l$ (°C)	1410
Dichte g/cm <sup>3</sup>	8,2

**Tab 12:** Technische Daten des Stumpfmaterials (Dentaurum, Ispringen)



Modulen. Nimmt man das E-Modul von Dentin mit einem Bereich von 5,2 bis 23 GPa [68], so liegt der Kunststoff mit 11,5 GPa innerhalb dieser Grenzen, wohingegen der Metallstumpf mit einem E-Modul von 230 GPa (s. Tab13) weit darüber liegt. Diese Rigidität des Metallstumpfes im Vergleich mit einem natürlichen Zahn mag es zusätzlich erschweren, die Ergebnisse auf die klinische Situation zu übertragen.

Diese Prüfmodelle wurden mit Impregum (3M Espe) abgeformt und die Abformungen nach einer Rückstellung von 24 Stunden mit kunststoffverstärktem Superhartgips im genauen Anmischverhältnis ausgegossen. Auf diese Weise wurden von jeder Präparationsform vier Metallstümpfe und fünfzig Gipsmodelle (fünf Präparationen á 10 Modelle) hergestellt, die zur Fertigung der Käppchen zur Firma DeguDent nach Hanau geschickt wurden. Auch hierbei werden sich, trotz gewissenhafter Abformung und anschließendem Ausgießen, geringe Fehler auf die einzelnen Gipsmodelle übertragen haben. In der Summe der einzelnen Arbeitsschritte und der dreimaligen Doublierung der Präparationsmodelle ist somit der Einfluss auf die erhaltenen Ergebnisse zu berücksichtigen und im Hinterkopf zu behalten, dass die Käppchen untereinander und die Modelle variieren, was sich jedoch nicht signifikant auswirken dürfte.

Nach Rückerhalt der Kronengerüste stellte sich heraus, dass die Passung, trotz oben beschriebener Problematik, so zufrieden stellend war, dass kein Käppchen mehr auf einen Prüfstumpf aufgepasst werden musste und somit die Nachbearbeitung, und mit ihr einhergehend die Gefahr, Mikrodefekte zu setzen, ausfiel. Hierbei ist in Erwägung zu ziehen, dass bei der Herstellung auch die Maschinen-Parameter so gewählt hätten sein können, dass die Käppchen eher zu weit ausfielen oder dass die Nachbearbeitung bereits bei DeguDent erfolgte und dies uns nicht mitgeteilt wurde.

Um innerhalb einer Präparationsform annähernd gleichbleibende Zementstärken zu gewährleisten, wurden alle Proben in einer Zementiervorrichtung mit einer Belastung von 50 N aufzementiert. Hierbei musste darauf geachtet werden, beim Aufsetzen der Käppchen auf die Probestümpfe nicht schon zu viel Druck auszuüben, um ein gleichmäßiges Ergebnis zu erhalten. Der Sitz der Käppchen wurde unter dem Stereomikroskop überprüft, um ein eventuelles Verzementieren zu vermeiden, welches die Ergebnisse negativ beeinflussen könnte. Auch mussten die überpressten Zementreste sauber entfernt werden, um den auslaufenden Restaurationsrand nicht mit diesen in seiner Stabilität zu beeinflussen.

Die Bruchtests wurden analog zu anderen Untersuchungen zur Festigkeit von Keramikgerüsten durchgeführt. Nach dem Aushärten des Zements wurden die Proben in die

Universalprüfmaschine fest und ohne Spiel eingespannt. Die Proben wurden zuvor nicht in einer Speichellersatzlösung belassen und somit wurde die Tatsache, dass sich die Bruchfestigkeit von Keramik durch Lagerung in Wasser verringert [39], bei der Durchführung der Bruchtests nicht mit berücksichtigt.

Durch den Einsatz der Universalprüfmaschine wird im Grunde nur die Materialfestigkeit von Keramikproben getestet. Dabei werden in der Regel überkritische Belastungen erzeugt.

In vivo werden solche Belastungsspitzen wenn überhaupt nur selten erreicht, z.B. bei traumatischen Zwischenfällen oder sehr stark ausgeprägten Parafunktionen. Die klinische Belastung stellt hingegen eine zyklische wiederkehrende, gering dimensionierte und langdauernde Größe dar. Dieser Situation versucht man sich bei zahnmedizinisch eingesetzten Materialien und Werkstoffen im sogenannten Kausimulator oder Thermocycler anzunähern. Dabei werden die Proben im Kausimulator 1,2 Millionen mal zyklisch mit 50 Newton belastet, was einer Kaufrequenz von 1,2 Hz entspräche. Hinzu kommen 1000 schnelle Temperaturwechsel zwischen 5°C und 55°C, was über den Austausch des umgebenden destillierten Wassers geschieht. Literaturangaben zu Folge entspricht diese künstliche Alterung in-vivo etwa einer Tragedauer von 5 Jahren [42].

Keramische Materialien weisen immer Substanz- und Oberflächendefekte auf, die bei unterkritischer Belastung zu Rissbildungen und deren Wachstum führen. Durch die Belastung der Proben im Kausimulator wird dieses Verhalten der Keramiken provoziert und mit in die Bruchlastergebnisse mit aufgenommen.

In der in dieser Arbeit durchgeführten Untersuchung wurden die Proben keiner Vorlast ausgesetzt, wodurch sich die Aussagekraft des Ergebnisses rein auf die Materialeigenschaften an sich in Kombination mit den unterschiedlichen Präparationsformen beschränkt. Die Bruchfestigkeit von keramischen Materialien ist direkt auf ihre Homogenität zurückzuführen [37]. Da die Kronengerüste aus industriell hergestellten Blöcken gefräst wurden, ist von einer ausreichend hohen Homogenität der Materialien auszugehen.

Um eine gleichmäßige und physiologische Krafteinleitung auf die Gerüste zu erreichen, wurde der Prüfstempel in seiner Fassung gelockert, damit er sich beim Absenken in der anatoförmlich reduzierten Okklusalfäche selbstzentrieren konnte. Da dieser nur einen begrenzten Raum zur Selbstjustage zur Verfügung hat, war es bereits beim Einspannen der Probe in die Maschine wichtig, Prüfstempel und Gerüst in exakte Relation zueinander zu bringen. Zur Verteilung der einwirkenden Kraft wurde eine Kunststoffolie (Stärke 1 mm) zwischen Gerüst

und Prüfstempel eingelegt. Dennoch kann durch diese Maßnahme keine Garantie dafür übernommen werden, dass sich der Prüfstempel auch wirklich ideal in die Okklusalebene eingliedert hat und die zugeführte Kraft in eine reine Druckbelastung auf das Kronengerüst umgelegt hat. Mögliche aufgetretene Scherkräfte können die Festigkeitswerte nach unten hin verschoben haben.

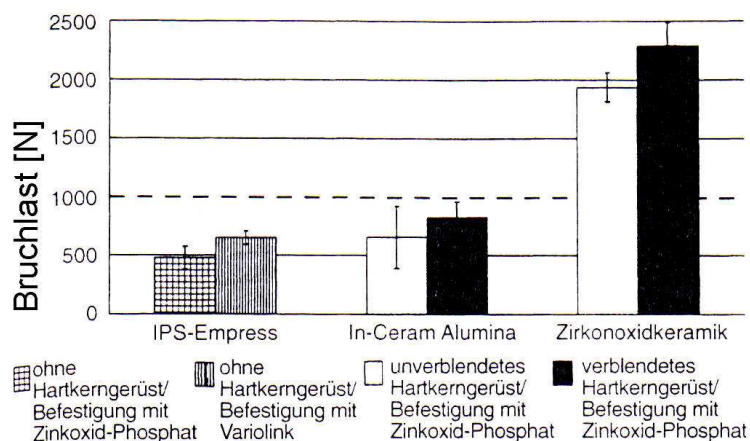
Als Kriterium für den Bruch wurde ein erkennbarer Sprung in der Keramik festgelegt. Während der Kraftzuführung wurde die Probe akustisch und visuell überprüft. Interessanterweise stimmten das erste Knackgeräusch und der erste sichtbare Sprung nicht immer überein. Der initiale Sprung trat in den meisten Fällen auf der Okklusalfäche auf, da die Zugbelastung auf deren Unterseite bei okklusaler Kraffteinleitung dort am größten war, und setzte sich dann zum Rand hin fort.

## 5.2 Einfluss der Verblendung

Da bei unserer Arbeit die Kronengerüste unbehandelt dem Bruchtest unterzogen wurden, können die Ergebnisse nicht direkt auf die klinische Situation übertragen werden. Durch die Oberflächenbearbeitung mittels Politur oder Glasur kann schon eine geringgradige Festigkeitssteigerung bei keramischen Materialien festgestellt werden. Dabei werden kleine Unebenheiten in der Oberfläche durch die Politur reduziert. Wird die Keramik zusätzlich noch glasiert, so resultiert durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Glasur und Keramik eine Druckspannung auf die Glasur nach dem Brand, was der Entstehung von Rissen im Inneren entgegenwirken kann und dem Material eine zusätzliche Stabilität verschafft [19].

Um eine zuverlässigere Aussage über die Restaurationen bei der jeweiligen Präparationsgeometrie treffen zu können, müssten die Gerüste verblendet, poliert und glasiert werden und der Belastungsprobe zugeführt werden. Bei dem Verbundsystem sind zwar die einzelnen mechanischen Materialwerte zu Gerüstkeramik und Verblendkeramik bekannt, doch kann daraus nicht auf die zu erwartende Festigkeit der Komposition geschlossen werden. Diese hängt von den Eigenschaften des Verbundes ab und der Schichtstärke der einzelnen Komponenten [31].

Aus Untersuchungen zur Bruchfestigkeit von verblendeten und unverblendeten vollkeramischen Restaurationen mit einem Zirkonoxidgerüst lässt sich jedoch ableiten, dass die Bruchlastwerte mit der Verblendung steigen, wie Abb.33 zeigt.



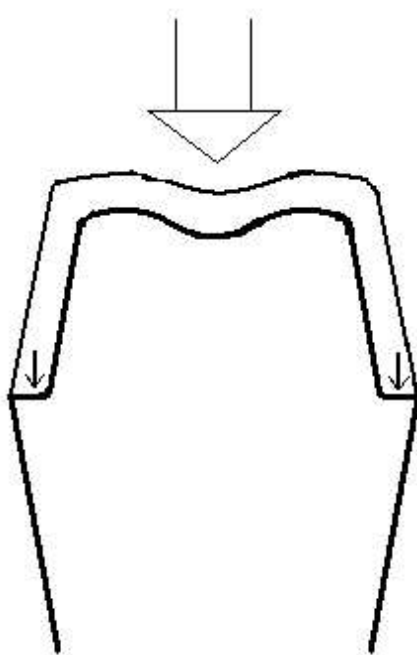
**Abb. 33:** Bruchfestigkeit vollkeramischer Brücken und Brückengerüste aus IPS-Empress, In-Ceram Alumina und Zirkonoxidkeramik [78]

### 5.3 Ergebnisse

Die grundlegende Fragestellung der vorliegenden Untersuchung war es, das geeignetste Präparationsdesign für Kronengerüste aus Y-TZP-Zirkonoxidkeramik zu finden, welches aufgrund seiner hervorragenden werkstoffkundlichen Eigenschaften Präparationsrichtlinien in Anlehnung an metallkeramischen Restaurationen annehmen ließ. Alle bisherigen in der Literatur aufgetauchten Angaben hinsichtlich Präparation und Dimensionierung beruhten auf den Annahmen von Werkstoffspezialisten. Diese Annahmen galt es nun in einer ersten Testreihe wissenschaftlich zu untermauern, um dem Behandler in der Praxis die Gewissheit zu geben, bei der Arbeit mit dem neuen Material und den Systemen die maximale Sorgfalt und Qualität herauszuholen und diese seinen Patienten gegenüber zu vertreten.

Beim Vergleich der mittleren Bruchfestigkeiten der Prüfkörper auf den verschiedenen Präparationen unter Heranziehen des Mann-Whitney-U-Tests kann die Stufenpräparation sich mit einem Mittelwert von 2452,67 N und Werten für die Signifikanz P von nicht über 0,01 deutlich vor den übrigen absetzen, die sich nah beieinander im Bereich zwischen 1554,97 N (Tangentialpräparation) und 1245,67 N (Stufe mit Abschrägung) bewegen. Hierbei ist erstaunlich, dass auch die empfohlene akzentuierte Hohlkehle mit einer mittleren Bruchlast von 1508,44 N, obgleich ähnlicher Präparationsgestaltung wie die Stufe, sich um 1000 N von selbiger unterscheidet. Laut Signifikanztest ist sie sogar fast identisch mit der Präparationsform schwache Hohlkehle ( $p = 0,912$  !).

Andererseits liegt auch die höchste Streuung mit einer Standardabweichung von  $\pm 628,12$  N bei der Stufenpräparation, deren Werte zwischen minimal 1562,5 N und 3318,31 N maximal liegen. Der Grund hierfür ist wahrscheinlich in der Gestaltung und ständigen Nachbearbeitung des Stufenprofils zu suchen.

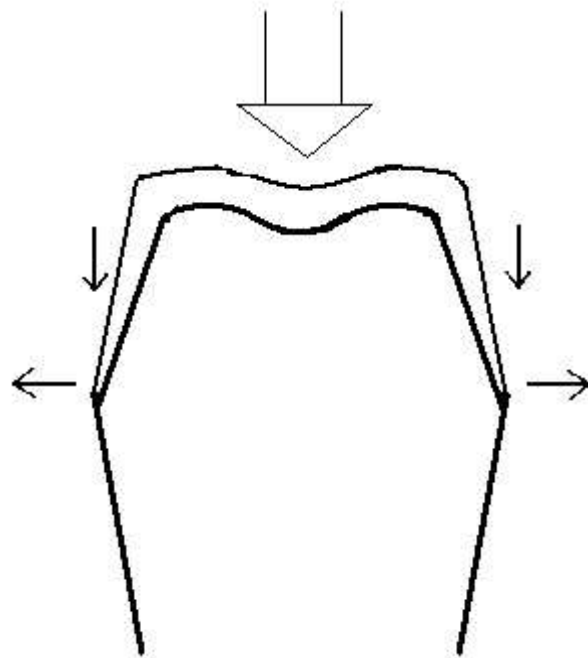


**Abb. 34:** Kraftverteilung bei der Stufenpräparation

Wie in Abb. 34 zu erkennen ist, wird ein großer Anteil der, durch den Prüfstempel, einwirkenden Kraft auf die Randbereiche des Kappchens geleitet und nicht rein okklusal

getragen. Unregelmäßigkeiten in der Stufenpräparation, unsaubere Übergänge, die wiederholte Nachbearbeitung und der mit ihr verbundenen Varianz der Prüfstümpfe wirken somit stärker auf die Bruchfestigkeit der einzelnen Keramikköppchen ein und können ein Grund für die relativ hohe Streuung sein.

Die geringste Streuung wies die Tangentialpräparation auf, abgesehen von einem Ausreißer, mit einer Standardabweichung von  $\pm 142,79$  N, was bei dem doch recht spröden Material Keramik bei diesen Werten als niedrig anzusehen sein dürfte. Wie Abb. 35 veranschaulicht wird die zugeführte Kraft rein von der Okklusalfäche und, in geringem Maße, von den konvergierenden Seitenflächen getragen. Über den Präparationsrand wird keine Kraft abgefangen, was zu einer „Keilwirkung“ des Stumpfes auf das Köppchen führt, und somit zu einer Zugspannung auf der Innenseite der Okklusalfäche. Die resultierende Bruchfestigkeit ist als die Zugfestigkeit des Materials anzusehen und ist somit relativ konstant.



**Abb. 35:** Kraftverteilung bei der Tangential-Präparation

Dennoch gilt Zirkonoxid unter den Hochleistungskeramiken als die zugfestere Variante, was im Hinblick auf die allgemein hohen Streuwerte doch verwundert.

Alles in allem liegen 94 % der erhaltenen Bruchlastwerte über den minimal geforderten 1000 N und nur drei Werte unterschreiten diese Marke (schwache Hohlkehle 861,4 N; starke Hohlkehle 989,18 N; Stufe mit Abschr. 663,17 N).

## 5.4 Schlussfolgerungen für die Praxis

Das wachsende Ästhetikbewusstsein auf der einen Seite und die Häufung von Überempfindlichkeitsreaktionen bei der modernen Bevölkerung lässt in Zukunft erwarten, dass die Nachfrage nach metallfreien, vollkeramischen Restaurationssystemen steigt. Mit den neuen Hochleistungskeramiken wie Aluminiumoxid und Zirkondioxid erscheint die Vollkeramik wegen den überzeugenden mechanischen und nicht zuletzt auch ihren ästhetischen Eigenschaften eine echte Alternative zu den bisherigen metallkeramischen Versorgungen.

Mit der Möglichkeit, die Hartkerngerüste graziler zu gestalten, stellt sich auch die Frage, ob weiterhin die Notwendigkeit einer Stufenpräparation besteht, oder ob auf schonendere Präparationsformen zurückgegriffen werden kann.

Legt man als Richtwert die Ergebnisse von *Körber* und *Ludwig* für die maximale Kaukraft im Seitenzahnbereich den Wert von 298,9 N ( $\pm 37$  N) zugrunde [51] und erhöht ihn um einen Sicherheitsaufschlag von 200 N, so kommt man auf eine physiologische Maximalbelastung im Seitenzahnbereich von etwa 500 N. Aus Studien zur Dauerfestigkeit von keramischem Zahnersatz geht hervor, dass sich die Festigkeit aufgrund subkritischen Risswachstums nach längerer Tragezeit auf etwa die Hälfte der Anfangsfestigkeit verringert, was die minimale Bruchfestigkeit keramischer Materialien auf 1000 N erhöht [71, 72].

Bei der Untersuchung von fünf unterschiedlichen Präparationsgeometrien erwies sich die Stufenpräparation zwar als klar stabilste Form, aber auch der Rest erreichte, mit Ausnahme von drei Proben, die Minimalforderung, womit andere Faktoren, wie die Festigkeit der Verblendung im Verbund und an sich, oder der Einfluss des Zementes auf die Ergebnisse bei der vollkeramischen Versorgung im Front- und Seitenzahnbereich näher untersucht werden sollten.

Auch die Bearbeitbarkeit der Materialien wurde mit der Einführung teilgesinterter Rohlinge wesentlich material- und zeitsparender, was sich vor allem auf die Wirtschaftlichkeit auswirkt. Da von den CAD/CAM-Systemen nicht nur Aluminiumoxid- und Zirkondioxidkeramiken, sondern auch andere dentale Werkstoffe wie hochpolymere Kunststoffe oder Titan bearbeitet werden können relativieren sich ebenso die Anschaffungskosten.

Abschließend ist als Ergebnis zu dieser Untersuchung festzuhalten, dass aufgrund der erhaltenen Bruchlastwerte und prospektiv einer Verblendung jede der fünf Präparationen für vollkeramische Einzelzahnrestaurationen im Seitenzahnbereich geeignet erscheint, wobei sich aber die Stufenpräparation deutlich nach oben hin von den übrigen abhebt und somit ein großes Sicherheitspolster bietet.



## 6 Zusammenfassung

Das Ziel dieser In-vitro-Studie war es, die Bruchfestigkeit von Kronengerüsten aus Y-TZP-Zirkondioxid unter Berücksichtigung unterschiedlicher Präparationsgeometrien zu untersuchen. Die Prüfstümpfe aus einer CoCr-Legierung wurden hierzu mit fünf unterschiedlichen Präparationsformen versehen: Tangentiale Präparation, starke Hohlkehle, dezente Hohlkehle, Stufenpräparation und Stufenpräparation mit Abschrägung. Die Kronengerüste für die fünf unterschiedlichen Präparationsformen wurden über das CAD/CAM-Verfahren Cercon® von DeguDent (Hanau) hergestellt. Insgesamt wurden für jede Präparationsform 10 Prüfkäppchen gefräst und aufgepasst. Es wurde auf eine gleich bleibende Wandstärke der Zirkondioxidkäppchen von 0,4mm geachtet. Vor dem Bruchtest wurden die Gerüste mit Glasionomer-Zement unter Zuhilfenahme einer Zementiervorrichtung mit 50 N auf den Prüfstümpfen befestigt. In der Universalprüfmaschine wurde die Zirkondioxidkeramik bis zum Eintreten des Bruches belastet. Bei der anschließenden Auswertung der Ergebnisse stellte sich heraus, dass sich die Stufenpräparation mit einer mittleren Belastbarkeit von 2453 N signifikant von den übrigen Präparationsformen abhob. Trotzdem diese Präparationsform auch die größte Streuung mit einer Standardabweichung von  $\pm 628$  N aufwies, blieb sie dennoch über den geforderten Belastungswerten. Die Tangentialpräparation erreichte einen Mittelwert von 1555 N, die starke Hohlkehle 1508 N, die dezente Hohlkehle 1430 N und die Stufenpräparation mit Abschrägung 1245 N. Als Ergebnis dieser Untersuchung stellte sich heraus, dass alle Präparationsformen die im Seitenzahnbereich geforderte minimale Bruchfestigkeit von 1000 N erreicht haben, wobei sich jedoch die Stufenpräparation noch signifikant nach oben hin absetzen konnte.

## 6 Literaturverzeichnis

1. *Albakry, M., Guazzato, M., Swain, M.V.:*  
Biaxial flexural strength, elastic moduli and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials  
J Prosthet Dent 89, 374 – 380 (2003)
2. *Anusavice, K.J.:*  
Degradability of dental ceramics  
Adv Dent Res 6, 82 (1992)
3. *Baltzer, A., Kaufmann-Jinoian, V.:*  
Vollkeramische Krone – Stufe oder Hohlkehle?  
[www.ag-keramik.de](http://www.ag-keramik.de)
4. *Becker, J., Heidemann, D.:*  
Entwicklungsstand und Probleme des Einsatzes von CAD/CAM-Systemen  
Dtsch Zahnärztl Z 48, 611 (1993)
5. *Bieniek, K.W., Marx, R.:*  
Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen- und Brückenmaterialien  
Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 284 – 289 (1994)
6. *Castellani, D., Bacetti, T., Giovanni, A., Bernardini, U.D.:*  
Resistance to Fracture of Metal Ceramic and All-Ceramic Crowns  
International J of Prosthodontics 7, 149 (1994)
7. *Christel, P., Meunier, A., Heller, M., Torre, J.P., Peille, C.N. :*  
Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide partially-stabilized Zirconia  
J Biomed Mater Res 23, 45 (1989)

8. *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 (1990)
9. *Edelhoff, D.:*  
Vollkeramik von A – Z  
ICDE Schaan 2001. (2001)
10. *Edelhoff, D.:*  
Vollkeramik von A bis Z für Praktiker  
Vortrag im Karl-Häupl-Institut der Zahnärztekammer Nordrhein  
[www.ag-keramik.de](http://www.ag-keramik.de)
11. *Eichner, K., Kappert, H.F.:*  
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung  
Hüthig Verlag, Heidelberg, 326 – 372 (1996)
12. *Erpenstein, H., Kerschbaum, Th.:*  
Frakturanfälligkeit von glas- und galvanokeramischen Kronen  
Dtsch Zahnärztl Z 50, 668 (1995)
13. *Fenske, C., Jarren, M.P., Sadat-Khonsari, M.R., Jüde, H.D.:*  
In-vitro-Untersuchung zur Bruchfestigkeit von IPS-Empress-Kronen in Abhängigkeit  
von der Stufenbreite  
Dtsch Zahnärztl Z 54, 732 - 734 (1999)
14. *Fenske, C., Münz, N., Schildbach, O., Sadat-Khonsari, M.R., Jüde, H.D.:*  
In-vitro-Untersuchung zur Bruchfestigkeit vollkeramischer In-Ceram-Kronen in  
Abhängigkeit von der Stufenbreite  
Studie an der Universität Hamburg (2000)

15. *Fischer, H., Edelhoff, D., Marx, R.:*  
Die mechanische Beanspruchbarkeit von Zirkonoxidwurzelstiften  
Dtsch Zahnärztl Z 53, 12 (1998)
16. *Fischer, H., Yildirim, M., Schmitz, F., Marx, R.:*  
Festigkeitsminderung von Zirkonoxid-Abutments infolge der Bearbeitung?  
Dtsch Zahnärztl Z 54, 443 – 445 (1999)
17. *Fischer-Brandies, E., Winkler, R., Roos, H., Peter, M.:*  
Zur Bedeutung der Emission von  $\alpha$ -Strahlung aus Zirkonoxiden  
Vortrag auf der 43. Jahrestagung der DGZPW e.V. Mainz 1994
18. *Gehrke, E., Fett, T.:*  
Bestimmung und Bewertung von Parametern für die Lebensdauervorhersage von  
Hochleistungskeramiken – Ergebnisse eines Ringversuches  
Ber Dtsch Keram Ges 11, 93 (1996)
19. *Giordano, R., Cima, M., Pober, R.:*  
Effect of surface finish on the flexural strength of feldspathic and aluminous dental  
ceramics  
Int J Prosthodont 8, 311 (1995)
20. *Graber, G., Besimo, C.:*  
Das DCS-Hochleistungskeramik-System – Ein neuer Weg zur computerunterstützten  
Herstellung von metallfreien Zirkonoxid-Kronen und Brücken  
Quintessenz Zahntech 20, 57 (1994)
21. *Grineisen, K.:*  
Vergleichende Bruchfestigkeiten an manuell hergestellten In-Ceram-Brücken  
Dissertation, Freie Universität Berlin (1997)

22. *Hahn, R., Wolf, M.:*  
Elastizitätsgrenze keramischer und keramisch verblendeter Seitenzahnkronen  
Acta Med Dent 1, 274 (1996)
23. *Hahn, R., Wolf, M., Breunig, A.:*  
Hochleistungskeramik – eine aktuelle Standortbestimmung  
Phillip J 9 – 10, 211 (1996)
24. *Hahn, R.:*  
Vollkeramische Einzelzahnrestauration  
Habilitationsschrift Universität Tübingen, ISBN 3-87652-109-2 (1997)
25. *Harasthy, G., Chan, C., Geis-Gerstorfer, J., Weber, H., Huettemann, H.:*  
Scannin electron microscopic studies of the marginal fit of three esthetic crowns  
Quintessence Int 20, 189 (1989)
26. *Herstellerinformation: Cercon smart ceramics*  
DeguDent GmbH (2004)
27. *Herstellerinformationen: Cerec inLab*  
Sirona Dental Systems GmbH (2004)
28. *Hickel, R., Kunzelmann, K.-H.:*  
Keramikinlays und Veneers  
Hanser Verlag, München (1997)
29. *Hohmann, A., Hielscher, W.:*  
Lehrbuch der Zahntechnik, Bd. 3  
Quintessenz Verlag Berlin Chicago London Sao Paulo Tokio, 372 – 417 (2003)

30. *Hondrum, S.O.:*  
A review of the strength properties of dental ceramics  
J Prosthet Dent 67, 859 (1992)
31. *Hölsch, W., Kappert, H.F.:*  
Festigkeitsprüfung von vollkeramischem Einzelzahnersatz für den Front- und  
Seitenzahnbereich  
Dtsch Zahnärztl Z 47, 621 – 623 (1992)
32. *Hüls, A.:*  
Vollkeramischer Zahnersatz aus In-Ceram – 6 Jahre klinische Praxis – Ein kurzer  
Leitfaden  
Informationsbroschüre VITA-Zahnfabrik (1995)
33. *Jeger, C., Besimo, C., Guggenheim, R.:*  
Marginal adaption of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques  
Int J Prosthodont 9, 541 (1997)
34. *Kappert, H.F., Knode, H.:*  
In-Ceram auf dem Prüfstand  
Quintessenz Zahntech 16, 980 (1990)
35. *Kappert, H.F., Knode, H., Schultheiss, R.:*  
Festigkeitsverhaltender In-Ceram-Keramik bei mechanischer und thermischer  
Wechsellast im Kunstspeichel  
Dtsch Zahnärztl Z 46, 129 (1991)
36. *Kappert, H.F., Krah, M.:*  
Keramiken – eine Übersicht  
Quintessenz Zahntech 27, 6, 668 – 704 (2001)

37. *Kelly, J.R., Campbell, S.D., Bowen, H.K.:*  
Fracture-surface analysis of dental ceramics  
J Prosthet Dent 62, 536 (1989)
38. *Kern, M.:*  
Vollkeramische Restaurationen auf dem Symposium-Prüfstand  
ZWR 113, 344 – 347 (2004)
39. *Kern, M., Fechtig, T., Strub, J.R.:*  
Influence of water storage and thermal cycling on the fracture strength of all-  
porcellain, resin-bonded fixes partial dentures  
J Prosthet Dent 71, 251 (1994)
40. *Kern, M., Schubinski, P.:*  
Frakturquote unter der „Scheidungsrate“  
[www.ag-keramik.de](http://www.ag-keramik.de)
41. *Kern, M., Simon, M.H.P., Strub, J.R.:*  
Erste klinische Erfahrungen mit Wurzelstiften aus Zirkondioxidkeramik  
Dtsch Zahnärztl Z 53, 266 (1998)
42. *Krejci, I., Lutz, F.:*  
In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme  
Schweiz Monatsschr Zahnmed, Vol. 100: 1445-1449, 12/1990
43. *Kunzelmann, K.-H., Chen, H.Y., Manhart, J., Hickel, R.:*  
Bruchfestigkeit und Ermüdungsverhalten von Cerec-Keramikkronen  
Dtsch Zahnärztl Z 54, 681 – 687 (1999)
44. *Lauer, H.-C., Weigl, P.:*  
Vollkeramische Kronen und Brücken – Potenzial zur Routinetherapie ?  
[www.ag-keramik.de](http://www.ag-keramik.de)

45. *Lehner, C., Studer, S., Brodbeck, U., Schärer, P.:*  
Short-term results of IPS-Empress full-porcelain crowns  
J Prosthodont 6, 20 (1997)
  
46. *Luthard, R.:*  
Aktueller Stand der CAD/CAM-Technologie für Zahnrestorationen  
www.ag-keramik.de
  
47. *Luthard, R., Herold, V., Sandkuhl, O., Reitz, B., Knaak, J.P., Lenz, E.:*  
Kronen aus Hochleistungskeramik  
Dtsch Zahnärztl Z 53, 280 – 285 (1998)
  
48. *Luthard, R., Holzhüter, M., Sandkuhl, O., Herold, V., Walter, M.:*  
Festigkeit und Randzonenschädigung von Zirconia-TZP-Keramik nach simulierter  
Innenbearbeitung von Kronen  
Dtsch Zahnärztl Z 55, 785 – 789 (2000)
  
49. *Luthardt, R., Musil, R.:*  
Das Precident DCS-System für Kronen und Brücken  
Phillip J 7 – 8, 217 (1996)
  
50. *Luthard, R., Musil, R.:*  
CAD/CAM-gefertigte Kronengerüste aus Zirkondioxid-Keramik  
Dtsch Zahnärztl Z 52, 380 (1997)
  
51. *Luthard, R., Musil, R.:*  
Hochleistungskeramik und CAD/CAM-Technologie in der Zahnmedizin  
SwissDent 11-S1996, 37 (1996)



52. *MacEntee, M.I., Belser, U.C., Richter, W.A.:*  
Fit of three porcelain-fused-to-metal marginal designs in vivo: a scanning electron microscope study  
J Prosthet Dent 53, 1985 (1985)
53. *Maier, H.R.:*  
Leitfaden Technische Keramik, Werkstoffkunde II, Keramik, 3. Auflage  
Mainz-Druck, Aachen 1995, 182
54. *Marx, R.:*  
Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen – Verstärkung und Bruchzähigkeit  
Dtsch Zahnärztl Z 48, 229 (1993)
55. *Marx, R., Fischer, H., Weber, M., Jungwieth, F.:*  
Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitverhalten vollkeramischer Materialien  
Dtsch Zahnärztl Z 56, 90 – 98 (2001)
56. *McLaren, E.A.:*  
Glasinfiltrierte Keramik auf Zirkoniumoxid-Aluminiumoxidbasis für Kronenkappen und Brückengerüste: Richtlinien für Klinik und Labor  
Quintessenz Zahntech 26, 709, (2000)
57. *McLean, J.W.:*  
New Dental Ceramics and Esthetics  
J Esthet Dent 7, 141 (1995)
58. *McLean, J.W., Kedge, M.I.:*  
Vollkeramikronen. – In: Preston, J.D.:  
Perspektiven der Dentalkeramik, Berichte vom 4. Int. Keramik-Symposium.  
Quintessenz Berlin Chicago London Sao Paulo Tokio 153 – 156 (1989)

59. *Mehl, A.:*  
Moderne CAD/CAM-Technologie in der Zahnheilkunde  
www.ag-keramik.de
60. *Mehl, A.:*  
Sind CAD/CAM und Vollkeramik die richtigen Partner?  
www.ag-keramik.de
61. *Meier, M., Fischer, H., Richter, E.J., Maier, H.R.:*  
Einfluss unterschiedlicher Präparationsgeometrien auf die Bruchfestigkeit  
vollkeramischer Molarenkronen  
Dtsch Zahnärztl Z 50, 295 (1995)
62. *Munz, D., Fett, T.:*  
Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe  
Berlin, Springer 1989, 74
63. *Pröbster, L.:*  
Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich anerkannt?  
Dtsch Zahnärztl Z 56, 575 – 576 (2001)
64. *Reich, S., Hofmann, J.:*  
Grünbearbeitung von Zirkonoxid  
dental-labor 52, 6, 973 – 979 (2004)
65. *Reiss, B.:*  
CAD/CAM-Systeme in der Zahnmedizin  
Quintessenz 54, 489 – 493 (2003)
66. *Rieger, W.:*  
Aluminium- und Zirkonoxidkeramik in der Medizin  
Industrie-Diamanten-Rundschau 2/93, 116 (1993)

67. *Salie, S., Nino, A.:*  
Marginale Passgenauigkeiten von zementierten und geschraubten VMK-Kronen auf Implantaten des ITI Dental Implant Systems: Eine in-vitro-Untersuchung und Literaturübersicht  
Dissertation, Universität Bern (2001)
68. *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)
69. *Schlegel, K.A., Tavor, A., Zaborsky, J.:*  
Das DCS-Titan-System – Ein neuer Weg in der Kronentechnik  
Quintessenz Zahntech 42, 461 (1991)
70. *Schmitz, K., Steinberg, P.A.:*  
Grundriss der Dentalkeramik  
Verlag Neuer Merkur GmbH, 24 (1967)
71. *Schwickerath, H.:*  
Dauerfestigkeit von Keramik  
Dtsch Zahnärztl Z 41, 264 (1986)
72. *Schwickerath, H.:*  
Neue Keramiksysteeme unter Dauerbeanspruchung  
Quintessenz Zahntech 20, 1495 (1994)
73. *Schwickerath, H.:*  
Was der Zahntechniker beachten sollte – Herstellung von vollkeramischem Zahnersatz  
Dental-labor 9/92, 1501 (1992)

74. *SHM Hochleistungskeramik:*  
Eigenschaften von SHM-Hochleistungskeramik  
Firmeninformation, Aachen 1997
75. *Stevens, R.:*  
Zirconia and Zirconia Ceramics. An Introduction to Zirconia  
Magnesium Elektron Publication No. 113, Second edition Litho 2000,  
Twickenham/UK (1986)
76. *Swain, M.W.:*  
Structure and properties of ceramics  
VCH Verlagsgesellschaft mbH, Weinheim 1994
77. *Tinschert, J., Marx, R.:*  
Klinische Bewertung von Materialien für die Vollkeramik mit bruchmechanischen  
Methoden  
Stomatologie 97, 7-12 (1997)
78. *Tinschert, J., Natt, G., Doose, B., Fischer, H., Marx, R.:*  
Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik  
Dtsch Zahnärztl Z 54, 545 – 550 (1999)
79. *Tinschert, J., Schimmang, A., Fischer, H., Marx, R.:*  
Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik  
Dtsch Zahnärztl Z 54, 695 – 699 (1999)
80. *VITA Zahnfabrik Bad Säckingen, Spiekermann, H.:*  
VITA Vollkeramik, klinische Aspekte  
Heft A (2001)

81. *Wohlwend, A., Studer, S., Schärer, P.:*  
Das Zirkonoxidabutment – ein neues vollkeramisches Konzept zur ästhetischen  
Verbesserung der Suprastrukturen in der Implantologie  
Quintessenz Zahntech 22, 364 (1996)

# Lebenslauf

## **Persönliche Daten:**

Name: Funk  
Vorname: Matthias  
Geburtsdatum/-ort: 28.Mai 1979, Rosenheim  
Anschrift: Carl-Hagen-Str. 5  
83080 Oberaudorf

## **Schulbildung:**

1985-89 Volksschule Oberaudorf  
1989-98 Finsterwalder-Gymnasium Rosenheim  
Abschluss: Allgemeine Hochschulreife

## **Wehrdienst:**

1998-2000 Ableistung der Wehrpflicht und Ausbildung zum Reserveoffizier beim Gebirgspionierbataillon 8 in Brannenburg

## **Hochschulbildung:**

April 2001 Beginn des Studium der Zahnmedizin an der Ludwig-Maximilians-Universität in München  
März 2002 Naturwissenschaftliche Vorprüfung  
September 2003 Zahnärztliche Vorprüfung  
Juli 2006 Zahnärztliche Prüfung  
Juli 2006 Approbation als Zahnarzt

## **Beruf:**

Seit September 2006 Assistent in der Zahnarztpraxis Dr. Witt in Bad Endorf

## **Hobbys:**

Laufen, MTB-Fahren, Schwimmen, Langlauf, Skifahren