

**Aus der Universitätsklinik für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Tübingen**

Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik mit Propädeutik

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. H. Weber

Sektion für Medizinische Werkstoffkunde und Technologie

Leiter: Professor Dr. Dipl.-Ing. J. Geis-Gerstorfer

**Untersuchungen zur Dauerschwingfestigkeit viergliedriger
CAM-Zirkonoxidbrückengerüste im Stufenlastverfahren**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard-Karls-Universität
zu Tübingen**

vorgelegt von

Andreas Marco Geist

aus

Kaiserslautern

2009

Dekan: Professor Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichterstatter: Professor Dr. Dipl.-Ing. J. Geis-Gerstorfer

2. Berichterstatter: Professor Dr. Dr. S. Reinert

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

1. EINLEITUNG	8
1.1 Historischer Überblick	10
1.2 Entwicklung dentalkeramischer Massen	11
1.3 Vollkeramische Systeme.....	13
1.3.1 Allgemeine Aspekte	13
1.3.2 Werkstoffkundliche Zusammensetzung und Materialeigenschaften.....	14
1.3.3 Herstellungsverfahren.....	20
1.3.4 Befestigungsmöglichkeiten	25
1.3.5 Klinische Anwendung und Präparationsrichtlinien	26
2 WERKSTOFFKUNDLICHER UND MECHANISCHER HINTERGRUND.....	27
2.1 Einleitung	27
2.2 Normen	27
2.2.1 Biegefestigkeit	28
2.2.2 Elastizität und Elastizitätsmodul	28
2.2.3 Bruchfestigkeit	29
2.2.4 Dauerfestigkeit/Dauerschwingfestigkeit/Wöhlerversuch.....	29
2.3 Werkstoffkundliche Prüfverfahren	31
2.3.1 Festigkeit/Belastungsprüfungen	32
2.4 Definitionen und Begriffserklärungen.....	35
2.5 Mechanische Grundlagen	37
2.5.1 Biegespannung/Scherspannung	38

2.6	Studien zur Bruchfestigkeit	40
3.	ZIELE DER STUDIE	44
4.	MATERIAL UND METHODE	45
4.1	Musterbrücken	45
4.1.0	Übersicht über die verwendeten Firmen.....	46
4.1.1	KaVo.....	48
4.1.2	Etkon.....	49
4.1.3	Hint-ELs	50
4.1.4	Cerec.....	51
4.1.5	Cercon.....	52
4.2	Prüfverfahren	52
4.2.1	Pfeilerstümpfe.....	52
4.2.2	Prüfmaschine	53
4.3	Herstellung der Prüfkörper	54
4.3.1	Cerconprüfkörper.....	55
4.3.2	Cerecprüfkörper.....	56
4.3.3	Aufpassung der Prüfkörper.....	57
4.4	Messung	58
4.4.1	Messkalibrierung	58
4.4.2	Brückenmessung.....	59
4.5	Versuchsdurchführung	59
4.6	Bruchbestimmung	62
4.6.1	Bruchort	62
4.6.2	Bruchart	62

4.7	Flächenbestimmung	63
4.8	Statistische Auswertung	64
4.9	Statische Konstruktion und Berechnung	66
4.9.1	Biegespannung:	67
4.9.2	Scherspannung.....	68
5.	ERGEBNISSE.....	70
5.1	Messkalibrierung.....	70
5.1.1	Breitenmessung	70
5.2	Brückenmessungen.....	72
5.3	Bruchlast/Zyklenzahl	74
5.4	Bruchbestimmung	76
5.5	Flächenmessung.....	79
5.6	Weitere Berechnungen.....	82
5.6.1	Vergleich Querschnittsfläche Rechteck (A_R) / Ellipse (A_E):.....	83
5.6.2	Vergleich Widerstandsmoment: Rechteck (W_R) / Ellipse (W_E):.....	83
5.7	Scherspannung:	84
5.7.1	Scherspannung an Konnektor K3 (Mikroskopmessung).....	84
5.7.2	Scherspannung K3 (Handmessung).....	85
5.8	Biegespannung	86
6.	DISKUSSION	87
6.1	Methodik	87
6.1.1	Prüflast und Zahl der Belastungszyklen	87

6.1.2	Dyna-Mess Bauteilprüfmaschine	88
6.1.3	Herstellung der Prüfkörper	88
6.1.4	Zementierung der Prüfkörper	89
6.1.5	Versuchsaufbau	90
6.2	Ergebnisse	92
6.2.1	Messkalibrierung/Brückenmessung.....	92
6.2.2	Bruchlast/Zyklenzahl.....	93
6.2.3	Bruchbestimmung.....	95
6.2.4	Flächenbestimmung.....	95
6.2.5	Rechteck-Ellipse.....	96
6.2.6	Spannung	97
6.3	Vergleich der Bruchwerte/Ergebnisse mit anderen Studien	99
6.4	Schlussfolgerungen/Aussicht	100
7.	ZUSAMMENFASSUNG	103
8.	LITERATURVERZEICHNIS.....	105
9.	DANKSAGUNG	119
10.	LEBENS LAUF.....	120

1. Einleitung

Nach einer von der Deutschen Gesellschaft für Prothetik und Werkstoffkunde (DGZPW) in Auftrag gegebenen Studie wird der Bedarf an prothetischem Zahnersatz im mittleren Lebensalter bis in das Jahr 2020 einen Anstieg verzeichnen.¹²³ Darüber hinaus sollen festsitzende Versorgungen (Kronen und Brücken) bei jüngeren Patienten und der ästhetische Anspruch nach qualitativ hochwertigen Restaurationen eine immer größere Rolle spielen.^{118;123;156}

Eine Untersuchung des Institutes für angewandte Sozialwissenschaft hat ergeben, dass „schöne Zähne“ für über 90% der Bevölkerung einen wichtigen bis sehr wichtigen Stellenwert haben.⁶⁹

Das Streben nach mehr Lebensqualität scheint dabei immer wichtiger zu werden. Gesundheit und Wohlbefinden im Mundbereich beinhalten für die Patienten nicht nur gut kauen und beißen zu können, vielmehr treten das Gefühl körperlicher Unversehrtheit, Chancen für soziale Anerkennung sowie gutes Aussehen und Selbstwertgefühl in den Vordergrund.⁷² Persönlichkeit und Charaktereigenschaften der meisten Menschen werden auf emotionaler, sozialer sowie psychologischer Ebene durch die Zähne stark beeinflusst und geprägt, was heutzutage jedem Zahnarzt Anlass sein sollte, sich nicht nur funktionellen Aspekten zu widmen, sondern auch ästhetisch hochwertigen Zahnersatz zu leisten.

Bis Mitte der 80iger Jahre des letzten Jahrhunderts galt die Metallkeramikkrone in funktioneller, ästhetischer und werkstoffkundlicher Hinsicht als Mittel der Wahl, wobei ein aus Metall hergestelltes Gerüst mit einem keramischen Werkstoff verblendet wurde. Die guten mechanischen Eigenschaften sind bis heute unumstritten, jedoch können die so hergestellten Kronen und Brücken in ästhetischer Hinsicht erhebliche Defizite aufweisen.

Daher hat gerade die Entwicklung unterschiedlicher vollkeramischer Gesamtsysteme in den letzten Jahren einen regelrechten „Boom“ verzeichnet. Schlagworte wie Zirkonoxid und CAD/CAM Technologien sind seit 2001 in aller Munde. Im Zuge dieses Entwicklungssprungs sind vollkeramische Gerüste für

Kronen und Brücken in den letzten Jahren immer mehr in den Mittelpunkt des Interesses von Zahnärzten, Technikern, Industrie und natürlich auch von Patienten geraten.

Vollkeramische Restaurationen gewinnen eine immer stärkere Aufmerksamkeit und sind als Alternative zu Standardmaterialien wie Gold, Amalgam und Kunststoff zu höchst interessanten Versorgungsmöglichkeiten herangereift. Weiter bringen sie alle Eigenschaften eines modernen Werkstoffes mit: Biokompatibilität gegenüber Parodont und Pulpa^{3;20}, hohe Mundbeständigkeit sowie geringere Temperaturleitfähigkeit bzw. ähnliche Leitfähigkeit wie die des Schmelzes⁹⁷ sind einige der Vorteile gegenüber Metallgerüsten. Geringere Plaqueakkumulation gegenüber natürlichen Zähnen verhindert die Entstehung von Sekundärkaries. Farbstabilität und zahnähnliche Transluzenz dieser Materialien^{102;103} sorgen für einen Chamäleoneneffekt und eine bessere farbliche Eingliederung in die vorhandene Zahnreihe.

Korrosion, Metalloxide, Durchlichtblockaden, dunkelfarbene Kronenränder⁷⁸ gehören vielmehr der Vergangenheit an. Allergische Reaktionen können reduziert werden, galvanische Elemente in der Mundhöhle gar nicht erst entstehen.

Ein wichtiger Schritt in der Entwicklung dieser vollkeramischen Gesamtsysteme vor der klinischen Anwendung, ist die Durchführung verschiedener in vitro-Studien. Diese sollen vorab Informationen über werkstoffkundliche Eigenschaften, Belastungsparameter, Verträglichkeiten sowie ästhetische Gesichtspunkte geben, woraufhin der Werkstoff dann zu klinischen Untersuchungen und letztendlich zum langfristigen erfolgreichen Einsatz am Patienten freigegeben werden kann.

Vollkeramische Brückengerüste sollen in der Studie auf Ihre Dauerfestigkeit mit Hilfe einer Bauteilprüfmaschine untersucht werden. Bauteilprüfmaschinen werden in der Zukunft sicherlich auch in der zahnärztlichen Werkstoffkunde und Technologie ein steigendes Interesse erfahren.

1.1 Historischer Überblick

Der Begriff Keramik stammt aus dem Griechischen und geht auf die in einem alten Stadtteil von Athen (Kerammeikos) lebenden Töpfer „Kerameus“ zurück. Der Werkstoff, der aus zerkleinerten Anteilen geformt und unter Hitzezufuhr komprimiert wurde, war für die Fertigung von Schmuck und Gebrauchsgegenständen bestimmt. Das Rohmaterial und deren Produkte wurden als „Keramos“ bezeichnet. Der Name Keramik wird von dem griechischen Wort „keramos“ abgeleitet und bezeichnet den Töpferthon.⁴⁷

Erste Uranfänge der Keramikfertigung lassen sich bis weit über 1000 Jahre vor Christus zurückverfolgen. Bei der Handhabung mit Tonen begann man zunächst mit quellfähigen Aluminiumsilikaten mit Schichtstruktur, bei deren Erhitzung (Sintern) die Tonkristalle stabile Formen bilden. Der Schrumpfungsprozess entsteht durch die Wasserabspaltung in den einzelnen Schichten, wobei man je nach Sinterstärke zwischen Tonzeug und Tongut unterscheidet. Tongut lässt sich aus rohem plastischen oder schon stark erhitztem feuerfestem Ton (Schamotte) herstellen. Daraus resultieren feuerfeste Schamottsteine, die Temperaturen bis 1700°C ohne Verformung standhalten. Kristallin gilt als Porzellan, dessen Scherben aus Quarz, Feldspat und Kaolin hergestellt werden, nur gering porös sind und eine harte durchscheinende glänzende weiße Oberfläche besitzen.⁴⁷

Kaolin, als Rohmaterial, bildete die Tonsubstanz und dient der Verformbarkeit. Während Quarz beim Schmelzvorgang die Schwindung der Keramik verringert und als sogenanntes Magerungsmittel fungiert, trägt Feldspat als Flussmittel zum vereinfachten Schmelzen der Quarzkristalle bei.²⁵

Porzellan wurde um 700 Jahre nach Christus erstmals in China hergestellt bevor es vermutlich Ende 15./ Anfang 16. Jahrhundert durch die Portugiesen nach Europa gelangte.^{17;47} Andere Quellen verweisen auf Marco Polo, der Porzellan als Erster nach Europa importierte und es angeblich nach der Seemuschel „Porcellana Cypraea“ benannte.¹⁷

Die Herstellung von europäischem Porzellan gelang erstmals J. F. Böttcher im Jahre 1709 am sächsischen Königshof.⁴⁷ Aus den Erkenntnissen von Böttcher

entstand dann 1710 die Meißner Porzellanmanufaktur. Während man in Deutschland kaolinreiches Hartporzellan (50% Kaolinit, 25% Feldspat, 25% Quarz) herstellte, wurde in Frankreich seit 1770 Weichporzellan (25% Kaolinit, 45% Quarz, 30% aus einer Mischung aus Gips, Salpeter, Quarz und Sand) gefertigt.⁴⁷

1.2 Entwicklung dentalkeramischer Massen

Die heutigen dentalkeramischen Massen entwickelten sich aus Porzellan und den im Zusammenhang mit den keramischen Technologien historisch entstandenen Glasurmaterialien.⁴⁷

Die dentalkeramische Entwicklung geht erstmalig auf Fauchart zurück, der bereits 1728 versuchte, metallische Gegenstände durch Emaillieren zu verschönern.

Der französische Apotheker Duchâteau ließ 1774 seine eigene Prothese komplett aus Keramik brennen. Der Zahnarzt Dubois de Chemant nutzte diese Erfahrung und stellte 1802 die ersten keramischen Stiftzähne vor. White gründete dann 1844 die erste Zahnfabrik in Philadelphia, was schließlich gegen Ende des 19. Jahrhunderts auch zu verstärkten Firmengründungen in Deutschland führte.^{34;138}

C. Land aus Detroit schaffte 1887 die ersten Voraussetzungen zur Herstellung keramischer Mantelkronen, in dem er eine Platinfolie als Brennträger benutzte. 1896 publizierte er das Verfahren zum Brennen von Mantelkronen, das in seinen Grundzügen auch heute noch Anwendung findet. Brill und Lewin sorgten Mitte der 30er Jahre des letzten Jahrhunderts für die Verbreitung der Jacketkronen in Deutschland. Probleme gab es jedoch beim Aufbrennen der Verblendung auf die Platinfolie. Nachteile dieses Verfahrens waren nicht nur das Anbringen der Verblendung, sondern auch die schlechte Schmelzbarkeit des Porzellans sowie dessen Schrumpfung. Es resultierten Brüche und Verzüge, sowie als Folge dieser Nachteile schließlich kurze Tragedauern.⁴⁷

Newell Sill Jenkins brachte 1897 die Entwicklung niedrigschmelzender Keramikmassen voran, wodurch die materialkundlichen Eigenschaften verbessert werden konnten. Nachdem dann Gatzka 1949 das Vakuumbrennverfahren

einführte, konnte eine Verbesserung bezüglich der Blasenfreiheit, der Transluzenz und der Festigkeit der dentalen Keramiken erzielt werden.⁴⁷

Die Dispersionsverfestigung wurde 1965 durch McLean und Huges eingeführt, wobei durch den Zusatz von feinkristallinem Aluminiumoxid die mechanischen Eigenschaften der keramischen Massen nochmals deutlich verbessert werden konnten. Leider mussten die so entstandenen Hartkernkeramiken aufgrund ihrer hohen Opazität nun verblendet werden.⁴⁷

Auf der anderen Seite stand die Entwicklung der glaskeramischen Systeme, bei denen die Restaurationen aus einer Glasschmelze gefertigt wurden. Damit eine genügende Festigkeit entstand, wurde die Restauration, wie von Mc Culloch (1968) beschrieben, erst keramisiert. Somit war der Grundstein für die Weiterentwicklung der unterschiedlichen Verfestigungsverfahren von Glaskeramiken gelegt, die in den 80iger Jahren begann und bis heute fortgeführt wird.⁴⁷

Eine weitere Idee, Zahnersatz stabil und trotzdem ästhetisch zu gestalten, geht auf Fauchard (1733) zurück. Er versuchte erstmals Silikatwerkstoffe metallisch zu armieren bzw. sie als Verblendwerkstoff auf Metallgerüste aufzubrennen.⁴⁷

Parmely Brown versuchte 1884 Metallgerüste mit Porzellan zu verblenden, wobei als Gerüstmaterial eine Platin-Iridium-Legierung verwendet wurde, da die Wärmeausdehnungskoeffizienten von Keramik und Metall nahe beieinander liegen, wodurch ein Verbund am ehesten zu erwarten war. Aber erst viele Jahre später meldeten die Amerikaner M. Weinstein, S. Katz und A. B. Weinstein ihr erstes Patent für die Verwendung von Goldlegierungen zur Porzellanverbindungen an, wodurch schließlich der Begriff „Metallkeramik“ geprägt wurde.⁴⁷

Erste marktfähige Systeme waren zum Beispiel Permament, Microbond oder Jelenko-Ceramco.⁴⁷

Im Zuge der Weiterentwicklung metallkeramischer Systeme wurde auch damit begonnen, Kronen- und Brückengerüste in metallischer Leichtbauweise zu erstellen. Es wurden beispielsweise galvanotechnisch, sintermetallurgisch oder mit

Hilfe kaltverformbarer Folien metallische Dünnschichtgerüste hergestellt, die anschließend keramisch verblendet werden konnten.

Durch die Verwendung von Titan in der Zahnheilkunde wurden schließlich niedrigschmelzende Aufbrennkeramiken weiterentwickelt und neue Anwendungsperspektiven geboten.⁴⁷

Aufgrund der in den letzten Jahren immer stärker werdenden Bedürfnisse nach Biokompatibilität und idealer Imitation des natürlichen Zahnes, gewinnt die Entwicklung der vollkeramischen Systeme immer mehr an Bedeutung. Der finanzielle Aspekt, der bisher eher für die metallkeramischen Restaurationen sprach, tritt in letzter Zeit aufgrund der steigenden Edelmetallpreise immer mehr in den Hintergrund. Die metallkeramischen Verbundsysteme sind jedoch auf dem heutigen Markt immer noch stark präsent und werden daher auch bezüglich ihrer materialkundlichen Eigenschaften nach wie vor weiterentwickelt und optimiert.

1.3 Vollkeramische Systeme

1.3.1 Allgemeine Aspekte

Vollkeramische Restaurationen zeichnen sich durch eine hohe Ästhetik und Biokompatibilität aus. Die Vorteile liegen darin, dass sie nicht toxisch sind, kein allergisches Potential aufweisen und nur eine geringe Plaqueanlagerung zeigen. Zahnhartsubstanz und Parodont werden geschont und es bestehen hervorragende ästhetische Eigenschaften.¹⁰⁴

Auf dem Markt befinden sich zurzeit eine Fülle an vollkeramischen Systemen mit unterschiedlichen Einsatzgebieten, Materialeigenschaften und klinischer Bedeutung. Prinzipiell lassen sich die dentalen Keramiksysteme in zwei grundsätzlich verschiedene Übergruppen einteilen, die nach ihrer chemischen Zusammensetzung differenziert sind. Zum Einen in Keramiken mit vorwiegend oxidkeramischen Bestandteilen und zum Anderen in Silikat- oder Glaskeramiken.

Tabelle 1: Einteilung der Keramiken nach werkstoffkundlicher Zusammensetzung¹⁰⁴

Oxidkeramiken	Silikat-/Glaskeramiken
Glasinfiltriertes Al-Oxid	Feldspatkeramik
Glasinfiltrierter Mg-Al-Spinell	Leuzitkeramik
Glasinfiltriertes Al-Zr-Oxid	Lithiumdisilikatkeramik
Dichtgesintertes Al-Oxid	Fluor-Apatitkeramik
Dichtgesintertes Zr-Oxid	

1.3.2 Werkstoffkundliche Zusammensetzung und Materialeigenschaften

1.3.2.1 Oxidkeramiken

Oxidkeramiken sind einphasige Materialien, die aus Oxiden zusammengesetzt sind. Da die Oxide aus unedlen Metallen gebildet werden, sind sie auf Grund ihrer hohen Oxidationspotentiale sehr stabil.

Oxidkeramiken besitzen neben der hohen Festigkeit eine relativ hohe Opazität, wodurch die Lichtdurchlässigkeit und die Lichtbrechung relativ gering sind. Daher eignen sie sich im klinischen Einsatz hauptsächlich zur Herstellung von Gerüsten von Einzelkronen oder Brücken. Oxidkeramiken gibt es in dichtgesintertem oder in glasinfiltriertem Zustand.

Bezüglich der glasinfiltrierten Oxidkeramiken unterscheidet man glaskeramisch infiltriertes Aluminiumoxid (In-Ceram Alumina), glasinfiltriertes Magnesium-Aluminium-Spinell (In-Ceram Spinell) und glasinfiltriertes Aluminiumoxid und Zirkondioxid (In-Ceram Zirkonia).¹⁰⁵

Bei In-Ceram Alumina entsteht das Gerüst mittels Vermischung des Aluminiumoxidpulvers mit einer Spezialflüssigkeit und anschließender Auftragung auf einen Gipsstumpf. Das Gerüst wird stabil, indem ihm die Flüssigkeit entzogen wird und es anschließend bei 1120°C über zwei Stunden gebrannt wird. Bei diesem Brennvorgang findet keine Volumenschrumpfung statt, da die

Aluminiumpartikel lediglich zusammenbacken. Das Gerüst ist in diesem Zustand jedoch noch porös, weshalb es anschließend mit Lanthanglas infiltriert werden muss. Der Infiltrationsbrand geschieht bei einer Temperatur von 1100°C und dauert ca. vier Stunden. Durch die bei diesem Vorgang auftretenden Kapillarkräfte wird das Gerüst vollständig mit der Glasschmelze infiltriert.^{13;22;68;135;138} Die Poren werden dadurch aufgefüllt und der Werkstoff verdichtet. Die Indikation von In-Ceram Alumina besteht hauptsächlich in der Herstellung von Frontzahn- und Seitenzahnkronen.¹⁰² Die Verwendung bei kurzspannigen Brücken zeigte jedoch, dass besonders bei Einsatz im Seitenzahnbereich vermehrt Frakturen aufgetreten sind.¹³²

Beim In-Ceram Zirconia-System werden dem Aluminiumoxidpulver ca. 30% Zirkonoxidpulver zugefügt, wodurch sich dessen mechanische Eigenschaften verbessern. Durch die Beimengung von Zirkonoxid wird das Gerüst jedoch deutlich opaker.⁶⁷ Das Indikationsgebiet schließt hier auch kleinere 3-gliedrige Brücken ein.^{5;152} Fügt man dem Aluminiumpulver des In-Ceram Alumina-Systems noch Magnesiumoxid hinzu, entsteht eine Oxidkeramik aus komplexen Oxiden, woraus eine erhöhte Lichtdurchlässigkeit resultiert, die jedoch eine geringere Festigkeit mit sich bringt und den Indikationsbereich auf das Frontzahngebiet beschränkt.¹⁴⁶

Vorgesinterte, industriell gefertigte In-Ceram Keramikblöcke werden zur Bearbeitung im CAD/CAM-Verfahren angeboten. Die vorgesinterten Rohlinge haben den Vorteil, dass sie definierte, reproduzierbare Eigenschaften vorgeben und wegen ihrer höheren Kapillarität eine kürzere Infiltrationszeit mit sich bringen. Die In-Ceram Infiltrationskeramik wird auch zur Restaurationsherstellung im Elektrophoreseverfahren verwendet. Dabei wandern die Feststoffpartikel in einer Flüssigkeit, einem Keramikschlicker, aufgrund eines elektrischen Feldes und verdichten sich an einer Elektrode. Elektrostatische Kräfte bedingen dabei die Haftung an der Elektrode. Der so entstandene Grünling wird wiederum porös gesintert und anschließend glasinfiltriert.⁸⁷

Die dicht gesinterten Gerüstkeramiken bestehen aus polykristallinen Oxidkeramiken wie dem Aluminiumoxid oder dem Zirkoniumoxid mit einem sehr

geringen Anteil einer Glasphase.⁹⁹ Sie weisen eine hohe Biegebruchfestigkeit und Bruchzähigkeit sowie eine hohe Biokompatibilität auf.^{23;24;26;155} Dicht gesintertes Zirkonoxid weist dabei Festigkeitswerte über 1000MPa und eine Risszähigkeit von ca. $5-10 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ auf.^{53;101;106;143}

Die dichte Sinterung der oxidkeramischen Massen hat eine, im Vergleich zu anderen keramischen Massen, hohe Opazität zur Folge, weswegen sie sich den bereits erwähnten Chamäleoneffekt nicht zu Nutze machen können und daher mit keramischen Verblendmassen individualisiert beschichtet werden müssen.¹⁴⁸

Ihre Eigenschaften, besonders hohen mechanischen, thermischen und korrosiven Beanspruchungen standzuhalten, verdanken diese Hochleistungskeramiken jedoch der Veredelung mit Zusätzen wie Borid, Carbid, Nitrid, Silicid, Titanat und Yttrium.⁸⁷ Der klinische Einsatz dieser Keramiken hat sich in den vergangenen Jahren bereits in der Hüftgelenksimplantologie bewährt^{15;19} und seit einiger Zeit nutzt auch die restaurative Zahnheilkunde deren Vorteile. Heller und Driskell berichteten erstmals 1969 über die Verwendung von Zirkonoxidkeramiken in der Medizin.¹⁰⁰ An polykristallinen Oxidkeramiken kommen zurzeit in der Zahnheilkunde Aluminium- und Zirkonoxidkeramiken zum Einsatz.¹⁰⁴

Gerade die Hochleistungs-Zirkonoxidkeramik entwickelte sich in letzter Zeit rasch. Zirkoniumdioxid ist die chemische Verbindung des relativ unedlen Metalls Zirconium mit Sauerstoff: ZrO_2 .

ZrO_2 wird aus Rohstoffen (Baddeleyit) oder meist verwendetem Zirkonsand (ZrSiO_4) synthetisch hergestellt und liegt je nach Temperatur in unterschiedlichen Phasen vor:



Bei der Abkühlung auf Zimmertemperatur kommt es zur t/m-Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Struktur, was mit einer Volumenzunahme von ca. 3-5% einhergeht und den Werkstoff (reines Zirkonoxid) zerstören würde.⁴¹ Es werden deshalb Stabilisatorzusätze in Form von Metalloxiden (CaO , Y_2O_3 ,

Ce₂O₃, MgO) benötigt, die zur Bildung neuer Mischkristalle führen und die Volumenzunahme verhindern.⁹³ Man unterscheidet zwischen vollstabilisiertem (FSZ fully stabilized zirkonia) und (teil-) stabilisiertem Zirkonoxid (PSZ- partly stabilized zirkonia). In der Technik erlangt das (teil-) stabilisierte polykristalline tetragonale Zirkoniumdioxid (TZP- tetragonal zirconia polycrystal) die höchste Bedeutung. Durch die Zugabe von 2-3% Yttriumoxid (Y₂O₃) entsteht das sogenannte (teil-)stabilisierte Y-TZP Zirkonoxid.^{56;111} Das Yttriumoxid bewirkt dabei die Stabilisierung der tetragonalen Struktur durch die Bildung von Mischkristallen. Die tetragonale Struktur ist bei Raumtemperatur nicht stabil, sondern hat die Tendenz, sich spontan in die monokline Struktur umzuwandeln. Diese Spontanumwandlung ist mit einer Volumenzunahme verbunden und kann stattfinden, wenn im Bereich eines Risses dafür Raum entsteht. Dabei schließt sich der Riss aktiv, das heißt, im Zuge der Umwandlung treten Kompressionskräfte auf, die der Zugspannung im Rissbereich entgegenwirken.

Die verhinderte Umwandlung im Yttrium-stabilisierten Zirkonoxid wirkt zudem an den Oberflächen, was zu einer Art Vergütung führt und der Rissentstehung bzw. -ausbreitung schon primär entgegenwirkt.^{57;61;80}

Diese speziellen Mechanismen im Zirkonoxid sind in der Lage, dem stetigen Risswachstum, welchem Keramiken unter klinischer Dauerbelastung unvermeidbar ausgesetzt sind, über lange Jahre entgegenzuwirken.

Die industriell gefertigten CAD/CAM ZrO₂-Rohlinge unterscheiden sich dabei vor allem im Sinterungsgrad, in der Gefügequalität und durch weitere Metalloxidzusätze.¹⁴² Zunächst kommt es bei der Herstellung der Zirkonoxidkeramik zu einem kaltisostatischen Pressen des Rohmaterials. Die porös kreideähnlichen Grünlinge werden aus dem synthetischen Rohmaterial mit einer Pulveraufbereitung und anschließender Formgebung hergestellt.

Verarbeitet wird das Zirkonoxid in der restaurativen Zahnheilkunde also im dichtgesinterten oder im porös vorgesinterten Zustand.¹³³ Dicht gesintertes Zirkonoxid ist so fest und hart, dass seine Bearbeitung mehrere Stunden unter hohem Schleifkörperverschleiß in Anspruch nimmt. Es gibt verschiedene

Verfahren, dicht gesintertes ZrO_2 herzustellen. Wird Zirkonoxid zum Beispiel isostatisch im heißen Zustand gepresst, entsteht das HIP (Hot Isostatically Pressed)-Zirkonoxid. Durch diese Bearbeitung entsteht eine homogene Verdichtung im Materialgefüge und die Festigkeit, Transluzenz und hydrothermale Eigenschaften werden verbessert.^{9;36;79}

Grün- und Weißkörper lassen sich dagegen recht leicht schleifen, da sie weniger fest sind.^{16;60} Sie werden erst nach dem Formschleifen dicht gesintert. Neben den extrem hohen Sintertemperaturen (über 1500°C) tritt dabei eine Sinterschrumpfung von rund 20 bis 30% auf, die durch zuvor vergrößertes chargenabhängiges Formschleifen mit einberechnet wird. Die Endfestigkeit der vorgesinterten und im Labor nachgesinterten Rohlinge können die mechanischen Eigenschaften von denen in der Industrie gefertigten dichtgesinterten und gehippten gar nicht erreichen.⁹

Im Unterschied zur Grünkörperbearbeitung wird die Weißkörperbearbeitung als computergestützt (CAM) mit teilgesinterten Rohlingen bezeichnet. Der anschließenden Verarbeitung folgt die Sinterung bei ca. 1000°C, wobei ein poröser Verdichtungsgrad von 55-70% entsteht. Im weiteren Verlauf der Arbeit werden Weißkörper nur noch als teilgesinterte Rohlinge bezeichnet.

Beispiele für Oxidkeramiken sind:

In-Ceram Alumina, Spinell, Zirconia (glasinfiltrierte Oxidkeramiken)

Procera AllCeram

Cercon

DCS Zirkonoxid

CAD/CAM-Blöcke:DC-Zirkon, Lava, IPS e.max ZirCAD, usw.

(nach Unterscheidung von Hersteller und Gerät)

1.3.2.2 Silikatkeramiken

Feldspatkeramiken

Die Ausgangssubstanz der Silikat- oder Glaskeramiken besitzt eine gläserne amorphe Struktur und wird aus Quarz, Kaolin und Feldspat hergestellt. Die Verfestigung geschieht durch Zugabe verschiedener kristallbildender Zusätze.^{47;48;96} Die Kristallisation verstärkt die Keramik zum einen durch einen höheren Anteil an Leuzit und zum anderen geschieht die Verfestigung durch fein verteilte Feldspatkristalle, wobei der Feldspatanteil ca. 60-80% beträgt. Kalifeldspat ist dabei für eine hohe Viskosität und Standfestigkeit verantwortlich. Dem Sintern folgt ein Vakuumbrand, der Porositäten im Gefüge verhindert und somit nochmals zu einer Erhöhung der Festigkeit führt.⁴⁷

Leuzit- und Feldspatkeramiken zeichnen sich dabei durch eine sehr gute Transluzenz, Transparenz, Lichtbrechung und Brillanz aus und verfügen über den sogenannten Chamäleon-Effekt, wodurch sie sich sehr gut der umgebenden Zahnreihe anpassen. Die Festigkeitswerte übersteigen jedoch 100MPa nur geringfügig.

Lithiumdisilikatkeramiken

Durch Zusätze wie Lithiumdisilikat entstehen Glaskeramiken die sich durch Festigkeitswerte bis zu ca. 450MPa auszeichnen. Diese härtesten Lithiumdisilikatkeramiken^{65;109} sind opaker als die Leuzit- und Feldspatkeramiken jedoch ist die Opazität noch geringer als bei den härtesten Oxidkeramiken.

Beispiele für Glaskeramiken sind:

Empress 1 und 2 und „Klone“

Celay Feldspat

Cerapearl

Cerec Mark II

CAD/CAM-Blöcke: ProCad, e.maxCad, VITABlocs, usw.

1.3.3 Herstellungsverfahren

Vollkeramische Systeme werden im Allgemeinen durch Formsinterung, im Heißpressverfahren, durch Glasguss, elektrophoretisch, durch Kopierschleifen oder im CAD/CAM-Verfahren verarbeitet.

1.3.3.0 Glasguss

Beim Glasguss wird die Restauration zunächst in Wachs modelliert und eingebettet. Anschließend wird der Glaskeramikrohling im Lost-wax-Verfahren vergossen. Um die anschließende Kristallisation durchführen zu können muss die gegossene Restauration in eine spezielle Einbettmasse eingebettet werden und bei 1075°C sechs Stunden im Ofen getempert werden. Durch Kristallisationsvorgänge erhält die Restauration ihre Festigkeit. Die Farbgebung erfolgt über mehrmaliges Auftragen und Brennen der entsprechenden Malfarben
47;114;136

Das Dicor-System¹⁰⁸ ebenso wie die Hydroxylapatitkeramik Cerapearl waren seit den 80iger Jahren die auf dem Markt erhältlichen Systeme. Das Dicor-System hat jedoch wegen hoher Frakturanfälligkeit und das Cerapearl-System wegen der unzureichenden Mundbeständigkeit heute keine klinische Bedeutung mehr und wurden vom Markt genommen.¹³⁴

1.3.2.1 Formsinterung

Bei der Formsinterung wird die keramische Rohmasse direkt auf einen feuerfesten Stumpf aufgetragen und anschließend im Ofen in einem Sinterprozess verdichtet, woraus ein keramischer Festkörper resultiert.¹¹⁰

Der Brennvorgang findet unter Vacuum statt, wodurch Porositäten verhindert und die Transluzenz gesteigert werden können.⁴⁷

Durch diese Schichttechnik ist eine additive, individuell farbliche Gestaltung der Restauration möglich. Auch die Randbereiche können dadurch gut nachgestaltet

werden. Es muss allerdings eine Sinterschrumpfung im anschließenden Brennvorgang miteinberechnet werden.

Nach diesem Verfahren werden verschiedene Feldspat- und Glaskeramiken verarbeitet (VITAdur, Optec, usw.) sowie die In-Ceram Infiltrationshochleistungskeramiken (Alumina, Spinell, Zirkonia).

1.3.2.2 Elektrophorese

Die Elektrophorese basiert auf dem Prinzip der unterschiedlich schnellen Teilchenbewegung verschiedener Materialien. Elektrisch geladene Teilchen werden in ein elektrisches Feld gebracht, das durch eine kontinuierliche Spannungsquelle erzeugt wird. Sie bewegen sich in diesem Feld in Richtung des Pols, der die entgegengesetzte Ladung hat, und zwar in einer Geschwindigkeit, die proportional dem Ladungsbetrag ist.⁴⁹ Das bekannteste System ist das Wol-Ceram-System der Firma Wol-Dent GmbH, Ludwigsburg.

Ein Zahnstumpf aus Gips oder Epoxy wird in der entsprechenden Halterung platziert und anschließend per Punktlaser vermessen. Danach wird er in die Keramikmasse eingetaucht und elektrophoretisch beschichtet. Die Schichtdicke kann individuell eingestellt werden. Es ergeben sich dadurch eine sehr genaue innere Passform und ein genauer Randschluss.^{49;153}

Verarbeitet werden Keramiksuspensionen, In-Ceram Keramiken Alumina, Spinell und Zirkonia. Hergestellt werden können Einzelkronengerüste, Gerüste für dreigliedrige Brücken sowie Implantataufbauten verschiedener Fabrikate.

1.3.2.3 Heißpressen

Beim Heißpressen wird die Restauration ebenfalls zuerst in Wachs modelliert, eingebettet und anschließend im Ofen nach dem Lost-Wax-Verfahren ausgebrannt.

Das Keramikpellet wird dabei entweder im Ofen mit vorgewärmt oder direkt vor dem Pressen mit in den Presskolben gegeben. Danach wird die visköse

Keramikmasse mit einer speziellen Pressvorrichtung pneumatisch in die entstandene Hohlform gepresst.

Hergestellt werden können auf diesem Wege entweder Restaurationsgerüste, die anschließend mit geeigneten Verblendmaterialien verblendet werden müssen, oder die gesamte Restauration wird in ihrer anatomischen Form gepresst und kann danach mit speziellen Malfarben individuell farblich gestaltet werden.^{47;73}

Dadurch, dass hier industriell gefertigte Keramikrohlinge verwendet werden, zeigt die Restauration nach dem Pressen eine hohe Homogenität, Verarbeitungsfehler können minimiert werden. Ein weiterer Vorteil ist die gute Passgenauigkeit, da eine nachträgliche Sinterung und somit eine Sinterschrumpfung entfallen.

Indikationsgebiete sind Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers und Einzelkronen.^{37;90;137}

Als Urvater der auf dem Markt erhältlichen zahlreichen Presskeramiksysteme gilt das Empress-System der Firma Ivoclar, das von Wohlwend als erste Presskeramik erschien.¹⁵⁹

Weitere Beispiele für Presskeramiken sind: Authentic (Ceramay), Evopress (Wegold), Finesse AllCeramic (Dentsply), usw.

Auch Lithiumdisilikatkeramiken (Empress 2-System) werden im Pressverfahren verarbeitet. Durch die höhere Festigkeit erweitert sich das Indikationsspektrum auf Front- und Seitenzahnbrücken mit einem Zwischenglied, wobei der endständige Pfeiler maximal ein zweiter Prämolare sein darf.^{151;161}

1.3.2.4 Kopierschleifen

Das Kopierschleifen ist ein Herstellungsverfahren, bei dem ein oder mehrere Schritte mechanisch durchgeführt werden (Machinable Ceramic Systems-MCS).

Die Information über die zu erstellende Restauration erhält man hierbei nicht über einen optischen Abdruck, sondern über einen manuell geführten Abtastvorgang. Das bekannteste System, das mit diesem Verfahren arbeitet, ist das Celay-System der Firma Mikrona. Dabei wird eine aus lighthärtendem Kunststoff erstellte

Restauration mechanisch abgetastet und mittels Kopierschleifverfahren aus einem industriell gefertigten Keramikrohling zeitgleich zur Abtastung herausgefräst. Die Kunststoffrestauration kann dabei auf dem Meistermodell oder direkt im Munde des Patienten erstellt bzw. modelliert werden.⁴⁰

1.3.2.5 CAD/CAM

Die Herstellung vollkeramischer Restaurationen mittels CAD/CAM-Verfahren ermöglicht im Gegensatz zu anderen Verfahren, den Herstellungsprozess weitgehend zu automatisieren. CAD/CAM-Systeme sind im Allgemeinen in Bereichen industrieller Produktionen und im Rahmen rationalisierter Herstellungsprozesse seit Jahren etabliert und von entscheidender Bedeutung.

Die Abkürzungen CAD und CAM stehen dabei für „Computer Aided Design“ und für „Computer Aided Manufacturing“. Eine spezielle Computer-Software konstruiert dabei die Restauration am Bildschirm (CAD). Beim subtraktiven Verfahren bearbeitet die Fräsmaschine anschließend einen Materialblock aus Keramik, Metall oder Kunststoff (CAM), oder es wird bei der additiven Formgebung die Restauration mit Hilfe von Laserstrahlen oder 3D-Plottern aufgebaut. Mit beiden Verfahren kann effektiv und durch die immer kürzer werdenden Produktionszyklen schnell gearbeitet werden, wodurch die Kosten pro Stückzahl gering gehalten werden können.

Die Erfassung der im Voraus erstellten, beispielsweise in Wachs modellierten Restauration oder die Erfassung der Kavitäten und Präparationen selbst geschieht dabei meist optisch - entweder extraoral am Gipsmodell oder intraoral direkt an der präparierten Kavität. Zum Einsatz kommen dabei Laser oder Weißlichtscanner.

Die Restauration kann dann virtuell am Bildschirm gestaltet werden. Meist wird aus einer Bibliothek der entsprechende Zahn bzw. die entsprechende Kaufläche entnommen, die dann individuell dem Gegenzahn und dem anatomischen Bild der Nachbarzähne angepasst werden kann.

Im Falle der Konstruktion von Gerüsten mehrgliedriger Brücken oder Einzelkronen können Schichtstärke und Stärke der Konnektoren der unterschiedlichen Materialien und Einsatzgebiete am Bildschirm eingestellt werden. Ebenso können die Gerüste eine individuelle, der Anatomie folgende Form erhalten.

An Materialien können Oxidkeramiken, dichtgesintert, teilgesintert (weiß) oder grün, sowie die glasinfiltrierten In-Ceram Keramiken als Keramikblöcke bearbeitet werden. Auch leuzitverstärkte-, lithiumdisilikatverstärkte- und Feldspatkeramiken können im CAD/CAM-Verfahren von unterschiedlichen Anbietern verarbeitet werden. Es können also, je nach Verfahren und Material Inlays, Onlays, Kronengerüste, Brückengerüste, die auch weitspanniger sein können, Implantatsuprastrukturen, Teleskope oder Geschiebe im CAD/CAM-Verfahren hergestellt werden. ^{81;118;149}

Zirkonoxid im Speziellen wird entweder im Grünkörperzustand, teilgesintert oder im dichtgesinterten Zustand verarbeitet. Die Bearbeitung dichtgesintertter Rohlinge bedingt einen erhöhten Schleifkörpereinsatz und -verschleiß, sowie einen erhöhten zeitlichen Aufwand von mehreren Stunden. Der Vorteil liegt darin, dass ein weiterer Sinterprozess und somit auch eine Sinterschrumpfung entfallen.

Bei der Bearbeitung nur teilgesintertter Blöcke oder Grünkörper ist die Fräszeit je nach Größe des zu bearbeitenden Werkstückes schon bedeutend kürzer, da das Material in diesem Zustand noch relativ weich ist. Es muss jedoch eine mehrstündige Sinterung berücksichtigt werden, wodurch die Restaurationen zusätzlich einer Sinterschrumpfung unterliegen. ^{16;60}

Daher müssen die Werkstücke immer in einem vergrößerten Zustand aus dem Rohling herausgefräst werden. Besonders für die Bearbeitung der Innenflächen der Kronen liegt bei diesem Verfahren der Vorteil darin, dass zum Einen größere Instrumente benutzt werden können, zum Anderen können durch den Gebrauch kleinerer Schleifkörper die Innenkonturen sehr detailgetreu herausgearbeitet werden, wodurch die Innenpassung und somit auch die Rotationsstabilität verbessert werden.

Beispiele für CAD/CAM-Systeme sind:

- Lava (3M ESPE Dental AG)
- DCS Precident (DCS Dental AG)
- Etkon (etkon AG)
- Cerec (Sirona dental systems GmbH)
- Hint-ELs denta CAD (Hint-ELs GmbH)

1.3.4 Befestigungsmöglichkeiten

Die vollkeramischen Systeme müssen aufgrund unterschiedlicher Materialeigenschaften auch unterschiedlich befestigt werden.

Restaurationen, die aus einer genügend festen Keramik hergestellt wurden, mit Biegefestigkeitswerten über 350 MPa, können konventionell mit Glasionomerezementen, Zirkonoxid-Phosphatzementen oder auch adhäsiv befestigt werden. Dies gilt für Restaurationen aus Lithiumdisilikatkeramik, glasinfiltrierte Oxidkeramiken und gesinterte Oxidkeramiken.^{16;87;105;136}

Keramiken, die Festigkeitswerte unter 350 MPa aufweisen, müssen adhäsiv befestigt werden (Beispielsweise mit Variolink II). Dies gilt für Inlays, Onlays, Teilkronen und Frontzahneinzelkronen aus Silikat- und Feldspatkeramiken, da diese erst durch die adhäsive Befestigung ihre endgültige Festigkeit erzielen.

Erfolgt die adhäsive Klebung mit einer Schmelzbegrenzung der Kavität, entsteht ein kraftschlüssiger Verbund zwischen Restauration und Zahnschmelze. Sollte die Restauration beispielsweise durch zirkuläre Präparation im Dentin befestigt werden, so empfiehlt sich die Verwendung eines entsprechenden Dentin-Adhäsivs, um eine höhere Haftwirkung zu erzielen.

Bei der adhäsiven Befestigung sollte dabei immer für eine absolute Trockenlegung gesorgt werden.

Eine Studie von Wegner und Kern aus dem Jahre 2000 empfiehlt als Befestigungsmaterial für Zirkonoxid den Kompositkleber Panavia der Firma

Kuraray Dental.¹⁵⁷ Die Zirkonoxidgerüste werden mit Aluminiumoxid in der Korngröße 50-110µm und einem Druck von 2,5bar abgestrahlt und anschließend mit Panavia eingesetzt. Durch das adhäsive Phosphatmonomer MDP geht das Komposit einen chemischen Verbund mit der Zirkonoxidoberfläche ein, was zu genügend guten Haftwerten führt.¹⁵⁷

Neuere Studien empfehlen den Einsatz des selbstkonditionierenden Kompositklebers RelyX Unicem, wobei die Zirkonoxidrestauration ebenfalls mit Aluminiumoxid abgestrahlt, der Zahn angeätzt und anschließend die Restauration eingesetzt wird. Auf eine absolute Trockenlegung kann in diesem Fall verzichtet werden.

Klinische Langzeitstudien gibt es dazu bislang noch keine.

1.3.5 Klinische Anwendung und Präparationsrichtlinien

Grundsätzlich sollten bei der Vollkeramikpräparation die allgemein gültigen Präparationsrichtlinien eingehalten werden. Dabei sollte beim Gerüstkäppchen eine Schichtstärke von 0,5mm nicht unterschritten werden. Bei der Präparation von Vollkeramikgerüsten und spezielle Gerüsten aus ZrO_2 sind Präparationstiefen von 1,0-1,5 mm axial und 1,5 mm okklusal ausreichend.^{16;105}

2 Werkstoffkundlicher und mechanischer Hintergrund

2.1 Einleitung

Um die jeweiligen Eigenschaften eines zahnärztlichen Werkstoffes, sowie dessen Verhalten bei Belastung genau beurteilen zu können, sind in verschiedenen Normschriften bestimmte Parameter definiert, die Eigenschaften wie beispielsweise Biegefestigkeit, Risszähigkeit, Dauerfestigkeit oder Bruchfestigkeit eines Materials genau beschreiben.

2.2 Normen

Eine Zusammenarbeit zwischen der Industrie, der Werkstoffkunde, der Zahntechnik und dem Zahnarzt sollte für Qualitätsstandards und Qualitätssicherung sorgen, um mögliche Gesundheitsgefährdungen auszuschließen.

Anforderungen an Dentalkeramiken werden in der DIN EN ISO 6872 (Zahnheilkunde- Keramikwerkstoffe) sowie für die Metallkeramik in der DIN EN ISO 9693 (Dentale restaurative Metallkeramiksysteme) erfasst.

Standardisierte Prüfverfahren und die Festschreibung von Normen (DIN;EN;ISO) sorgen für Qualitätssicherung, Beurteilung, Reproduzierbarkeit, Vergleichs- und Wiederholungsmöglichkeiten der Prüfergebnisse. Sie dienen nicht nur wissenschaftlichen Studien als wichtige Leitlinien, sondern informieren auch den praktisch tätigen Zahnarzt im Berufsalltag bei Verwendung neuer Materialien über den neuesten Standard.⁶⁶ In der Vergangenheit mussten bereits nicht vollständig ausgereifte Systeme auf Grund schlechter Biegefestigkeitswerten vom Markt genommen werden.^{11;112;125}

2.2.1 Biegefestigkeit

Einer der wichtigsten Parameter zur Beschreibung der Festigkeit eines Werkstoffes und um genaue Aussagen über die Dimensionierung einer Restauration machen zu können, ist die Biegefestigkeit (MPa oder N/mm²).

Die Biegefestigkeit ist definiert als Quotient aus maximalem zum Bruch führenden Biegemoment und Biege widerstandsmoment eines Prüfkörpers. Bei spröden Werkstoffen erfolgt das Versagen, wenn es an der konvexen Probefläche, also im Bereich der maximalen Zugbelastung (Randspannung) zur Rissbildung kommt⁸.

Die Biegefestigkeit ist der Grenzwert der elastischen Belastbarkeit, bei dem der Prüfkörper zu Bruch geht.⁷⁵

Ermittelt wird die Biegefestigkeit in speziellen statischen Prüfverfahren, den sog. 3- und 4-Punkt Biegeversuchen und den biaxialen Biegetests.

Ein definierter Prüfkörper wird dabei mit ansteigender Kraft bis zum Bruch belastet. Die dabei aufgebrachte Kraft wird dann auf den Probequerschnitt umgerechnet und man erhält die Biegefestigkeit. Größe, Form, Oberfläche, Gefügeinhomogenitäten sowie die jeweils verwendete Prüfmethode gelten in diesem Zusammenhang als Faktoren, die die Biegefestigkeit beeinflussen können.

Somit können Biegefestigkeitswerte auch trotz bestehender Richtlinien für einen bestimmten Werkstoff bei verschiedenen Untersuchern variieren. Setzt man bei einem zu untersuchenden Werkstoff die gleiche chemische und strukturelle Zusammensetzung voraus, variiert die Biegefestigkeit je nach Anzahl und Größe der im Material vorhandenen Defekte.

2.2.2 Elastizität und Elastizitätsmodul

Das Elastizitätsmodul quantifiziert die Elastizität, beschreibt den Widerstand gegen elastische Verformung. Dabei haben Dentalkeramiken Elastizitätsmodule zwischen 50MPa für Glaskeramik und 350MPa für Aluminiumoxidkeramiken. Einer elastischen Verformung bei Belastung wird ein ähnlich großer Widerstand entgegengesetzt wie bei Dentallegierungen.⁷⁵

Bedeutend ist dabei die Grenze der elastischen Verformbarkeit. Dentalkeramiken lassen zwar elastische Verformung zu, können sich jedoch nicht wie Dentallegierungen plastisch verformen. Das heißt, beim Erreichen ihrer elastischen Verformung zerbrechen sie, was in der Literatur oft als Sprödigkeit beschrieben wird.⁷⁵

Daher müssen alle keramischen Restaurationen in ihren Querschnitten so gestaltet werden, dass Sie den maximalen Kaukräften unter Berücksichtigung der genannten Tatsachen standhalten.⁷⁵

2.2.3 Bruchfestigkeit

Die Bruchfestigkeit ist eine unspezifische, qualitative (hohe, niedrige) Kennzeichnung des Widerstandes eines Werkstoffes gegen mechanisches Versagen.⁸

Spezifische quantitative Werte sind Biege-, Druck- und Zugfestigkeit.

Die Bruchgrenze ist dabei definiert als Grenzwert einer Belastung, dessen Überschreitung zum mechanischen Versagen führt.

Im Gegensatz zur Biegefestigkeit wird die Bruchfestigkeit jedoch nicht an standardisierten Prüfkörpern ermittelt, sondern es kommen bauteilnahe Prüfkörper wie Kronen und Brücken zum Einsatz, wodurch klinikähnliche Bedingungen geschaffen werden sollen. Die Restauration wird auch hier bis zum Bruch belastet, eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse ist jedoch schwierig und nur mit gleichen Versuchsdesigns möglich. Dies bedeutet, dass die Ergebnisse je nach Dimensionierung des Werkstoffes und je nach verwendetem Versuchsdesign und Versuchsdurchführung innerhalb eines Materials (und Charge) stark voneinander abweichen können.^{74;147;150}

2.2.4 Dauerfestigkeit/Dauerschwingfestigkeit/Wöhlerversuch

Um ein klinisch vollständiges Bild über das Verhalten der Keramiken im Mund zu erhalten, ist die Untersuchung der Dauerfestigkeit sinnvoll. Bruchfestigkeiten

hängen, wie bereits erwähnt, von dem jeweils verwendeten Versuchdesign ab, also von der Belastungsart, der Belastungsdauer und der Lagerung der Prüfkörper. Die Dauerschwingfestigkeit hingegen ist der Belastungsgrenzwert der Spannungsamplitude einer Wechselbelastung, dessen Überschreitung nach einer endlichen Zahl von Belastungszyklen (Lastspielzahl) zum Versagen des Werkstückes führt.

Die Dauerfestigkeit führt dann zum Ermüdungsbruch, wenn im atomaren bzw. molekularen Bereich des Werkstoffes festigkeitsmindernde Veränderungen auftreten, deren Summation nach einer von der Spannungsamplitude der Wechselbelastung abhängigen Lastspielzahl zum Bruch des Werkstückes führen. Je größer dabei die Amplitude ist, desto kleiner ist die mögliche Lastspielzahl. Je nach Versuchsanordnung spricht man auch von Dauerbiege- oder Dauerschwingfestigkeit.⁸

Die Dauerfestigkeit kann unterschiedlich definiert werden. In der Technik wird die Dauerschwingfestigkeit als maximale Schwingfestigkeit bezeichnet, bei der der Prüfkörper die Grenzschnitzzahl N_G mit einer bestimmten Wahrscheinlichkeit erreicht, wobei Werte für Stähle von $2 \times 10^6 - 10^7$ und für Leichtmetalle bis $10^7 - 10^8$ beschrieben werden.¹²²

Diese Schwingfestigkeit bei Bauteilen oder Werkstoffen wird mit dem Wöhlerversuch ermittelt. Es wird bei der Wöhlerkurve/-linie zwischen der 1. Kurzzeitfestigkeit, ca. $< 10^4 - 10^5$ Schwingspiele, der Zeitfestigkeit, ca. $10^4 - 2 \times 10^6$ Schwingspiele, und der Dauerfestigkeit bei ca. $1 - 5 \times 10^6$ unterschieden, wobei die Angaben materialabhängig sind.

Die Dauerfestigkeit wird in der Regel mit der statischen Festigkeit derart in Relation gesetzt, dass die Dauerfestigkeit der halben statischen Festigkeit entspricht.⁹⁴

Für diese Festigkeitsabnahme ist zum Beispiel auch die Benetzung der Keramikoberfläche mit Wasser bzw. Speichel und die daraus resultierende beschleunigte Risswachstumsgeschwindigkeit sowie die Ermüdung durch dynamische Belastung verantwortlich.⁴

2.3 Werkstoffkundliche Prüfverfahren

Die Zahnheilkunde kommt in der heutigen Zeit ohne Werkstoffprüfungen nicht aus. Durch die rasche industrielle Forschung und Entwicklung dentaler Werkstoffe muss eine genaue Prüfung der Beständigkeit und Verträglichkeit der Werkstoffe vor Eingliederung in die Mundhöhle erfolgen. Hierbei sind nicht nur die chemischen, mechanischen sowie thermischen Reize und Belastungen, denen die Werkstoffe in der Mundhöhle ausgesetzt sind, maßgebend, vielmehr sollte das komplexe orofaziale Kausystem mit seinen vielseitigen physiologischen Besonderheiten in Betracht gezogen werden.

Beispielsweise liegen bei physiologischer Beanspruchung wie Kauen und Schlucken die auftretenden mittleren maximalen Kaukräfte im Frontzahnbereich bei ca. 140-200N und im Seitenzahnbereich bei ca. 300N.⁸⁴ Das gesamte Kausystem wird jedoch nicht nur physiologisch belastet, sondern es kommt durch Parafunktionen wie beispielsweise Pressen und Knirschen zu einer Reihe von unphysiologischen Belastungen, wobei die beschriebenen Kräfte stellenweise um ein Vielfaches übertroffen werden können. So kommt es teilweise zu sehr hohen mechanischen Beanspruchungen, sodass diese Zug-, Druck- und Schubspannungen zu einem Materialversagen führen. Daraus resultieren dann entsprechende Materialsprünge, -abplatzungen, -brüche. Das jeweils verwendete Restaurationsmaterial muss dabei nicht nur auftretenden Belastungsspitzen standhalten, sondern auch im täglichen Gebrauch langfristig den physiologischen Kaukräften sowie dem physiologischen Milieu in der Mundhöhle.³⁹ So können Restaurationen nach Bildung eines Risses auch nach Jahren noch brechen, da sich lokale Zugspannungen innerhalb des Materials aufbauen und dort die chemischen Bindungen lösen. Wird daraufhin ein kritischer Wert überschritten, so folgt der Bruch der Restauration. Auch unterschwellige andauernde oder langsam anschwellende Belastungen führen letztendlich zum Bruch einer Restauration.¹⁰² Keramische Restaurationen sind kaum elastisch verformbar und auf Zug und Scherspannung nur gering belastbar, daher setzen Sie einer Rissausbreitung nur einen geringen Widerstand entgegen.⁹⁹ Diese Riss- oder Bruchzähigkeit (K_{IC}) kann

experimentell ermittelt werden und wird dabei in $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$ angegeben. Die Risszähigkeit liefert eine wichtige Information für die Zuverlässigkeit des Werkstoffes und ist ein wichtiger Parameter zur Langzeitprognose für Brückengerüste im Seitenzahnbereich.¹⁵⁴ Der K_{IC} -Wert beschreibt und kennzeichnet den kritischen Spannungsintensitätsfaktor bei Riss- und Bruchzähigkeit. Wenn die vorhandene äußere Spannung die maximale Risszähigkeit überschreitet, wird der Riss instabil ($K_I \geq K_{IC}$). Somit erreicht der Spannungsintensitätsfaktor einen kritischen Wert, der spannungsunabhängig zur schnellen Rissausbreitung und Zerstörung des Werkstoffes führt.⁹⁵

Bei Y_2O_3 stabilisiertem ZrO_2 kommt es, wie bereits beschrieben, zu einer Hemmung des Risswachstums durch die Spontanumwandlung der tetragonalen in die monokline Struktur, wodurch Kompressionskräfte im Rissbereich auftreten, die zu einem aktiven Verschluss des Risses führen und somit zu einer längeren Haltbarkeit beitragen. Diese speziellen Mechanismen im Zirkonoxid sind wahrscheinlich in der Lage dem stetigen Risswachstum, dem Keramiken unter klinischer Dauerbelastung unvermeidbar ausgesetzt sind, länger entgegenzuwirken.

Es müssen daher die Anfangsfestigkeiten relativ hoch gewählt werden. Im Frontzahnbereich werden somit Festigkeitswerte von 400N und im Seitenzahnbereich von 600N gefordert.^{10;126-128}

2.3.1 Festigkeit/Belastungsprüfungen

Unter Festigkeit versteht man die Widerstandsfähigkeit eines Körpers (Werkstoffes) gegen Kräfte sowie den Widerstand gegen Formänderung.⁴⁶

Die Festigkeit ist abhängig vom Werkstoff, von der Form des beanspruchten Körpers, von der Beanspruchungsart (Zug, Druck, Schub, Biegung, Verdrehung), von der Temperatur, von der Löslichkeit und dem Verlauf der Beanspruchung.

Jede Belastung verursacht eine Kraft, der eine bestimmte Größe, Richtung und Angriffspunkt zugeordnet wird. Die Einheit wird in Newton gemessen.

Die Festigkeit kann in unterschiedlichen Versuchsanordnungen dargestellt werden:

- dem statischen Versuch
- dem dynamischen Versuch
- dem zyklischen Dauerversuch

Bei der **Statischen Festigkeitsprüfung** wird der Prüfkörper mit konstanter oder ansteigender Belastung bis zum Bruch belastet. Zur Ermittlung der statischen Festigkeit werden der Zug-, Druck- und Biegeversuch herangezogen.

Der Zugversuch DIN 50145 wird am häufigsten durchgeführt und dient zur Ermittlung des Verhältnisses der aufgetragenen Spannung zur elastischen und plastischen Dehnung. Dadurch können Proportion-, Elastizitäts-, Streck- und Dehngrenze sowie Zug- und Zerreißfestigkeit abgeleitet und das Elastizitätsmodul ermittelt werden.

Der Druckversuch DIN 50106 stellt die Umkehrung des schon oben erwähnten Zugversuches dar. Die Quetschgrenze im Druckversuch beschreibt dabei die Streckgrenze im Zugversuch, an der sich der Werkstoff plastisch verformt.

Der Biegeversuch DIN 50110 dient zur Ermittlung der Biegefestigkeit, der Verformungsfähigkeit und der Bestimmung des Elastizitätsmoduls. Dabei wird der Prüfkörper in Balkenform auf zwei Stützen aufliegend in der Mitte der beiden Stützen durch eine angreifende Last bis zum Bruch belastet. Die Biegefestigkeit berechnet sich aus dem Quotient des Bruchmoments des Werkstoffes und dessen Widerstandsmomentes.

Für dentalkeramische Massen wird die bereits unter Kapitel 2.2 angesprochene Normschrift ISO EN DIN 6872 verwendet. Für die Biegefestigkeit befinden sich spezifische Angaben über Prüfkörper sowie Anordnung in der ISO EN DIN 6872/ DIN 13925,1-3 für den Drei-Punkt-Biegetest, sowie in der ISO EN DIN 6872 / DIN 843-1 für den 4-Punkt-Biegetest.

Bei der **Dynamischen Festigkeitsprüfung** werden stoßartige oder wechselnde Belastungen bis zur Probenzerstörung durchgeführt.

Mit Hilfe des Kerb-Schlag-Versuches (DIN 50115) und des Kerb-Biege-Versuches (DIN 53453) wird die dynamische Festigkeit beschrieben. Mit den bis jetzt beschriebenen Materialprüfverfahren kann man nur angeben, ob das Material ausreichend in seiner Konsistenz ist, da alle beschriebenen Prüfverfahren nur „statischen Prüfungen“ entsprechen, die für ruhende Kräfte eine Rolle spielen. Bei Dauerversuchen gelten auf Grund der zyklischen Beanspruchung keine statischen Gesetzmäßigkeiten und eine Ermüdung des Werkstoffes kann besser simuliert werden. Beispiele für eine dynamische Festigkeitsprüfung wäre ein Treppenversuch oder die Prüfung im Kausimulator.

Bei **zyklischen Dauerschwingversuchen** werden sinusartige Wellenbewegungen durchgeführt, deren Spannungsmaxima- bzw. minima konstant gehalten werden. Bei den periodischen Belastungen sind aber auch Dreieck- oder Rechteckfolgen möglich.

Der Bruch des Prüfkörpers führt zum sofortigen Stopp der Prüfmaschine, wobei die Lastzyklenzahl und Bruchkraft festgehalten werden. Je nach Lastzahl kommt es zum Versagen oder Standhaftigkeit des Prüfkörpers trotz millionenfacher Zyklenzahl. Die Ergebnisse liefern dann eine Aussage über die Dauerwechselfestigkeit eines Prüfkörpers.

Festigkeitsversuche mit Eisen und Stahl wurden schon von Wöhler im Jahre 1870 beschrieben. Er gab an, dass schon geringe Lasten zum Bruch eines Prüfkörpers führen, wenn dieser nur zyklischen Belastung ausgesetzt ist.^{46;158} Domke bezeichnete diese dann als Dauerschwingbeanspruchung, welche zwischen einer Ober- und Unterspannung abwechselnd auftritt.³⁵ Nach DIN 50100 sind bei Dauerschwingversuchen mehrere Untersuchungen wie z. B. Stufenversuche zur Ermittlung der Dauerschwingfestigkeit für bestimmte Beanspruchungen, Einzel- oder Serien- sowie Schwachstellenprüfungen möglich.⁴⁶

Unter Dauerschwingfestigkeit versteht man den um eine vorgegebene Mittelspannung schwingenden größten Spannungsausschlag, den eine Probe „unendlich oft“ ohne Bruch und ohne Verformung aushält.^{33;122}

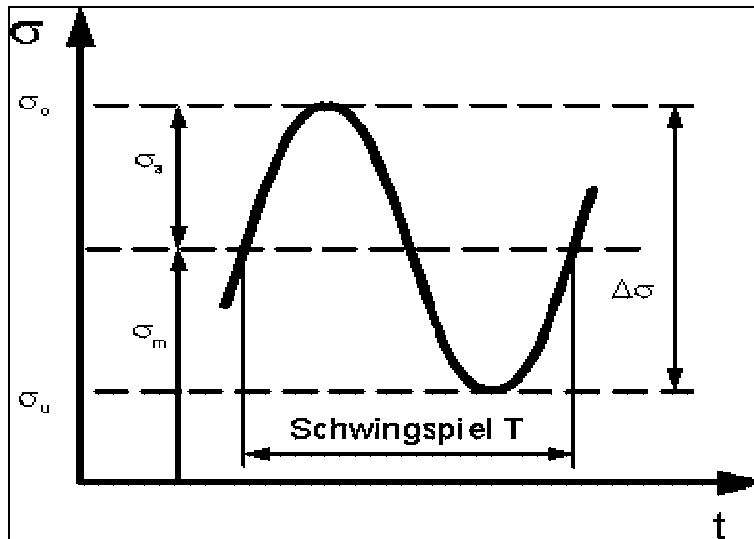


Abbildung 1: Zeitlicher Verlauf der Spannung bei schwingender Beanspruchung⁹⁸

Zur Beschreibung der Ermüdungsuntersuchungen verwendet man am besten das Wöhlerverfahren. Auf Grund der großen Anzahl von gleichwertigen Prüfkörpern, die für dieses Verfahren benötigt würden, konnte es in der vorliegenden Untersuchung allerdings nicht angewandt werden.

Wichtige Begrifflichkeiten die für diese Studie von Interesse sind, werden in dem nun folgenden Begriffs- und Definitionsabschnitt zum besseren Verständnis zusammengefasst.

2.4 Definitionen und Begriffserklärungen

- Dauerschwingfestigkeit** bei vorgegebener Mittelspannung bzw. vorgegebenem Spannungsverhältnis unendlich oft bzw. bis zu einer festgelegten Grenzschnitzzahl ertragbare größte Spannungsamplitude.¹²²
- Ermüdungsfestigkeit** Widerstand des Werkstoffes gegenüber wechselnden mechanischen/thermischen Belastungen.¹²²

Ermüdungsbruch	Infolge von Ermüdung eintretender Bruch des Werkstoffes. ¹²²
Ermüdung	nach einem Zeitraum sich wiederholender mechanischer und zyklischer Wechselbeanspruchung eintretende Funktionsfähigkeit eines Bauteils. ¹²²
Ermüdungsschaden	nach mechanischer und thermischer sich wiederholenden zyklischen Belastung auftretende Veränderung (Riss, Abplatzung) mit Funktionseinschränkung am Werkstoff. ¹²²
Grenzwahngzahl	Mindestzahl von Schwingungsabläufen zur Ermittlung der Dauerfestigkeit. ¹²²
Lebensdauer	beschreibt den Zeitraum, in dem ein Werkstoff funktionstüchtig ist und sollte länger sein als seine Betriebsdauer. Die Bruchzyklenzahl darf als Lebensdauer bezeichnet werden, wenn keine Belastungszyklen auftreten. ¹²²
Lastenwechsel	Anzahl der Lastumkehrpunkte. ¹²²
Sintern	Verdichten hochschmelzender pulverförmiger/körniger Stoffe unter der Schmelz-/Solidustemperatur zu einem kompakten Feststoff mit einhergehender Volumenkontraktion. ⁸
Konnektor	Verbindungsstelle zwischen Brückenanker und dem Brückenzwischenglied oder zwischen zwei Zwischengliedern.
Mastikatorenkraft (MK)	Die aus dem physiologischen Querschnitt der schließenden Muskeln (Mastikatoren) errechnete maximal aufwendbare Kraft beim Schließen. ¹³⁰
Kaudruck (KD)	Die aufgewendete Kaukraft pro Zahnflächeneinheit. ¹³⁰

Kaukraft (KK) Die Beschaffenheit der Speise bestimmt den zu ihrer Zerkleinerung benötigten Kaudruck. Durch die dabei in Aktion tretende Größe der Kaufläche wird die Kaukraft bestimmt.¹³⁰

2.5 Mechanische Grundlagen

Die Festigkeitslehre stellt die Methoden zur Berechnung von Beanspruchungen und Formänderungen von Tragwerken zur Verfügung. Sie vermittelt die erforderlichen Kenntnisse für die Nachweise von Bruchsicherheit und Gebrauchsfestigkeit. Unter der Einwirkung äußerer Kräfte (Belastungen) erfährt ein Tragwerk (elastische) Formänderungen und innere Beanspruchungen (Spannungen). Die äußeren Einwirkungen bewirken innere Kräfte (Normal- und Schubkräfte, Biege- und Drehmomente). Äußere und innere Kräfte stehen im Gleichgewicht.

Unter einer Spannung versteht man eine flächenhaft verteilte Kraft im Innern eines Körperquerschnittes.⁶³

$$\text{Spannung} = \frac{\text{innere Kraft}}{\text{Querschnittsfläche}} ; \sigma = \frac{F}{A} \text{ in } \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \right]$$

Zur Beschreibung des Spannungszustandes zerlegt man die Spannung in die Komponenten normal und tangential zur Schnittfläche.

- a) Normalspannung σ (Sigma) senkrecht zur Schnittebene, bedingt durch Normalkräfte und Biegemomente.
- b) Schub-oder Scherspannung τ (Tau) parallel zur Schnittebene, verursacht durch Querkräfte und Verdrehmomente.¹

2.5.1 Biegespannung/Scherspannung

Die Grundformeln für die Berechnung der Biege- und Scherspannungen bei Rechteck- und Ellipsenquerschnitten lauten⁶²:

Biegespannung: $\sigma_B = \frac{M}{W} \text{ [N/mm}^2\text{]}$

Scherspannung: $\tau_s = \frac{F}{A} \text{ [N/mm}^2\text{]}$

Querschnittsfläche und Widerstandsmomente für Rechteck und Ellipse:

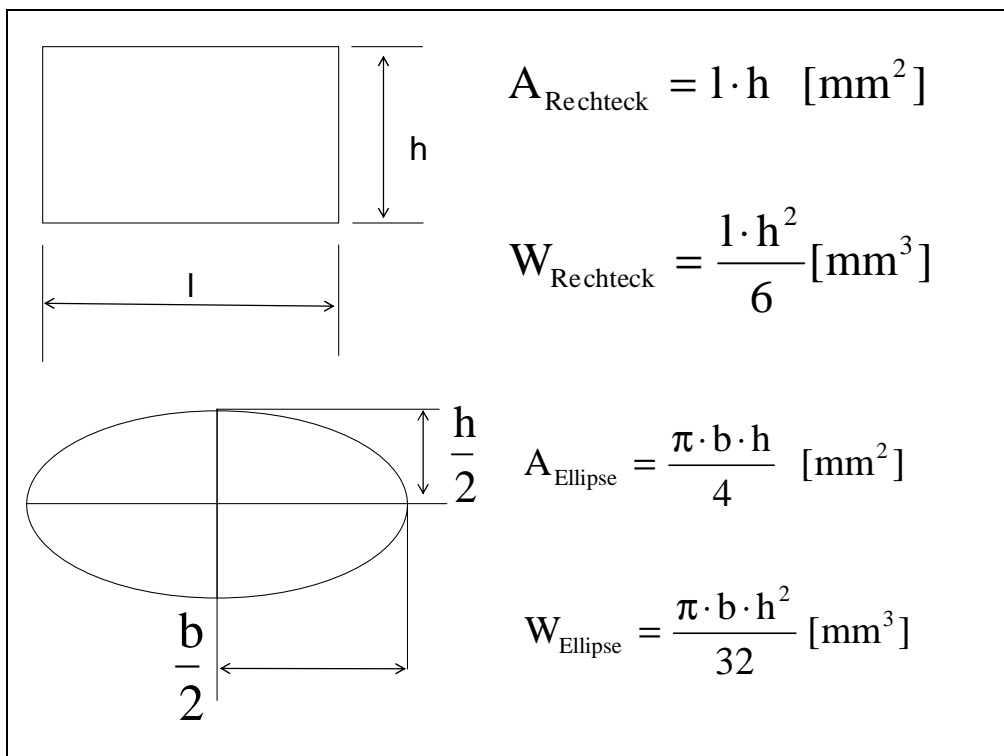


Abbildung 2: Rechteck und Ellipse

Für die Berechnung der Schnittkräfte wird als statisches System ein Träger auf zwei Stützen angenommen.

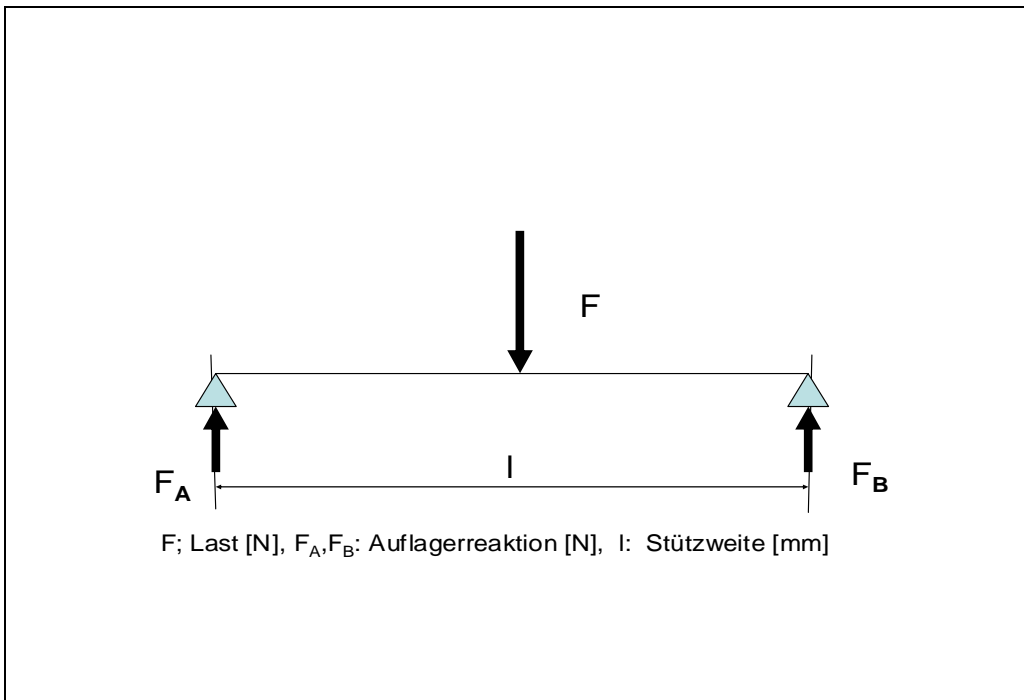


Abbildung 3: Statisches System

Die maximale Biegespannung (σ_B) eines Belastungsfalls mit einer Einzellast in Feldmitte errechnet sich:

$$\sigma_B = \frac{M}{W}; \quad M = \frac{F \cdot l}{4}; \quad W_{\text{Ellipse}} = \frac{\pi \cdot b \cdot h^2}{32}$$

$$\Rightarrow \sigma_B = \frac{\frac{F \cdot l}{4}}{\frac{\pi \cdot b \cdot h^2}{32}} = \frac{F \cdot l \cdot 32}{4 \cdot \pi \cdot b \cdot h^2} = 8 \frac{F \cdot l}{\pi \cdot b \cdot h^2}$$

Die maximale Scherspannung (τ_s) bei einer Einzellast in Feldmitte ergibt sich:

$$\tau_s = \frac{F_s}{A}; \quad F_s = \frac{1}{2} \cdot F; \quad A_{\text{Ellipse}} = \pi \cdot \frac{b \cdot h}{4} \Rightarrow \tau_s = \frac{\frac{1}{2} \cdot F}{\pi \cdot \frac{b \cdot h}{4}} = 2 \frac{F}{\pi \cdot b \cdot h}$$

2.6 Studien zur Bruchfestigkeit

Untersuchungen zu Bruchversuchen im Allgemeinen finden sich in der dentalen Literatur relativ häufig. Zum 3-Punkt-Biegeversuch finden sich eine Vielzahl von Daten, die mit Zirkonoxid durchgeführt wurden. Dabei zeigen dreigliedrige Zirkonoxidseitenzahnbrücken unter annähernd ähnlichen Bedingungen höhere Belastbarkeiten gegenüber anderen Materialien.^{50;58;116;117;140;142;150} Weitere Untersuchungen richten dabei Ihr Augenmerk auf die Herstellung der keramischen Restauration mittels CAD/CAM.⁵¹

Andere Studien schenken dem Bruchverhalten vollkeramischer Restaurationen in Bezug auf ihre Befestigungsart besondere Aufmerksamkeit. Es wurden sowohl verschiedene adhäsive Befestigungskomposite untereinander als auch der Vergleich zwischen adhäsiver und konventioneller Befestigung untersucht.

Bindl, Lüthy und Mörmann prüften 2006 an Lithiumdisilikat-, Infiltrationskeramik-, und Y-TZP-Keramik-Kronen mit einer Schichtstärke von jeweils 0,4mm, ob ein Unterschied zwischen verschiedenen Befestigungsarten bezüglich des Bruchverhaltens besteht. Die konventionelle Befestigung stellte sich in der Dreijahresstudie von Bindl et al. dabei als adäquate Verankerung dem Kleben gleichgestellt heraus.¹²

Untersuchungen bezüglich der Konnektorenstärke führten Lüthy, Filser, Löffler und Schuhmacher 2005 durch. Dabei belasteten sie 4-gliedrige Brückengerüste aus Lithiumdisilikat, glasinfiltriertem Aluminiumoxid und Y-TZP, wobei alle Konnektoren eine Querschnittsfläche von $7,3\text{mm}^2$ hatten. Y-TZP zeigte dabei die besten mechanischen Eigenschaften, wobei sich ein Konnektorquerschnittsfläche von $7,3\text{mm}^2$ für 4-gliedrige Brücken nicht als ausreichend erwies.⁹¹

Auch der Einfluss der Verblendung von Brückengerüsten aus Zirkonoxid wird untersucht. Sundh, Molin und Sjögren untersuchten 2005 gesinterte und gehipte Y-TZP- Gerüste auf Ermüdung, Hitzebehandlung und Verblendung bezüglich ihrer Frakturresistenz. Unverblendete Gerüste weisen höhere Belastungswerte auf als diejenigen, die mit verschiedenen Keramiken verblendet wurden. Ebenso verhält es sich nach Hitzebehandlung.¹⁴⁰

Andere Studien beurteilen den Vergleich zwischen CAD/CAM gefrästen Brücken und VMK-Brücken und untersuchen diese bezüglich ihrer Innen- und Randpassung. Die Passgenauigkeit der CAD/CAM gefrästen Brücken wich in einer Untersuchung von Reich, Wichmann, Nenke und Proeschel (2005) nur in einem System signifikant von den Metallgerüstpassungen der VMK-Brücken ab. Die anderen vollkeramischen Brücken wiesen alle ein klinisch befriedigendes Ergebnis auf.¹⁰⁷

Mehrere Studien aus jüngster Zeit befassten sich mit dem Thema des Beschleifens und Sandstrahlens verschiedener Keramikgerüste und deren Einfluss auf die Festigkeit.

Deville, Chevalier und Gremillard untersuchten 2006 den Einfluss verschiedener Oberflächenbearbeitungen auf die Alterung von Zirkonoxid. Dieser Studie nach beeinflusst eine Politur die Alterung des Materials insofern, dass sich eine raue Politur positiver auf die Oberfläche auswirkt als eine glatte Politur. Eine zweistündige Behandlung in 1200°C heißem Wasser wirkt sich ebenfalls alternd auf die Oberfläche aus. Trotzdem wurden in allen Fällen die bestehenden ISO-Normen eingehalten.³²

Eine andere Untersuchung zum selben Thema beschäftigte sich mit verschiedenen Oberflächenbearbeitungen mittels Aluminiumoxidpartikeln auf Y-TZP-Keramik. Mit Aluminiumoxid abgestrahlte Oberflächen mit 25, 50 und 110µm beeinflussen demnach die Biegefestigkeit nicht. Oberflächen, die mit einem rauen Diamanten bearbeitet wurden zeigen eine reduzierte Biegefestigkeit, feine Diamanten haben keine Reduktion der Biegefestigkeitswerte zur Folge.²⁸

In einer weiteren Studie untersuchte man drei verschiedene Zirkonoxidkeramiken nach dem Beschleifen ihrer Oberflächen. Die Mikrostruktur der behandelten Oberflächen zeigte in keinem der Fälle eine monokline Phase. Eine Bearbeitung der Oberfläche durch Anrauen mit einer Körnung größer als 20µm könnte, laut der Autoren, die Langlebigkeit bzw. die Ermüdung der Keramiken beeinflussen.³¹

Guazzato, Albakry, Quach und Swain ermittelten 2005 ebenfalls, ob Sandstrahlen, Schleifen, Schleifen und Polieren vor oder nach Hitzebehandlung einen Einfluss

auf die Biegefestigkeit von glasinfiltrierten Aluminium- und Zirkonoxid verstärkter Keramik (InCeram) aufweist. Dabei stellten sie fest, dass einer Oberflächenbehandlung am Besten eine Hitzebehandlung folgen sollte, damit keine Schwächung der Keramik verursacht wird.⁵²

Außerdem wurden in jüngster Zeit einige Studien durchgeführt, die sich mit der zyklischen Kausimulation beschäftigen. Curtis, Wright und Fleming gingen 2006 dem Einfluss von simulierten Kauvorgängen auf Y-TZP Keramik nach. Am Beispiel von keramischen Scheiben wurde der Nachweis erbracht, dass die Simulation in trockenem oder nassem Milieu bezüglich der biaxialen Festigkeit bei verschiedenen Belastungsstärken keinen Unterschied zeigt.²⁷

Auch Studart, Filser, Kocher und Gaukler beschäftigten sich 2006 mit der Ermüdung von Zirkonoxid unter zyklischer Belastung in nassem und trockenem Milieu. Auch hier zeigten die Resultate, dass sich Y-TZP zur Herstellung 4-gliedriger Brücken, unabhängig davon, ob die Belastung in trockenem oder nassem Milieu stattfand eignet.¹³⁹

Von Curtis, Wright und Fleming wurden 2005 Scheiben aus Y-TZP-Keramik zyklisch belastet, um ebenfalls einen eventuell bestehenden Unterschied zwischen einer Belastung im nassen oder trockenen Milieu zu ermitteln. Auch hier zeigten sich bei verschiedenen Belastungsstufen keine signifikanten Unterschiede.²⁷

Die Überprüfung der Festigkeitswerte 4-gliedriger Brücken beschränkt sich in jüngster Zeit jedoch nur auf einige wenige Studien.

Die bereits erwähnte Studie von Stuart, Filser, Kocher und Gauckler untersuchte 4-gliedrige Brücken auf deren Festigkeit nach zyklischer Belastung und erachtete Zirkonoxid als geeignetes Material zur Herstellung der 4-gliedrigen Brücken, vorausgesetzt der Konnektor ist vorschriftsmäßig gestaltet.¹³⁹

Schneemann, Borchers und Stiesch-Scholz untersuchten im Jahre 2005 die Belastbarkeit 4-gliedriger Brücken im Seitenzahnbereich, die aus verschiedenen vollkeramischen Materialien hergestellt wurden. Der Vergleich zwischen

Brückengerüsten aus Lithiumdisilikat und Zirkonoxidkeramik zeigte für letztere signifikant höhere Belastungswerte, jedoch wirkt sich bei beiden eine Wechselbelastung in Wasser nicht nachteilig bezüglich der Alterung der Materialien aus.¹²¹

Darüber hinaus beschäftigte sich eine Studie von Komine, Gerds, Witkowski und Strub (2005) mit der Untersuchung anteriorer 4-gliedriger Brückengerüste aus partiell gesintertem Zirkonoxid. Cercon, VITA YZ (Cerec) und Xawex wurden in verschiedenen Gerüstgestaltungen mit abgerundetem und geradem Gerüstdesign bezüglich ihrer Randadaptation untersucht. Demnach beeinflusst die Gerüstkonfiguration die Randadaptation signifikant.⁸³

Andere Studien der letzten Jahre befassten sich mit dem Vergleich verschiedener Hochleistungskeramiken. Guazzato, Albakry, Ringer und Swain verglichen 2004 Frakturstärke und Mikrostruktur von Y-TZP Keramikmustern, gegossenen InCeram-Mustern und gepressten InCeram-Mustern. Nach dem 3-Punkt-Biegeversuch zeigte sich, dass Zirkonoxidkeramiken im Allgemeinen stabiler sind als herkömmliche Glaskeramiken und dass gegossene In-Ceram-Muster ebenso stabiler zu sein scheinen als gepresste.^{53;54}

Sundh und Sjögren untersuchten 2004, ob sich eine unterschiedliche Gestaltung der Brückengerüste aus Zirkonoxid auf deren Frakturstärke auswirkt. Eine Gerüstgruppe wurde dabei anatomisch mit unterschiedlichen Gerüststärken gestaltet, eine andere Gruppe wies immer gleich bleibende Gerüstdicken auf. Die anatomisch gestalteten Gerüste zeigten dabei eine höhere Frakturstabilität, wobei die Frakturmuster voneinander abwichen.¹⁴¹

3. Ziele der Studie

Ziel dieser Studie war es, zyklische Dauerfestigkeitsprüfungen von standardisierten CAD/CAM gefrästen vollkeramischen Brückengerüsten unterschiedlicher Hersteller zu untersuchen. Unter möglichst physiologischen Begebenheiten sollte die mechanische Alterung simuliert werden. Die Untersuchung wurde im Stufenlastverfahren mit Hilfe der Bauteilchenprüfmaschine der Firma „DYNA-MESS“ durchgeführt. Diese als Dauerschwingversuch bezeichnete Prüfung ist durch die DIN 50100 genormt³³ und entspricht nach Schwickerath den Beanspruchungen im klinischen Gebrauch.¹²⁴ Die Prüfkörper sollten dabei von den Firmen, sowie zum Teil in Eigenproduktion, unter Vorgabe eines Mustergerüsts hergestellt werden. Aussagen über den Verschleiß, die Ermüdung und die Lebensdauer der Gerüste sollten formuliert werden. Dabei sollte auf die verschiedenen Produkte mit ihren unterschiedlich werkstoffkundlichen Eigenschaften eingegangen werden.

Im Einzelnen sollten folgende Fragen beantwortet werden:

1. Sind alle Brückengerüste nach werkstoffkundlicher Sicht „dauerfest“?
Unter „dauerfest“ wurde hier definitionsgemäß ein Überleben der Brücken von 10^6 Zyklen festgelegt.
Überleben die Brückengerüste 10^6 Zyklen oder müssen neue Richtlinien formuliert werden?
2. Lassen sich werkstoffkundliche- und herstellerabhängige Unterschiede beim Bruchverhalten zwischen den Gerüsten erkennen und spielt die Bruchkraft dabei eine Rolle?
3. Kann mit der Versuchsanordnung und den Ergebnissen des Dauerschwingversuches die Biegespannung berechnet werden und ist ein Bezug zum 3-Punkt-Biegeversuch ableitbar?
4. Ist eine standardisierte Dauerfestigkeitsprüfung im Stufenlastverfahren mit der „DYNA-MESS“ Bauteilchenprüfmaschine zum Vergleich neuer keramischer Materialien geeignet?

4. Material und Methode

Insgesamt wurden 66 Brücken von 6 unterschiedlichen Firmen getestet. Davon wurden 25 Brücken selbst hergestellt. Das folgende Organigramm (Abbildung 4) zeigt eine Übersicht der verwendeten Prüfkörper und deren Materialspezifizierung.

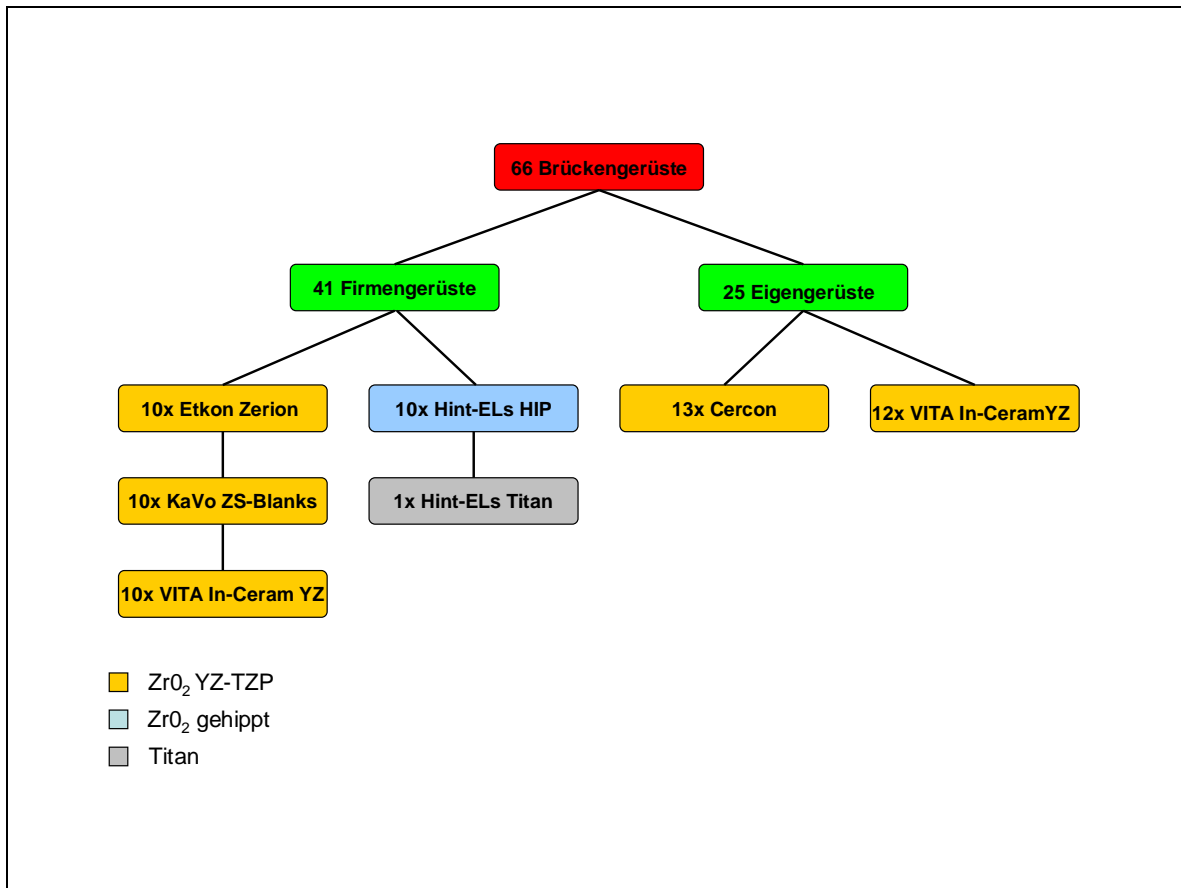


Abbildung 4: Prüfkörperübersicht

4.1 Musterbrücken

Mit Hilfe der Industriepartner wurde eine 4-gliedrige Brücke entworfen, welche alle Projektteilnehmer akzeptierten.

Um die Brücken fräsen zu können, wurden von den Herstellern Mindestradien von 0,5 bis 0,7mm genannt. Die Gestaltung der Musterbrücke berücksichtigte diese Maße.

Die Daten der Musterbrücke enthielten einen universell computerlesbaren digitalen Datensatz im SLT-Format. Anhand dieses Datensatzes stellte jeder der Industrieteilnehmer mindestens 10 Brücken zur Verfügung. Bei denjenigen Verfahren, die nach diesem Datensatz keine Brücken formen konnten, wurden gefräste Musterbrücken als Vorlage zur Verfügung gestellt. Die Musterbrücke wurde zur Eigenherstellung der Prüfkörper für die Cercon- und Cerec Schleifeinheiten verwendet, da es nicht möglich war, den digitalen Datensatz in die Geräte einzulesen.

Da der systemspezifische bearbeitungsimmanente Zustand der Brückengerüste geprüft werden sollte, durften für diesen Test keine Nachbearbeitungen an den Brücken vorgenommen werden, außer im üblichen zahntechnischen Stil (Aufpassung). Geprüft werden sollten zunächst die unverblendeten Gerüste.

Abbildung 4 gibt einen Überblick über die in dieser Studie verwendeten Brückengerüste, die sowohl von den Firmen, als auch in Eigenproduktion hergestellt wurden.

4.1.0 Übersicht über die verwendeten Firmen.

Auf die Firmen und verwendeten Systeme wird im Folgenden noch einmal speziell eingegangen. In Tabelle 2 sind die verwendeten Gerüstwerkstoffe und Ihre Zusammensetzung dargestellt. Die unter 4.1.1 markierten Werkstoffe wurden verwendet.

Tabelle 2: Übersicht über die verwendeten Gerüstwerkstoffe nach Herstellerangaben (2005)

Produkt-namen der Gerüstwerkstoffe	Material-zusammen-setzung [Massen]%	Hersteller	Biege-festig-keit [MPa] nach Her-steller	Schleif-Fräs Einheit	Geforderte mindest Konnek-toren-stärke nach Hersteller in [mm]	Anzahl der Brücken
Cercon base	ZrO ₂ (k.A.) Y ₂ O ₃ 5% HfO ₂ <2%, Al ₂ O ₃ +SiO ₂ <1%	Selbst im Labor hergestellt	ca.900	Ceron brain	>9	13
Etkon Zerion® alter Ofen	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ min.99% Y ₂ O ₃ , 4,5-5,5% Al ₂ O ₃ <0,5%	Etkon AG	>1000	„es1“	keine Angabe	5
Etkon Zerion® neuer Ofen	ZrO ₂ +HfO ₂ +Y ₂ O ₃ min.99% Y ₂ O ₃ , 4,5-5,5% Al ₂ O ₃ <0,5%	Etkon AG	>1000	„es1“	keine Angabe	5
Hint-ELs Zirkon TZP HIP	ZrO ₂ 79-97%, Y ₂ O ₃ 3-15% HfO ₂ >5%, Al ₂ O ₃	Hint-ELs	1400	Hint-ELs hicut	Keine Angabe	10
KaVo ZS-Blanks	vorgesintertes yttrium-stabilisiertes Zirkonoxid	KaVo Dental GmbH	1200	KaVo Everest engine	12	10
VITA In-Ceram 2000 YZ CUBES Charge867	ZrO ₂ <95% Y ₂ O ₃ ~5% HfO ₂ <3% Al ₂ O ₃ <1% SiO ₂ <1%	VITA Zahnfabrik	>900	Cerec3	>12	10
VITA In-Ceram 2000 YZ CUBES	ZrO ₂ <95% Y ₂ O ₃ ~5% HfO ₂ <3% Al ₂ O ₃ <1% SiO ₂ <1%	Selbst im Labor hergestellt	>900	Cerec3	>12	12
Hint-ELs Ti	Reintitan Grad2	Hint-ELs	Keine Angabe	Hint-ELs hiCut	Keine Angabe	1

4.1.1 KaVo

Systemname: KaVo Everest

Scanner: KaVo Scan

Auflösung: 768x512 Bildpunkte, Gerüste bis 45mm
Spannweite, Streifenlichtprojektion

KaVo Scan Pro

Auflösung: 1392x1040 Bildpunkte, Gerüste bis 14
Glieder, Streifenlichtprojektion

Fräsmaschine: KaVo engine (5-Achsen-Bearbeitung)

Bearbeitung: HM-Fräsen, Diamantschleifkörper

Sinterofen: KaVo therm

Werkstoffe: KaVo elements:

-ZH-Blanks (gehipptes, dichtgesintertes YZrO_2)

-ZS-Blanks (vorgesintertes YZrO_2)

-IPS e.max CAD (Lithium-Disilikat-Glaskeramik)

-G-Blanks (Leuzitverstärkte Glaskeramik)

-HPC-Blanks (Zirkonsilikatkeramik)

-C-Blanks (Polymerkunstst.)

-T-Blanks (Reintitan Grad 2)

ZS-Blanks:

Für diese Studie wurden die ZS-Blanks verwendet, die aus vorgesintertem yttriumstabilisiertem Zirkonoxid bestehen. Die 3-Punkt-Biegefestigkeit beträgt laut Herstellerangaben über 1150MPa, nach 5-Jahren liegt der Wert noch bei über 600MPa. Das Material eignet sich zur Herstellung von Front- und Seitenzahnkronen und Brücken mit bis zu vier Gliedern. Der Hersteller weist dabei auf eine Querschnittfläche zwischen den Verbindern bei Zirkonoxidbrückengerüsten von mindestens 9mm^2 in ovalvertikaler Ausrichtung hin. Die Befestigung ist konventionell oder adhäsiv möglich, der Präparationswinkel sollte dabei $3\text{-}5^\circ$ betragen.⁷⁷

4.1.2 Etkon

Systemname:	etkon CAD/CAM
Scanner:	es 1 Laser-Lichtschnitt-Prinzip
Fräsmaschine:	Fräszentrum „etkon Center“, oder Fräsmaschine fürs Labor (Brücken bis 16 Glieder) Bearbeitung: HM-Fräsen, Diamantschleifkörper
Sinterofen:	im Fräszentrum oder seit 2006 in Laboren
Werkstoffe:	Zirkon: Zerion (Grünzirkon) Denzir HIP-Zirkonia Premium Aluminiumoxid: Procera Alumina VITA In-Ceram Metall/ Kunststoff: Titan CrCo Stella CAM Wirobond C+ (Bego Medical) Bio PontoStar ++ (Bego Medical) Glasfaserverstärktes Polyamid (für Provis.)

Die Prüfkörper der Firma Etkon wurden in zwei unterschiedlichen Sinteröfen hergestellt, da es im Zuge der Produktion der Prüfkörper zur Erneuerung eines Ofens kam. In der Folgeuntersuchung wurde zwischen neuen und altem Ofen unterschieden.

4.1.3 Hint-ELs

Systemname:	Hint-ELs DentaCad System
Scanner:	Hint-ELs hiScan Streifenlicht Hint-ELs digiScan Streifenlicht
Fräsmaschine:	Hint-ELs digicut Hint Els hicut Hint Els dmmx Bearbeitung: alle 3 Systeme mit HM- Fräsen, Diamantschleifkörper (Brücken bis 14 Glieder)
Sinterofen:	Hint-ELs rapidpor (Lasersintermaschine) hiTherm
Werkstoffe:	ZrO ₂ Hint-ELs® Zirkon TZP HIP (dichtgesintert, gepresst) Hint-ELs® Zirkon TZP (Grünstadium hiTherm) Al ₂ O ₃ VITA In-Ceram Alumina VITA in-Ceram Zirconia Metalle/Kunststoffe/Wachse Hint-ELs® Titan Aluminium Niob hiCut Titan dmmx Titan Composite Luxatec (DMG)

Von der Firma Hint-ELs wurden je 10 ZrO₂ und 1 Titangerüste zur Untersuchung bereitgestellt. Die Biegefestigkeit von dem gehippten ZrO₂ beträgt nach Herstellerangaben 1400MPa. Die Titanbrücke wurde als Referenzbrücke mitgetestet.⁶⁴

4.1.4 Cerec

Systemname:	Cerec inLab
Scanner:	inLab Punktlaser inEos Streifenlichtprojektion
Fräsmaschine:	inLab Bearbeitung: Diamantschleifkörper (Brücken bis 14 Glieder)
Sinterofen:	je nach Blank in unserem Fall VITA ZYrcomat
Werkstoffe:	ZrO ₂ IPS e.max ZirCAD (vorgesintert Y-ZrO ₂) VITA In-Ceram 2000 YZ CUBES Al ₂ O ₃ VITA In-Ceram 2000 AL CUBES VITA In-Ceram Classic ZIRKONIA BLANKS (Al ₂ O ₃ +t-ZrO ₂) VITA In-Ceram Classic ALUMINA BLANKS VITA In-Ceram Classic SPINELL BLANKS (MgAl ₂ O ₄) Glaskeramik VITABLOCS ESTHETIC LINE (Feldspatkeramik), VITABLOCS TriLuxe (Feldspatkeramik), VITABLOCS Mark II (Feldspatkeramik), Ivoclar e.max CAD (Lithium-Disilikat Glaskeramik) ProCAD (Leuzit-Glaskeramik) Metalle/Kunststoffe Polymer Kunststoffe Titan, NEM-Leg, EM-Leg (im Fräszentrum)

Die Biegefestigkeit wird nach ISO 6872 mit >900MPa vom Hersteller angegeben. Die Dauerfestigkeit bei langjähriger Wechsellast beträgt im feuchten Milieu ca. 500MPa.¹⁰⁵

In der Studie wurden sowohl von der Firma VITA (Charge 867) als auch in Eigenproduktion die Brückengerüste aus VITA In-Ceram 2000 YZ hergestellt. In beiden Produktionen wurde als Schleifeinheit das Cerec 3 (Sirona Dental System GmbH) verwendet. Weiterführend werden die selbsthergestellten Gerüste der Firma VITA als „Cerec“, die industriell hergestellten als „VITA“-Gerüste bezeichnet.

4.1.5 Cercon

Systemname: Cercon smart ceramics

Scanner: Cercon scan
Lichtoptische Datenerfassung

Fräsmaschine: Cercon brain
Bearbeitung: HM- Fräsen,
(Brücken bis 47mm anatomische Länge)

Sinterofen: Cercon heat

Werkstoffe: ZrO₂
Cercon base (Y-TZP ZrO₂)
Cercon base colored (Y-TZP ZrO₂)

Die Biegefestigkeit beträgt ca. 900MPa. Bei Verwendung von 3- bis 4-gliedrigen Brückengerüsten soll der Konnektorenquerschnitt mindestens 9mm² betragen²⁹

4.2 Prüfverfahren

4.2.1 Pfeilerstümpfe

Als Basiskörper wurden kastenartig präparierte Stümpfe eines Prämolaren und eines Molaren verwendet. Die präparierten Stümpfe wurden mittels Spritzgusstechnik aus einem Kunststoff gefertigt (standardisierte Form).

Die präparierten Stümpfe hatten folgende mechanischen Eigenschaften:

- Zugfestigkeit: 126MPa
- Bruchdehnung: 3,9%
- E-Modul (Zug): 8.000MPa
- E-Modul (Biegung) 7.400MPa
- Druckfestigkeit 70MPa
- Scherfestigkeit 105Mpa

4.2.2 Prüfmaschine

Die Dauerfestigkeitsprüfung in dieser Studie wurde mit Hilfe einer Tischprüfmaschine (1551/001) für Funktions- und Bauteil-Prüfzustände der Firma „DYNA-MESS“ durchgeführt. Es handelte sich dabei um eine servopneumatische Vertikalprüfmaschine, die speziell für Zug-, Druck- und Biegungsbelastungen statisch bzw. schwingend eingesetzt wird.

Ihre Funktionen wurden genutzt, um:

- Verschleiß
- Ermüdung
- Lebensdauer

an mechanischen Baugruppen zu untersuchen. Die Prüfstände dienten dazu, im Labor die im realen Betrieb auftretenden Belastungen zu simulieren.

Die Prüfmaschine wurde mit Druckluft betrieben. Über Steuersignale aus der Regelelektronik wurde der Servozylinder mit Hilfe von Präzisionsservoventilen angesteuert. Die Messelemente in der Messdose gaben Aufschluss über den Kolbenweg und die vorhandene Prüfkraft. Der über dem Kraffelement vorhandene Kraftverstärker (Typ DMV) wandelte entsprechende Signale des Elementes so um, dass diese im weiteren Regelkreislauf verwertet werden können. Die vorhandene Zylinderposition wurde mit Hilfe des induktiven Wegmesssystems ermittelt. Schließlich war die Messeinheit der Prüfmaschine mit dem Computer verbunden,

dessen Hardware die Daten mit der entsprechenden Software „Dyna NT“, Version 2.38 (Fa. DYNA-MESS Prüfsysteme GmbH, Aachen) berechnete und speicherte.⁵⁹ Die in unserem Fall eingesetzte servopneumatische Vertikalprüfmaschine hatte eine Nennkraft von 5 kN und besaß zwei Säulenrahmen (Abbildung 5).

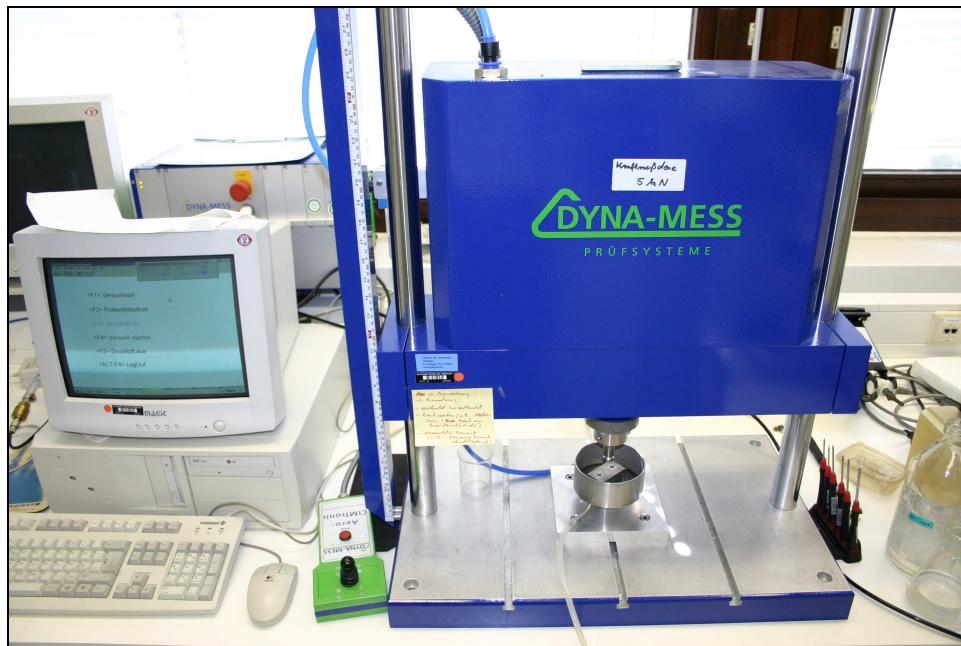


Abbildung 5: DYNA-MESS Prüfmaschine 1551/001

4.3 Herstellung der Prüfkörper

Die für die Studie zur Verfügung gestellten Prüfkörper wurden nicht nur von der Industrie, sondern auch in Eigenproduktion hergestellt. Nach der erwähnten Formatvorgabe der Musterbrücke wurden CAM Brücken aus Zirkonoxid mit Hilfe des Cercon brain (Degudent) und weitere Prüfkörper mit Hilfe des Cerec 3D (Sirona) gefertigt.

4.3.1 Cerconprüfkörper

Die existierende Musterbrücke wurde dabei auf die vorgefertigten Stümpfe neu aufgepasst. Dazu wurden die Ränder der Ankerzähne bei der Musterbrücke um ca. 2mm gekürzt und in Wachs neu modelliert.

Nach der Modellation wurde die Musterbrücke mit Wachs im Modellrahmen befestigt, wobei zuerst der passende Modellrahmen (Größe 38) auszuwählen war.

Danach wurde die Brücke an drei Punkten (mesial, distal und bukkal) mit Wachs am Modellrahmen fixiert. Nach der Modellation und Anstiftung wurde die Musterbrücke mit Scanpuder abgedeckt und es folgte das Einspannen des Modellrahmens in den Cerec brain mit Anziehen der Madenschraube.

Daraufhin folgte entsprechend der Größe des Modellrahmens die Auswahl des Cercon base Rohling mit dem passenden Fräsrahmen (Größe 38). Danach wurde der Barcode, der sich auf jedem Rohling befand, eingelesen, bis das rote Licht erlosch und ein Signalton den Lesevorgang quittierte. Das Fräsgerät hatte so die notwendige Information, auf welche Größe und Charge es sich einstellen sollte. Daraufhin wurde der Rohling (Cercon base) in den Fräsrahmen gesetzt, der Verschlussrahmen aufgelegt und durch einen Drehverschluss gesichert. Nun wurde der Fräsrahmen in die rechte Dreheinheit eingespannt und die Madenschraube angezogen.

Nach Schließen der Schutzhaube wurde die Starttaste des Cercon brain gedrückt. Der Scan- und Fräsvorgang lief ab und dauerte ca. 75 Minuten.

Zunächst wurde per Punktlaserabtastung ein genauer Datensatz der Musterbrücke erstellt, der schließlich von der Fräsmaschine mit vorher erfolgter Sinterschrumpfung berechnet wurde. Die Fräsung konnte somit ablaufen.

Nach dem Fräsvorgang wurde die Schutzhaube geöffnet, die Madenschrauben gelöst und das Modell und der Fräsrahmen entnommen.

Das gefräste Brückengerüst wurde anschließend aus den Rahmen herausgestrahlt oder -gefräst und die Ansatzstellen mit einer kreuzverzahnten Fräse entfernt und geglättet.

Daraufhin wurde zum Sinterprozess das Fräsgerüst bzw. der Grünkörper, der sich in einem kreidigweichem Zustand befand auf das Sinterbett des Ofens gelegt und der Sinterofen (Cercon heat) eingeschaltet. Bei ca. 1350°C und einer Dauer von 6 Stunden wurde die festgesinterte Brücke, die danach erst ihre Endhärte erreicht hatte, aus dem Cercon heat entnommen. Über Nacht war das Brückengerüst auf die Ausgangsgröße unserer Musterbrücke in allen drei Raumdimensionen linear geschrumpft, woraufhin das Gerüst auf die Stümpfe/Brückenpfeiler aufgespasst werden konnte.

4.3.2 Cerecprüfkörper

Zur Herstellung der Cerecprüfkörper wurde wie schon zur Herstellung der Cerconprüfkörper die bereits existierende Musterbrücke verwendet. Dazu wurden erneut die Ränder der Ankerzähne in Wachs modelliert.

Die Musterbrücke wurde schließlich in einer, im Parallelometer eingespannten, Haltevorrichtung für Cerec Wax Up mit einem lichthärtenden Kunststoff (Sinfony, Firma ESPE) fixiert.

Danach wurde die fixierte Musterbrücke mit dem vorgesehenen Scanpuder der Firma Dentsply benetzt und die gepuderte Brücke in die Schleifeinheit des Cerec 3D von Sirona eingespannt. Daraufhin erfolgte die computerunterstützte Abtastung mit Hilfe des 3D Laser in der Schleifeinheit.

Die Cerec 3D-Einheit stellte schließlich eine CAD Kopie der Musterbrücke her, wobei Sinterschrumpfung und Chargeninformation von der Schleifeinheit mitberechnet wurden.

Nach Einstellung des Rohlings, in unserem Fall eines VITA ZIRKONIA FLIP FLOP BLOCKS Größe 55, sowie Montage der für das Rohlingmaterial spezifischen Schleifkörper, wurde der Rohling schließlich in die Schleifeinheit eingespannt. Nach Eingabe der Chargennummer konnte der Schleifprozess gestartet werden.

Durch die enorme Größe des Flip-Flop-Blocks unterbrach die Schleifeinheit nach ca. 30 Minuten den Schleifprozess. Der erste Teil der Brücke war geschliffen und

der Rohling musste nun aus dem Schleifgerät entfernt werden. Aus Schwingungsgründen musste die Aufhängeverankerung mit einer diamantierten Trennscheibe von dem Block abgetrennt werden. Danach wurde der Rohling wieder in die Schleifeinheit eingespannt und der Schleifprozess weitergeführt. Nach weiteren 75 Minuten war der Schleifprozess beendet. Nun wurde der vergrößerte geschliffene Rohling aus der Schleifeinheit entnommen und die zweite Aufhängeverankerung abgetrennt. An den beiden abgetrennten Aufhängevorrichtungen wurden die Überhänge jetzt mit einer Hartmetallfräse geglättet. Ebenfalls wurden unter dem Mikroskop erkennbare Schleifspurreste in den Ankerkronen geglättet und schließlich Fräsablagerungen mit einem Pinsel entfernt.

Danach wurde der Grünling in den „Zyrcomat“ der Firma VITA gelegt und der Sinterprozess konnte beginnen. Nach ca. 6 Stunden und Temperaturen bis 1530°C war der Sintervorgang abgeschlossen. Die vorgesinterten und vergrößert geschliffenen Musterbrückenkopien hatten dabei eine ca. 25%-ige Sinterschrumpfung erfahren, bevor sie Ihre definitive Endhärte erreicht hatten. Die Brücke wies daraufhin die exakte Gestalt der Musterbrücke auf und musste schließlich nur noch aufgepasst werden.

4.3.3 Aufpassung der Prüfkörper

Die selbst hergestellten sowie die von den Firmen bereitgestellten Prüfkörper wurden erneut aufgepasst und kontrolliert. Die Aufpassung erfolgte mit Hilfe eines Mikroskopes und Okkluspray. An Stellen, an denen kein Markierungsspray in den Ankerflächen zu erkennen war, wurden unter dem Mikroskop mit Hilfe einer Turbine bei eingespanntem Diamantschleifkörper und Wasserkühlung die Flächen bis zur korrekten Passung abgetragen.

Nach der vollendeten Aufpassung wurden Markierungspray- und Schleifreste mit Hilfe eines Dampfstrahlers entfernt und die Brücken mit Druckluft getrocknet.

4.4 Messung

Vor dem eigentlichen Versuchsbeginn wurden alle Prüfkörper kontrolliert und vermessen. So wurde sichergestellt, dass die an die Prüfkörper gestellten Anforderungen von den Herstellern eingehalten wurden und bereits im Vorfeld bestehende Unregelmäßigkeiten beanstandet bzw. dokumentiert werden konnten. Vorab wurde je ein Prüfkörper aus jeder Serie per Hand mit Hilfe eines Tastzirkels TCM¹⁴⁵ vermessen.

4.4.1 Messkalibrierung

Die Messungen erfolgten mit Hilfe eines digitalen Tastzirkels. Bevor diese jedoch durchgeführt wurden, erfolgte eine Eichprüfung des Messinstrumentes. Dabei wurde ein rechteckiger genormter Prüfblock vier verschiedenen Testpersonen zur Messung vorgelegt. Eine Messreihe beinhaltete die Messung der horizontalen (Länge) und vertikalen (Breite) Streckenlänge des Prüfkörpers. Eine Messreihe wurde dreimal wiederholt und an je drei unterschiedlichen Tagen durchgeführt. Zwischen den einzelnen Messreihen (Länge und Breite) wurde das Messinstrument immer auf Null geeicht.

Mit dieser Messmethode sollte ermittelt werden, wie genau ein und dieselbe Messung von unterschiedlichen Personen an verschiedenen Tagen durchgeführt werden kann. Weiter sollte ermittelt werden, wie groß eventuelle Abweichungen zwischen den einzelnen Messungen sind und eine Aussage über die Genauigkeit der per Hand erhobenen Messwerte formuliert werden.

Beim Messinstrument TCM 227579 wurde ein lineares, kontaktloses CAP-Messsystem verwendet. Die Messgenauigkeit des Messinstrumentes betrug laut Hersteller +/- 0,02mm bei einem Messbereich von 0-100mm und +/- 0,03mm im Messbereich 100-150mm.¹⁴⁵

4.4.2 Brückenmessung

Um die unterschiedlichen Prüfkörper standardisiert messen zu können, wurden verschieden Messpunkte und Bezeichnungen festgelegt. Die Einteilung ist der Abbildung 6 zu entnehmen. Zwischen den einzelnen Messungen wurde das Messinstrument immer auf den Nullpunkt geeicht. Die Messungen wurden jeweils zweimal pro Messpunkt durchgeführt.

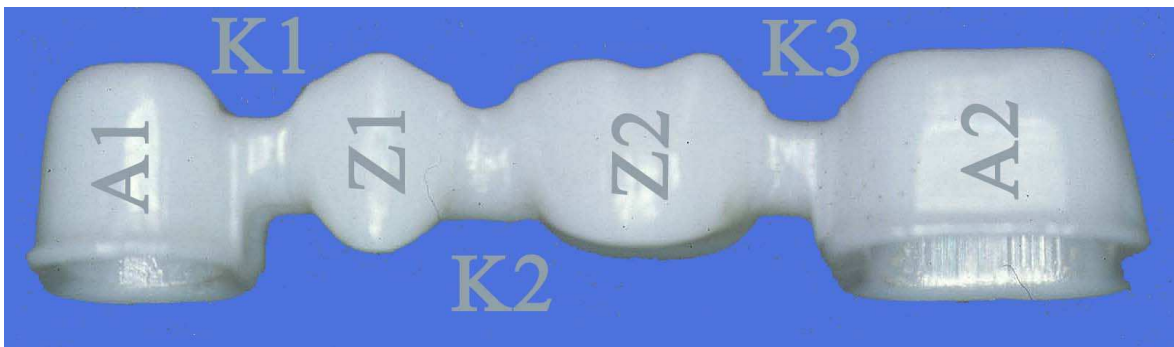


Abbildung 6: Aufbau des Brückengerüsts

(A1: Prämolarenbrückenanker, A2: Molarenbrückenanker, K1: Konnektor zwischen A1 und Z1, K2: Konnektor zwischen Z1 und Z2, K3: Konnektor zwischen Z2 und A2, Z1: Prämolarenzwischenglied, Z2: Molarenzwischenglied)

Gemessen wurden die Gesamtlänge zwischen A1 und A2 außen (L1) und innen (L2), die Höhe und Breite der Konnektoren (K1, K2, K3) sowie die Höhe und Breite der Anker (A1, A2). Zusätzlich wurde das Gewicht nach dem Aufpassen gewogen und dokumentiert.

Nach den Ermüdungstests wurden mit Hilfe der schon ermittelten Messungen weitere Berechnungen durchgeführt.

4.5 Versuchsdurchführung

Nach erfolgreichem Abschluss der Voruntersuchungen folgte der eigentliche Versuchsablauf.

Dabei wurde unter die Kunststoffstümpfe zwischen Halteblock und Stumpf je ein Gummiring (Durchmesser 0,1mm) über die Stumpfwurzeln geschoben und die Brücke auf die standardisierte Zementiervorrichtung aufgesetzt.

Nach Aufpassung und nochmaligem Überprüfen der Ein- und Ausgliederung wurde die Brücke mit Harvard Zement zementiert.

Der schnellhärtende Harvard Zement wurde auf einer kühlschrankkalten (5°C) Glasplatte angemischt. Um eine homogene Konsistenz zu erzielen, wurde die dosierte Pulvermenge in vier Einzelportionen ($\frac{1}{2}$, $\frac{1}{4}$, $\frac{1}{8}$ und $\frac{1}{8}$) aufgeteilt. Mit der kleinsten Menge beginnend, wurde dann das gesamte Pulver in der Flüssigkeit zuerst 60 Sekunden „sumpfen“ (eingebracht und ruhen) gelassen. Mit der nächst größeren Menge beginnend, wurde das Pulver innerhalb von 90 Sekunden in die dosierte Flüssigkeit eingemischt. Die Befestigungskonsistenz war erreicht, wenn beim Abheben des Spatels die entstehende Zementspitze sich langsam wieder mit der Masse vereinigte.

Danach wurden die Innenflächen der Brückenanker mit einem im angerührten Zement getränkten Pinsel gleichmäßig benetzt.

Die Brücke wurde dann sofort auf die Kunststoffstümpfe zementiert und unter gleichmäßigem Händedruck zwei Minuten fixiert.

Dann wurde der Halteblock in die Prüfmaschine eingedreht und mit dem Schraubenzieher fixiert. Die rostfreie Stahlkugel wurde nun auf die vorgegebene Position gelegt und das Programm der Prüfmaschine gestartet. Dabei fuhr zuerst der Belastungsstempel in die Kontaktposition und belastete dann mit einer Kraft von anfänglich 8-10N die Brücke von okklusal. Nach weiteren zehn Minuten wurden die Zementreste entfernt, die Brücke in mit Raumtemperatur gefülltes destilliertes Wasser eingebettet und die Festigkeitsprüfung begann.

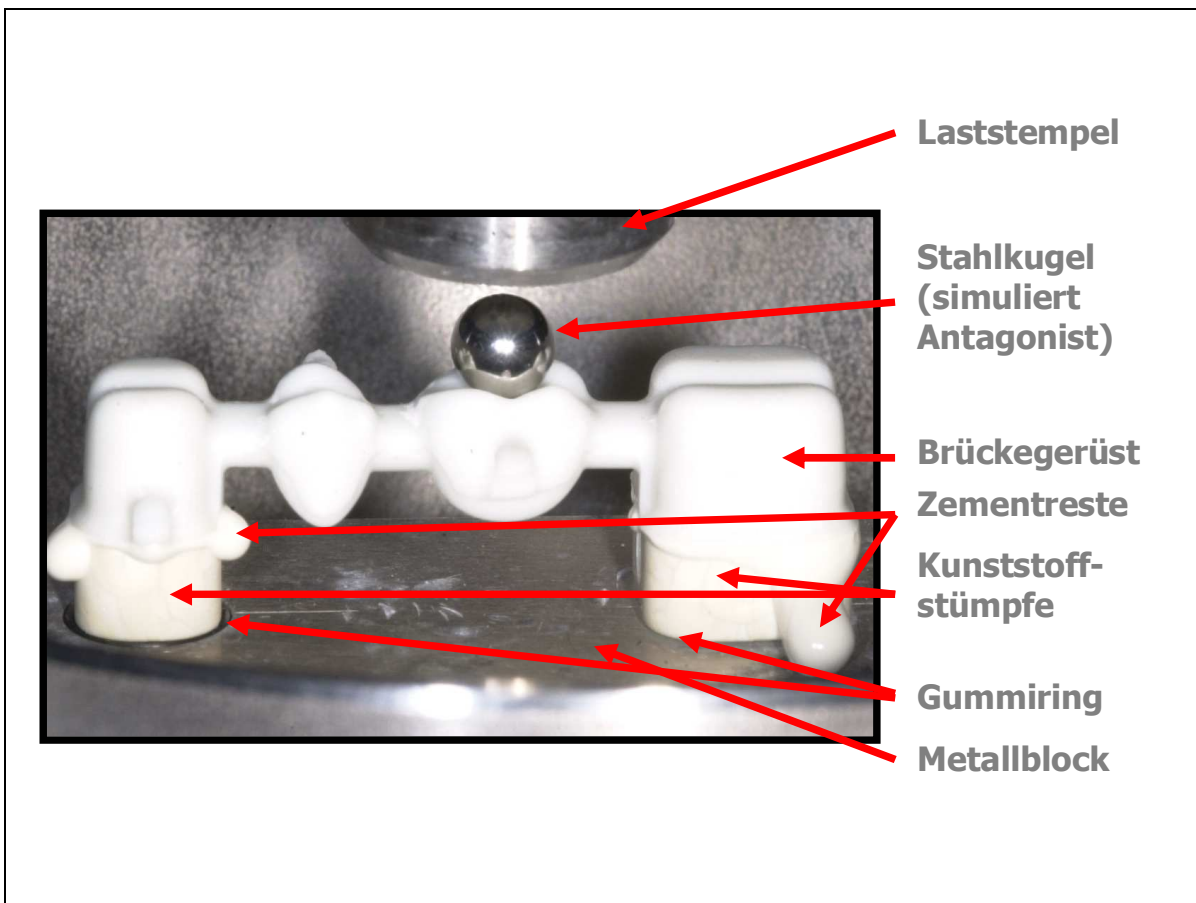


Abbildung 7: Versuchsaufbau

Destilliertes Wasser diente zur Simulation des feuchten Milieus der Mundhöhle. Nach ISO 6872 liegt die chemische Löslichkeit von Dentalkeramiken bei maximal 30% pro $100\mu/\text{cm}^2$.⁷⁴ Spannungskorrosionen, die durch Rissbildung im feuchten Milieu entstehen, werden durch mechanische Belastung noch verstärkt.⁴²

In der vorliegenden Studie wurde auf die Spannungskorrosion sowie die thermischen Wechselwirkung bei der Versuchsdurchführung nicht eingegangen, diese Aspekte sollen in Folgestudien untersucht werden.

Die zu erwartende Lebensdauer der Brücken wurde durch sich wiederholende sinusförmige Schwellenlastversuche geprüft, wobei die einwirkende Kraft in einem Stufenlast-Verfahren schrittweise erhöht wurde.

Beginnend mit einer Ausgangslast von 50N wurden jeweils 100.000 Belastungszyklen aufgebracht und danach die Last jeweils um 50N erhöht, bis es zum Bruch des Prüfkörpers kam (automatische Brucherkenennung). Die automatische Brucherkenennung wurde mit folgenden Toleranzgrenzen festgelegt:
Wegstrecke: $\pm 0,55\text{mm}$ und Lastabfall (Kraft): $\pm 20\text{N}$.

Im Ergebnisprotokoll wurden sowohl Laststufe als auch Zyklenzahl, bei denen es zum Bruchereignis kam, festgehalten.

4.6 Bruchbestimmung

Nach der Versuchsdurchführung folgte die Auswertung der Ergebnisprotokolle und weitere Untersuchungen. Dabei wurden neben Photodokumentation auch Bruchort und Bruchart nach folgenden Parametern notiert.

4.6.1 Bruchort

Der Bruchort ist wie folgt definiert:

- 1 am Konnektor zwischen den beiden Zwischengliedern (K2)
- 2 am Konnektor zwischen dem Prämolarenpfeiler (A1) und dem Prämolarenzwischenmitglied (K1)
- 3 am Konnektor zwischen dem Molarenpfeiler (A2) und dem Molarenzwischenmitglied (K3)
- 4 am Prämolarenpfeiler (A1)
- 5 am Molarenpfeiler (A2)

4.6.2 Bruchart

Die Bruchart ist definiert wie folgt:

- A einfacher glatter Bruch
- B zweifacher glatter Bruch
- C einfacher Splitterbruch

D zweifacher Splitterbruch

E sonstiger Bruch

Dabei ist unter einem zweifachen Bruch ein an zwei verschiedenen Stellen gebrochener Prüfkörper zu verstehen. Da das Bruchverhalten variierte, weist die Ergebnisliste auch Kombinationen aus Bruchorten und Brucharten auf.

4.7 Flächenbestimmung

Mit Hilfe des Lichtmikroskopes wurden alle Bruchflächen der Brücken erfasst, mit einer speziellen Bildbearbeitungssoftware elektronisch markiert und ausgewertet. Dabei wurde je nach Größe der Bruchfläche eine standardisierte Vergrößerung verwendet und schließlich die Fläche entsprechend berechnet.



Abbildung 8: Mikroskopische Aufnahme einer Gerüstfraktur am Konnektor

Da alle Brücken nach bestimmten Vorgaben über Verbinderquerschnitte, Mindestradien und Materialstärke gefertigt wurden, konnten Bruchstellen, Bruchflächen und Bruchquerschnitte direkt miteinander verglichen werden.

4.8 Statistische Auswertung

Jede Messung einer Messgröße liefert auch unter idealen Bedingungen immer ein Ergebnis, das sich dem wahren Wert allenfalls annähert, von diesem aber mehr oder weniger abweicht. Jede Messung ist also unpräzise und somit nicht exakt wiederholbar, auch unter gleich bleibenden Messbedingungen.

Der Bland & Altman Plot für wiederholte Messungen beschreibt den Unterschied des Ergebnisses einer wiederholten Messung numerisch als Differenz der beiden Einzelmessungen. Diesen Differenzen werden in ein Streudiagramm gegen den Mittelwert der zugehörigen Einzelmessungen eingetragen. Für den Mittelwert der Einzelmessungen spricht, dass er dem tatsächlichen Wert näher kommt als jede der Einzelmessungen. Damit wird die Abhängigkeit des wahren Wertes von den Mittelwerten der Einzelmessungen gezeigt. Die Ergebnisse der wiederholten Messungen streuen also immer um den tatsächlichen Wert, gleichermaßen nach oben und unten, wodurch die Differenzen gleichmäßig um die Nulllinie streuen. Wünschenswert wäre, dass der Mittelwert der Differenzen sich dabei möglichst nah an der Nulllinie bewegt. Daraus ist abzuleiten, dass nur durch Messwiederholungen der tatsächliche Wert annähernd gefunden, statistisch aber nicht exakt belegt werden kann.⁶

Ein weiteres Maß für die Streuung von Messergebnissen ist deren Standardabweichung. Sie wird auch als mittlerer Fehler (root mean square error) bezeichnet.

Bland und Altman treffen in ihren Veröffentlichungen die Aussage, dass in 95% der Fälle erwartet werden kann, dass ein Messergebnis um weniger als das 1,96-fache des ermittelten Wertes des Messfehlers vom wahren aber unbekanntem Wert abweicht und dass in 95% der Fälle zwei Messergebnisse von ein und derselben

Messgröße um weniger als das 2,77-fache des ermittelten Wertes des Messfehlers voneinander abweichen. Dies kann mit dem Begriff „repeatability“ bezeichnet werden.¹⁴

Es wird der einfache Messfehler ermittelt, indem die Quadratwurzel aus dem Mittelwert der quadrierten Standardabweichung gezogen wird. Der Messfehler wird im Anschluss mit 1,96 bzw. 2,77 multipliziert.

Zur Berechnung der Ergebnisse wurde das Statistikprogramm JMP in der Version 6 verwendet. Dafür wurden die aus der Prüfmaschine erzielten Daten in JMPTM übertragen und die in Kapitel 5 dargestellten Ergebnisse berechnet. Die Abbildungen im Ergebnisskapitel 5 wurden mit JMP 6 und dem Tabellenkalkulationsprogramm Excel von Microsoft erstellt.

Dabei repräsentieren die „Box-Plot“-Graphiken (Abbildungen 12, 13, 19, 20, 21) die Verteilung von Messergebnissen und liefern eine schnelle und übersichtliche Darstellung der Ergebnisse.

In den Abbildungen 19, 20 und 21 wurden zur Verdeutlichung noch ein Mittelwertvergleich mit Hilfe des Tuckey-Kramer-Tests ($p=0,05$) dargestellt.

Dermentsprechend ist der „Box-Plot“ wie folgt aufgebaut. Die Box wird durch den „Interquartilbereich“, eines oberen (75%) und unteren Quantils (25%) begrenzt. Das 25% Quantil beschreibt dabei den Wert, unter dem 25% der Messergebnisse liegen. In der Mitte der Box liegt der Median, das 50% Quantil.

Von den Quantilen erstrecken sich die Whisker, die die Ausreißer auf ein Maximum und ein Minimum begrenzen. Die Länge der Raute im „Box und Whiskers“ schätzt ein 95% Konfidenzintervall für den Mittelwert der Prüfwerte. Konfidenz-Intervalle beschreiben die Genauigkeit der Studienergebnisse für den Mittelwert und der Differenzen zum Mittelwert. Die p-Werte wurden mit Hilfe der Varianzanalyse (ANOVA) ermittelt.

4.9 Statische Konstruktion und Berechnung

Da in der Studie die Krafteinleitung aufgrund der Gerüstgeometrie nicht in Brückenmitte erfolgt, sind die Abstände zwischen der Kraft F und den Auflagerpunkten für alle statischen Nachweise zu beachten. Abbildung 9 zeigt das angenommene statische System in Abhängigkeit von dem Brückenprüfkörper.

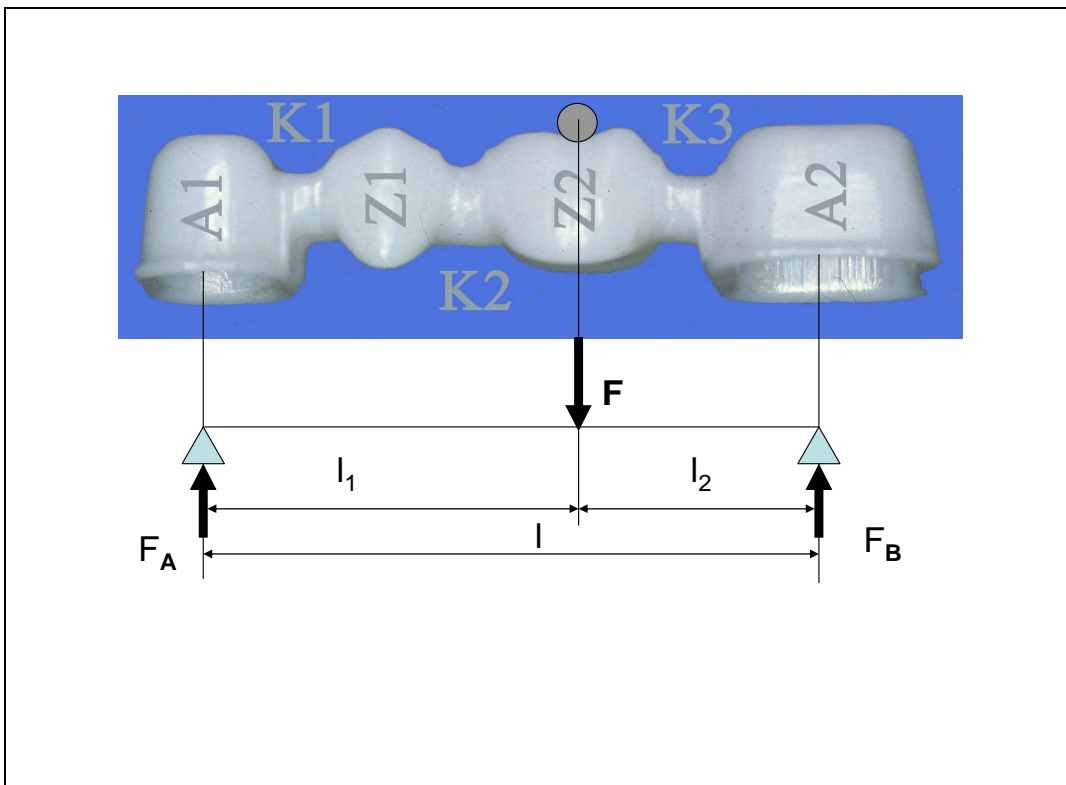


Abbildung 9: Statisches System der Prüfkörper

4.9.1 Biegespannung:

Die Berechnung der Biegespannung erfolgt allgemein mittels der Formel $\sigma_B = \frac{M}{W}$

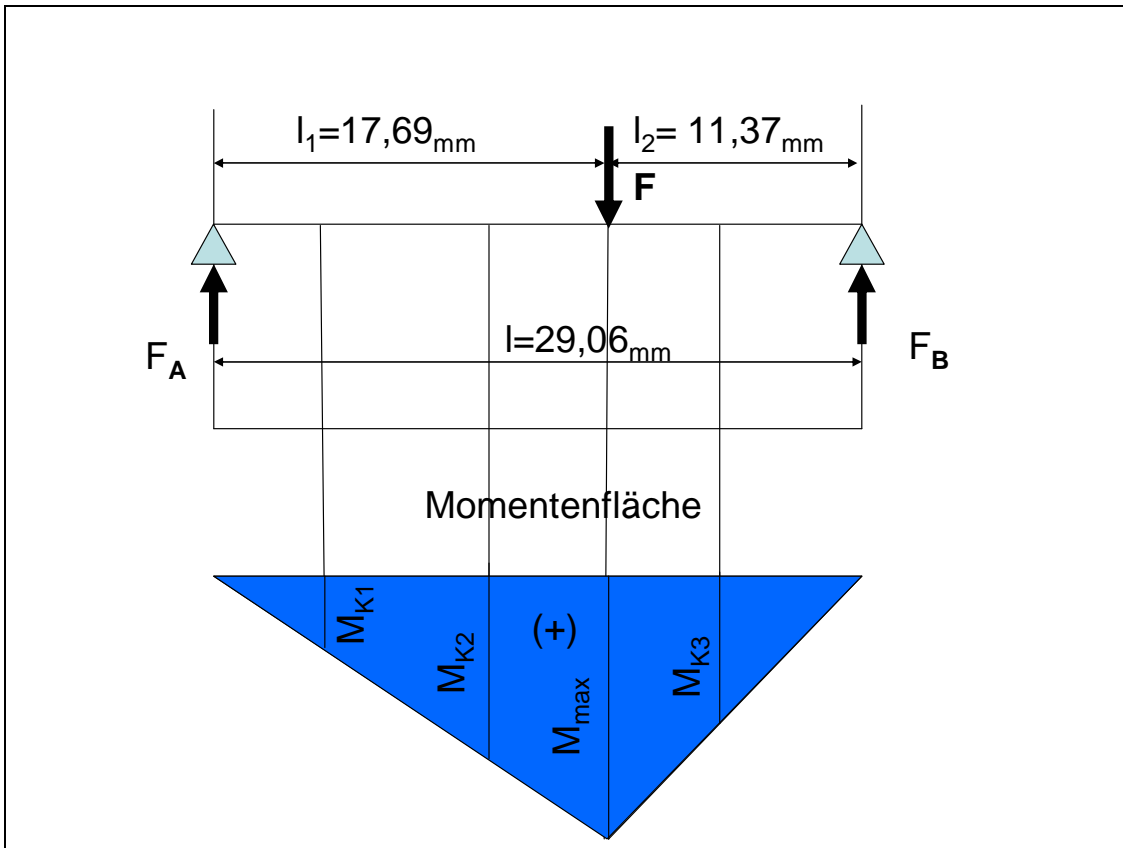


Abbildung 10: Momentenfläche

Abbildung 10 zeigt die Momentenfläche infolge der exzentrischen Krafteinleitung mit M_{\max} unter der Kraft F bei Z2.

Das maßgebende Moment für die Biegebemessung befindet sich am Konnektor K2, da die Querschnittsflächen aller Konnektoren die gleichen Abmessungen haben, so dass das größere Moment bei Konnektor K2 (Abbildung 10) maßgebend für die Bemessung wird.

Somit wurde auch der Abstand zwischen K2 und F_A neu vermessen und schließlich die folgende Formel für die Biegespannungsberechnung verwendet:

Maßgebendes Biegemoment am Konnektor K2: $M_{\max} = \frac{F \cdot l_1 \cdot l_2}{l}$;

Formel Biegespannung:

$$\sigma_B = \frac{M_{K2}}{W_{K2}}; \quad M_{K2} = \frac{A1 - K2}{l_1} \cdot M_{\max}; \quad M_{K2} = \frac{12,29}{17,69} \cdot M_{\max}$$

$$\sigma_B = \frac{\frac{A1 - K2}{l_1} \cdot \frac{F \cdot l_1 \cdot l_2}{l}}{\frac{\pi \cdot b \cdot h^2}{32}} \quad \sigma_B = \frac{0,6947 \cdot \frac{F \cdot l_1 \cdot l_2}{l}}{\frac{\pi \cdot b \cdot h^2}{32}} = \frac{0,6947 \cdot F \cdot l_1 \cdot l_2 \cdot 32}{l \cdot \pi \cdot b \cdot h^2} \left[\frac{\text{Nmm}}{\text{mm}^3} = \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \right]$$

4.9.2 Scherspannung

Der Nachweis auf Abscheren erfolgt allgemein nach der Formel: $\tau_s = \frac{F}{A}$

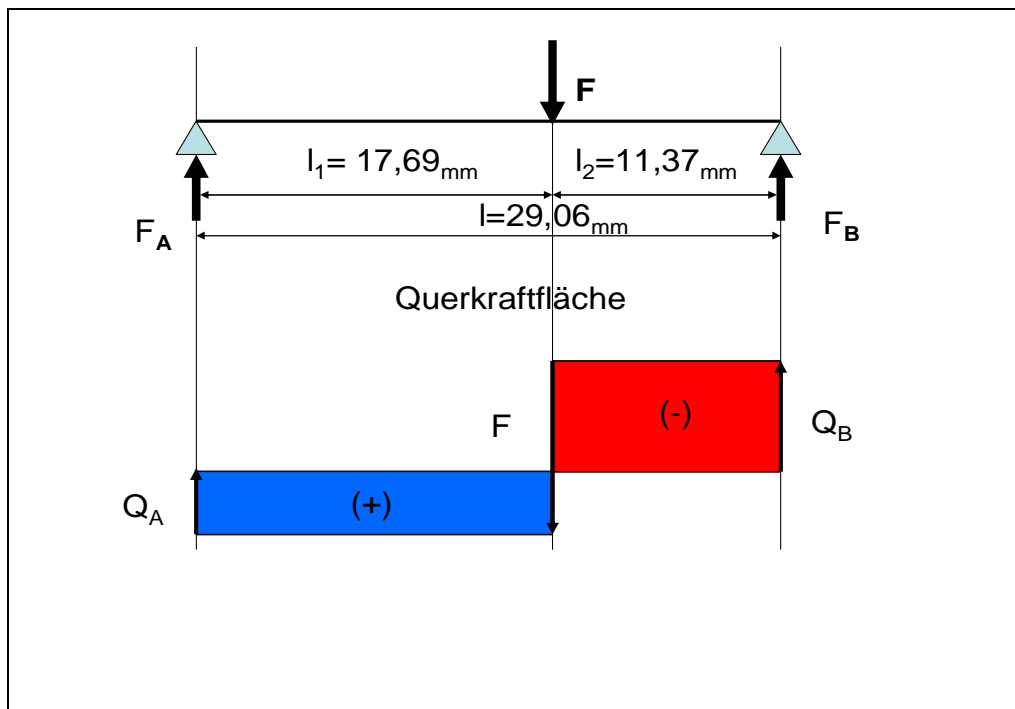


Abbildung 11: Querkraftverhältnisse

Aus Abbildung 11 wird ersichtlich, dass die maximale Querkraft am Auflager B auftritt.

Die Auflagerreaktionen F_A und F_B berechnen sich:

$$F_A = \frac{F \cdot l_2}{l}; F_B = \frac{F \cdot l_1}{l} \quad l_1 > l_2 \Rightarrow F_B > F_A$$

Die maßgebende Querkraft für die Scherspannung ist Q_B .

$$\Rightarrow \tau_s = \frac{Q_{\max}}{A}; \quad Q_{\max} = F_B$$

Für den Querkraftnachweis ist somit der Konnektor K3 maßgebend, da dort die Querkraft wirkt, wodurch sich folgende Formel ergibt:

Formel Scherspannung:

$$\tau_{\max} = \frac{Q_{\max}}{A_{K3}} \quad \tau_{\max} = \frac{F \cdot l_1}{A_{K3}} \left[\frac{\text{N}}{\text{mm}^2} \right]$$

5. Ergebnisse

5.1 Messkalibrierung

Die Messkalibrierung wurde wie in Kapitel 4.4.1 beschrieben durchgeführt. Um die Genauigkeit der Messungen zu bestimmen, wurde eine Messfehleranalyse nach Bland & Altman⁶ durchgeführt.

5.1.1 Breitenmessung

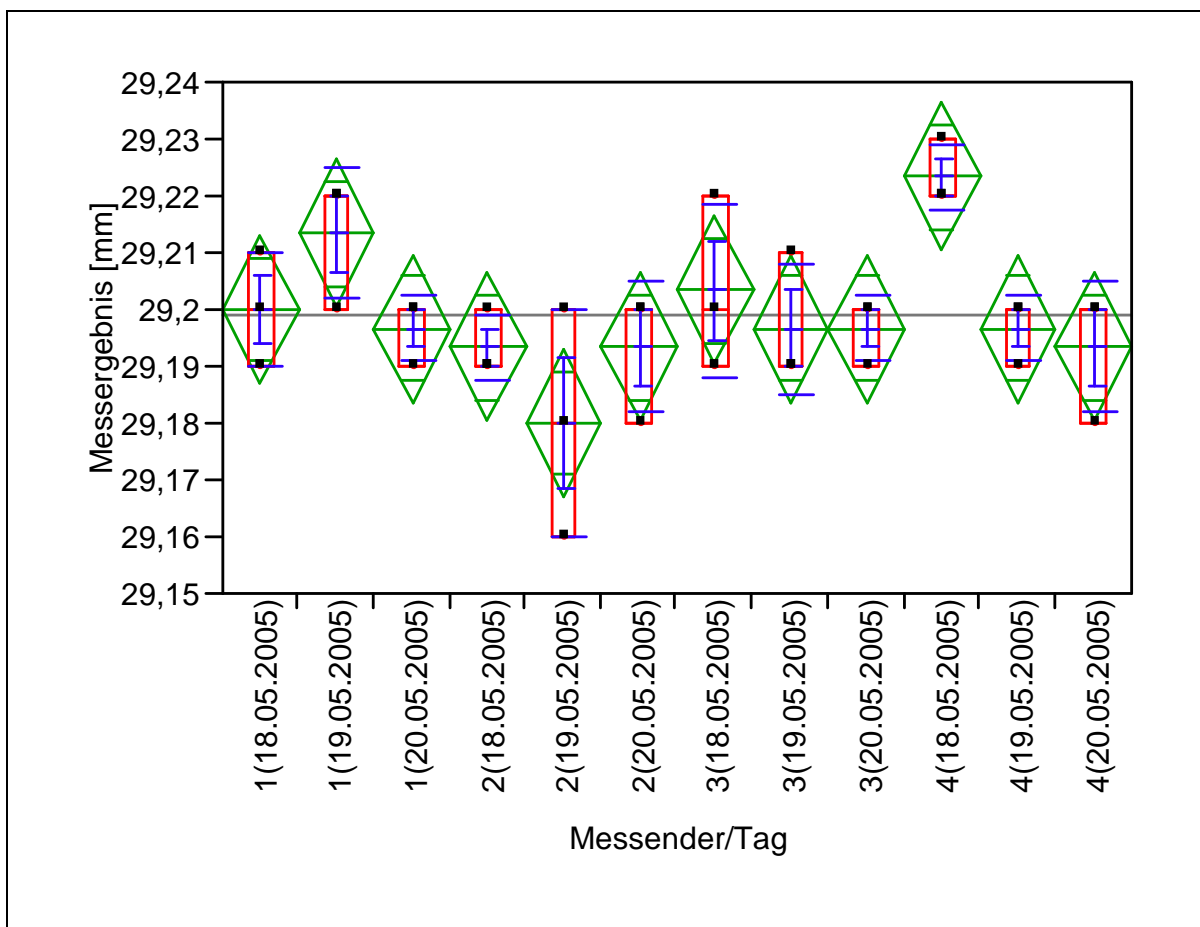


Abbildung 12: Messkalibrierung Breite

Tabelle 3: Breitenmessung

Fehler des Mittelwertes	0,010929
Mittelwert [mm]	29,19889
Anzahl der Messungen	36

Der Mittelwert der Messkalibrierung bei der Breitenmessung beträgt ca. 29,2mm bei 36 Messungen (von vier verschiedenen Messenden Personen) an je drei verschiedenen Tagen. Der Fehler des Mittelwertes lag bei 0.01.

5.1.2 Längenmessung

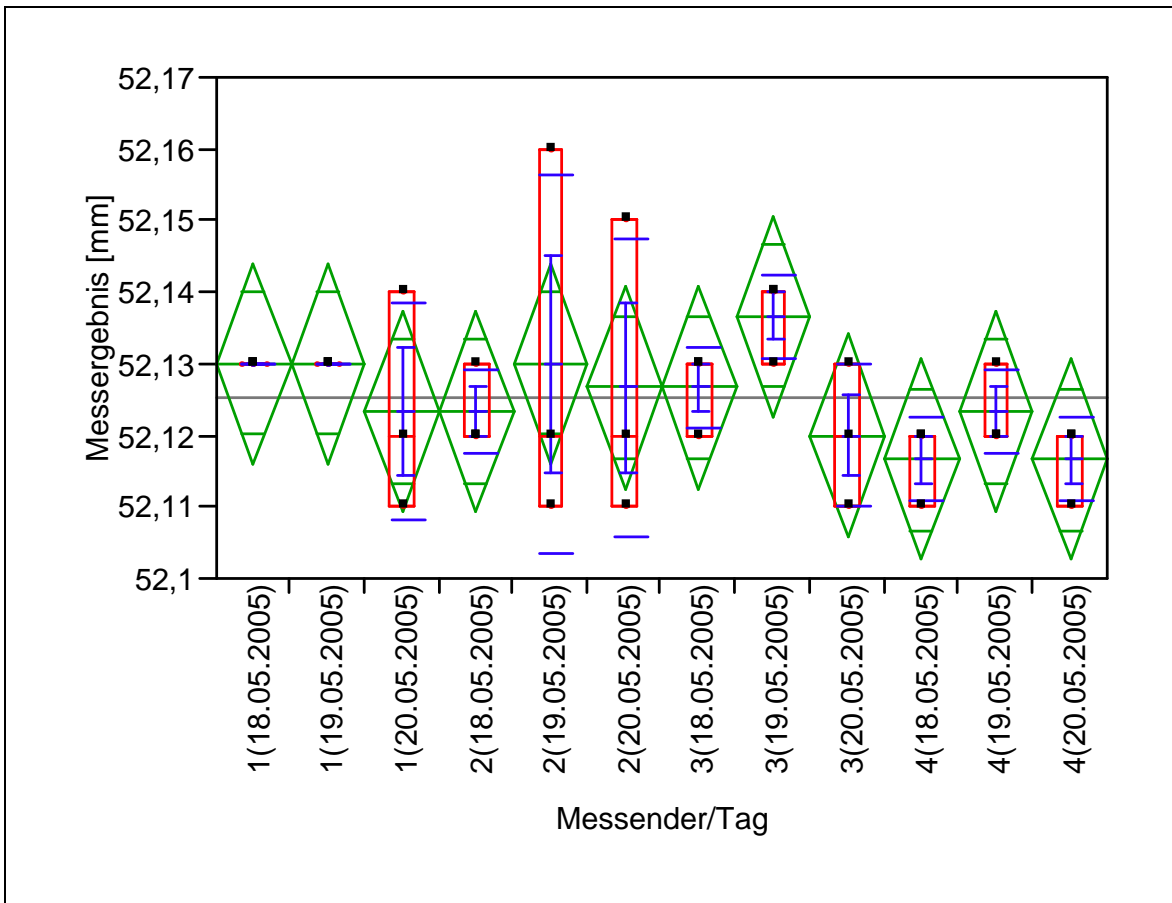


Abbildung 13: Messkalibrierung Länge

Tabelle 4: Längenmessung

Fehler des Mittelwertes	0,011785
Mittelwert [mm]	52,12528
Anzahl der Messungen	36

Bei der Längenmesskalibrierung beträgt der Mittelwert nach 36 Messungen ca. 52.13mm. Betrachtet man die mittlere Standardabweichung der Breiten- und Längenmessungen, lässt sich ein Bezug der Messungen zueinander herstellen. Der Fehler des Mittelwertes bei Längen- und Breiten-Messkalibrierung ist vergleichbar, wodurch man die Ergebnisse als wiederholbar („repeatable“) bezeichnen kann. (Tabelle 3, Tabelle 4)

5.2 Brückenmessungen

Tabelle 5: Handmessung/Gewichtsmessung

Hersteller	Gesamt-länge [mm]	Strecke A1-A2 [mm]	K1 h [mm]	K1 b [mm]	K2 h [mm]	K2 b [mm]	K3 h [mm]	K3 b [mm]	A1 h [mm]	A1 b [mm]	A2 h [mm]	A2 b [mm]	Gewicht [g]
Cercon	37,38	19,09	3,58	5,18	3,62	4,88	3,55	5,12	7,84	8,31	7,55	11,29	6,33
Cercec	36,92	18,98	3,42	5,20	3,52	4,96	3,55	5,29	7,36	8,37	7,27	11,28	6,18
Etkon neu	36,24	19,86	3,00	4,83	3,08	4,96	3,06	5,07	6,89	8,05	6,85	11,09	4,80
Etkon alt	36,20	19,79	2,98	5,04	3,04	5,01	3,04	5,05	6,88	8,07	6,84	11,14	4,80
Hint-ELs	36,86	19,62	2,91	4,74	3,01	4,62	3,04	4,88	6,79	8,14	6,76	11,46	4,90
KaVo	36,39	19,61	3,10	4,92	3,17	4,78	3,15	4,88	6,92	8,18	6,93	11,18	4,90
Musterbrücke	37,09	18,66	3,27	5,22	3,34	4,94	3,23	5,10	7,09	8,23	6,95	11,15	5,70
Titan Hint-ELs	36,72	19,78	2,92	4,61	3,02	4,50	3,01	4,66	6,80	7,98	6,78	10,96	3,50
VITA	36,92	19,65	2,98	4,72	3,11	4,77	3,13	4,85	7,19	8,48	7,19	11,50	5,50

Die zusammengefassten und gemittelten Werte der Tabelle 5 basieren auf der in 4.4.2 beschriebenen Brückenmessung.

Aus den Werten lässt sich ableiten, dass die bei der Handmessung besonders im Konnektorenbereich (K1, K2, K3) bei der Höhe (h) und Breite (b) gemessenen Werte bei Cercon und Cerec höher sind, als bei den anderen Herstellern. Auf den ersten Blick scheinen diese Unterschiede nicht so dramatisch zu sein. Wird jedoch für Berechnungen der Biegespannung die Höhe potenziert und mit der Breite multipliziert, so ergeben sich daraus größere Veränderungen in den resultierenden Ergebnissen.

Vor dem Hintergrund, dass Cercon- und Cerec-Prüfkörper nicht mit dem Datensatz (STL Format) in die Fräsmaschine eingelesen werden konnten, sondern von der schon mit erhöhten Abmessungen behafteten Musterbrücke abgescannt wurden, findet sich jedoch eine Erklärung für die erhobenen Daten.

Es handelte sich hierbei zwar nur um eine relative Messung mit der Schieblehre, aber es resultierten schließlich größere Konnektorenstärken.

Die Auswertung der mikroskopischen Flächenbestimmung mit Hilfe des Computers (Kapitel 5.5) sowie weiterführende Berechnungen (Kapitel 5.6) lieferten Erkenntnisse und Ergebnisse, die eine annähernd genaue Betrachtung ermöglichten. Von den ZrO₂-Gerüsten wiesen die Hint-ELs-Gerüste die geringsten Werte für die Konnektorenquerschnitte auf. Nur die Titanbrücke war graziler und leichter.

5.3 Bruchlast/Zyklenzahl

Tabelle 6: Mittlere Bruchkraft/Zyklenzahl

Hersteller	Anzahl der Prüfkörper	Mittelwert der Bruchkraft [N]	Mittelwert der Zyklenzahl
Cercon	13	1032,21	1.909.349
Cerec	12	1115,04	2.093.499
Etkon	10	749,02	1.390.928
Hint-ELs	10	1275,44	2.568.955
Hint-ELs Titan	1	1123,20	1.900.028
KaVo	10	870,62	1.620.496
VITA	10	744,63	1.388.567

Tabelle 6 beinhaltet die mittleren Bruchkräfte und Zyklenzahlen der verschiedenen Brücken. Als Bruchkraftwerte wurden die höchsten erreichten Kraftwerte abgelesen, wenn diese beim Bruch nicht mit den Zyklenzahlen übereinstimmten.

Abbildung 14 beschreibt den typischen treppenförmigen Verlauf eines zyklischen Dauerschwingversuches. Bei der Frequenz von 10Hz bei einer Zyklenzahl von 100.000 mit einer steigenden Belastung um 50N ist der Bruch des Gerüsts sowie die Zyklenzahl durch zwei schwarze Linien markiert.

Bei ca. 1.200N und 2.300.000 Zyklen ist das beispielhaft gezeigte vollkeramische Brückengerüst gebrochen.

Abbildung 15 beschreibt die Bruchereignisdarstellung in Abhängigkeit von der Stempelposition (Strecke). In der Abbildung wird die Stempelposition unter Minimal- (rot) und Maximallast (grün) für alle Belastungszyklen dargestellt. Bei einer Stempelposition von ca. -0,75mm und bei einer Zyklenzahl von ca. 2.300.000 kam es zum vollständigen Bruch bzw. Abriss des Brückengerüsts. Zuvor erkannte man einen deutlichen Riss oder Absplitterungsgerade bei ca.1.890.000 Zyklen.

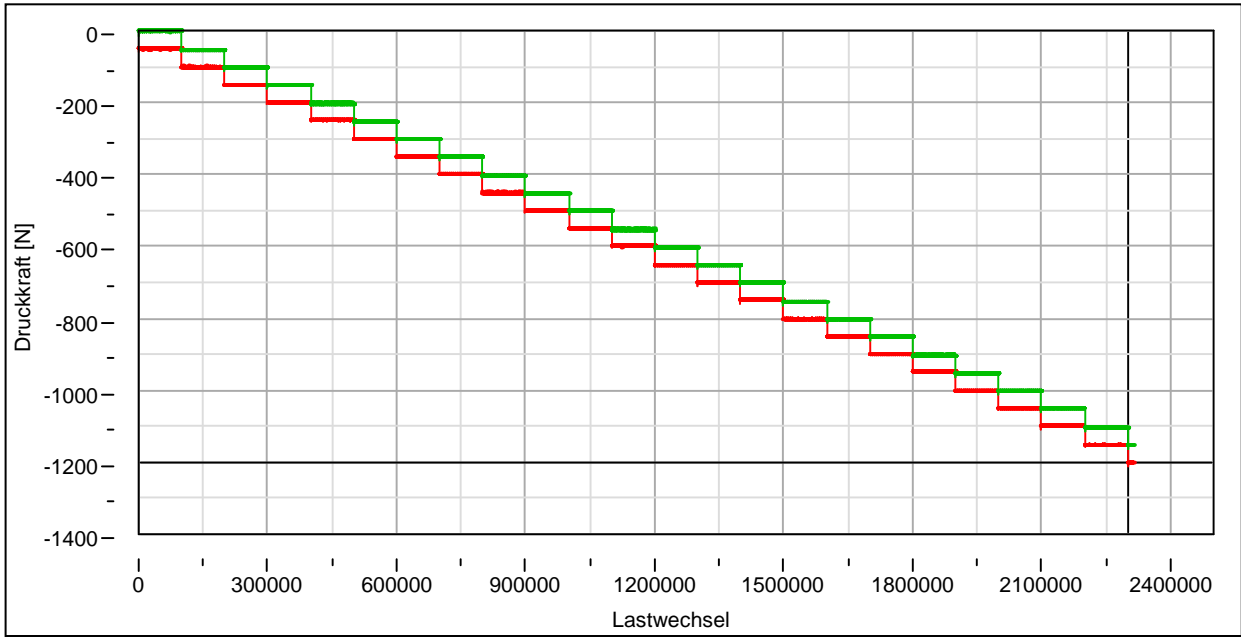


Abbildung 14: Beispiel eines Stufenlasttestes eines Prüfkörpers, Kraft Min[N] (rot), Kraft Max[N] (grün)

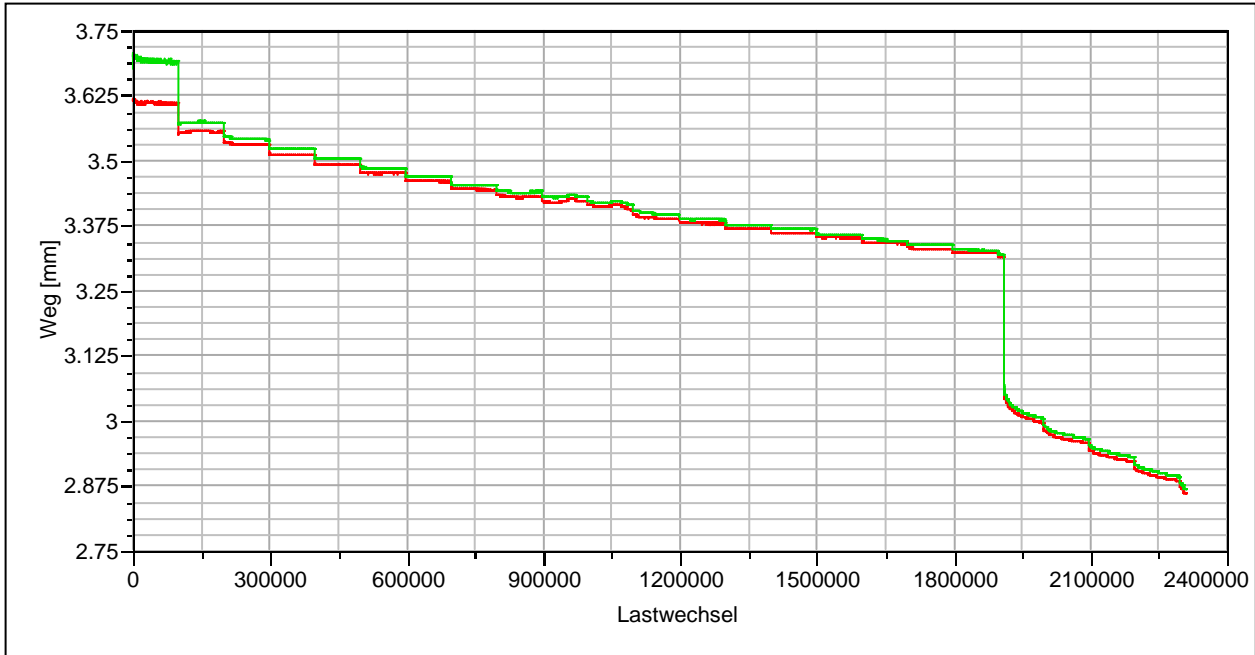


Abbildung 15: Beispiel des Weg-Zyklenzahlendiagramm eines Prüfkörpers, Weg Min [mm] (rot), Weg Max [mm] (grün)

5.4 Bruchbestimmung

Tabelle 7: Bruchereignisse

Bruchereignis:	Anzahl der Prüfkörper	Anteil aller Prüfkörper [%]
Ja	61	92,42
Nein	5	7,58

Tabelle 8: Bruchart

Bruchart	Anzahl der Prüfkörper	Anteil aller Prüfkörper [%]
Kein Bruch	5	7,58
A	7	10,61
AC	15	22,73
AD	6	9,09
BC	11	16,67
BD	2	3,03
C	1	1,52
E	18	27,27
EC	1	1,52

Tabelle 9: Bruchort

Bruchorte:	Anzahl der Prüfkörper	Anteil aller Prüfkörper [%]
Kein Bruch	5	7,58
A1/K2	2	3,03
A1/K2/A2	12	18,18
A2	3	4,55
K1/K2/A2	10	15,15
K1/K2/K3	4	6,06
K1/K3	2	3,03
K2	9	13,64
K2/A2	14	21,21
K2/K3	1	1,52
K3	4	6,06

Tabelle 10: Pfeilerbewertung

Pfeiler	Anzahl der Prüfkörper	Anteil aller Prüfkörper [%]
OB	57	86,76
P1 Bruch	4	5,88
P1 Bruch, P2 gelöst	2	2,94
P1+P2 gelöst	2	2,94
P2 Bruch	1	1,47

Die Tabellen 7-10 geben Informationen über Bruchart und –ort sowie Informationen über die Pfeilerwertigkeit.

61 Prüfkörper sind bei mehr als 10^6 Zyklen gebrochen, was ca. 92% der getesteten Brückengerüste entspricht. 5 Gerüste sind überhaupt nicht gebrochen. Unter Ihnen sind 4 dichtgesinterte Hint-ELs-Gerüste und die Referenzbrücke aus Titan, bei der aber eine plastische Deformation zu erkennen war.

Während an den Keramikbrücken der Firma Hint-ELs keine Beschädigungen sichtbar waren, kam es bei der Titanbrücke zu einer minimalen okklusalen plastischen Deformation, die zum Abschalten der Prüfmaschine führte.

Die Dokumentation der Bruchart (Tabelle 8) nach den Versuchen war teilweise schwierig durchzuführen. Zusammengefasst lässt sich jedoch sagen, dass der größte Anteil der Gerüste (ca. 40%) einfach gebrochen und dabei ein oder mehrere Splitter abgeplatzt sind (A/AC/AB). Glatte Frakturen ohne Splitter waren nur in ca. 10% der gebrochenen Gerüste erkennbar. Die zweifach gebrochenen Gerüste mit einer oder mehreren Abplatzungen kamen bei ca. 19% vor (BC/BD). Sonstige Brüche mit Splittterung (E/EC) machten ca. 28% aus, wobei sich herausstellte, dass diese Gerüste zum größten Teil dreifach gebrochen waren. Eine Brücke zerbrach komplett.

Die Erfassung der Bruchorte gestaltete sich ebenfalls schwieriger als erwartet. Zwar waren die Definitionen wie bei der Erfassung der Bruchart vorher klar formuliert, die vorhandenen Bruchflächen jedoch manchmal schwer einzuordnen.

In ca. 40% der Fälle sind die Gerüste an drei Stellen (K1/K2/K3, A1/K2/A2; K1/K2/A2) gebrochen. Diese Bruchorte waren entweder an allen drei Konnektoren

lokalisiert, oder es gab Kombinationsbrüche (von Anker bzw. Auflagern und Konnektoren). Isoliert betrachtet, brach der Konnektor K2 mit 13% am häufigsten alleine, Frakturen an K3 und A2 zusammen traten bei 7 Brücken auf (10%). Eine isolierte Fraktur an K1 oder A1 kam nicht vor. Kombinationen von K2 mit K3 bzw. A2 kamen mit einer Häufigkeit von ca. 22% vor. Bei ca. 62% der Bruchorte sind die Konnektoren K2 und A2, K3 immer mitbeteiligt.

Tabelle 11 und Abbildung 13 beschreiben die Bruchorte der Gerüste, den jeweiligen Herstellern zugeordnet. In Abbildung 13 wurden zur besseren Übersicht Frakturen an der gleichen Stelle von Anker (Auflager) und Konnektor zusammengefasst. Nicht gebrochene Brücken wurden nicht erfasst.

Tabelle 11: Aufteilung der Bruchorte nach Hersteller

Hersteller	Bruchorte	Anzahl der Prüfkörper	Anteil aller Prüfkörper [%]
Cercon	A2	3	4,92
Cercon	K2	3	4,92
Cercon	K2/A2	4	6,56
Cercon	K3	3	4,92
Cerec	A1/K2	2	3,28
Cerec	K2	6	9,84
Cerec	K2/A2	2	3,28
Cerec	K2/K3	1	1,64
Etkon	A1/K2/A2	4	6,56
Etkon	K1/K2/A2	4	6,56
Etkon	K1/K3	2	3,28
Hint-ELs	A1/K2/A2	1	1,64
Hint-ELs	K2/A2	5	8,20
KaVo	A1/K2/A2	6	9,84
KaVo	K2/A2	3	4,92
KaVo	K3	1	1,64
VITA	K1/K2/A2	6	9,84
VITA	K1/K2/K3	4	6,56

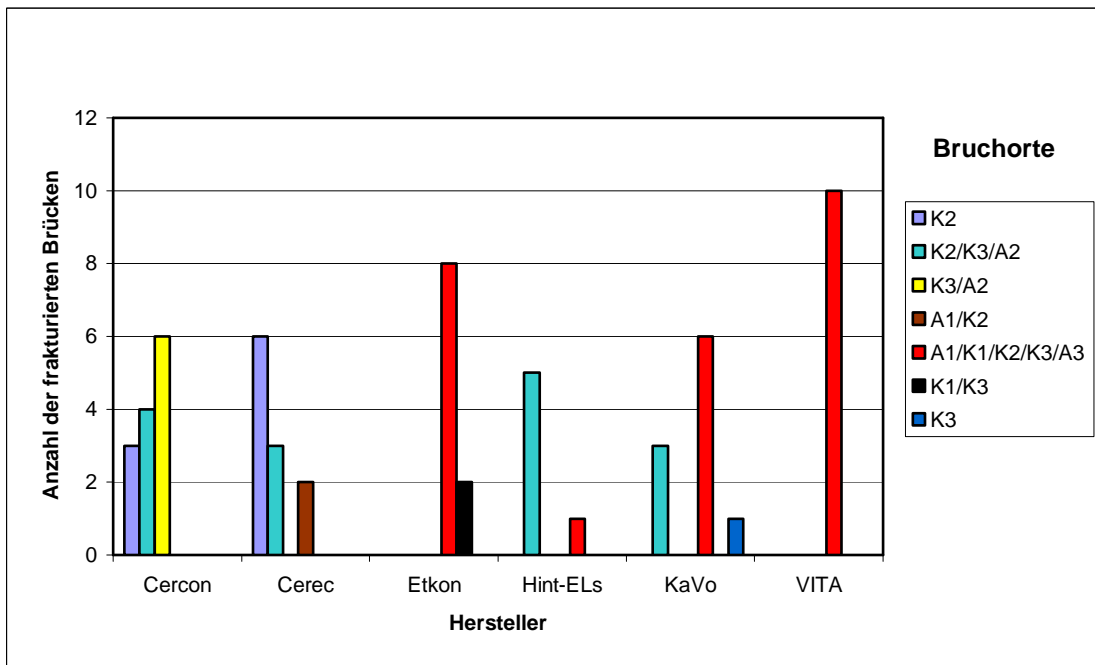


Abbildung 16: Übersicht über die Bruchorte der Prüfkörper

Abbildung 16 zeigt, dass alle VITA-Gerüste immer an drei Bruchorten gebrochen sind, ebenfalls der größte Teil der Etkon- und KaVo-Brücken. Cerconprüfkörper frakturierten an K3/A3 und in Kombination von K2 und K3/A2, Cerecgerüste vorwiegend am mittleren Konnektor (K2) sowie an K2 und K3/A2. Hint-ELs-Gerüste brachen vorwiegend an K2 und K3/A2.

Weiter wurden die Bruchflächen Mikroskopisch erfasst und ausgewertet.

5.5 Flächenmessung

Tabelle 12: Mikroskopische Flächen

Hersteller	Anzahl der Prüfkörper	Mittelwert [mm ²]
Cercon	9	16,27
Cerec	16	15,77
Etkon	24	11,18
Hint-ELs	7	10,80
KaVo	23	11,54
VITA	43	11,07

Tabelle 13: Übersicht über die mikroskopisch erfassten Konnektorenstärken

Hersteller/Konnektor	Anzahl der Prüfkörper	Mittelwert [mm ²]
Cercon K2	6	16,49
Cercon K3	1	16,16
Cerec K2	16	15,77
Ceron K3	2	15,65
Etkon A1	4	11,41
Etkon K1	6	11,00
Etkon K2	12	11,05
Etkon K3	2	12,02
Hint-ELs K2	7	10,80
KaVo A1	2	13,32
KaVo A2	1	13,42
KaVo K1	6	11,74
KaVo K2	12	10,94
KaVo K3	2	11,82
VITA A1	19	11,05
VITA K1	7	10,99
VITA K2	17	11,12

Tabelle 13 zeigt auf Grundlage mikroskopischer Bilder, die mit dem Computer ausgemessenen durchschnittlichen Bruchflächen. Man erkennt einen Unterschied zwischen den selbsthergestellten (Cercon- und Cerec-Gerüsten) und den industriell hergestellten Brückengerüsten.

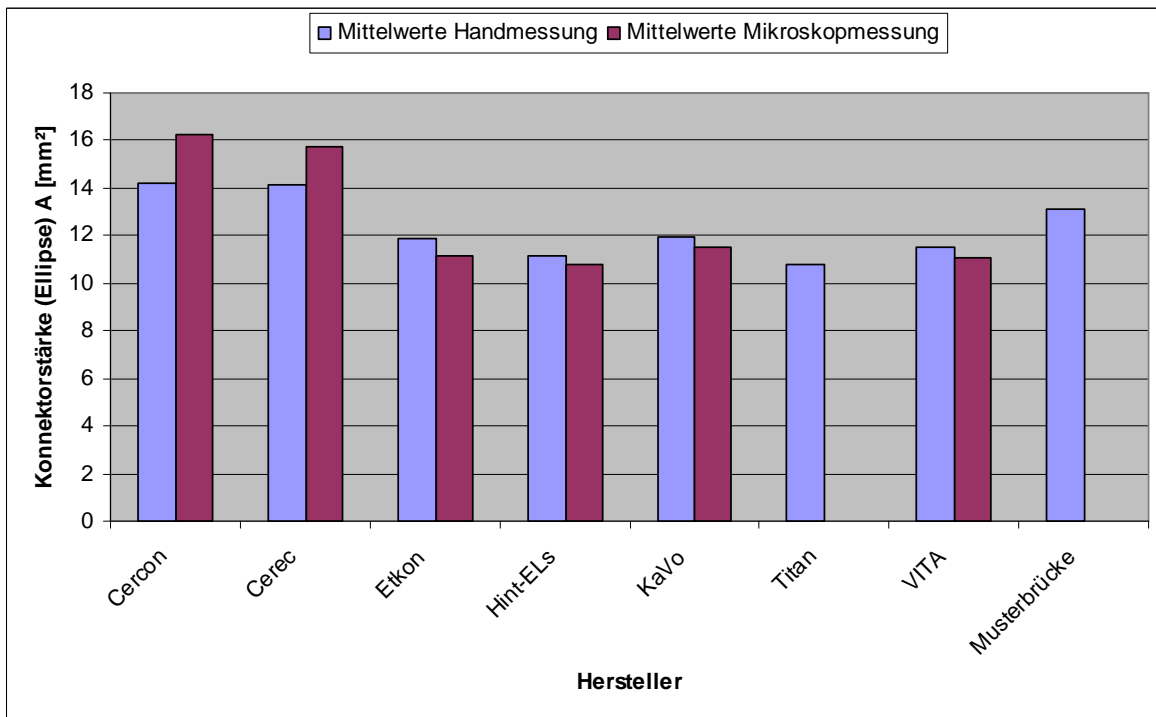


Abbildung 17: Durchschnittlicher Konnektorenvergleich für die Ellipse zwischen Hand- und Mikroskopmessung

Tabelle 14: Errechnete Konnektorenquerschnitte für Ellipse (Handmessung)

Hersteller	Konnektor K1 [mm²]	Konnektor K2 [mm²]	Konnektor K3 [mm²]	Mittelwert (K1,K2,K3) [mm²]
Cercon	14,56	13,87	14,28	14,24
Cerec	13,97	13,71	14,75	14,14
Etkon	11,59	11,98	12,12	11,90
Hint-ELs	10,83	10,92	11,65	11,14
KaVo	11,98	11,90	12,07	11,98
Titan	10,57	10,67	11,02	10,75
Musterbrücke	13,40	12,96	12,94	13,10
VITA	11,05	11,65	11,92	11,54

Abbildung 17 zeigt die mikroskopisch und handvermessenen Querschnitte im Durchschnitt auf Grundlage der Tabellen 13 und 14.

Tabelle 14 beschreibt die genau ermittelten Flächen der Produkte im Detail zugeordnet, die per Handmessung erfasst und berechnet wurden. Zur Berechnung wurde der elliptische Körper als Maßstab verwendet.

5.6 Weitere Berechnungen

Um die Brückengerüste sinnvoll miteinander vergleichen zu können, sollten neben der Bruchlast die unterschiedlichen Konnektorenstärken bzw. Bruchflächen in Beziehung gebracht werden.

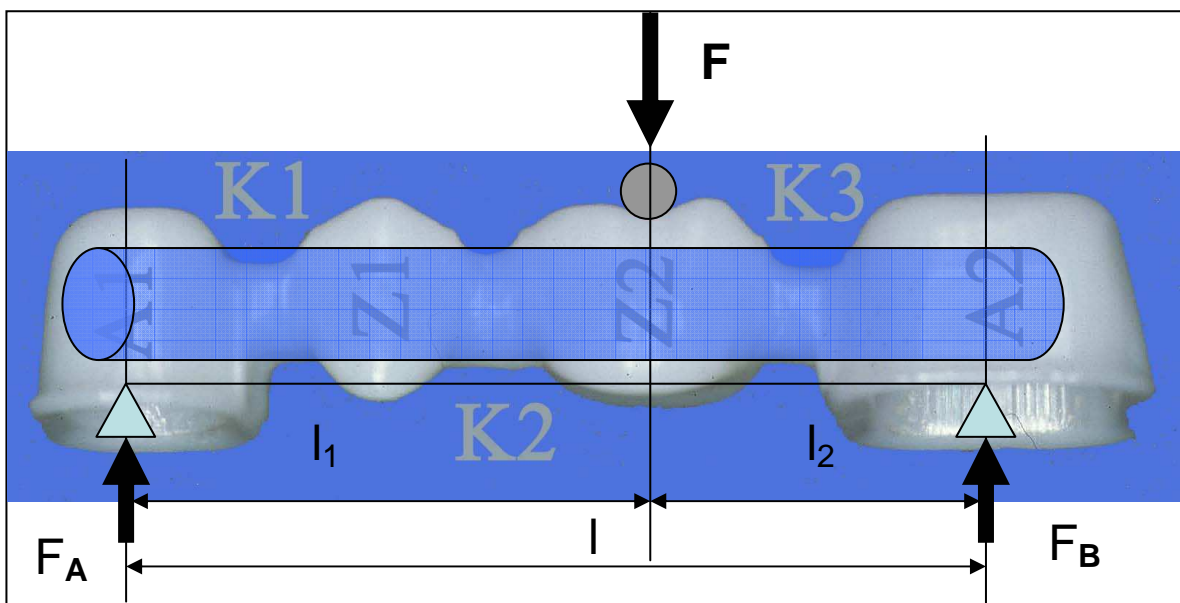


Abbildung 18: Modellhafte Annahme der Brücke als gleichförmiger elliptischer Biegekörper im 3-Punkt-Biegeversuch

Hierzu wurde das Brückengerüst als gleichförmiger elliptischer Biegekörper angenommen und auf Basis des 3-Punkt-Biegeversuches berechnet. Die daraus resultierende Biegespannung erlaubte eine erste vergleichende annähernde Aussage zwischen den verschiedenen Herstellern.

Ebenso wie die Bruchlast muss auch die Zyklenzahl in Abhängigkeit von der Bruchfläche bzw. des Querschnitts betrachtet werden.

Bei den nun folgenden Berechnungen in Anlehnung an den 3-Punkt-Biegeversuch wird die klassische Rechteckform nicht weiter berücksichtigt. Unsere Berechnungen orientierten sich an der tatsächlichen ellipsenförmigen Konnektorengeometrie.

Der folgende mathematische Vergleich des Widerstandsmoments und der Querschnittsflächen zwischen Rechteck und Ellipse soll zunächst nur den Vergleich der beiden Geometrieformen darstellen. Das Ergebnis zeigt ein 1,69-fach stabileres Widerstandsmoment bei der Rechteckform gegenüber der Ellipsenform sowie eine 1,27-fach größere Querschnittsfläche bei der Rechteckform gegenüber der Ellipsenform. Im weiteren Verlauf der Studie wurde nur noch die Ellipsenform berücksichtigt.

5.6.1 Vergleich Querschnittsfläche Rechteck (A_R) / Ellipse (A_E):

$$A_R = l \cdot h \text{ und } A_E = \pi \cdot a \cdot b$$

$$\text{mit } a = \frac{h}{2} ; b = \frac{l}{2} \quad A_E = \pi \cdot \frac{h}{2} \cdot \frac{l}{2} = \pi \frac{h \cdot l}{4}$$

$$\Rightarrow v = \frac{l \cdot h}{\frac{\pi \cdot l \cdot h}{4}} = \frac{4}{\pi} = 1,27$$

5.6.2 Vergleich Widerstandsmoment: Rechteck (W_R) / Ellipse (W_E):

$$W_R = \frac{l \cdot h^2}{6} \text{ und } W_E = \frac{\pi \cdot b \cdot a^2}{4}$$

$$\text{mit } a = \frac{h}{2} ; b = \frac{l}{2} \quad W_E = \frac{\pi \cdot b}{4} \cdot \frac{a^2}{2} = \frac{\pi \cdot b \cdot l^2}{32}$$

$$\Rightarrow v = \frac{\frac{l \cdot h^2}{6}}{\frac{\pi \cdot l \cdot h^2}{32}} = \frac{16}{3\pi} = 1,69$$

5.7 Scherspannung:

Die Berechnung der Scher-Schubspannung für die Ellipse erfolgte nach der in 4.9.2 beschriebenen Formel.

Danach zeigten die Hint-ELs-Gerüste die signifikant höchsten Werte für die Scherspannung gegenüber allen anderen Prüfkörpern. Dies war sowohl bei den gemittelten Mikroskopflächen (Abbildung 19) als auch bei den handgemessenen und berechneten Konnektorenstärken (Abbildung 20) der Fall. ($p < 0,0001$)

5.7.1 Scherspannung an Konnektor K3 (Mikroskopmessung)

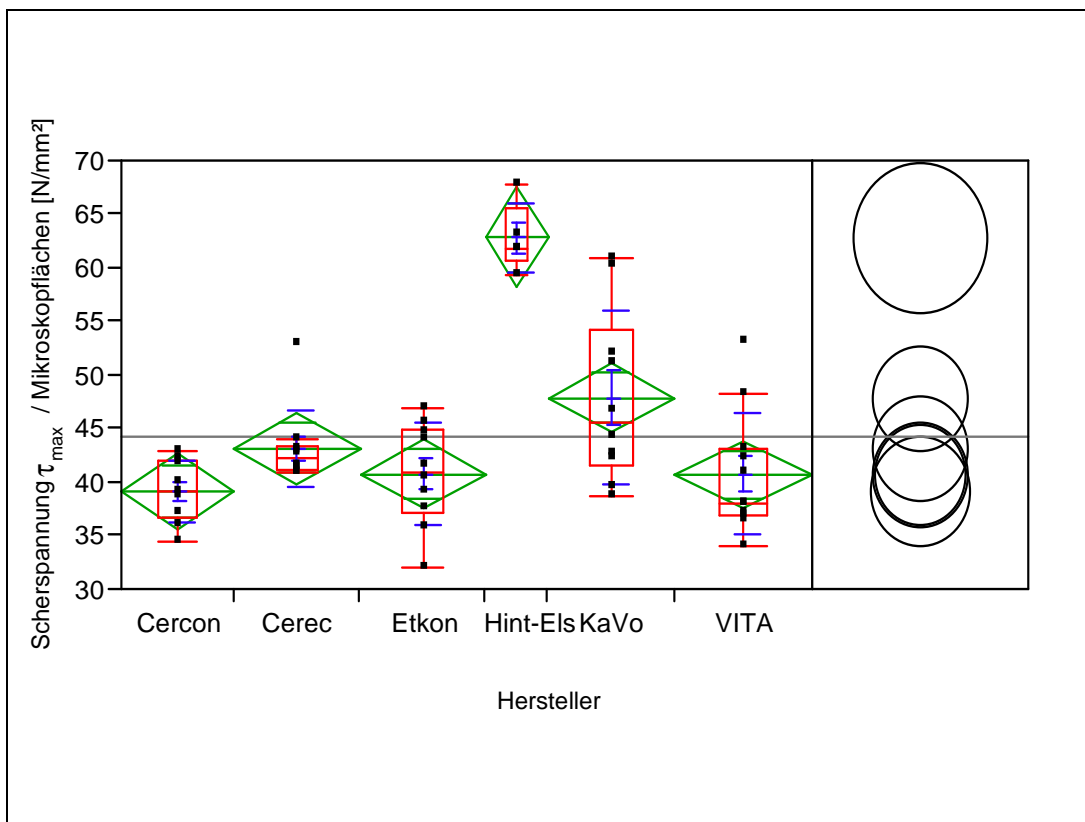


Abbildung 19: Scherspannung am Konnektor K3 mit Hilfe der Mikroskopflächen berechnet

5.7.2 Scherspannung K3 (Handmessung)

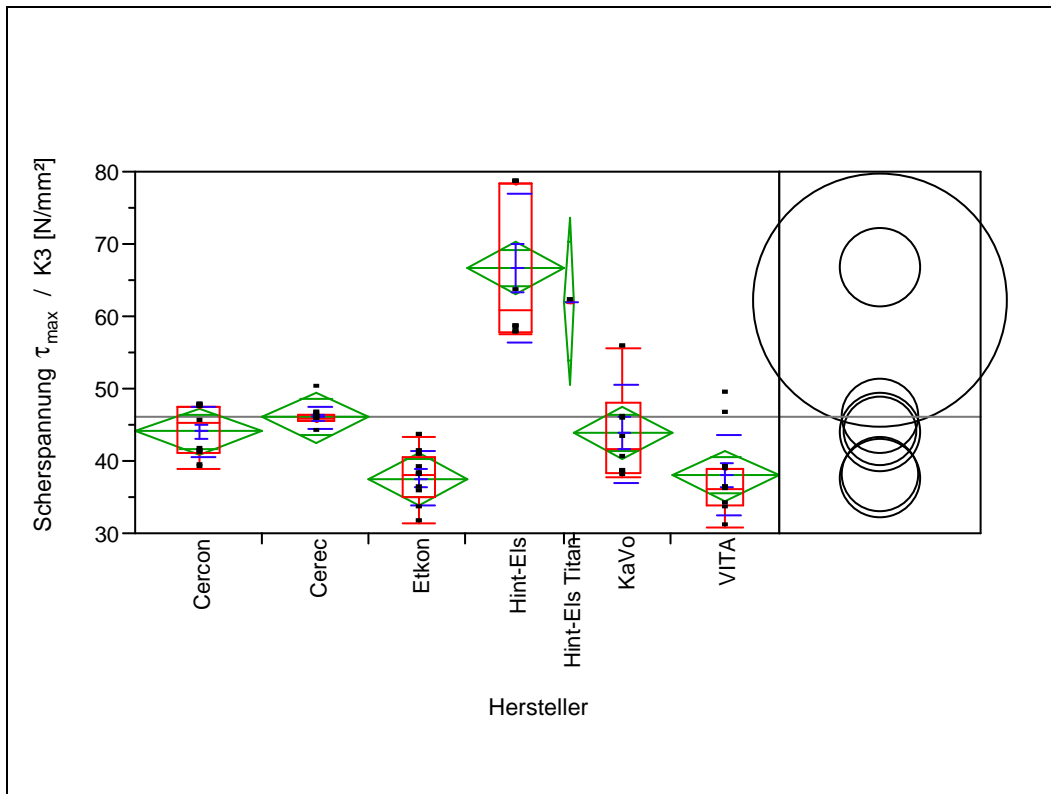


Abbildung 20: Scherspannung am Konnektor K3 mit Hilfe der Handmessungen berechnet

Die KaVo-Gerüste und die in Eigenproduktion hergestellten Cerecgerüste wiesen signifikant höhere Werte für die Scherspannung bei den Handmessungen (Abbildung 20) gegenüber den restlichen Prüfkörper außer den Hint-ELs-Gerüsten auf ($p < 0,001$). Die Etkon und VITA-Gerüste unterschieden sich nicht.

Bei den Scherspannungsberechnungen bei den Mikroskopflächen (Abbildung 19) hatten die KaVo-Gerüste signifikant höhere Werte als alle restlichen Prüfkörper außer den Hint-ELs-Gerüsten ($p < 0,0074$).

5.8 Biegespannung

Bei den Berechnungen zur Biegefestigkeit zeigten sich signifikant höhere Werte bei den Hint-ELs-Gerüsten sowie der Referenzbrücke aus Titan gegenüber allen anderen Prüfkörpern ($p < 0,0001$) (Abbildung 21). KaVo- und Cerec-Gerüste wiesen signifikant höhere Biegespannungswerte gegenüber Etkon, VITA und Cercon Prüfkörpern auf ($p < 0,0110$). Etkon- und VITA-Gerüste unterschieden sich nicht.

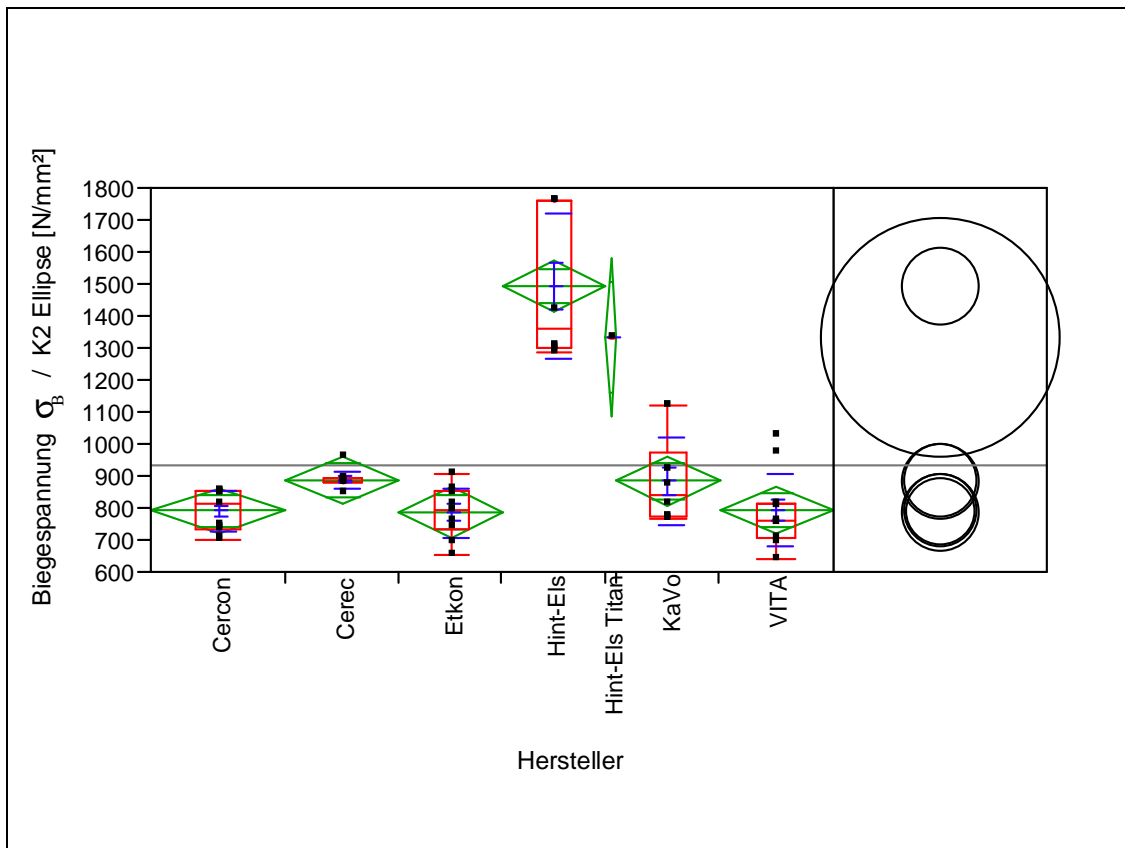


Abbildung 21: Biegespannung an Konnektor K2 für die Ellipse berechnet

6. Diskussion

6.1 Methodik

6.1.1 Prüflast und Zahl der Belastungszyklen

Die Kaukraft bewirkt das Zerkleinern von Speisen. Eine Fülle von Studien haben die physiologischen Kau- und Schluckvorgänge bis heute untersucht.^{84;85;129;131} Die durchschnittlichen Kaukräfte im Seitenzahnggebiet bei der Nahrungszerkleinerung liegen zwischen 20N und 120N, was aber vom Kaudruck und schließlich von der Härte der Speisen abhängt.^{38;70;120;130} Die maximalen Kaukraftwerte liegen im Seitenzahnggebiet bei ca. 320N-400N und im Frontzahnbereich bei ca. 170-200N.^{38;120;130} Bei Parafunktionen werden sogar Spitzenwerte von bis zu 1221N angegeben.^{43;71} Für die Langlebigkeit von Gerüsten sind aber nicht nur die Kaukräfte und deren Einwirkzeit von Bedeutung. Die Abschätzung der Zahnkontakte sowie die Kauzyklen sind für das Überleben der Brückengerüste ebenfalls wichtige Faktoren. Es werden ca. 58-120 Kauzyklen pro Minute beim Menschen bei den oben genannten Kräften beschrieben, denen Restaurationen standhalten müssen. In der Literatur schwanken die Angaben von ca. 240.000 bis 800.000 Kauzyklen pro Jahr.^{2;7} Manche Studien gehen von bis zu 14.000 Kontakten pro Tag aus, denen Restaurationen ausgesetzt sind.¹⁸ Durchschnittlich beschreibt die Literatur mindestens $2,2 \times 10^5$ physiologische Zahnkontakte pro Jahr.¹¹⁹ Die hier angesprochenen Werte von Kauzyklen und Zahnkontakten sind auf Grund ihrer großen Schwankung jedoch sehr ungenau und können daher nur zur Orientierung benutzt werden. Gründe für derart uneinheitliche Werte liegen in der Schwierigkeit, die individuellen Zusammenhänge des orofazialen Systems in seiner Komplexität zu erfassen, sowie in der Vergleichbarkeit verschiedener Prüfverfahren.

Zur Beurteilung der zu erwartenden Lebensdauer von Brückengerüsten wurden in der vorliegenden Untersuchung sinusförmige Schwellenlastversuche durchgeführt. Um Druck-, Biege-, Scher-, Zug- und Torsionskräften zu simulieren, wurden die Brückengerüste auf Basis des Wöhlerverfahrens¹⁵⁸ einer sich stufenweise

erhöhenden Kraft ausgesetzt. Beginnend mit einer Ausgangslast von 50N wurden 100.000 Belastungszyklen mit einer Prüffrequenz von 10Hz aufgebracht. Im weiteren Verlauf wurde die Last um jeweils 50N erhöht, bis es zu einem Bruch der Brückengerüste kam.

Die Ausgangslast von 50N orientiert sich an den in der Literatur genannten durchschnittlichen Kaukraftwerten von 20-120N¹²⁰ und wurde in Anlehnung an bisherige Studien bestimmt.^{21;50;116;117;144} Bei bisherigen Festigkeitsstudien schwankt die Zahl der Belastungszyklen zwischen 1.000 und 100.000.^{21;50;116;117;144} Um aber einen zu schnellen Anstieg der Bruchlast bis zur automatischen Brucherkenkung der Prüfmaschine zu vermeiden, wurde in der vorliegenden Untersuchung eine Zyklenzahl von 100.000 gewählt.

Laut Literatur wurde eine durchschnittliche Kaufrequenz von 1,2 Hz ermittelt.¹¹⁵ Da die Verwendung von bis zu 10Hz im Kausimulator jedoch zu keinen nennenswerten Ergebnisverfälschungen bei Belastungstests führte,^{2;7} konnte diese als höchstmögliche Frequenz in dieser Prüfung festgelegt werden.

6.1.2 Dyna-Mess Bauteilprüfmaschine

Die in Kapitel 4.2.2 näher beschriebene Prüfmaschine der Firma Dyna-Mess wird in der Industrie zur Dauerfestigkeitsprüfung von Bauteilen und Werkstoffen verschiedenster Art verwendet. Insbesondere Dauerfestigkeitsprüfungen dentaler Werkstoffe, wie zum Beispiel Ermüdungsprüfungen von enossalen Dentalimplantaten nach der Normierung EN ISO 14801 „Zahnheilkunde- Ermüdungsprüfung für enossale Dentalimplantate“, können mit der Prüfmaschine durchgeführt werden.

6.1.3 Herstellung der Prüfkörper

Insgesamt wurden, basierend auf einem standardisierten STL-Datensatz, 66 Brückengerüste aus verschiedenen Materialien hergestellt. 41 Gerüste wurden industriell gefertigt, die restlichen 25 wurden im eigenen Labor hergestellt.

Aufgrund der hinreichenden Vorgaben (STL-Datensatz) sollten nach Herstellung der Prüfkörper keine weiteren Bearbeitungen von den Firmen, wie Beschleifen oder zusätzliche Brennvorgänge etc., an den Gerüsten vorgenommen werden. Nach deren Empfang erfolgte die standardisierte Weiterverarbeitung (Aufpassung, Zementierung, Installation im Prüfsystem) im eigenen Labor.

Da bei der Selbstherstellung der Cerec- und Cercon-Prüfkörper der STL-Datensatz aufgrund der Inkompatibilität der Systeme nicht verwendet werden konnte, mussten die Brücken von einer bereits vorhandenen Musterbrücke abgescannt und, wie unter Kapitel 4.3 beschrieben, produziert werden. Diese wiesen im Vergleich zu den industriell hergestellten Prüfkörpern bereits minimal erhöhte Konnektorenstärken auf (Tabelle 5), was durch die bereits erhöhten Konnektorenstärken der Musterbrücke zu erklären ist.

Alle Brücken wurden unter gleichen Bedingungen (Wasserkühlung/Diamant) aufgepasst, um initiale Mikrorissbildungen zu vermeiden und somit Verfälschungen der Bruchkräfte zu minimieren.

Zur Bearbeitung der Gerüste nach dem Sintervorgang gibt es verschiedene Ansichten. Es wird diskutiert, ob mit Hilfe eines weiteren Brennvorgangs nach Aufpassung eventuell entstandene Mikrorisse wieder verschlossen werden können oder ob eine Politur der bearbeiteten Flächen ausreicht. Zur Abklärung sollten weitere Studien zur Oberflächenbehandlung der Vollkeramikgerüste folgen, um Fehler bei Herstellung in Zukunft zu minimieren.

6.1.4 Zementierung der Prüfkörper

Das Zementieren der Prüfkörper erfolgte in der vorliegenden Studie in einem standardisierten Ablauf, bei dem praxisgerecht schnellhärtender Phosphatzement verwendet wurde. Temperatur- und Feuchtigkeitseinflüsse im Verlauf der Studie spielten eine geringfügige Rolle.

Die geringe Zahl der Stumpfablösungen (Tabelle 10) ließen keine Zementierungs- oder Materialfehler erkennen.

Eine ädhäsive Befestigung hätte in der vorliegenden Untersuchung durchschnittlich zu keiner höheren Lebensdauer der Prüfkörper geführt, was in manchen Studien zur Prüfung unterschiedlicher Befestigungsmaterialien von Vollkeramikgerüsten beschrieben wird.

6.1.5 Versuchsaufbau

6.1.5.1 Krafteinleitung

In unserer Versuchsanordnung, erfolgte die Krafteinleitung über die Kugel nicht genau zentral zwischen den beiden Pfeilern, sondern etwas mehr zum Molarenpfeiler hin orientiert, was konstruktionsbedingt mit der besseren Auflagefläche für den Antagonisten (Kugel) auf dem Molarenzwischenglied zusammenhängt.

Bei falscher Positionierung des Metallstempels können durch die Krafteinleitung zusätzliche Belastungsspitzen entstehen.^{45;66;76} In vorangegangenen Studien wurde durch die Verwendung einer Zinnfolie, die eine fehlerhafte Angriffsposition des Antagonisten auf den Prüfkörper reduziert Abhilfe geschaffen.⁴⁵ In der vorliegenden Untersuchung wurde auf die Verwendung derartiger Hilfsmittel verzichtet, da die Prüfkörper genau so konstruiert wurden, dass die Krafteinleitung über die Kugel in einer Positionierungsmulde auf das Gerüst erfolgte (Abbildung 7). Dennoch können zusätzlich entstandene Belastungsspitzen nicht ausgeschlossen werden.

Die mechanischen Eigenschaften der Stahlkugel entsprechen nicht denen des natürlichen Antagonisten (Zahnschmelz).⁸⁶ Bei dieser Studie wurden jedoch nur unverblendete Gerüstprüfkörper verwendet, welche den physiologischen Eigenschaften des Zahnschmelzes ebenfalls nicht entsprechen.

Beim physiologischen Kauvorgang herrscht naturgemäß ein Vielpunktkontakt, der durch eine einzige Kugel nicht genau nachgeahmt werden kann.

6.1.5.2 Kraftangriffspunkte

Im vorliegenden Versuch wurden die Brückengerüste von axial belastet, was dem größten Krafteinfluss im natürlichen Seitenzahnggebiet entspricht. Daher ist anzunehmen, dass die gemessenen Kräfte den tatsächlich auf die Brückengerüste einwirkenden Kräften entsprechen.

Artikulationsbewegungen konnten mit dem Prüfsystem nicht simuliert werden, sollten aber bei Parafunktion nicht unterschätzt werden

Ebenfalls müsste die Auflagefläche der Kugel bei der Krafteinwirkung berücksichtigt werden. Den Impressionen der geprüften Metallbrücke nach zu urteilen, ist nicht von einer punktuellen Kraftübertragung sondern von einer Dreipunktauflage der Kugel auszugehen. Dies entspricht annähernd einem idealen Okklussionskonzept beim Dreipunktkontakt mit Scher- und Stützhöckern.⁸⁹

6.1.5.3 Optimierung des Versuchsablaufes

Der Versuchsablauf ließ bei den verschiedenen Messungen keine Unterschiede oder Abweichungen erkennen. Es wurde immer der gleiche Metallblock verwendet, in dem die vorgefertigten Gummiringe, sowie die in Spritzgusstechnik in standardisierter Form hergestellten präparierten Kunststoffstümpfe, in richtiger Reihenfolge eingesetzt wurden. Durch eine Markierung am Molaren wurden die Kunststoffprämolaren bzw. -molaren immer in die gleiche Alveole passgenau eingesetzt, damit Verwechslungen zwischen den Pfeilern vermieden werden konnten. Um den natürlichen Zahnhalteapparat (Faserapparat) nachzusimulieren, wurden die Gummiringe als Puffer zur Federung, dem natürlichen Vorbild entsprechend, eingesetzt. Nur wenige der Kunststoffstümpfe wurden beschädigt, alle Gummiringe blieben intakt. Allerdings bleibt zu beachten, dass keine echten Zähne oder Parodont in dieser Untersuchung verwendet wurden und die mechanischen Eigenschaften der Kunststoffstümpfe mit denen der natürlichen Zähne nicht 100%-ig übereinstimmen.

Zur Simulierung des Speichels in der Mundhöhle und zum Schutz der Maschine vor Verkalkung wurde bidestilliertes Wasser verwendet. Weiter wurde für eventuelle Rissentstehung und Ausbreitung im feuchten Milieu („Spannungsrissskorrosion“) bidestilliertes Wasser verwendet, um den in der Literatur beschriebenen Wechselmechanismus mit den Wassermolekülen Rechnung zu tragen.¹¹³

Hierbei handelt es sich um kein speicheladäquates Medium, die Einflussnahme in einem feuchten Medium unter Belastung konnte jedoch simuliert werden.

Säureangriffen sowie thermozyklischen Wechselbelastungen, welchen die Vollkeramikbrücken in physiologischer Umgebung täglich ausgesetzt sind, wurden bei der vorliegenden Untersuchung nicht simuliert.

Aufgrund der langen Versuchsphasen (ca. 2,5 Tage) kam es vor, dass das Medium beispielsweise über ein Wochenende hinweg verdunstete oder dessen Temperatur sich der Raumtemperatur anpasste.

In nachfolgenden Versuchen sollten Säureangriffe sowie thermische Wechselwirkungen, die Einfluss auf die Bruchfestigkeit der Gerüste haben können, berücksichtigt werden.⁹²

6.2 Ergebnisse

6.2.1 Messkalibrierung/Brückenmessung

Die Ergebnisse der Messkalibrierung des Tastzirkels (Tabelle 3 und Tabelle 4) zeigten für die Längen- und Breitenmessung einen bis auf drei Dezimalen gleichen „Root Mean Square Error“, was bedeutet, dass die Messungen auch bei unterschiedlichen Messgrößen und messenden Personen reproduzierbar waren und die in Kapitel 4.8. beschriebenen Messungen als wiederholbar („repeatable“) gelten.

Für eine genauere Bestimmung der Messfehler müsste die Ungenauigkeit der Schieblehre mitberücksichtigt werden, welche vom Hersteller nicht zu erfahren war. Die mit Hilfe der Handmessungen erzielten und berechneten Ergebnisse konnten somit nicht zur Signifikanzbeurteilung herangezogen werden, reichten aber zu

einem tendentiellen Vergleich der Gerüste untereinander aus. Für eine genauere Handmessung müsste der Anpressdruck der unterschiedlichen Messpersonen standardisiert und urglasgenormte Messinstrumente verwendet werden.

Bei den Brückenmessungen wurden Unterschiede der Gerüstgeometrien und besonders der Konnektorenstärken deutlich, die bereits Auswirkungen auf die Bruchlast und Dauerfestigkeit vermuten ließen (Tabelle 5). Unterschiede der Gerüstgeometrien, die durch die Vorgaben des STL-Datensatzes ausgeschlossen werden sollten, ließen sich bei der Herstellung der Prüfkörper durch die Industrie sowie in Eigenproduktion nicht vermeiden. Gründe hierfür könnten verschiedene Schleifeinheiten mit ihren Fräsern (dreiaxsig vs. fünfachsig) sowie eine nicht vorgesehene Nachbearbeitung durch die Firmen gewesen sein. Bei den im Eigenlabor hergestellten Brückengerüsten könnten die Unterschiede der Gerüstgeometrie darüber hinaus durch die bereits vergrößerte Musterbrücke und deren Scanvorgang bedingt sein. Weiter muss bedacht werden, dass das Messinstrument (Tastzirkel) bei den verschiedenen Prüfkörpern nicht exakt am gleichen Messort positioniert werden konnte und dadurch weitere Ungenauigkeiten resultierten.

6.2.2 Bruchlast/Zyklenzahl

Alle geprüften Brückengerüste durchliefen bis zum Bruchereignis durchschnittlich mehr als 1,3 Million Zyklen, was einer mittleren Bruchkraft von >600N entspricht (Tabelle 6). Mit einer durchschnittlichen Zyklenzahl von 2,5 Millionen und einer Bruchkraft von 1275N erwiesen sich die Prüfkörper der Firma Hint-ELs als die stabilsten. Vier dieser Gerüste hielten den Belastungen ohne Auftreten eines Bruchereignisses stand und erzielten eine Bruchkraft von 1500N, was einer Zyklenzahl von 3 Millionen entspricht. In der Bauteilprüfung gelten Zyklenzahlen von mindestens 10^6 als dauerhaft.^{30;122} Alle geprüften Brückengerüste konnten somit gemäß vorheriger Definition als dauerhaft bezeichnet werden. Die Gerüste der Firma Hint-ELs waren insgesamt stabiler als alle anderen, inklusive der nicht

gebrochenen Referenzbrücke aus Titan (Tabelle 6) und entsprachen sogar den empfohlenen Werten der Dauerfestigkeit von Stählen nach Dengel.³⁰ Gehippte und gepresste Hint-ELs-Gerüste, wie sie hier verwendet wurden, gelten generell als stabiler als vorgesinterte ZrO₂-Gerüste, was durch diese Studie bestätigt werden konnte. Die ebenfalls hohen Bruchkräfte der im Eigenlabor hergestellten Vollkeramikbrücken aus Cercon bzw. Cerec (1032N bzw. 1115N) gegenüber den anderen ZrO₂-Gerüsten können mit den erhöhten Konnektorenstärken erklärt werden.

Bei der in der Studie mituntersuchten Referenzgerüstbrücke aus Titan schaltete die automatische Bruchererkennung der Prüfmaschine schon bei ca. 1100N ab. Es wird vermutet, dass es bei genannter Bruchlast schließlich zur plastischen Deformation des Titangerüsts und dadurch zur Abschaltung der Prüfmaschine kam. Dafür spricht, dass der Titanprüfkörper extrem schwer aus dem Versuchsaufbau zu entfernen war.

Rechnet man die Zyklenzahl auf die Bruchkraft um, so weicht der berechnete vom tatsächlichen Wert ab. Das bedeutet, dass bei 500.000 Zyklen eine Wechsellast von 50 N einer Bruchkraft von 250N entsprechen müsste. Dies ist aber nicht immer der Fall und dadurch zu erklären, dass beim Dauerschwingversuch vor Eintritt des Bruchereignisses der höchste Bruchkraftwert bei noch nicht vollendeter Zyklenzahl erreicht werden kann. In dieser Untersuchung wurden jeweils der höchste Bruchkraftwert und die beim Bruchereignis erreichte Zyklenzahl erfasst.

In dieser Studie wurde der Totallastabfall gewertet.^{91;117;150} Dies sollte man jedoch kritisch beurteilen, da bereits eine Rissbildung in einer Verblendung oder im Gerüst als auslösendes Schadensereignis zum Versagen der Konstruktion führen kann.

Die automatische Bruchererkennung wurde, wie in Kapitel 4.5 beschrieben, festgelegt. Über die Festlegung der Toleranzgrenzen bezüglich des Lastabfalls herrschen auch in der Literatur Unklarheiten. Es wird dabei diskutiert, bei welchen absoluten und prozentualen Werten der zuvor erreichten Kraftspitze der Lastabfall festgelegt werden soll.^{121;140;142}

6.2.3 Bruchbestimmung

Bei 61 der 66 Brückengerüste trat ein Bruchereignis innerhalb von 10^6 Zyklen ein, vier vollkeramische Gerüste der Firma Hint-ELs und die Referenzbrücke aus Titan sind nicht gebrochen.

Die Untersuchung der Gerüstfrakturen nach Bruchort und Bruchart gestaltete sich trotz der vorher genau definierten Maßgaben als schwierig. Besonders kompliziert war, die Zuordnung der Bruchlokalisierung am Übergang vom Konnektor in den Auflager richtig zu erfassen. Anhand der ausgewerteten Bruchkonstellationen ließen sich keine definitiven Aussagen bezüglich des Bruchverhaltens der verschiedenen Produkte ableiten. Tabelle 9 und Abbildung 16 lassen allenfalls eine Tendenz der Bruchorte im Zusammenhang mit den Prüfkörpern erkennen, eine genaue Aussage lässt sich aus der zu geringen Stichprobe jedoch nicht formulieren. An welcher Stelle die Gerüste zuerst gebrochen sind oder ob sich mehrere Fragmente gleichzeitig vom Prüfkörper gelöst haben, lässt sich nicht nachvollziehen. Hierzu wäre eine Videoaufzeichnung des Bruchereignisses hilfreich. Spezielle fraktographische Auswertungen könnten hierbei ebenfalls von Vorteil sein. Nach den Berechnungen und Konstruktionen des statischen Systems hätte am ehesten der Konnektor K2 brechen müssen, gefolgt von K3 (Abbildung 10). Betrachtet man die in Eigenproduktion hergestellten Brücken, so lässt sich erkennen, dass die Cerecgerüste häufiger an K2, und die Cercongerüste aber häufiger an K3 brechen.

6.2.4 Flächenbestimmung

Die per Handmessung erfassten Werte waren, wie bereits beschrieben, ungenau. Deshalb wurde versucht, die Bruchflächen mikroskopisch zu erfassen und mit einer Bildbearbeitungssoftware zu berechnen.

6.2.4.1 Mikroskopflächen

Die Bruchflächen wurden mehrmals mit dem Mikroskop ausgewertet. Die Schwierigkeit bestand darin, trotz der vorhandenen Vergrößerung alle Bruchflächen genau zu erfassen. Abplatzungen und Splitterungen machten wie die verschiedenen Einleswinkel der Photographien Schwierigkeiten bei der Auswertung. Deswegen und auf Grund der zu geringen auswertbaren Stichprobe wurden zum Schluss alle Werte der Bruchflächen gemittelt (Tabelle 12). Es bestätigte sich, dass die in Eigenproduktion hergestellten Prüfkörper, bedingt durch größere Konnektorenstärken, größere Bruchflächen aufwiesen. Weiter zeigte sich, dass Gerüste der Firma Hint-ELs die geringsten Konnektorenstärken bzw. Bruchflächen aufwiesen.

6.2.4.2 Berechnete Flächen

Die mit Hilfe der Handmesstabelle (Tabelle 5) berechneten Konnektorenquerschnitte der Ellipse zeigten ähnliche Werte wie die mikroskopisch erfassten Bruchflächen (Tabelle 14, Abbildung 17). Auch hier wiesen die in Eigenproduktion hergestellten Gerüste größere Konnektorenquerschnitte als die von den Firmen bereitgestellten Prüfkörper auf. Ein direkter Vergleich zwischen den mikroskopisch erfassten und den aus der Handmessung berechneten Flächen ist jedoch nicht durchführbar, da in beiden Messungen zu viele Ungenauigkeiten (Flächen-, Ortserfassung) auftraten. Weiter kann die Berechnung der Ellipsenform nur annähernd die tatsächliche Konnektorenstärke beschreiben. Der tatsächliche Wert der Flächen liegt wahrscheinlich zwischen den mikroskopisch erfassten und per Handmessung berechneten Werten.

6.2.5 Rechteck-Ellipse

Bei den meisten Prüfverfahren zur Bruch- oder Biegefestigkeit von vollkeramischen Werkstoffen wird nicht die Ellipsenform, sondern die Rechteckform verwendet.

Diese stimmt jedoch nicht mit den beim Patienten im Mund eingegliederten Brückengerüstgeometrien (samt Konnektoren) überein. Trotzdem werden die Ergebnisse solcher Prüfverfahren aber von den meisten Firmen zur Herstellung ihrer Produkte berücksichtigt. Die Ellipsenform entspricht am ehesten den heute verwendeten und hergestellten Konnektorgeometrien. Die Berechnungen zur Gleichsetzung von Ellipse und Rechteck in Kapitel 5.6 zeigen, dass letzteres für das Widerstandsmoment und die Querschnittsfläche deutlich stabiler ist, als eine Ellipse. 3-Punkt-Biegeversuch und 4-Punkt-Biegeversuch sind als Anhaltspunkt für Materialtests in der Industrie zwar wichtig, für eine präzise Erfassung der Gerüstgeometrie müssten jedoch ellipsenförmige Körper verwendet werden. Diese Formgebung ist aber kaum normbar, da man diese für geschlickerte Keramiken nicht anwenden kann. Für die Auswertung und die Tendenz der Ergebnisse in unserer Studie stellt jedoch die Berechnung für die Ellipse keinen Nachteil da. Die Werte fallen zwar, wie belegt (Kapitel 5.6), geringer aus, aber eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse ist gegeben.

6.2.6 Spannung

Der Vergleich der Brückengerüste an Hand der Bruchkraft und Zyklenzahl bis zum Bruchereignis liefert Informationen über die Dauerfestigkeit der Prüfkörper. Eine Vergleichbarkeit der Materialien ergibt aber nur Sinn, wenn auch die Gerüstgeometrien Konnektorenstärken berücksichtigt werden können. Dazu wurden in der vorliegenden Untersuchung die Scher- und Biegespannung für die Ellipse bei den Prüfkörpern berechnet.

Die für die Scher- und Biegespannung berechneten Ergebnisse auf Grundlage der Konstruktionen sind nur annähernd richtig. Eine detaillierte Berechnung der Kräfteverteilung kann nur mit Hilfe einer Finite Elemente-Analyse durchgeführt werden, welche auf Grund der Komplexität nicht durchführbar war.

6.2.6.1 Scherspannung

Zur Berechnung der Scherspannung wurde der Konnektor K3 verwendet, der wie erläutert, dem Krafteinfluss am Nächsten liegt (Abbildung 11). Dabei ergab sich, dass beide Hint-ELs-Gerüste an K3 signifikant größere Scherspannungswerte gegenüber allen anderen Gerüsten aufwiesen ($p < 0,0001$). Dies ist sowohl bei den gemittelten Mikroskopflächen (Abbildung 19) als auch bei den handgemessen und berechneten Konnektorenstärken (Abbildung 20) der Fall. Weiter hatten die Cerec, Cercon und KaVo-Prüfkörper signifikant höhere Scherspannungswerte gegenüber den Etkon- und VITA-Gerüsten bei den handgemessen Konnektorenstärken (Abbildung 20). Bei der Scherspannung zeigte sich also eine klare Abstufung der getesteten Brückengerüste. Durch die Berechnung der gemittelten Mikroskopflächen ergab sich, dass die KaVo-Gerüste, abgesehen von den Hint-ELs-Gerüsten ($p < 0,0001$), signifikant höhere Scherspannungswerte gegenüber den restlichen Prüfkörpern aufwiesen ($p < 0,0074$). Cerec-Gerüste hatten zwar höhere Werte als Etkon- und VITA-Prüfkörper, wiesen aber nur signifikant höhere Scherspannungswerte gegenüber Cercon-Gerüsten auf ($p < 0,0159$).

Die Ermittlung der Scherspannungen muss kritisch hinterfragt werden, da diese nur in der Nähe von K3 herrschen. Grund zur kritischen Hinterfragung ist die Tatsache, dass zumindest elf der geprüften Gerüste nicht an K3 gebrochen sind. Die mit Hilfe des Mikroskopes ermittelten Werte sind Durchschnittswerte aller drei Konnektoren.

6.2.6.2 Biegespannung

Die Ermittlung der Biegespannung in Anlehnung an den 3- und 4-Punkt-Biegeversuch unter Berücksichtigung der Ellipsengeometrie sowie der paramittigen Krafteinleitung konnte statistisch signifikante Ergebnisse liefern. (Abbildung 21) Auch hier wurde die Sonderstellung des gehippen ZrO_2 deutlich. Die Hint-ELs-Gerüste hatten signifikant höhere Biegefestigkeitswerte gegenüber allen restlichen

Prüfkörpern. ($p < 0,0001$) Cerec- und KaVo-Gerüste hatten eine signifikant höhere Biegespannung gegenüber Cercon-, Etkon- und den VITA-Gerüsten. ($p < 0,01$)

Durch die dargestellten Konstruktionen (Abbildung 9-11) und Berechnungen (Kapitel 4.9.1) konnte der paramittige Lastangriffspunkt annähernd bestimmt werden. Der axiale Lasteinfluss über die Kugel wird über keine Fläche, sondern über drei Punkte in das Gerüst eingeleitet, was bei unseren Berechnungen nicht berücksichtigt wurde.

Die Berechnungen zur Biegefestigkeit in Anlehnung an den 3-Punkt-Biegeversuch konnten nach dem Dauerschwingversuch ermittelt werden und lieferten trotz allen Schwierigkeiten deutliche Ergebnisse, die einen Langzeitvergleich unterschiedlicher vollkeramischen ZrO_2 -Brückengerüste möglich machen.

6.3 Vergleich der Bruchwerte/Ergebnisse mit anderen Studien

Die in der Studie ermittelten Ergebnisse sind nur bedingt mit denen anderer Studien vergleichbar, da sich die Prüfungen zur Bruchfestigkeit von Brückengerüsten zu sehr in ihrem Design unterscheiden. Die Ergebnisse spiegeln zwar in der Literatur bekannte Sachverhalte wieder, jedoch fehlen für einen Vergleich detaillierte nationale und internationale Normen zur Prüfung der zyklischen Dauerbruchfestigkeit. Es sollten weitere Studien mit dem hier verwendeten zyklischen Dauerschwingverfahren durchgeführt werden.

Die in dieser Studie festgelegten Parameter bezüglich der Bruchlast von 50N und einer Zyklenzahl von 100.000 entsprechen den Daten aus der Literatur. Neuere Studien verwenden sogar Kräfte zwischen 100N-200N⁸² oder gar Kräfte bis zu 300N, wobei letztere natürlich mit deutlich verringerter Zyklenzahl beschrieben sind.¹¹⁵ Teilweise wird von höheren Maximalkaukräften (150-600N) sowie Bruxismuskraften bis 1221N ausgegangen.^{43;71} Sicherlich kommen bei Bruxismus und beim Zerkleinern harter Speisen höhere Kräfte zustande, diese sind im zeitlichen Verlauf aber nur von kurzer Dauer.

Die Belastbarkeit wurde in der vorliegenden Untersuchung mit Hilfe von dynamischen Bruchtests unter sinusförmigem Kraftanstieg durchgeführt. Dabei kam die Krafteinleitung, wie bereits beschrieben, von axial senkrecht zur Okklusionsfläche im Bereich des hinteren Verbinders nicht mittig auf das Gerüst, was unsere Untersuchung von anderen Untersuchungen unterscheidet.^{117;121}

6.4 Schlussfolgerungen/Aussicht

Weitspannige vollkeramische Brückensysteme aus ZrO_2 sollten in der vorliegenden Untersuchung auf Ihre Dauerfestigkeit geprüft werden. Bei einer Ausgangsfestigkeit von 1000N im Seitenzahnbereich¹⁴⁸ und einer 40%-igen Materialermüdung sollten keramische Werkstoffe^{55;88;160} einer Dauerfestigkeit von mindestens 600N^{84;128} standhalten.

Da alle geprüften Brückengerüste bis zum Eintritt des Bruchereignisses mehr als 1,3 Millionen Zyklen durchliefen, was einer Bruchkraft von über 600N entspricht, können die Prüfkörper in Anlehnung an die Bauteilprüfung¹²² als dauerhaft bezeichnet werden.

Unterschiede im Bruchverhalten zwischen den verschiedenen Brückengerüsten lassen sich durch diese Studie nicht ableiten. Die Stichprobe war möglicherweise zu klein, um genauere Aussagen formulieren zu können.

Ein Zusammenhang zwischen der Bruchkraft in unserer Studie und dem 3-Punkt-Biegeversuch ist prinzipiell vorhanden. Die Berechnungen für die Biegespannung zeigten statistisch signifikante Unterschiede. Somit ist eine Ableitung zum 3-Punkt-Biegeversuch möglich, er kann allerdings allein betrachtet, nur einen ergänzenden Festigkeitswert zur Beurteilung der Dauerfestigkeit liefern.

Die Berechnungen zur Scherspannung können, genau genommen, nur bei Kräften in der Nähe der Auflager verwendet werden und sind auf Grund der Bruchmuster vernachlässigbar.

Größere Konnektorenstärken bedingen grundsätzlich keine signifikant höheren Biegefestigkeitswerte. Unterschiede beim Material, den Fräseinheiten und den

Schleifkörpern spielen eine Rolle. Durch Spannungsberechnungen der Prüfkörper können Unterschiede der Materialien ersichtlich werden. Um die Konnektorenstärken möglichst klein zu gestalten, müsste in den Konnektoren eine Verstärkung erfolgen, ohne dessen Dimensionen zu verändern.

Zusammenfassend bleibt festzuhalten, dass die Dauerfestigkeitsprüfung im Stufenlastverfahren ein wichtiger Parameter zur Prüfung der Langzeitbelastung und Haltbarkeit von Werkstoffen/Bauteilen darstellt. Die mit der Prüfmaschine (DYNA-MESS) durchgeführten Ermüdungstests könnten nach erneuter Modifikation (bewegliche Krafteinwirkungen, thermozyklische Tests) weiterführende Erkenntnisse für die Beanspruchung/Festigkeit die Prüfkörper (Brücken) liefern.

Dass die Prüfmaschine für den Einsatz an vollkeramischen Bauteilen geeignet ist, beschreibt neben dieser Studie auch die bereits durchgeführte Prüfung an endossalen Implantaten.⁵⁹ Während für endossale Implantate mit EN ISO 14008 schon eine Normierung vorhanden ist, bleibt abzuwarten, ob eine Ermüdungsprüfung zur Dauerfestigkeitsprüfung von dentalen vollkeramischen Brücken zusätzlich erfolgen wird.

Um der wachsenden Materialvielfalt Herr zu werden, muss ein Qualitätsstandard geschaffen werden, der sich nur durch die Einführung standardisierter Dauertests erreichen lässt.⁴⁴ Industrie und Verbraucher (Zahnarzt) hätten so einen verlässlicheren Vergleich der Haltbarkeit bzw. Lebensdauer der verschiedenen Werkstoffe. Natürlich können derartige in vitro-Tests nur die Vorstufe gezielter klinischer Studien sein, deren Ergebnissen und Aussagen unter Einbeziehung der Komplexität des gesamten orofazialen Systems dann eine noch größere Aufmerksamkeit zu widmen ist.

Die Stabilität der Gerüste ist ausreichend, könnte aber durch Modifikationen im Brückendesign sogar noch gesteigert werden. Auch die Standardpräparationen bei Brücken sollten dabei unter Schonung der Zahnhartsubstanz neu überdacht werden. Durch die Verbesserung des Verbundes zwischen Brücke und Pfeilerzähnen ist eine weitere Steigerung der Langzeitstabilität möglich.

Auch wenn durch Materialien wie Nano-Zirkoniumdioxid (Ce-TZP/A) die Bruchfestigkeit weiter erhöht werden kann, bleibt der Verbund zur Verblendung ein schwerwiegendes Problem.⁴⁴ Das Hauptaugenmerk bei der Entwicklung von Brückengerüsten sollte in Zukunft daher und auf Grund deren guter bis sehr guter Stabilität auf der Verblendung und den Verbund zwischen Gerüst und Verblendung gelegt werden.

Als Folgestudien sind bereits weitere thermozyklische Dauerschwingversuche mit verblendeten Brückengerüsten im gleichen Studiendesign vorgesehen, die sicherlich zu interessanten weiterführenden Ergebnissen führen werden.

7. Zusammenfassung

Für die klinische Langzeitprognose weitspanniger Brückensysteme spielt die Dauerfestigkeit eine wichtige Rolle. Daher sollte die Langzeitstabilität viergliedriger Brückengerüste verschiedener Hersteller aus ZrO_2 überprüft werden.

Viergliedrige ZrO_2 -Brückengerüste unterschiedlicher Hersteller aus verschiedenen Materialien wurden im Dauerschwingversuch auf ihre Bruchfestigkeit und bezüglich der Zyklenzahl bis zum Eintritt einer Fraktur geprüft und verglichen. Weiter sollte untersucht werden, ob die Brückengerüste nach einer Million Belastungszyklen eine klinisch geforderte Mindestfestigkeit von 600N aufweisen und somit nach dieser Definition als „dauerfest“ bezeichnet werden können.

Basierend auf einem standardisierten STL-Datensatz wurden 66 viergliedrige Brückengerüste untersucht. 41 Gerüste stammten von vier Firmen, die restlichen 25 Brücken wurden mit der Cercon (Degudent) und Cerec 3 (Sirona) Schleifeinheit im Eigenlabor hergestellt. Die Gerüste wurden auf Prämolaren- und Molarenkunststoffstümpfe zementiert und die Lasteinleitung erfolgte von okklusal über eine Stahlkugel am distalen Zwischenglied. Alle Versuche wurden in bidestilliertem Wasser durchgeführt. Die Belastungen erfolgten in einem Stufenlasttest nach DIN 50100, bei dem, beginnend mit 50N, 100.000 Belastungszyklen bei einer Frequenz von 10Hz aufgebracht wurden. Anschließend wurde die Kraft in weiteren Stufen um jeweils 50N bis zum Bruchereignis erhöht. Die Konnektorenflächen der Ellipsenkörper wurden mit Hilfe eines Tastzirkels vor Versuchsbeginn gemessen und berechnet. Eine mikroskopische Erfassung der Bruchflächen mit Auswertung und Berechnung erfolgte nach der Versuchsdurchführung. Weiter wurden Berechnungen in Anlehnung an den 3-Punkt-Biegeversuch durchgeführt.

Es zeigte sich, dass gehippte ZrO_2 -Gerüste signifikant stabiler waren als dichtgesinterte Gerüstprüfkörper. Gehipptes ZrO_2 besaß mit 1275N die höchste mittlere Bruchkraft. Die gehippten Gerüste erreichten höhere Werte als die Referenzbrücke aus Titan (1123N) sowie die übrigen TZP- ZrO_2 -Gerüste, die Bruchkräfte zwischen 744N und 1115N aufwiesen. Alle Brückengerüste erreichten

im Durchschnitt 10^6 Zyklen, wobei gehipptes ZrO_2 bis zu $2,5 \times 10^6$ Schwingspielen standhielt, was mit der Dauerfestigkeit von Stählen vergleichbar ist. Es wurde gezeigt, dass alle getesteten Gerüste der geforderten Zyklenzahl von 10^6 standhielten und somit in Anlehnung an die Bauteilprüfung als „dauerfest“ bezeichnet werden können.

Der Vergleich dieser Ergebnisse mit anderen Studien bereitet Schwierigkeiten, da Prüfdesigns und Parameter der jeweiligen Untersuchungen sehr unterschiedlich sind. Weiterhin gibt es weder nationale noch internationale Normen für die Prüfung der zyklischen Dauerschwingfestigkeit bei der dentalen Keramik nach ISO 6872. Bei einer Festlegung von Normen sollte idealerweise auch die Biegespannung zur Erfassung der Konnektorenstärken berücksichtigt werden. Die gehippten Hint-ELs-Gerüste zeigten eine signifikant höhere Biegespannung gegenüber allen anderen Prüfkörpern. Eine Ableitung zum 3-Punkt-Biegeversuch ist somit möglich.

Größere Konnektorenstärken ergaben grundsätzlich keine signifikant höheren Biegefestigkeitswerte. Unterschiede beim Material, den Fräseinheiten und dem Schleifkörper spielten eine Rolle. Mit Hilfe der Finite-Elementanalyse wären in Zukunft eventuell durch modifizierte Präparationen neue Brückendesigns mit stabileren Gerüsten möglich.

Ein typisches Bruchmuster in Abhängigkeit zur Bruchfestigkeit konnte nicht ermittelt werden. Die Konnektoren an K2 und K3 sowie am Auflager A2 frakturierten zwar häufiger, was durch die Krafteinleitung aber nicht verwundert. Um die initiale Rissbildung und Ausbreitung jedoch genau zu erfassen, hätte eine photographische Dokumentation erfolgen müssen. Gehipptes Zirkonoxid hatte bei geringeren Konnektorenstärken eine deutlich höhere Biegefestigkeit und wies im Gegensatz zu vorgesintertem Zirkonoxid höhere Zyklenzahlen auf. Gerade bei größeren Schaltlücken im Seitenzahnggebiet, bei denen weitspannige Brückengerüste zum Einsatz kommen, ist gehipptes Zirkonoxid trotz ökonomischen Nachteils bei der Herstellung und dem Materialkörperverschleiss offensichtlich am besten geeignet, da an Hand der in vitro Ergebnisse eine bessere Langzeitstabilität zu erwarten ist.

8. Literaturverzeichnis

1. Akademischer Verein Hütte EViB. Hütte. *Verlag von Wilhelm Ernst & Sohn* 1955;28:836-838.
2. Anderson PJ, Measurement of stress in mastication. *I J Dent Res* 1956;(35):664-670.
3. Anusavice KJ, Degradability of dental ceramics. *Adv Dent Res* 1992;6:82-89.
4. Anusavice KJ, Hojjatie B, Tensile stress in glass-ceramic crowns. effect of flaws and cement voids. *Int J Prosthodont* 1992;5(4):351-358.
5. Apholt W, Bindl A, Lüthy HMWH, Flexural strenght of Cerec 2 machined and jointed In-Ceram-Aluminia and In-Ceram-Zirconia bars. *Dent Mater* 2001;17:260-267.
6. Axmann D, Gomez G, Groten M, Der Bland und Altman Plot-eine einfache graphische Methode zur Einschätzung der Verlässlichkeit von Meßverfahren. *Dtsch Zahnärztl Z* 2002;10:613.
7. Bates JF, Stafford GD, Harrison A, Masticatory Funktion - Areview of the literature II. Speed of movement of the mandible,rate of chewing and forces developed in chewing. *J Oral Rehabil* 1997;(2):349-361.
8. Benz C, Lexikon Zahnmedizin, Zahntechnik. *Urban & Fischer Verlag München-Jena* 2000.
9. Beuer F, Erdelt K-J, Schweiger J, Eichberger M, Gernet W, Biegefestigkeit von unterschiedlich bearbeitetem Zirkonoxid. *Dtsch Zahnärztl Z* 2006;61:155-157.
10. Bieniek KW, Marx R, Die mechanische Belastbarkeit neuer vollkeramischer Kronen und Brückenmaterialien. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1994;104:284-289.
11. Bieniek KW, Zitzmann N, Spiekermann H, Innovative vollkeramische Kronen- und - Eine kritische Bewertung. *Quintessenz* 1993;44:689.

12. Bindl A, Luthy H, Mörmann WH, Strength and fracture pattern of monolithic CAD/CAM-generated posterior crowns. *Dent Mater* 2006;22(1):29-36.
13. Bindl A, Mörmann WH, An up to 5-year clinical evaluation of posterior In-Ceram CAD/CAM core crowns. *Int J Prosthodont* 2002;(15):451-456.
14. Bland JM, Altman DG, Statistics Notes: Measurement errors. *BMJ* 1996;313:744.
15. Boutin P, Christel PS, Dorlot JM, et al. The use of dense alumina-alumina ceramic combination in total hip replacement. *J Biomed Mater Res* 1988;22:1203-1232.
16. Breuer F, Fick K, Erdelt KJ, Gernet W, Marginale und innere Passung von CAM gefrästen Zirkonoxid-Einzelkronengerüsten bei unterschiedlichen Präparationswinkeln. *Dtsch Zahnärztl Z* 2003;58:517-521.
17. Breustedt A, Geschichte und Entwicklung der zahnärztlichen Keramik In: Breustedt, A. Zahnärztliche Keramik. *VEB Verlag Volk und Gesundheit Berlin* 1968.
18. Brewer AA, Prosthodontic research in progress at the school of aerospace medicine. *Prosthet Dent* 1963;13:49-63.
19. Cales B, Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory and clinical data. *Clin Orthop Relat Res* 2000;379:94-112.
20. Cavel WT, Kelsey WP, Barkmeier, Blankenau RJ, A pilot study of the clinical evaluation of castable ceramic inlays and dual-cure resin cement. *Quintessence Int* 1988;19:257-262.
21. Chitmongkolsuk S, Heydecke G, Stappert C, Strub JR, Fracture strength of all ceramic lithium disilicate and porcelain-fused-to-metal bridges for molar replacement after dynamic loading. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2002;10:15-22.
22. Chong KH, Chai J, Takahashi Y, Wozniak WT, Flexural strength of In-ceram alumina and In-Ceram zirconia core materials. *Int J Prosthodont* 2002;(15):183-188.

23. Christel PS, Biocompatibility of surgical-grade dense polycrystalline alumina. *Clin Orthop Relat Res* 1992;282:10-18.
24. Christel PS, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN, Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 1989;23:45-61.
25. Claus H, Werkstoffkundliche Grundlagen der Dentalkeramik. *dental-labor* 1980;10:1743-1750.
26. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999;20:371-376.
27. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ, The influence of simulated masticatory loading regimes on the bi-axial flexure strength and reliability of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006;34(5):317-325.
28. Curtis AR, Wright AJ, Fleming GJ, The influence of surface modification techniques on the performance of a Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 2006;34(3):195-206.
29. DeguDent GmbH Hanau. Cercon smart ceramics. *DeguDent GmbH Internet Homepage* 2006.
30. Dengel D, Harig H, Zur Frage der Grenzwahrschwingzahl und deren Einfluß auf den Schätzwert der Dauerfestigkeit von Stahl. *Materialprüfung* 1974;16:88-94.
31. Denry IL, Holloway JA, Microstructural and crystallographic surface changes after grinding zirconia-based dental ceramics. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2006;76(2):440-448.
32. Deville S, Chevalier J, Gremillard L, Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 2006;27(10):2186-2192.
33. DIN 50100. Dauerschwingversuch. *Fachausschuss Materialprüfung (FNM) im DIN Deutsches Institut für Normung e V* 1978.

34. DIN EN ISO 9693: 2000-12. Dentale restaurative Metallkeramiksysteme. *Beuth-Verlag Berlin* 2001.
35. Domke W, Werkstoffkunde und Werkstoffprüfung. *Verlag Girardet, Düsseldorf* 1987;10. verb. Auflage(2. Druck):350-359.
36. Druschitz AP, Schroth JG, Hot isostatic pressing of a presintered yttria-stabilized zirconia ceramic. *J Am Ceram Soc* 1989;72:1591-1597.
37. Edelhoff D, et al. Adhäsiv und konventionell befestigte Empress 1-Kronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 2000;55:326-330.
38. Eichner K, Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1963;18:915-925.
39. Eichner K, Kappert HF, Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung. *Hüthig Verlag Heidelberg* 1996;Band 1 6.Auflage.
40. Eidenben S, Schärer P, Das Kopierschleifen keramischer Formkörper. *Phillip Journal* 1994;11(3):91-95.
41. Evans AG, Heuer AH, Toughening of brittle solids by martensitic transformation. *Acta Metall* 1986;34:761-800.
42. Fäßler WP, Untersuchungen zur Bruch- und Dauerfestigkeit der Dentalkeramiken Zirkonoxid-TZP und In-Ceram. *Dissertation, Universität Tübingen* 1999.
43. Ferrario V, Sforza C, Zanotti G, Tartaglia GM, Maximal bite forces in healthy young adults as predicted by surface electromyography. *J Dent* 2004;32:451-457.
44. Fiedler K, Schünemann J, St. Moritz 2007. *Quintessenz Zahntech* 2007;33(5):635-640.
45. Fischer M, Festigkeitsprüfungen an dreigliedrigen Vollkeramik-Frontzahnbrücken auf einem neuentwickelten Prüfmodell. *Zahnmedizinische Dissertation, Universität Tübingen* 2002.

46. Franz G, Zahnärztliche Werkstoffkunde In: Prothetik und Werkstoffkunde. *Zahn-Mund-Kieferheilkunde Lehrbuch zur Aus- und Fortbildung in 5 Bänden. Thieme; Band 3, 2 Auflage:1-137* 1994.
47. Gehre G, Keramische Werkstoffe. In. Eichner,K., Kappert,H.F.(Hrsg.): *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York* 2000.
48. Gehre G, Hassler C, Ulbricht J, Mental ceramics for the improvement of prosthetic treatment of the population of the GDR. 8. Dental ceramic materials and metal-ceramic compounds with special reference to the combination of Gisadent NCA/Vita VMK 68. *Stomatol DDR* 1984;34(12):730-737.
49. Gobert B, Das Wolceram-System. *Quintessenz Zahntech* 2005;31(2):152-162.
50. Gröger G, Rosentritt M, Behr M, Handel G, Ceramic veneering of Au alloy and CAM zirconia ceramics. *J Dent Res* 2003;82(B):194.
51. Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H, Vollkeramische Kronen und Brücken auf Basis industriell vorgefertigter Gerüstkeramiken. Ergebnisse einer klinischen Langzeitbeobachtung. *Quintessenz* 2002;53:1307-1316.
52. Guazzato M, Albakry M, Quach L, Swain MV, Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dent Mater* 2005;21(5):454-463.
53. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV, Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part I. Pressable and alumina glass-infiltrated ceramics. *Dent Mater* 2004;20(5):441-448.
54. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV, Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 2004;20(5):449-456.
55. Guo H, Property degradation of tetragonal zirconia induced by low temperature defect reaction with water molecules. *Chem Mater* 2004;16:3988-3994.

56. Gupta TK, Bechthold JH, Kuznicki RC, Cadoff LH, Rossing BR, Stabilization of tetragonal phase in polycrystalline zirconia. *J Mater Sci* 1977;32:2421-2426.
57. Hannink RHJ, Kelly PM, Mudle BC, Transformation toughening in zirconia containing ceramics. *J Am Ceram Soc* 2000;83:461-487.
58. Hauptmann H, Suttor D, Frank S, Hoescheler H, Material properties of all ceramic zirconia protheses. *J Dent Res* 2000;79(A):507.
59. Heiges FG, In vitro Untersuchungen zur Ermüdungsfestigkeit von Zahnimplantaten unter hohen Belastungskräften, wie sie bei Bruxismus auftreten. *Dissertation, Universität Tübingen* 2006.
60. Hertlein G, Hoescheler H, Frank S, Suttor D, Marginale fit of CAD/CAM manufactured all ceramic zirconia protheses. *J Dent Res* 2001;80(B):42.
61. Heuer AH, Lange FF, Swain MV, Evans AG, Transformation toughening: an overview. *J Am Ceram Soc* 1986;69(i-iv).
62. Hildebrand S, Feinmechanische Bauelemente. *Carl Hanser Verlag, München* 1968;46.
63. Hildebrand S, Feinmechanische Bauelemente. *Carl Hanser Verlag, München* 1968;39.
64. Hint-Els GmbH Griesheim. Eigenschaften der Materialien. *Internet Homepage* 2008.
65. Höland W, Pressbare Glaskeramiken: IPS Empress und IPS Empress 2. *Quintessenz Zahntech* 2000;26:723-731.
66. Hölsch W, Kappert HF, Festigkeitsprüfung von vollkeramischen Einzelzahnersatz für Front und Seitenzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992;47:621-623.
67. Hornberger H, Vollmann M, Thiel N, Vita In-Ceram-Zirconia, Verarbeitungsanleitung. *Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen* 2002.
68. Hüls A, Vollkeramischer Zahnersatz aus In-Ceram. *Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen* 1995.

69. Infas IfaS, Meinungen zum Thema Zahnersatz-Ergebnisse einer Repräsentativumfrage. Hamburg.1993.
70. Jäger K, Graber G, Schruft L, Aufbau und Testung einer Messkette zur Kaukraftmessung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1989;99(6):670-675.
71. Jent T, Karlsson S, Hedegart G, Mandibular movement of young adults recorded by internally placed light emitting diodes. *J Prosthet Dent* 1979;42:669-673.
72. John M, Micheelis W, Lebensqualitätsforschung in der Zahnmedizin: Konzepte, Erfahrungen und Perspektiven. Ein Überblick zur Forschungslandschaft. *Informationsdienst des Institutes der Deutschen Zahnärzte* 2000;4.
73. Kappert HF, Keramik als zahnärztlicher Werkstoff. In:Strub, J.R., Türp,J.C., Witkowski,S., Hürzeler,M.B., Kern,M.(Hrsg.). *Curriculum Prothetik Quintessenz Verlag, Berlin* 1999.
74. Kappert HF, IPS Empress Brücke/in-vitro Studie. *Untersuchungsbericht an Ivoclar Ag, Schaan* 1998.
75. Kappert HF, "Zur Festigkeit von Dentalkeramiken". *Zahnärztl Mitteilungen* 2003;42.
76. Kappert HF, Knode H, Schultheiss R, Festigkeitsverhalten der In-Ceram Keramik bei mechanischer und thermischer Wechsellast im Kunstspeichel. *Dtsch Zahnärztl Z* 1991;46:129-131.
77. KaVo Everest. Keine Kompromisse zwischen Ästhetik und Biegefestigkeit. *Kavo Everest Bio Zirkonkeramik* 2005.
78. Kern M, Pospiech P, Vollkeramik-Brücken auf dem Prüfstand. *DZ (Dental Zeitung)* 2003;3:28-32.
79. Kim J-Y, Uchida N, Saito K, Uematsu K, Analyse of hot isotatic pressing of presintered zirconia. *J Am Ceram Soc* 1990;73:1069-1073.
80. Klink A, Groten M, CAD/CAM-Restaurations aus Zirkonoxid. *ZMK* 2006;5:268-275.

81. Kohorst P, Hochleistungskeramiken in der Zahnmedizin. *Dentalzeitung* 2006;7:12-15.
82. Kohorst P, Experimentell In-Vitro-Untersuchung zur Belastbarkeit viergliedriger Seitenzahnbrücken aus Zirkoniumdioxid. *Zahnmedizinische Dissertation, Medizinische Hochschule Hannover* 2007.
83. Komine F, Gerds T, Witkowski S, Strub JR, Influence of framework configuration on the marginal adaptation of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. *Acta Odontol Scand* 2005;63(6):361-366.
84. Körber KH, Ludwig K, Maximale Kaukraft als Berechnungsfaktor zahntechnischer Konstruktionen. *dental-labor* 1983;31:55-60.
85. Kraft E, Über die Kaukraft für das Kaugeschehen. *Zahnärztl Praxis* 1962;XII:129-130.
86. Krejci L, Reich T, Lutz F, Albertoni M, In-vitro-Testverfahren zur Evaluation Dentaler Restaurationssysteme. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990;100(8):953-959.
87. Kunzelmann KH, Pospiech P, Mehl A, et al. Vollkeramik auf einen Blick. *Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e V* 2006.
88. Lange FF, Dunlop GL, Davis BI, Degradation during aging of transformationtoughened ZrO₂-Y₂O₃ materials at 250°C . *J Am Ceram Soc* 1986;69:237-240.
89. Lehmann KM, Hellwig E, Einführung in die restaurative Zahnheilkunde. *Urban & Schwarzenberg München-Wien-Baltimore* 1998;(8):46-52.
90. Lehner CSSSP, Seven-year results of leucite-reinforced glass-ceramic inlays and onlays. *J Dent Res* 1998;77(A):803-?
91. Lüthy H, Filser F, Loeffel O, Schumacher M, Gauckler LJ, Hammerle CH, Strength and reliability of four-unit all-ceramic posterior bridges. *Dent Mater* 2005;21(10):930-937.
92. Magne P, Kwon KR, Besler C, Hodges JS, Douglas WH, Crack propensity of porcelain laminate veneers - a simulated operatory evaluation. *J Prosthet Dent* 1999;81:327-334.

93. Maier HR, Leitfaden Technische Keramik; Werkstoffkunde II, Keramik. *Institut für keramische Komponenten im Maschinenbau Aachen* 1993;3. Auflage.
94. Marx R, Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen-
verstärkung und Bruchzähigkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 1993;48(4):229-236.
95. Marx R, Jungwirth F, Walter PO, Threshold intensity factors as lower
boundaries for crack propagation in ceramics. *Biomed Eng Online*
2004;3:41-46.
96. Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J, Taschenbuch der zahnärztlichen
Werkstoffe. *Deutscher Zahnärzte- Verlag, Köln* 2008; 6. überarbeitete
Auflage.
97. Mörmann WH, Bindl A, The new creativity in ceramic restorations: dental
CAD-CIM. *Quintessence Int* 1996;27:821-828.
98. MPA Stuttgart. Schwingfestigkeitsuntersuchung. *Internet Homepage*
2008;[http://www.imwf.uni-
stuttgart.de/lehre/vd/wkp/05_Schwingfestigkeit/schwingspiel.gif](http://www.imwf.uni-stuttgart.de/lehre/vd/wkp/05_Schwingfestigkeit/schwingspiel.gif).
99. Munz D, Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe. *Springer Verlag,
Berlin, Heidelberg* 1989.
100. Piconi C, Maccauro G, Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*
1999;20:1-25.
101. Pospiech P, Erste klinische Erfahrungen. *ZWP Zahnarzt Wissenschaft
Praxis* 2001;4:35-39.
102. Pröbster L, Klinische Langzeitstudie von In-Ceram-Kronen. *Quintessenz*
1997;48:1639-1646.
103. Pröbster L, Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration - ein
historischer Abriss (II). *Quintessenz* 1997;48:1069-1085.
104. Pröbster L, Sind vollkeramische Kronen und Brücken wissenschaftlich
anerkannt? Statement der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und
Kieferheilkunde (DGZMK). *Dtsch Zahnärztl Z* 2001;10.

105. Pröbster L, Groten M, VITA Vollkeramik: In-Ceram. Ein Leitfaden für die zahnärztliche Praxis. *Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen* 2006;17.
106. Quinn JBSV, Lloyd IK, Influence of microstructure and chemistry on the fracture toughness of dental ceramics. *Dent Mater* 2003;19:603-611.
107. Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P, Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 2005;113(2):174-179.
108. Reuling N, Siebert GK, Keramische Werkstoffe - Entwicklungsstand und Bedeutung. *Dent Lab* 1989;37:67-71.
109. Rheinberger V, Materialtechnologie und Eigenschaften einer neuen Lithiumdisilicat Glaskeramik. *ZWR* 1999;108:214-217.
110. Riedling W, Fortschritte der gegossenen Glaskeramik. *Zahnärztl Mitt* 1989;79:1678.
111. Rieth P, Reed JS, Naumann AW, Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilized zirconia. *Bull Am Ceram Soc* 1976;55:717-721.
112. Rinke S, Hüls A, Chafzadeh A, Vergleichende Qualitätsbeurteilung kopiergefräster vollkeramischer Kronen und Brücken (Celay/In-Ceram). *Dtsch Zahnärztl Z* 1995;50:671.
113. Ritter JE, Laborte RP, Effekt of test environmentss an stress-corrosion susceptibility of glass. *J Am Ceran Soc* 1975;58((7-8)):265-267.
114. Rosenblum MA, Schulman A, A review of all-ceramic restauration. *J Am Dent Assoc* 1997;128:297-307.
115. Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G, Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 2006;22(2):176-182.
116. Rosentritt M, Behr M, Lang R, Kleinmayer S, Handel G, Fracture strength of tooth colored posterior fixedpartial dentures. *J Dent Res* 2001;80(A):57.

117. Rountree P, Notdurft F, Pospiech P, In-vitro-investigations on the fracture strength of all-ceramic posterior bridges of ZrO₂-ceramic. *J Dent Res* 2001;80(A):57.
118. Rudolph H, Quaas S, Luthardt RG, CAD/CAM- Neue Technologien und Entwicklungen in Zahnmedizin und Zahntechnik. *Dtsch Zahnärztl Z* 2003;58:559-569.
119. Sauerwein E, Zahnerhaltungskunde. Eine Einführung. *Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York* 1981.
120. Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE, Feedback control during mastication of solid foodtextures - a clinical-experimental study. *J Prosthet Dent* 1998;80:330-336.
121. Schneemann P, Borchers L, Stiesch-Scholz M, Belastbarkeit 4-gliedriger Seitenzahnbrücken aus Vollkeramik. *ZWR* 2005;114:28-36.
122. Schott G, Werkstoffermüdungs-Ermüdungsfestigkeit. *Dt Verl für Grundstoffindustrie, Stuttgart* 1997;4. Auflage.
123. Schroeder E, Bedarfsermittlung für prothetische Leistungen in der Zahnheilkunde bis zum Jahr 2020. Bericht der I+G Gesundheitsforschung für die DGZPW. *München* 2001.
124. Schwickerath H, Neue Keramiksysteme unter Dauerbeanspruchung. *Quintessenz Zahntech* 1994;20:1495-1499.
125. Schwickerath H, Vollkeramische Brücken. Die Dicor-Glaskeramik. *Dent Lab* 1988;36:433.
126. Schwickerath H, Vollkeramische Brücken - Gerüste aus Kern- oder Hartkernmassen. *Dent Lab* 1988;36:1081-1083.
127. Schwickerath H, Neue Dentalkeramiken im Vergleich. *Zahnärztl Welt* 1992;101:286-288.
128. Schwickerath H, Dauerfestigkeit von Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 1996;41:264-266.

129. Schwickerath H, Kaukraft-Belastbarkeit-Belastbarkeit. *Dtsch Zahnärztl Z* 1976;31:870-873.
130. Schwickerath H, Werkstoffe in der Zahnheikunde. *Die Quintessenz, Berlin* 1977;51-56.
131. Schwickerath H, Was der Zahntechniker beachten sollte Herstellung von vollkeramischen Zahnersatz. *Dent Lab* 1992;XL:1501-1506.
132. Sorensen JA, Kang S, Torres TJ, Knode H, In-Ceram fixed partial dentures: Three year clinical trials. *J Cal dent Assoc* 1998;26:206-214.
133. Spur G, Keramikbearbeitung - Schleifen, Honen, Läppen, Abtragen. *Carl Hanser Verlag, München* 1989.
134. Stark H, Dicor - Restaurationen. *Dtsch Zahnärztl Z* 2000;55:726-727.
135. Stephan M, Vita In-Ceram Alumin, Verarbeitungsanleitung. *Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen* 2002.
136. Strub JR, Vollkeramische Systeme. *Dtsch Zahnärztl Z* 1983;49:182-187.
137. Strub JR, Beschmidt S.M. Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *Int J Prosthodont* 1998;11:602-609.
138. Strübig W, Geschichte der Zahnheikunde. *Deutscher Ärzte- Verlag, Köln* 1989.
139. Studart AR, Filser F, Kocher P, Gauckler LJ, Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dent Mater* 2006.
140. Sundh A, Molin M, Sjogren G, Fracture resistance of yttrium oxide partially-stabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dent Mater* 2005;21(5):476-482.
141. Sundh A, Sjogren G, A comparison of fracture strength of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia ceramic crowns with varying core thickness, shapes and veneer ceramics. *J Oral Rehabil* 2004;31(7):682-688.

142. Sundh A, Sjogren G, Fracture resistance of all-ceramic zirconia bridges with differing phase stabilizers and quality of sintering. *Dent Mater* 2006;22(8):778-784.
143. Suttor D, Hoescheler S, Hauptmann H, Hertlein G, Bunke K, Lava TM - Das neue System von 3M Espe für vollkeramische Zirkonoxid-Kronen- und Brückengerüste. *Quintessenz* 2001;52:805-808.
144. Suttor D, Hauptmann H, Frank S, Hoescheler H, Fracture resistance of posterior all ceramic zirconia bridges. *J Dent Res* 2001;80(A):149.
145. TCM. digitaler messschieber: Bedienungsanleitung und Garantie. *TCM Hamburg* 2006.
146. Thiel N, Vita In-ceram-Spinell, Verarbeitungsanleitung. *Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen* 2002.
147. Tinschert J, Natt G, Oxidkeramiken und CAD/CAM Technologie. *Deutscher Zahnärzte- Verlag, Köln* 2007;23.
148. Tinschert J, Natt G, Doose B, Fischer H, Marx R, Seitenzahnbrücken aus hochfester Strukturkeramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999;54:545-550.
149. Tinschert J, Natt G, Hassenpflug SSH, Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comp Dent* 2004;7:25-45.
150. Tinschert J, Natt G, Jorewitz A, Fischer H, Spiekermann H, Marx R, Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrückenaus neuen Hartkernkeramiken. *Dtsch Zahnärztl Z* 2000;55:610-616.
151. Tinschert J, Natt G, Spiekermann H Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont* 2001;14:231-238.
152. Tinschert J, Schimmang A, Fischer H, Marx R, Belastbarkeit von zirkonoxidverstärkter In-Ceram Alumina-Keramik. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999;54:695-699.
153. Vinci D, Gobert B, Festigkeit, Passgenauigkeit durch Elektrophorese plus Ästhetik. *Quintessenz Zahntech* 2005;31(8):854-864.

154. Weber W, Rieger W, ZrO₂-TZP in Dentistry-Material, Properties and Applications. *Engineering Materials* 2001;192-195:929-932.
155. Weber H, Netuschil L, Biokompatibilität und Plaquewachstum bei unterschiedlichen Restaurationsmaterialien. *Dtsch Zahnärztl Z* 1992;47:278-281.
156. Weißig H, Scheibe L, Thieme R, Horbert R, Redjabo NM, Statistische Basisdaten zur vertragszahnärztlichen Versorgung. Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung, Fachbereich KZBV Statistik (Hrsg), Köln. *KZBV Jahrbuch* 2002.
157. Wenger SM, Kern M, Long-Term Resin Bond Strength to Zirconia Ceramic. *J Adhsiv Dent* 2000;139-147.
158. Wöhler A, Über die Festigkeitsversuche mit Eisen and Stahl. *Z Bauwesen* 1870;20:73-106.
159. Wohlwend A, Verfahren und Ofen zur Herstellung von Zahnersatzteilen. *Etablissement Dentaire Ivoclar, Europäische Patentanmeldung 0 231 773* 1987.
160. Yoshimura M, Noma T, Kawabata K, Smiya S, Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP. *J Mater Sci* 1987;6:465-467.
161. Zimmer D, et al. Survival rate of IPS-Emress 2 all-ceramic crowns and bridges: three years results. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2004;114:115-119.

9. Danksagung

Mein großer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dipl.-Ing. Jürgen Geis-Gerstorfer für die Überlassung des Themas dieser Arbeit und die jederzeit freundliche Unterstützung, sowie für seinen Einsatz bei der Beschaffung der benötigten Geräte und Materialien.

Mein besonderer Dank gilt Frau Christine Schille für ihre Hilfe bei der Versuchsdurchführung mit der Dauerschwingprüfmaschine.

Desweiteren danke ich dem Zahntechnischen Labor des Universitätsklinikums Tübingen, insbesondere Herrn ZTM Ekkehard Kröwerath und Herrn ZT Volker Scheer für ihre Unterstützung bei der Herstellung der Prüfkörper.

Ferner gilt mein Dank Herrn Dr. rer. nat. Detlef Axmann für die seine Hilfsbereitschaft bei der statistischen Auswertung.

Darüber hinaus danke ich allen Firmen für die Bereitstellung der verwendeten Materialien.

Besonderer Dank gilt meinen Kollegen Dr. med. dent. Martin Hairass und Dr. med. dent. Martin Groten für ihre Unterstützung zur Erstellung dieser Promotionsarbeit.

Weiter danke ich meinem Bruder Marcus für das Korrekturlesen der Arbeit.

Überdies bedanke ich mich herzlich bei meiner Frau, sowie meinem Schwiegervater für die Bereitstellung des PCs, meinen Freunden sowie meiner gesamten Familie, insbesondere bei meinen Eltern, für die langjährige Unterstützung während meines gesamten Studiums.

10. Lebenslauf

Personalien

Name	Geist
Vornamen	Andreas Marco
Geburtsdatum	28. Dezember 1974
Geburtsort	Kaiserslautern

Schulbildung

08/81 – 07/85	Grundschule Röhmschule Kaiserslautern
09/85 – 06/94	Gymnasium am Rittersberg Kaiserslautern
06/94	Abitur

Zivildienst

07/94 – 08/99	DRK Kaiserslautern Stadt
---------------	--------------------------

Hochschulbildung

WS 95/96 - WS 99/00	Studium der Humanmedizin an der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
WS 99/00 - WS 03/04	Studium der Zahnmedizin an der Eberhard-Karls-Universität Tübingen
03/00	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
03/01	Zahnärztliche Vorprüfung
19/11/03	Zahnärztliche Prüfung
12/03	Approbation als Zahnarzt

Beruflicher Werdegang

03/04 bis 02/07	Wissenschaftlicher Mitarbeiter, Assistenz Zahnarzt Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Propädeutik und Sektion "Medizinische Werkstoffkunde", Prof. Weber Universitätsklinikum Tübingen
03/07	Beginn der Fachzahnarztausbildung Oralchirurgie Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Prof. Reinert Universitätsklinikum Tübingen