

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

Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik mit Propädeutik

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. H. Weber

Sektion für Medizinische Werkstoffkunde und Technologie

Leiter: Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer

**In-vitro-Studie zum Einfluss eines modifizierten Brenn-
programms auf die Biegefestigkeit von Lava Ceram™**

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

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

vorgelegt von

Shabana Brodam

aus

Lahnstein

2010

Dekan: Prof. Dr. I. B. Autenrieth

1. Berichtserstatter: Prof. Dr. J. Geis-Gerstorfer

2. Berichtserstatter: Prof. Dr. Dr. F. Schick

Meinen lieben Eltern in ewiger Dankbarkeit und Liebe gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	4
2	ÜBERSICHT DENTALKERAMIKEN	6
2.1	Definition	6
2.2	Historischer Anriss	6
2.3	Zusammensetzung dentalkeramischer Massen	7
2.4	Einteilung dentaler Keramiken	8
2.4.1	Einteilung nach der werkstoffkundlichen Zusammensetzung	8
2.4.2	Einteilung nach dem Herstellungsverfahren	14
2.4.3	Einteilung nach dem Indikationsbereich	17
2.5	Mechanische Eigenschaften dentalkeramischer Werkstoffe	18
2.5.1	Biegefestigkeit	18
2.5.2	Risszähigkeit	22
2.5.3	Langzeitfestigkeit	23
3	LITERATURÜBERSICHT	25
3.1	Verblendkeramiken	25
3.1.1	Lava Ceram	28
3.2	Mechanische Eigenschaften	31
3.2.1	Biegefestigkeit	31

4	ZIEL DER ARBEIT	36
5	MATERIAL UND METHODE.	37
5.1	Material	37
5.1.1	Herstellung der Lava™ Ceram Biegestäbchen	37
5.2	Methode	41
5.2.1	Vermessung der Biegestäbchen	41
5.2.2	Künstliche Schädigung der Biegestäbchen	41
5.2.3	Messung der P_T -Werte am Perthometer	45
5.2.4	Untersuchung der Schädigung am Mikroskop	46
5.2.5	Durchführung des 4-Punkt-Biegetests	46
5.2.6	Untersuchung der Bruchstellen am Mikroskop	48
5.2.7	Ermittlung der Biegefestigkeit	48
5.2.8	Statistik	49
6	ERGEBNISSE	50
6.1	Schädigung der Biegestäbchen	50
6.2	P_T -Werte nach der Kausimulation	52
6.3	Statistische Analyse	56
6.3.1	P_T -Werte	56
6.3.2	Biegefestigkeitswerte	58
7	DISKUSSION	62
7.1	In-vitro-Studie	62
7.2	Material- und Methodenkritik	63

7.2.1	Geometrie der Biegestäbchen	63
7.2.2	Schädigung der Biegestäbchen	63
7.2.3	Biegetest	64
7.3	Ergebnisse	64
7.4	Schlussfolgerung	66
8	ZUSAMMENFASSUNG	67
9	LITERATURVERZEICHNIS	69
10	ANHANG	77
10.1	Breite und Höhe der Biegestäbchen	77
10.2	P_T -Werte der Biegestäbchen nach Kausimulation	79
10.3	Biegefestigkeitswerte der Biegestäbchen	81
10.4	Mikroskopaufnahmen	85
10.4.1	Chippingdefekte	85
10.4.2	Bruchverlauf	86
10.4.3	Herstellungsfehler	87
11	DANKSAGUNG	89
12	LEBENS LAUF	90

1 Einleitung

Durch die Verwendung von Verblendkeramiken werden im dentalen Versorgungsbereich optimale ästhetische Ergebnisse erzielt (84). Ihre transluzente Eigenschaft ermöglicht eine individuelle und natürliche Gestaltung von Kronen und Brücken (47). Verblendkeramiken werden sowohl zur Verblendung von Metallgerüsten im metallkeramischen System als auch zur Verblendung von Keramikgerüsten im vollkeramischen System verwendet.

Metallkeramischer Zahnersatz behauptet sich schon seit nunmehr über 30 Jahren erfolgreich auf dem Dentalmarkt (11, 34, 73). Mit einer Überlebensrate von 91-98% nach einer Tragedauer von 5 Jahren stellt sie noch immer eine gute Wahl im Bereich der prothetischen Zahnversorgung dar (61). Aber die überwiegend ästhetischen und biologischen Defizite dieser Versorgungsart speisen den stetig steigenden Wunsch der Patienten nach einer alternativen biokompatiblen Versorgung mit möglichst zahnähnlichen Eigenschaften und einer ästhetisch ansprechenden Gestaltung (34, 55). Um diesen Anforderungen nach zu kommen, werden zunehmend vollkeramische Systeme zur Herstellung dentaler Restaurationen verwendet.

Dentale Vollkeramiksysteme finden in der heutigen Zeit einen großen Indikationsbereich im Bereich des festsitzenden Zahnersatzes. Sie setzen sich immer mehr auf dem Dentalmarkt durch und verdrängen zunehmend die zurzeit noch recht häufig verwendeten metallkeramischen Systeme (24). Mit Hilfe von vollkeramischen Systemen lassen sich im Vergleich zu metallkeramischen Systemen in vielerlei Hinsicht bessere Ergebnisse erzielen (55). So bestechen sie durch ihre optimale Farb- und Lichtwirkung. Sie erzielen durch ihre Lichtbrechung und -reflexion eine natürliche Wirkung ohne störende Grau- und Schattenzonen (39). Metallkeramische Restaurationen dagegen weisen den Nachteil einer eingeschränkten Ästhetik auf, bedingt durch das lichtundurchlässige Metall (34). Vollkeramische Systeme besitzen außerdem den Vorteil einer hohen Abriebfestigkeit, einer ausreichenden Härte, einer hohen mechanischen Festigkeit auf Druck, einer guten chemischen Resistenz und einer hohen Oberflächendichte

(39). Auch ist die Gefahr der Entstehung unschöner Verfärbungen an der Gingiva und lokaltoxischer Reaktionen, die sich im Laufe der Zeit bei metallkeramischen Restaurationen durch Korrosion aufgrund der vorhandenen Metalloxide bilden können, nicht gegeben. Vollkeramische Systeme weisen durch ihre starke atomare Bindung untereinander eine hohe Mundbeständigkeit auf, weshalb die Dentalkeramik auch als bioinertter Werkstoff bezeichnet wird. Sie sind unter den natürlichen biotopischen Gegebenheiten der Mundhöhle im Mund chemisch nicht angreifbar und korrosionsstabil (55). Außerdem bieten sie Plaque durch ihre glatte Oberfläche kaum Möglichkeiten zur Akkumulation. Sie zeichnen sich durch eine hohe Biokompatibilität aus (84). Ein weiterer Vorteil vollkeramischer Systeme liegt in der dem Schmelz ähnelnden thermischen Leitfähigkeit (2).

Unter den vollkeramischen Systemen erweisen sich solche mit Zirkonoxid als Gerüstwerkstoff als besonders leistungsstark. Zirkonoxid ist eine polykristalline Hochleistungskeramik, welche über eine hervorragende Biegefestigkeit verfügt und durch ihre Phasentransformationseigenschaft sogar in der Lage ist Rissausbreitungen entgegenzuwirken (18). Ein Problem dieses hochwertigen vollkeramischen Systems, was derzeit noch eine große Schwäche darstellt und immer wieder beobachtet wird, muss allerdings noch dringend gelöst werden. Dieses Problem tritt hauptsächlich in der Verblendkeramik auf. Es handelt sich dabei um das so genannte Chipping, lamellenförmige Frakturen bzw. Abscherungen, die innerhalb der Verblendung auftreten (51, 81). Eine Demaskierung des Zirkonoxidgerüsts findet in diesem Fall nicht statt (8, 51).

Chipping stellt nicht nur ein Problem bei vollkeramischen Restaurationen dar, sondern tritt auch bei metallkeramischen Restaurationen auf. Allerdings liegt die Chippingrate hierbei deutlich niedriger (54, 67).

Der Grund dieses Phänomens ist bislang noch nicht vollständig geklärt und wird zurzeit auf seine Ursachen hin untersucht.

2 Übersicht Dentalkeramiken

2.1 Definition

Unter dem Begriff „Keramik“ wird im weitesten Sinne ein anorganischer, nicht-metallischer Werkstoff verstanden, der überwiegend ein kristallines Gefüge aufweist, nicht wasserlöslich ist und im Sinterprozess hergestellt wird (75).

2.2 Historischer Anriss

Die Anfänge prothetischer Arbeiten aus zahnfarbenen Werkstoffen gehen bis ins 18. Jahrhundert zurück. Schon damals war der Wunsch nach einer möglichst zahnähnlichen Restauration groß. Der Apotheker Alexis du Duchâteau stellte zu jener Zeit zusammen mit dem Zahnarzt Dubois de Chemant die erste Prothese her, die komplett aus Porzellan bestand (36, 84). Porzellan besitzt die gleichen Basiskomponenten wie Dentalkeramik. Beide Werkstoffe setzen sich aus Feldspat, Quarz und Kaolin zusammen. Allerdings besitzen sie unterschiedliche Anteile dieser Komponenten. So weist Porzellan einen Feldspatgehalt von 20-30m%, einen Quarzgehalt von 20-25m% und einen Kaolingehalt von 40-60m% auf (69). Dentalkeramiken dagegen weisen einen deutlich höheren Feldspatgehalt und einen schwindend geringen Gehalt an Kaolin auf. Genauere Angaben sind in Kapitel 2.3 aufgeführt.

Die erste Porzellanjacketkrone wurde von Charles Land komplett aus Feldspat angefertigt und 1890 von ihm patentiert (84). Er brannte dabei die Feldspatkeramik auf ein Platinkäppchen auf, welches zuvor auf einem Zahnstumpf angepasst wurde (36). McLean und Hughes gelang es nach einer mehrere Jahre andauernden Forschungsarbeit die Jacketkrone durch Zugabe von Aluminiumoxid zu verstärken (49, 69). Weitere Verstärkungsmechanismen wurden in den darauf folgenden Jahren erprobt. Dabei wurde versucht, das Problem der niedrigen Bruchfestigkeiten zu beheben, die die damaligen Restaurationen noch aufwiesen. Als Verstärker wurden unter anderem Leuzit (IPS Empress®), Glimmer (Dicor®) und auch glashaltige Mischoxide (VITA In-Ceram®) eingesetzt (2).

Sie finden zum Teil noch bis in die heutige Zeit Verwendung. Verstärker weisen eine höhere Festigkeit als die Grundmasse auf, mit der sie eine chemische Bindung eingehen. Bei der Auswahl der geeigneten Verstärkungskomponenten muss dabei auf eine der Grundmasse gleichenden Ausdehnungseigenschaft geachtet werden. Ist der Unterschieden groß, kommt es zu Rissbildungen, die dann zu einem frühzeitigen Bruch führen (69).

Das erste vollkeramische System in Deutschland war die von Sadoun 1989 entwickelte VITA In-Ceram[®] ALUMINA (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen), eine glasinfiltrierte Aluminiumoxidkeramik (12). Sie wird noch heute zur Herstellung von Einzelkronen oder mehrgliedrigen Brücken im Frontzahnggebiet verwendet (77, 82). Allerdings ist sie nicht für Bereiche geeignet, in denen hohe Belastungen vorkommen (33, 76).

Erst seit rund 10 Jahren werden rein polykristalline Oxidkeramiken verwendet, wobei vorrangig das Zirkonoxid zu nennen ist. Damit ist es gelungen ein Werkstoff für vollkeramische Restaurationen zu schaffen, welcher auch erfolgreich in Gebiete mit großen Belastungen eingegliedert werden kann. Auf Duret gehen dabei die ersten Arbeiten über die CAD/CAM-Technik zurück. Die CAD/CAM-Technik stellt noch bis heute eine enorme Erleichterung bei der Verarbeitung dieser Hochleistungskeramiken dar (2).

2.3 Zusammensetzung dentalkeramischer Massen

Die Ausgangsmaterialien dentalkeramischer Massen ähneln der Zusammensetzung von Porzellan (69). Sie werden mit 60-80m% aus Feldspat, mit 15-25m% aus Quarz und mit einem geringen bis keinem Anteil, welcher maximal bis zu 5m% betragen kann, aus Kaolin gebildet (47, 69). Farbpartikel, Haftoxide und Bindemittel können zusätzlich verwendet werden.

Die drei Basiskomponenten, welche in Pulverform vorliegen, werden vor dem zahntechnischen Gebrauch zunächst einer thermischen Vorbehandlung unterzogen. Sie werden dazu in den erforderlichen Verhältnissen zueinander gemischt und gebrannt (47). Dadurch werden die Transparenz, der Schmelzbereich und die mechanischen Eigenschaften beeinflusst. Die sich bei dem Brand bildenden

SiO₂-Ketten rufen die Erzeugung einer glasig-amorphe Struktur hervor, was den Effekt einer gesteigerten Transparenz zur Folge hat. Zusätzlich wird mit der thermischen Vorbehandlung eine Senkung der Schmelztemperatur erzielt. Die gewonnenen Scherben, auch Fritten genannt, werden anschließend wieder zermahlen (39). Durch diesen Prozess soll eine Entmischung der Komponenten während der Lagerung unterbunden werden (47).

2.4 Einteilung dentaler Keramiken

Vollkeramische Systeme können nach mehreren Kriterien eingeteilt werden. So ist eine Einteilung der Dentalkeramiken nach ihrer werkstoffkundlichen Zusammensetzung, nach dem Herstellungsverfahren und nach ihrer klinischen Anwendung möglich (57, 58).

2.4.1 Einteilung nach der werkstoffkundlichen Zusammensetzung

In Tabelle 2.1 ist die Einteilung vollkeramischer Systeme nach ihrer werkstoffkundlichen Zusammensetzung mit entsprechenden Produktbeispielen aufgeführt. Es ist zu beachten, dass einige Systeme aus verschiedenen Gründen bereits wieder vom Markt genommen wurden.

Die Unterteilung findet in zwei Hauptgruppen statt. Diese werden zum einen von den Silikatkeramiken und zum anderen von den Oxidkeramiken gebildet. Silikatkeramiken werden unter anderem als Verblendkeramik verwendet und ermöglichen durch ihre transparente und transluzente Eigenschaft eine nahezu perfekte Imitation der natürlichen Zähne. Oxidkeramiken finden aufgrund ihrer opaken Eigenschaft vornehmlich als Gerüst Verwendung (47).

Die werkstoffkundliche Zusammensetzung ist maßgeblich für die Festigkeit einer Dentalkeramik (76).

Tabelle 2.1

Einteilung der Dentalkeramiken nach ihrer chemischen Zusammensetzung

Silikatkeramiken	Produktbeispiel
Feldspatkeramik	VITABLOCS® Mark II (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen)
Leuzitkeramik	OPTEC OPC® (Jeneric Pentron, Kusterdingen) IPS EMPRESS® 1 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein)
Lithiumdisilikatkeramik	IPS EMPRESS® 2 (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Lichtenstein)
Fluorapatitkeramik	Dicor (DENTSPLY DeTrey, Kostanz)
Oxidkeramiken	Produktbeispiel
Glasinfiltriertes Al-Oxid	VITA In-Ceram® ALUMINA (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen)
Glasinfiltrierter Mg-Al-Spinell	VITA In-Ceram® SPINELL (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen)
Glasinfiltriertes Zr-Oxid	VITA In-Ceram® ZIRCONIA (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen)
Dichtgesintertes Al-Oxid	Procera® All Ceram (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden) DC-Procera (DCS Dental AG, Allschwill, Schweiz) VITA In-Ceram® AL CUBES (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen)
Dichtgesintertes Zr-Oxid	Lava™ Frame (3M ESPE, Seefeld) Procera® Zirconia (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden) DC-Zirkon® (DCS Dental AG, Allschwill, Schweiz)

Angaben nach Marxkors et al., Pröbster und Tinschert et al. (47, 57, 58, 76)

2.4.1.1 Silikatkeramiken

Die Gruppe der Silikatkeramiken zählt zu den klassischen Dentalkeramiken (47). Silikatkeramiken besitzen eine überwiegend glasig-amorphe Phase, in die kristalline Partikel hinzugefügt werden (76). Sie sind den Oxidkeramiken in äs-

thetischer Hinsicht deutlich überlegen. Durch ihren hohen Gehalt an Poren, die sich während ihres Herstellungsprozesses bilden, sind sie ihnen in aber hinsichtlich ihrer Festigkeit deutlich unterlegen (75). Auch ist ihr hoher Anteil an Glas für die niedrige mechanische Festigkeit verantwortlich zu machen. Somit bleibt der Einsatz von Silikatkeramiken auf Bereiche beschränkt, in denen nur geringe Zug- und Druckspannungen vorkommen. Silikatkeramiken werden zu kleineren Restaurationen wie Inlays, Veneers und Kronen verarbeitet. Außerdem werden sie zur Verblendung von Gerüsten dentaler Restaurationen verwendet (47, 73).

Hauptbestandteil der Silikatkeramiken ist die Feldspatkeramik. Dabei handelt es sich hauptsächlich um den Kalifeldspat. Kalifeldspat, auch Orthoklas genannt, besteht aus K_2O , Al_2O_3 und aus SiO_2 und weist ein inkongruentes Schmelzverhalten auf. Seine Schmelztemperatur liegt bei $1170\text{ }^\circ\text{C}$. Beim Brennvorgang kommt zu kristallinen Einschlüssen in der gläsernen Feldspatmatrix (23). Dieses kristalline Gebilde bestehen aus Leuzit (47). Leuzit löst sich erst bei $1540\text{ }^\circ\text{C}$ auf und gewährleistet der dentalkeramischen Schmelze ihre hohe Viskosität und damit auch eine gewisse Standfestigkeit während des Brennvorgangs (23). Zudem beeinflusst Leuzit die Festigkeitseigenschaften der Keramik positiv und wirkt Rissausbreitungen entgegen (70). Die Kristallisation wird durch eine niedrige Brenntemperatur, einer längeren Brennzeit und einer langsamen Abkühlung begünstigt (47). Bei einer zu schnelle Abkühlung nach dem Brennvorgang kann zur Bildung von Mikrorissen kommen (39).

2.4.1.2 Oxidkeramiken

Dentalkeramiken blieben aufgrund ihrer spröden Eigenschaft lange Zeit nur für kleinere Restaurationen wie Inlays, Teilkronen und Veneers bestimmt. Erst die Weiterentwicklung rein polykristalliner Oxidkeramiken, welche im Gegensatz zu den herkömmlichen Dentalkeramiken bedeutend höhere Festigkeitswerte aufweisen, ermöglichte die Herstellung von Restaurationen, die auch großen Zug- und Scherbelastungen ausgesetzt sind (2).

Oxidkeramiken sind einphasige Werkstoffe. Sie besitzen Metalloxide, die einen Anteil von über 90% ausmachen. Diese Metalloxide können aus Aluminiumoxid, Zirkonoxid oder komplexen Oxiden, also Spinellen, bestehen (55).

Oxidkeramiken werden in zwei Gruppen unterteilt. Diese werden zum einen von den glasinfiltrierten und zum anderen von den polykristallinen Oxidkeramiken gebildet. Die glasinfiltrierten Oxidkeramiken bestehen primär aus oxidkeramischen Mikropartikeln, die mit einem lathanhaltigen Glas infiltriert werden. Sie sind praktisch porenfrei (47). Dadurch weisen sie allerdings auch eine höhere Glasphase auf (75), wodurch sich für die glasinfiltrierte Oxidkeramik niedrige Festigkeitswerte ergeben. Das VITA In-Ceram[®] System (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen) basiert auf solch einem glasinfiltrierten Keramiksytstem und besitzt Festigkeitswerte von um die 500 MPa. Vergleichsweise weist die polykristalline Oxidkeramik Zirkonoxid einen Wert von bis zu 1200 MPa auf (2, 43, 85). Als Produktbeispiele der glasinfiltrierten Oxidkeramik sind VITA In-Ceram[®] ALUMINA mit Al_2O_3 als oxidkeramischen Bestandteil, VITA In-Ceram[®] ZIRCONIA mit Al_2O_3 und ZrO_2 als oxidkeramischen Bestandteil und VITA In-Ceram[®] SPINELL mit MgAl_2O_4 als oxidkeramischen Bestandteil zu nennen.

Sowohl die glasinfiltrierte als auch die polykristalline Oxidkeramik werden als Gerüstkeramik verwendet und mit einer Silikatkeramik verblendet (61).

Polykristalline Oxidkeramiken besitzen ein sehr feines Mikrogefüge (55). Sie weisen keine Glasphase auf (47) und fallen durch ihre opake Erscheinung auf (75). Polykristalline Oxidkeramiken auf Aluminiumoxidbasis werden für Einzelkronen und mehrspannigen Frontzahnkronen verwendet. Sie weisen im Vergleich zu den glasinfiltrierten Oxidkeramiken eine höhere Festigkeit aus (33) und schneiden in klinischen Studien mit guten Resultaten ab. Wichtige Produktbeispiele sind Procera[®] AllCeram, DC-Procera und VITA In-Ceram[®] AL CUBES.

Oxidkeramiken auf Zirkonoxidbasis weisen im Vergleich zu Oxidkeramiken auf Aluminiumoxidbasis noch einmal eine bis zu 50% höhere Festigkeit auf (33, 85). Zirkonoxid wird synthetisch aus Zirkonsilikat (ZrSiO_4) hergestellt (76) und wird aufgrund seiner sehr guten mechanischen Eigenschaften zur Kronen- und

Brückenversorgung sowohl im Frontzahn- als auch im Seitenzahnbereich verwendet (28, 76). Die enorm hohe Festigkeit des Zirkonoxids wird auf seine Phasentransformationseigenschaft zurückgeführt. Das Zirkonoxid kommt je nach vorliegender Temperatur in drei Formen vor. Ab einer Temperatur von 1170°C kommt es zu einer Umwandlung der monoklinen in die tetragonale Form. Bei Temperaturen über 2370°C wandelt sich die tetragonale in die kubische Form um (75). Eine wichtige Bedeutung kommt aber der t/m-Umwandlung während der Abkühlungsphase zu, in der sich die tetragonale Phase in die monokline Phase umwandelt. Dieser Prozess geht mit einer Volumenzunahme von 3-5% einher. Um die dabei entstehenden Risse zu unterdrücken, werden dem Zirkonoxid Oxide wie MgO, CaO, Y₂O₃ oder CeO₂ zur Stabilisierung hinzugefügt. Dabei wird bevorzugt das Y₂O₃ verwendet, da es zur Bildung einer hochbelastbaren Keramik führt. Je nach dem wie hoch der Anteil der zugeführten Oxide ausfällt, werden unterschiedliche Modifikationen der t/m-Umwandlung erzielt. Dabei kommt es entweder zur Entstehung des vollstabilisierten (FSZ=Fully Stabilized Zirconia) oder des teilstabilisierten (PSZ=Partially Stabilized Zirconia) Zirkonoxids. Das vollstabilisierte Zirkonoxid weist sowohl während als auch nach der Abkühlphase eine konstant kubische Phase auf. Eine Umwandlung in die tetragonale oder in die monokline Form wird hierbei völlig umgangen. Bei dem teilstabilisierten Zirkonoxid fällt die Zufuhr der Oxide geringer aus, wodurch eine Phasentransformation der kubischen in die tetragonale Form während der Abkühlung teilweise möglich ist. Im Falle einer Rissbildung durch zu hohe Zugspannungen wirkt dann die Phasenumwandlung wie ein „Airbag“. Die tetragonalen Partikel wandeln sich an der Risspitze in die monokline Form um (18). Durch die dabei zustande kommende Volumenzunahme wird die Rissflanke zusammengedrückt und somit eine weitere Rissausbreitung unterbunden (75). Der daraus resultierenden enorm hohen Festigkeit verdankt das teilstabilisierte Zirkonoxid auch seine Bezeichnung als „ceramic steel“ (keramischer Stahl), die es von seinem Entdecker Ron Grävie erhielt (18).

Die Zugabe von 3 mol-% Y₂O₃ hat zur Folge, dass beim Abkühlen ausschließlich die tetragonale Form bestehen bleibt. Untersuchungen ergeben, dass die Festigkeit des Zirkonoxids linear zum Anteil der tetragonalen Phase steigt. Das

Zustandekommen eines Airbag-Effekts ist im Falle einer Rissbildung dennoch weiterhin möglich. Diese Form des Zirkonoxids wird als stabilisiertes tetragonales polykristallines Zirkonoxid bezeichnet (TZP = Tetragonal Zirconia Polycrystals) und führt noch einmal zu einer deutlichen Steigerung der mechanischen Festigkeit der Dentalkeramik. Die TZP-Form des Zirkonoxids wird vorwiegend in der Zahnmedizin verwendet (75).

Das Zirkonoxid ist in mehreren Studien unter werkstoffkundlichen Aspekten untersucht worden. Dabei ist eine hohe Biegefestigkeit im Vergleich zu anderen Dentalkeramiken festgestellt worden (76). So liegen die Biegefestigkeitswerte für das Zirkonoxid bei 900-1200 MPa (53). Für das glasinfiltrierte Aluminiumoxid liegen die Werte vergleichsweise bei 500 MPa (47). Das Aufbrennen der Verblendkeramik auf das Zirkonoxidgerüst führt allerdings zu einer Reduzierung der Biegefestigkeit (52, 74).

Das dicht gesinterte, polykristalline Zirkonoxid verfügt außerdem über hervorragende bioverträgliche Eigenschaften (53, 76). So ist das Allergiepotential als vernachlässigbar gering anzusehen. Mutagene und kanzerogene Wirkungen sind dagegen nicht festzustellen (14, 32). Als Grund für die gute Bioverträglichkeit wird die geringe Löslichkeit des Zirkonoxids angesehen (7).

Verbundfestigkeitsprüfungen zwischen dem Zirkonoxidgerüst und der Verblendung ergaben gute Resultate, die im Bereich von 30 MPa lagen. Voraussetzung sind die Verwendung eines Bonders oder eines Liners vor dem Aufschichten der Dentinmasse und ein Washbrand (35).

Die Eingliederung von Restaurationen aus Zirkonoxid bei Patienten mit Bruxismus ist allerdings kontraindiziert. Deshalb ist vor Durchführung einer prothetische Versorgung am Patienten unbedingt abzuklären, ob Bruxismus oder Parafunktionen vorliegen und wie die Krafterwirkungen des natürlichen Gebissens einzuschätzen sind (55). Bei Bruxismuspatienten ist mit bis zu sechsfach erhöhten Kaukräften zu rechnen (26).

2.4.2 Einteilung nach dem Herstellungsverfahren

Die Einteilung dentaler Keramiksysteme kann auch nach dem Verfahren erfolgen, nach dem sie hergestellt wurden. Dabei existieren folgende Verfahren zur Herstellung dentalkeramischer Restaurationen:

- Formsinterung
- Gießen
- Heiß-/ Spritzpressen
- Elektrophorese
- Kopierschleifen
- CAD-CAM Technik (47, 57, 58).

Zur Herstellung dentalkeramischer Restaurationen kann der Zahntechniker nach dem herkömmlichen Verfahren, dem Sinterverfahren, vorgehen. Dabei wird das benötigte Pulver mit der geeigneten Anmischflüssigkeit angemischt und die gewünschte Restauration modellieren. Verschiedene dentalkeramische Massen, wie die Dentin-, Schmelz- und Effektmassen, stehen dem Zahntechniker dabei für die Modellation zur Verfügung. Nach Aufschichtung jeder einzelnen Masse erfolgt die Sinterung. Beim Sintervorgang kommt es zu einer thermischen Verfestigung der Massen, die durch Verringerung der Oberfläche nach Verschmelzung der Kontaktflächen der einzelnen Pulverpartikel miteinander zustande kommt. Es muss also ein Brennschwund bei der Modellation vollkeramischer Restaurationen berücksichtigt werden, der mit bis zu 40 Vol.-% einhergehen kann. Eine Reduzierung des Schwunds kann unter anderem durch Vibration der Restauration während des Modellationsvorgangs erreicht werden. Dabei gelangt flüssiges Bindemittel an die Oberfläche, welches dann mit Fließpapier aufgenommen werden kann. Durch diese Maßnahme ist eine Verringerung des Brennschwundes von bis zu 25 Vol.-% möglich (47, 57, 58).

Die modellierte Restauration wird mit möglichst wenigen Bränden in speziellen, evakuierbaren Öfen gebrannt. Die Biegefestigkeit, die Schrumpfung und das resultierende Schmelzintervall werden entscheidend von der Brennführung beeinflusst (47). Aus diesem Grund muss das für den Brennvorgang vorgeschrie-

bene Temperatur-Zeit-Programm strengstens eingehalten werden (39). Der Brand erfolgt unterhalb der Schmelztemperatur und wird unter Vakuum durchgeführt. Dies erfüllt den Zweck, Porositäten so gering wie möglich zu halten, was wiederum eine Erhöhung der Festigkeit zur Folge hat (47). Ein zum Schluss erfolgender Glanzbrand sorgt für eine glatte Oberfläche der Restauration, wodurch die Akkumulation von Plaque erschwert werden soll. Gleichzeitig fördert der Glanzbrand die Schleimhautverträglichkeit (47, 69).

Produktbeispiele, bei denen dieses Verfahren zur Anwendung kommt, ist das VITA In-Ceram[®] ALUMINA, das VITA In-Ceram[®] ZIRCONIA und das VITA In-Ceram[®] SPINELL.

Neben dieser Möglichkeit Dentalkeramiken zu verarbeiten, gibt es noch das Gießverfahren, das hauptsächlich für die Herstellung von Glaskeramikrestaurationen verwendet wird. Dabei wird Silikatglas in vorgefertigte Formen gegossen und nach dem Erstarren ausgebettet und gegläht. Durch Einbrennen von Mal Farben erhält die Restauration anschließend ihre individuelle Farbe. Als Produktbeispiel ist hier das Dicor[®]-System zu nennen, welches allerdings nun nur eine historische Bedeutung hat.

Das Spritzpressverfahren bzw. Heißpressen wird beim IPS Empress[®] System und bei Optec OPC[®] verwendet. Dabei wird die Restauration zunächst in Wachs modelliert. Anschließend wird die Modellation eingebettet und die Keramik im Lost-Wax-Vorgang in die Hohlform gepresst.

Des Weiteren ist die Herstellung dentalkeramischer Restaurationen durch Kopierschleifen möglich. Das CELAY[®]-Kopierschleifsystem der Fa. MIKRONA (MIKRONA TECHNOLOGIE AG, Spreitenbach, Schweiz) wird dabei für die Herstellung von VITA In-Ceram[®] ALUMINA, VITA In-Ceram[®] ZIRCONIA und VITA In-Ceram[®] SPINELL verwendet. Bei diesem Herstellungsverfahren wird die gewünschte Restauration zunächst auf dem Arbeitsmodell oder im Mund des Patienten in Kunststoff angefertigt. Anschließend wird die Modellation mechanisch abgetastet und zeitgleich aus einem Keramikrohling gefräst.

Die Elektrophorese stellt eine weitere Möglichkeit dar, Dentalkeramiken zu verarbeiten. Dabei werden die Modellstümpfe in eine Keramik suspension getaucht

und anschließend elektrophoretisch beschichtet. Das WOL-CERAM[®] System (WOL-DENT GmbH, Bad Sobernheim) wird nach diesem Verfahren hergestellt.

Bei der CAD/CAM-Technik (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing) erfolgt zunächst eine Digitalisierung der Präparationsmaße für die gewünschte Restauration. Dabei werden die Maße entweder direkt im Mund des Patienten oder am Arbeitsmodell mechanisch oder aber optisch erfasst. Am Rechner wird daraufhin aus den ermittelten Daten eine zweidimensionale Darstellung der Kavität bzw. des Zahn-/Modellstumpfes hergestellt und ein Entwurf für die vorgesehene Restauration konzipiert (CAD). Ein besonderes Augenmerk wird dabei auf die erforderliche Gerüststärke gelegt. Anschließend wird das vorgesehene Werk von einer automatische Fräseinheit aus einem Rohlingen gefräst (CAM) (47).

Der Prototyp der CAD/CAM-Technologie wurde 1983 nach einer über 10 Jahre andauernden Forschungsarbeit vorgestellt. Neben dem CEREC-System (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim) und dem Procera[®]-Verfahren (Nobel Biocare, Göteborg, Schweden) etablierten sich noch das DCS PRECIDENT[®]-System (DCS Dental AG, Allschwil, CH) und Cercon[®] smart ceramics (DeguDent GmbH, Hanau). 2001 folgte das Lava[™]-System (3M ESPE, Seefeld) (41).

2.4.3 Einteilung nach dem Indikationsbereich

Tabelle 2.2 gibt eine Übersicht über die Einteilung vollkeramischer Systeme nach ihren Indikationsbereichen wieder.

Tabelle 2.2

Einteilung der Dentalkeramiken nach ihrem Indikationsbereich

	Veneer	Inlay	Krone	3-gliedrige Front-zahn-brücke	> 3-gliedrige Front-zahn-brücke	3-gliedrige Seiten-zahn-brücke	> 3-gliedrige Seiten-zahn-brücke
SiO ₂	x	x	x	x			
Al ₂ O ₃ glasinfiltiert			x	x	x		
Al ₂ O ₃ glasinfiltiert, ZrO ₂ -verstärkt			x	x	x	x	
MgAl ₂ O ₄ Spinell	x	x					
ZrO ₂			x	x	x	x	x

Angaben nach Janda (33)

Das Zirkonoxid wird bevorzugt für große Restaurationen verwendet, die großen Belastungen ausgesetzt sind. Der Einsatz der Silikatkeramik beschränkt sich auf Gebiete, die geringen Belastungen ausgesetzt sind.

2.5 Mechanische Eigenschaften dentalkeramischer Werkstoffe

Zahnersatz ist komplexen Spannungsverteilungen ausgesetzt. Sie setzen sich aus Zug-, Druck-, Torsions-, Biege- und Schubkräften zusammen (69).

Vollkeramische Restaurationen weisen eine große Druckfestigkeit auf, das heißt sie fangen Druckspannungen sehr gut auf (44). Ihre Belastbarkeit auf Druck ist um ein zehnfaches stärker als auf Zug oder Biegung (55). Die Härte dentalkeramischer Restaurationen ist mit der des Zahnschmelzes vergleichbar. Sie weisen einen hohen Widerstand gegen Abrasionen auf (47). Der große Nachteil vollkeramischer Systeme liegt allerdings in ihrer geringen Zugfestigkeit, weshalb der Zugspannung eine besondere Bedeutung zukommt. Dentalkeramiken besitzen kovalent-ionische Mischbindungen. Die Bindungskräfte innerhalb der Keramik sind sehr hoch. Sie erlauben keine plastischen Verformungen, wie es bei Metallen der Fall ist. So vergrößert sich bei Metallen im Fall einer Rissbildung bei ansteigender Belastung der Radius an der Risspitze. Dadurch können Spannungen besser verteilt werden. Bei der Keramik hingegen bleibt der Radius unverändert. Während bei einer auftretenden Druckspannung zwar der Riss geschlossen und somit eine weitere Ausbreitung verhindert wird, wird hingegen bei einer Zugspannung die Elastizitätsgrenze überschritten, mit der Folge, dass es zu einem spontanen Bruch der Keramik kommt. Die Keramik weist also ein Sprödbruchverhalten auf (25, 55). Elastizitätsgrenze und Zerreißfestigkeit bilden eine identische Größe (35, 47). Die Biegefestigkeit ist also maßgeblich für den Einsatz der Dentalkeramik (27).

2.5.1 Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit stellt in der DIN EN ISO 6872 (5), in der die Mindestanforderungen, die an Dentalkeramiken gestellt werden, niedergelegt sind, eine wichtige Materialkenngröße für die Dentalkeramik dar. Sie entspricht der maximalen nominalen Randfaserspannung, die bei elastischer Biegebeanspruchung im Moment des Versagens vom Werkstoff getragen wird und stellt die mechanische Widerstandsfähigkeit dar. Die DIN EN ISO 6872 sieht für Gerüstkeramiken

eine Mindestbiegefestigkeit von 100 MPa und für Verblendkeramiken eine Mindestbiegefestigkeit von 50 MPa vor.

In Abbildung 2.1 ist eine Übersicht der Biegefestigkeitswerte verschiedener Dentalkeramiken zusammengestellt. Es ist festzustellen, dass die Biegefestigkeit konventioneller Keramiken am niedrigsten ausfällt. Glasinfiltrierte Aluminiumoxidkeramiken weisen eine höhere Biegefestigkeit auf. Die höchste Biegefestigkeit mit Werten um die 1000 MPa wird von der Hochleistungskeramik Zirkonoxid erreicht.

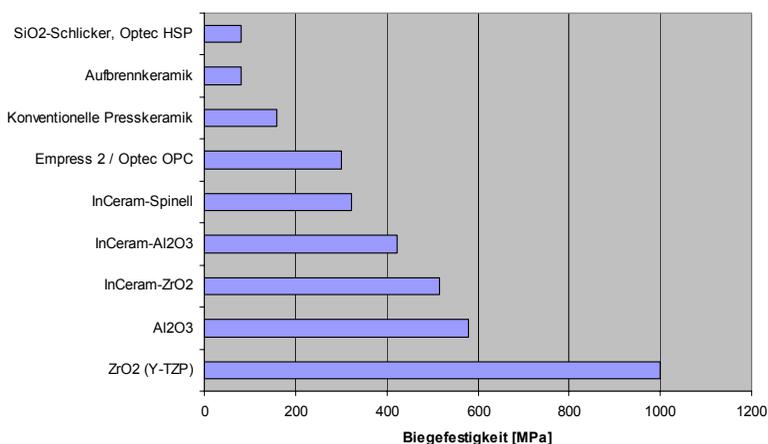


Abbildung 2.1: Biegefestigkeitswerte dentaler Keramiken. Angaben nach Janda (33)

Unregelmäßigkeiten an der Oberfläche von Restaurationen, wie Poren- oder Kerben, die sich während der Herstellung bilden können, wirken sich ungünstig auf die Biegefestigkeit aus (44, 46, 47). So können oberflächenaktive Flüssigkeiten, wie Speichel, in die Mikrodefekte eindringen und den so genannten Rebindeffekt einleiten. Dabei kommt es zur Erzeugung von Druck, was eine Vergrößerung der Risse zur Folge hat. Auftretende Zugspannungen bewirken zusätzlich eine Erhöhung der Spannungskonzentrationen an den Rissspitzen, was folglich zu einer Beschleunigung des Bruchs der Restauration führt, lange bevor die theoretische Zerreißfestigkeit überschritten wird. Zudem können Zugspan-

nungen Korrosionen hervorrufen. Eintretende Flüssigkeiten spalten dabei die Siliziumoxidtetraederbindungen an den Rissspitzen (55), so dass es dann auch ohne weitere Belastung zur Alterung der Keramik kommt (47).

Aus den genannten Gründen ist es sehr wichtig für eine glatte Oberfläche der Restauration zu sorgen. Am effektivsten wird dies durch eine sorgfältig ausgeführte Politur und einem Glanzbrand erreicht.

2.5.1.1 Biegetests

Die Bestimmung werkstoffkundlicher Parameter ist für die richtige Einschätzung verschiedener Werkstoffe und für ihren sicheren Einsatz im klinischen Alltag von großer Bedeutung. Die Bestimmungen werden nach standardisierten Normprüfungen durchgeführt. Diese Vorgabe soll eine Erleichterung der Vergleichbarkeit von Werkstoffen untereinander ermöglichen (30). Es ist allerdings zu beachten, dass man trotz identischer Vorgehensweisen bei der Prüfung eines Werkstoffes unterschiedliche Ergebnissen erhalten kann (55).

Zur Bestimmung der Biegefestigkeit dentalkeramischer Massen sieht die DIN EN ISO 6872 uniachsiale und biachsiale Biegetests vor (5). Das Prinzip eines Biegetests besteht darin, den Prüfkörper auf der einen Seite mit ansteigendem Druck zu belasten, während die gegenüberliegende Seite reine Zugspannung erfährt (25). Die Kraft, die dabei benötigt wird, um einen Bruch auszulösen, wird auf den Querschnitt umgerechnet und ergibt die Biegefestigkeit.

Die Biegefestigkeit ist eine abhängige Materialkenngröße, das bedeutet, dass sie durch die Materialdefektverteilung bestimmt wird (55). Biegefestigkeitswerte werden in der Einheit MPa angegeben.

Bei der Auswahl des geeigneten Biegetests spielt die Geometrie des Prüfkörpers eine wichtige Rolle. Die Biegefestigkeit eines stäbchenförmigen Prüfkörpers wird im uniachsialen Biegetest bestimmt. Bei den uniachsialen Biegetests unterscheidet man den 4-Punkt-Biegetest vom 3-Punkt-Biegetest. Der Vorteil eines 4-Punkt-Biegetests liegt in der höheren Erfassung von Defektstellen, da die unter maximaler Zugspannung stehende Oberfläche viel größer ist als beim

3-Punkt-Biegetest. Es ist zu beachten, dass dadurch die Biegefestigkeitswerte auch niedriger ausfallen als beim 3-Punkt-Biegetest (25).

Für den uniachsialen Biegetest werden die Prüfkörper hochkant in die Biegevorrichtung platziert und solange belastet, bis es zu einem Bruch kommt. Die Auflagerrollen müssen dabei frei beweglich um ihre eigene Achse sein. Die Biegefestigkeit wird anschließend beim 3-Punkt-Biegetest mit der Formel $\sigma = \frac{3Fl_0}{2bh^2}$

(Formel 2.1) und beim 4-Punkt-Biegetest mit der Formel $\sigma = \frac{3F(l_0 - c)}{2bh^2}$ (Formel

2.2) berechnet. F steht dabei für die Kraft [N/mm], die benötigt wird, um einem Bruch einzuleiten, l_0 entspricht dem Auflagerrollenabstand [mm], c dem Belastungsrollenabstand [mm], b der Probenbreite [mm] und h der Probenhöhe [mm].

Abbildung 2.2 und Abbildung 2.3 verdeutlichen schematisch das Prinzip des 4-Punkt- und 3-Punkt-Biegetests.

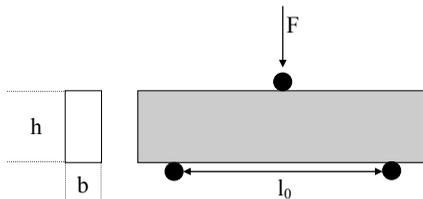


Abbildung 2.2: Schema des 3-Punkt Biegetests. Angaben nach Geis-Gerstorfer et al. (25)

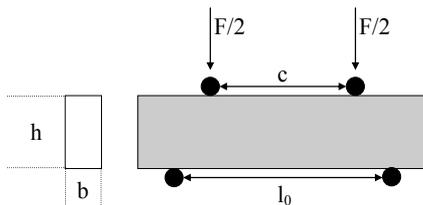


Abbildung 2.3: Schema des 4-Punkt Biegetests. Angaben nach Geis-Gerstorfer et al. (25)

Die Biegefestigkeit scheibenförmiger Prüfkörper wird mit Hilfe biachsialer Biegetests bestimmt. Dabei werden die Prüfkörper zentrisch auf drei Kugeln positioniert, die im Winkel von 120° zueinander im Kreis angeordnet sind. Anschließend wird die Probenmitte mit einem flachen, gehärteten Stempel belastet. Die Biegefestigkeit lässt sich hierbei mit der Formel $\sigma = \frac{AF}{h^2}$ (Formel 2.3) und

$$A = \left(\frac{3}{4} \Pi \right) \left[\frac{2(1+\nu) \ln(a/r_0^*) + (1-\nu)(2a^2 - r_0^{*2})}{2b^2 + (1+\nu)} \right] \quad (\text{Formel 2.4}) \quad \text{berechnen (25).}$$

bei entspricht ν der Poissonschen Zahl, a dem Radius des Kreises, r_0^* dem Äquivalentradius und r_0 dem Stempelradius.

Abbildung 2.4 stellt schematisch das Prinzip des biachsialen Biegetests dar.

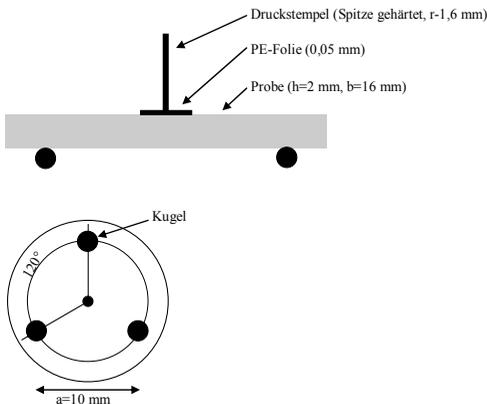


Abbildung 2.4: Schema des biachsialen Biegetests. Angaben nach Geis-Gerstorfer et al.(25)

Biachsiale Testmethoden haben im Vergleich zu den uniachsialen Tests den Vorteil, dass Kantendefekte keinen signifikanten Einfluss auf das Ergebnis haben (20, 25) und sie somit verlässlichere Werte ergeben (25).

2.5.2 Risszähigkeit

Zur ergänzenden Beschreibung des mechanischen Festigkeitsverhaltens dentalkeramischer Werkstoffe stellt die Risszähigkeit eine weitere Materialkenngrö-

ße dar. Die Risszähigkeit K_{IC} , auch kritischer Spannungsintensitätsfaktor genannt, beschreibt den Widerstand, den ein Werkstoff einem fortschreitenden Riss entgegenbringt. Sie wird in der Einheit $\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$ angegeben und ist eine intrinsische Materialkenngröße. Sie ist also unabhängig von der Probenbeschaffenheit.

Zur Bestimmung der Risszähigkeit K_{IC} wird ein definierter, scharfer Riss in die Probe eingebracht und solange mit steigender Last belastet, bis es zu einem Bruch kommt (76). Für keramische Werkstoffe wird dafür der 4-Punkt-Biegetest verwendet. Die Risszähigkeit K_{IC} wird anschließend aus der Bruchkraft und der Risslänge berechnet. (75).

Silikatkeramiken weisen eine mittlere Risszähigkeit von unter $2 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ auf, während bei polykristalline Oxidkeramiken auf Zirkonoxidbasis deutlich höhere Werte von bis zu $12 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ ermittelt wurden (76).

Je größer die Risszähigkeit ausfällt, desto besser ist die Fähigkeit einer Dentalkeramik Mikrorisse zu unterbinden (20).

2.5.3 Langzeitfestigkeit

Während die Biegefestigkeit und die Risszähigkeit Parameter für die Kurzzeitbelastbarkeit darstellen, ist die Langzeitfestigkeit ein wichtiger Werkstoffparameter, um eine Aussage über die maximale Belastbarkeit, dem ein Werkstoff über einen längeren Zeitraum standhält, zu treffen. Die Langzeitfestigkeit wird durch das unterkritische Risswachstum bestimmt. Bei Dauerbelastungen der Keramik unterhalb ihrer Festigkeit, kann ausgehend von Mikrorissen ein langsames Fortschreiten der Risse erfolgen, was zu einem vorzeitigen Bruch der Keramik führt (76). In feuchtwarmen Milieus wird dieser Prozess beschleunigt, wobei es zusätzlich zu Spannungskorrosionen kommt (24, 45).

Um eine sichere Langzeitprognose für ein dentalkeramisches Material zu treffen, sind Langzeituntersuchungen unerlässlich. Dabei sollten die Werkstoffe über einen Zeitraum von mindestens 3 Jahren getestet werden. Empfohlen werden sogar 5 Jahre (10, 68, 73).

Die Langzeitfestigkeit von Dentalkeramiken wird in Dauerschwingversuchen ermittelt.

3 Literaturübersicht

Verblendkeramiken werden in vollkeramischen Systemen zur Verblendung der meist opaken Keramikgerüste verwendet. Sie verleihen der vollkeramischen Restauration eine individuelle Note.

3.1 Verblendkeramiken

Zur Verblendung von Keramikgerüsten wird vornehmlich die Feldspatkeramik verwendet. Sie verhilft der vollkeramischen Restauration durch ihre transluzente, opaleszierende und fluoreszente Eigenschaft zu einer ästhetisch ansprechenden Wirkung (56).

In Tabelle 3.1 sind Beispielprodukte gängiger Verblendkeramiken und die Gerüstkeramiken aufgeführt, für die sie jeweils verwendet werden.

Tabelle 3.1

Beispielprodukte für gängige vollkeramische Systeme

Produktname	Gerüstkeramik	Verblendkeramik
IPS EMPRESS®2	Lithiumdisilikat	IPS EMPRESS®2 Sinterglaskeramik
VITA In-Ceram® ALUMINA	Aluminiumoxid, glasinfiltriert	VITADUR® Alpha
VITA In-Ceram® ZIRCONIA		VITADUR® Alpha
Procera® All Ceram	Aluminiumoxid, dicht gesintert	AllCeram
Cercon® Base	Zirkonoxid-TPZ, polykristallin, vorgesintert	Cercon® ceram S
Lava™ Frame		Lava™ Frame
DC-Zirkon®	Zirkonoxid-TZP, polykristallin, dicht gesintert	VITA D

Angaben nach Tinschert et al. (76)

Zur Verblendung eines Gerüsts kann die Schlickertechnik angewandt werden. Dabei wird die Verblendkeramik auf das Gerüst aufgeschichtet und anschließend gesintert (2). Der Verblendungsprozess ist in Kapitel 3.2.1.1 detailliert am Beispiel der Verblendkeramik Lava™ Ceram (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) dargestellt.

Zur Erzielung einer angemessenen Opazität werden den Verblendmassen Trübungsmittel beigesetzt. Als Trübungsmittel können Titan-, Zink- oder Zirkonoxid verwendet werden. Die Zugabe von Trübungsmitteln bewirkt zusätzlich eine Steigerung der Festigkeit. Neuartigen, niedrig schmelzenden Aufbrennkeramiken werden zusätzlich Boroxid oder Hydroxylgruppen hinzugefügt. Dadurch kann der Verblendvorgang auch bei niedrigeren Brenntemperaturen durchgeführt werden. Eine Absenkung der Temperatur von bis zu 100°C ist möglich (47).

Der Verbund zwischen dem Gerüst und der Verblendung in vollkeramischen Systemen kommt primär durch ein Aufschrumpfen der Verblendung auf das Gerüst zustande. Dabei muss bei der Auswahl der Verblendkeramik darauf geachtet werden, dass die Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) des Gerüsts und der Verblendung aufeinander abgestimmt sind. Die thermischen Kontraktionen in der Abkühlphase unterhalb der Glastemperatur nach dem Brand müssen so erfolgen, dass bei der fertigen Restauration die Verblendkeramik unter Druckspannung und das Gerüst unter Zugspannung gerät. Nur dadurch kann eine ausreichende Haftung zwischen dem Gerüst und der Keramik gewährleistet werden. Die maximale Differenz der Wärmeausdehnungskoeffizienten, die es unbedingt gilt einzuhalten, darf nicht zu groß gewählt werden und sollte für das Vollkeramik-Verbundsystem bei 5-10% liegen. Sollte dies nicht der Fall sein, könnte es zu Rissbildungen kommen, was letztendlich zu einem Abplatzen der Verblendung von Gerüst führt (35). Über den Gehalt an Leuzitkristallen kann zusätzlich der WAK der Verblendkeramik beeinflusst und dem der Gerüstkeramik angepasst werden (47). Auch bewirkt die Zugabe von Na₂O und MgO eine Erhöhung des WAK (42).

Der Verbund zwischen dem Zirkonoxidgerüst und der entsprechenden Verblendkeramik gilt als dichte, poren- und spaltfreie Verbundzone und wird als sehr gut bezeichnet (35). Er ist durch hinreichend durch Mikroretentionen gegeben (42).

Die zurzeit gängigen Verblendkeramiken für Zirkonoxidgerüste sind in Tabelle 3.2 angegeben.

Tabelle 3.2

Gängige ZrO₂-Verblendkeramiken

Hersteller	Gängige ZrO ₂ -Verblendkeramiken Produktname
3M ESPE	Lava™ Ceram
DeguDent	Cercon® Ceram KISS
Elephant Dental	Sakura Interaction
Esprident	Triceram®
GC EUROPE	Initial Zr
Girrbach/Willi Geller	Creation ZI
Heraeus	HeraCeram® Zirkonia®
Ivoclar Vivadent	IPS e.max® Ceram
Noble Biocare	NobelRondo™ Zirconia
Noritake	CERABIEN ZR
schottlander	Matchmaker Zr
SHOFU Dental	Vintage ZR
VITA	VITA VM® 9
Wieland	ZIROX®

Angaben nach Kappert (35)

3.1.1 Lava Ceram

Die in dieser In-vitro-Studie untersuchte Verblendkeramik Lava™ Ceram der Firma ESPE (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) besteht aus einer Feldspatkeramik und ist bezüglich des WAK, der Haftung und der Farbe exakt auf das Zirkonoxidgerüst Lava™ Frame abgestimmt. Lava™ Frame besteht aus Yttriumoxid (3 mol-%) teilstabilisiertes tetragonales polykristallines Zirkonoxid (Y-TZP = Ytria-Tetragonal Zirconia Polycrystals) (2).

Das Lava™-System ist für die Herstellung langspanniger Brücken mit bis zu sechs Gliedern geeignet. Es verfügt über hohe Festigkeitswerte, die in verschiedenen Studien ermittelt worden sind. Die Firma 3M ESPE gibt einen Biegefestigkeitswert von um die 1100 MPa an (2). Externe Studien ermittelten sogar höhere Werte von bis zu 1200 MPa (59).

Wichtige Materialkenndaten von Lava™ Ceram und Lava™ Frame sind angegeben in Tabelle 3.3 angegeben.

Tabelle 3.3

Kenndaten von Lava™ Ceram und Lava™ Frame

	Lava™ Ceram	Lava™ Frame
Dichte (r)	2,5 g/cm ³	6,08 g/cm ³
Biegefestigkeit (sB)	100 MPa (3-Punkt)	>1100 MPa (Punch Test)
Risszähigkeit (K _{IC})	1,1 MPa m ^{1/2}	5-10 MPa m ^{1/2}
E-Modul (E)	80 GPa	205 GPa
WAK	10 ppm	10 ppm
Korngröße	25 µm (D50)	0,5 µm
Aufbrenntemperatur	810 °C	
Schmelzpunkt		2700 °C

Angaben nach 3M ESPE (2)

Lava™ Ceram wird ausschließlich zur Verblendung der Lava™ Frame verwendet und verhilft der vollkeramischen Restauration durch ihre transluzenten und fluoreszenten Eigenschaften zu seiner ästhetisch ansprechenden Wirkung (56).

Um eine individuelle Restauration zu erhalten, stehen dem Zahntechniker 16 Farbsortimente zur Verfügung, welche am Farbsystem VITA classic angelehnt sind. Die Farbpalette enthält nach Herstellerangaben 7 Schultermassen, 16 Gerüstmodifizier, 16 Dentinmassen, 10 Magic Intensivmassen, 4 Schneidmassen, 2 Enamel-Effekt-Massen, 4 Transpa-Opal-Massen, 1 Transpa-Clear-Masse, 10 Malfarben und 1 Glasurmasse. Dazu erhältlich sind verschiedene Anmischflüssigkeiten, die entsprechend der zu verwendenden Verblendmassen auszuwählen sind. Vor Beginn des Verblendungsprozesses empfiehlt der Hersteller das Gerüst durch ein Ultraschallbad oder durch Abdampfen vorzubereiten. Die jeweils benötigten Massen werden anschließend mit Modellierflüssigkeit, Schultermassenflüssigkeit oder Glasurmassenflüssigkeit im 2,5:1 Verhältnis zu einer sahnigen Konsistenz angemischt und auf das Gerüst aufgetragen. Begonnen wird, falls erforderlich, mit der Schultermasse. Nach jeder aufgetragenen Masse wird die Restauration im Ofen gebrannt. Die jeweiligen Brandführungen sind der Tabelle 3.4 zu entnehmen. Nach Auftragen der Schultermasse wird der Gerüstmodifizier aufgetragen. Er verleiht der Brücke seine Grundfarbe. Anschließend erfolgt die Schichtung der Dentin-, der Schneide- und der Transpamasse. Der Glanzbrand wird ganz am Ende durchgeführt (2). Er ist unerlässlich, um die Plaqueakkumulation so gering wie möglich zu halten und eine Erhöhung der Schleimhautverträglichkeit zu erzielen (47, 69).

Lava™ Ceram verfügt über sehr gute Haftigenschaften und zeichnet sich zudem über ein gutes Abrasionsverhalten aus. Lava™ Ceram besitzt zudem eine hervorragende Biokompatibilität. Eine chemische Löslichkeit ist nicht messbar (2).

Tabelle 3.4

Brandführung für Lava™ Ceram

Keramik	Starttemperatur	Trockenzeit	t ↑ mit Vakuum	t ↑ ohne Vakuum	Endtemperatur	Haltezeit mit Vakuum	Haltezeit ohne Vakuum
1. Schultermassenbrand	450°C	4 min	45°/min	./.	840°C	1 min	./.
2. Schultermassenbrand	450°C	4 min	45°/min	./.	830°C	1 min	./.
1. Dentin- und Schneidebrand	450°C	6 min	45°/min	./.	810°C	1 min	./.
2. Dentin- und Schneidebrand (Korrekturbrand)	450°C	6 min	45°/min	./.	800°C	1 min	./.
Glasurbrand mit Glasurmasse oder Malfarbe	480°C	2 min	./.	45°/min	790°C	./.	1 min
Glasurbrand ohne Glasurmasse oder Malfarbe	480°C	2 min	./.	45°/min	820°C	./.	./.

Angaben nach 3M ESPE (2)

3.2 Mechanische Eigenschaften

Verblendkeramiken müssen neben korrosiven Einflüssen und Temperaturwechselbelastungen auch Zug-, Scher- und Druckbelastungen standhalten. Außerdem dürfen sie Antagonisten gegenüber nur ein geringes Abrasionsverhalten aufweisen (34, 48).

Aufgrund ihrer hohen Druckfestigkeit von 800-1000 MPa können Verblendkeramiken großen Druckbelastungen standhalten. Ihre Belastbarkeit auf Zug hingegen fällt vergleichsweise sehr gering aus.

3.2.1 Biegefestigkeit

Es liegen verschiedene Studien zu der Biegefestigkeit von Verblendkeramiken vor, wobei eine große Spanne zwischen den ermittelten Biegefestigkeitswerten liegt. So werden für die gängigen Verblendkeramiken Werte von um die 80-180 MPa angegeben (22). Herrero et al. (29) untersuchten auch die Biegefestigkeit verschiedener Verblendkeramiken im 3-Punkt-Biegetest. Dabei lagen die Biegefestigkeitswerte für NobelRondo™ bei 126,43 MPa, für Initial ZR bei 54,68 MPa, für Cercon® Ceram bei 39,73 MPa und für CERABIEN bei 51,64 MPa (29).

Oberflächenbearbeitungen reduzieren die Biegefestigkeit von Verblendkeramiken (19), wobei feuchtes Milieu dies unterstützt (45). So wurde in einer Studie die Biegefestigkeit verschiedener Verblendkeramiken im Zusammenhang mit der maximalen Rautiefe R_{\max} bestimmt, nachdem die Oberfläche der Prüfkörper mit Siliziumcarbidpapier und Aluminiumoxid bearbeitet wurde. R_{\max} ist nach DIN EN ISO 4287 (4) die größte Einzelrautiefe innerhalb der gesamten Messstrecke (1). Es stellte sich heraus, dass eine lineare Korrelation zwischen R_{\max} und der Biegefestigkeit besteht. Je höher die ermittelte maximale Rauhtiefe also liegt, desto niedriger fällt der Biegefestigkeitswerte aus (19). Das Nachbearbeiten dentalkeramischer Restaurationen mit diamantenbesetzten Fräsen führt auch zu einem Abfall der Festigkeit, da es durch das Beschleifen zu Mikroschädigungen kommt (20).

Auch Hydrolysen haben einen negativen Einfluss auf die Festigkeit von Verblendkeramiken und können sogar einen Abfall der Ausgangsfestigkeit von bis zu 30% bewirken (38).

Aufgrund dieser Erkenntnisse ist es erstrebenswert die Festigkeit von Verblendkeramiken zu steigern. Ein weit wichtiger Grund stellt aber das Auftreten von Chipping dar. Chipping wird als eine der am häufigsten auftretenden Ursache für das Versagen von Kronen und Brücken angesehen (13, 37, 54, 64, 66, 67, 79, 81). Studien, die vollkeramische Restaurationen hinsichtlich ihrer Biegefestigkeit untersuchten, berichten von lamellenförmigen, muschelartigen Ablätzungen, ein typisches Erscheinungsbild von Chipping, die nur im Verblendmaterial stattfinden (50, 60, 64, 67, 79, 81). Bei Chipping verbleibt eine dünne Verblendschicht auf dem Gerüst. Es findet also keine Freilegung des Gerüsts statt (8).

Chipping wird sowohl an vollkeramischen als auch an metallkeramischen Restaurationen beobachtet. So belegt eine Studie, in der mehrere Studien hinsichtlich des Auftretens von Komplikationen sowohl an metall- als auch an vollkeramischen Restaurationen (Zirkon, Glaskeramik und InCeram) innerhalb eines Zeitraums von 5 Jahren analysiert wurden, dass die geschätzte Chippingrate bei metallkeramischen Kronen bei 2,9% und bei vollkeramischen Kronen bei 13,6%, also signifikant höher, liegt (54, 67). Die jährliche Chippingrate bei vollkeramischen Restaurationen mit einem Gerüst aus Zirkonoxid werden mit 2,86% (64) und 12,2% (60) angegeben, bei vollkeramischen Restaurationen aus Glaskeramik liegt sie bei 0,83% bis 1,55%, also entsprechend niedriger. Restaurationen aus InCeram wiesen dagegen kein Chipping auf (67). Bei metallkeramischen Restaurationen wird die jährliche Chippingrate mit weniger als 1% angegeben (9, 15, 71, 83).

Chipping wurde also am häufigsten an vollkeramischen Restaurationen mit einem Gerüst aus Zirkonoxid festgestellt (13, 60, 64, 67). Dabei war die Verbundfestigkeit zwischen dem Zirkonoxidgerüst und der Verblendkeramik stets größer als die kohäsive Festigkeit der Verblendkeramik (35).

Da aufgrund des stetig zunehmenden ästhetischen Bewusstseins der Patienten immer häufiger vollkeramische Restaurationen aus Zirkonoxid angefertigt werden, wird in der letzten Zeit mehr denn je das Phänomen des Chipping untersucht (6, 9, 17, 21, 62, 64, 79). So wurde in einer klinischen Studie, in der mehrgliedrige Seitenzahnbrücken mit einem Gerüst aus Zirkonoxid untersucht wurden, nach 31,5 ($\pm 13,8$) Monaten in 15,2% der Fälle Chipping festgestellt (64). In einer weiteren klinischen Studie wurden Komplikationserscheinungen an 3- und 5-spannigen Seitenzahnbrücken mit einem Kerngerüst aus DC®-Zirkon nach einer Tragedauer von 2 Jahren untersucht. Auch hier wurden an 15% der untersuchten Restaurationen Chippingserscheinungen beobachtet (81). Eine 3 Jahre andauernde Studie wies in 13% der Fälle Chipping auf (65).

In Anbetracht dieser Besorgnis erregenden Ergebnisse, die alle signifikant höher liegen als bei metallkeramischen Restaurationen (21, 65), ist es umso dringlicher, eine passende Lösung des Problems zu finden (13).

Die Ursachen dieses vorliegenden Sachverhalts sind bislang nur unzureichend geklärt. Adhäsionsprobleme konnten in Untersuchungen nicht festgestellt werden (6, 51). Auch hat die Größe des Zementspalts keinen signifikante Einfluss auf die Entstehung von Chipping (63). Eine mangelhafte Unterstützung der Verblendkeramik durch das Gerüst (16, 63, 65, 67, 78, 81) und zu große Differenzen des WAK zwischen dem Gerüst und der Verblendung werden als Ursache vermutet (6, 16, 21, 60, 67). Folglich existieren bereits mehrere Empfehlungen für die Herstellung vollkeramischer Restaurationen. So ist bei der Herstellung auf eine anatomischen Gestaltung des Gerüsts und eine gleichmäßig dicke Schichtung der Verblendkeramik zu achten (16, 63, 78, 81). Von einer Anrauhung des Gerüsts vor dem Verblendungsvorgang wird abgeraten (33, 35), da das Anrauen kann eine Reduzierung der Langzeitfestigkeit zur Folge haben kann (76). Die Differenz der WAK der Gerüstkeramik und der Verblendkeramik sollte so gering wie möglich ausgewählt werden (16). Ein langsamer Temperaturanstieg beim Aufbrennvorgang der Verblendkeramik erwies sich zudem von Vorteil (33). Da die Oberfläche der Restauration auch einen entscheidenden Einfluss auf das Chippingverhalten hat, sollte die fertige Restauration mit Sorgfalt poliert werden (9). Beim Beschleifen der Zähne für den Zahnersatz sollte

zudem auf die richtige Präparationstechnik geachtet werden. So wird die Hohlkehlpriparation empfohlen, da im Falle einer Belastung der Restauration nur minimale Kräfte vom Gerüst an die Verblendkeramik übertragen und somit die Gefahr von Chipping reduziert wird (16, 62, 72, 81).

Weitere Untersuchungsergebnisse gaben Anlass, auch die Techniken der Verblendung mit Bedacht auszuwählen. So wird das Chippingpotential bei der manuellen Schichttechnik als erhöht angesehen. Die Chippingraten liegen hier bei 20% nach 31 Monaten (60), bei 15,2% nach 31,5 ($\pm 13,8$) Monaten (64) und bei 30% nach 5 Jahren (50). Der Grund für die erhöhten Chippingraten wird in Luft-einschlüssen vermutet, die sich bei der manuellen Schichttechnik bilden können. Presskeramische Verblendungen hingegen bergen keine derartigen Risiken. Sie weisen Biegefestigkeitswerte von um die 120 MPa auf (9). Die Biegefestigkeitswerte der Verblendkeramiken, die mit der manuellen Schichttechnik angefertigt wurden, liegen vergleichsweise bei 80 MPa (29). In einer Studie, die über einen Zeitraum von 40 Monaten ging, wurde beobachtet, dass 3-gliedrige Seitenzahnbrücken aus Zirkonoxid, die mit einer pressbaren Glaskeramik verblendet wurden, keine Chippingphänomene aufwiesen (9). Ähnliche Resultate wurden auch in anderen Studien ermittelt (6, 64, 79).

Untersuchungen zum Thema Chipping bezüglich der Brenntemperatur und des Abkühlvorgangs wurden am vollkeramischen Zirkonoxidsystem Cercon/Cercon Ceram kiss durchgeführt. Dabei übten Brenntemperaturänderungen keinen signifikanten Einfluss auf die maximale Zugspannung in der Verblendkeramik aus. Die verlängerten Abkühlraten hatte hingegen einen signifikanten Einfluss auf die maximale Zugspannung (80).

3.2.1.1 Biegefestigkeit Lava™ Ceram

Die Biegefestigkeit der Verblendkeramik Lava™ Ceram wird mit mindestens 100 MPa angegeben (2). Sie übersteigt also bei Weitem die Normanforderung nach DIN EN ISO 6872 (5).

Studien über die Biegefestigkeit von Lava™ liefern dennoch ungünstige Ergebnisse zum Thema Chipping. So wiesen 5 von 20 Seitenzahnbrücken nach einer Tragedauer von 31, 2 Monaten Chipping auf (60). In einer anderen Studie ver-

sagten gleich 14 der 14 getesteten Restaurationen nach erfolgter Kausimulation aufgrund von Chippingerscheinungen (13).

Die Ursache von Chipping wurde bislang noch nicht an der Verblendkeramik Lava™ Ceram untersucht. Aber es sind Untersuchungen notwendig, um in Zukunft Ergebnisse aus den oben genannten Studien in Zukunft zu vermeiden.

4 Ziel der Arbeit

Ziel der Arbeit ist, In-vitro anhand eines 4-Punkt-Biegetests zu überprüfen, ob sich die Biegefestigkeit der Verblendkeramik Lava™ Ceram (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) und damit auch die kohäsive Festigkeit erhöht, wenn ein modifiziertes Brennprogramm mit einer längeren Abkühlrate anstelle des herkömmlichen Brennprogramms beim Herstellungsprozess verwendet wird. Als Prüfkörper dienen Lava™ Ceram Biegestäbchen. Zusätzlich wird der Einfluss eines Defekts auf die Biegefestigkeit der Verblendkeramikbiegestäbchen überprüft. Um Referenzwerte zu erhalten, werden auch Lava™ Ceram Biegestäbchen getestet, die mit dem herkömmlichen Brennprogramm hergestellt wurden.

5 Material und Methode

5.1 Material

Für die Studie wurden Lava™ Ceram (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) Biegestäbchen mit den Maßen 3 mm x 4 mm x 35 mm verwendet, die in Abbildung 5.1 dargestellt sind. Die eine Hälfte der Biegestäbchen wurde dabei mit dem herkömmlichen Brennprogramm und die andere Hälfte mit einem modifizierten Brennprogramm mit einer längeren Abkühlrate hergestellt.



Abbildung 5.1: Lava™ Ceram Biegestäbchen der Firma 3M Espe

Die Biegestäbchen wurden freundlicherweise von der Firma 3M ESPE zur Verfügung gestellt.

5.1.1 Herstellung der Lava™ Ceram Biegestäbchen

Für die Herstellung der Lava™ Ceram Biegestäbchen wurde zunächst Lava™ Ceram Pulver (Schneide E2, LOT:8965) mit Lava™ Ceram Modeling Liquid (LOT:1011D) angemischt. Der dadurch gewonnene Schlicker wurde in Kunststoffformen mit den Maßen 5 mm x 6 mm x 35 mm gefüllt und durch anschließendes Rütteln verdichtet. Der Brand erfolgte im Dentalofen AUSTROMAT D4 der Firma DEKEMA (DEKEMA Dental-Keramiköfen GmbH, Freilassing,

Deutschland), wobei maximal 5 Stäbchen gleichzeitig hochkant gebrannt wurden. Aufgrund der großen Anzahl an Biegestäbchen wurde die Brenntemperatur um 20°C erhöht und die Haltezeit um eine Minute verlängert. Diese notwendigen Änderungen wurden in Vorversuchen der Firma 3M ESPE ermittelt.

Begonnen wurde mit dem ersten Dentinbrand, der nach folgendem Programm durchgeführt wurde:

1. Dentinbrand

- Starttemperatur: 450 °C
- Trockenzeit + Schließzeit: 6 min
- Vakuum: ja
- Aufheizgeschwindigkeit: 45 °C/min
- Endtemperatur: 830 °C
- Haltezeit: 2 min
- Abkühlung: Öffnen des Ofens

Daraufhin wurde der zweite Dentinbrand durchgeführt:

2. Dentinbrand

- Starttemperatur: 450 °C
- Trockenzeit + Schließzeit: 6 min
- Vakuum: ja
- Aufheizgeschwindigkeit: 45 °C/min
- Endtemperatur: 820 °C
- Haltezeit: 2 min
- Abkühlung: Öffnen des Ofens

Nach den erfolgten zwei Dentinbränden wurden die Biegestäbchen mit einer automatischen Flachsleifmaschine auf eine Geometrie von 3 mm x 4 mm x 35 mm poliert, um eine Planparallelität zu erreichen.

Zum Schluss erfolgte ein Glanzbrand ohne Glasur. Die Biegestäbchen wurden für diesen Herstellungsschritt in zwei Gruppen aufgeteilt. Die erste Gruppe durchlief dabei das herkömmliche Brennprogramm und die zweite ein modifiziertes Brennprogramm mit einer längeren Abkühlrate. Das herkömmliche Brennprogramm wies eine Gesamtlänge von 22 Minuten auf, das modifizierte Brennprogramm dauerte insgesamt 64 Minuten. Der Glanzbrand verlief beim herkömmlichen Brennprogramm nach folgendem Programm:

Glanzbrand beim herkömmlichen Brennprogramm

- Starttemperatur: 480 °C
- Trockenzeit + Schließzeit: 2 min
- Vakuum: nein
- Aufheizgeschwindigkeit: 45 °C/min
- Endtemperatur: 820 °C
- Haltezeit: keine
- Abkühlung: Öffnen des Ofens

Das modifizierte Brennprogramm sah eine verlängerte Abkühlrate vor:

Glanzbrand beim modifizierten Brennprogramm

- Starttemperatur: 480 °C
- Trockenzeit + Schließzeit: 2 min
- Vakuum: nein
- Aufheizgeschwindigkeit: 45 °C/min
- Endtemperatur: 820 °C
- Abkühlung bis Halteschritt: maximal (Öffnen des Ofens bis Position von 600°C)
- Haltetemperatur: 600°C
- Haltezeit: 2 min

- Abkühlrate bis Endtemperatur: 2°C/min
- Endtemperatur: 500°C

Bei der Festlegung des modifizierten Brennprogramms wurden dabei zwei wichtige Kriterien berücksichtigt. Zum einen musste das Programm für den Zahntechniker zeitlich noch handelbar sein, zum anderen musste sich ein Effekt mit der ausgewählten Methode deutlich bemerkbar machen. Zusätzlich war darauf zu achten, dass beim abschließenden Glanzbrand die Formstabilität erhalten blieb. Eine Erhöhung der Temperatur wäre aus diesem Grund nicht angemessen gewesen.

5.2 Methode

Zur Festlegung der Methode wurden mehrere Vorversuche durchgeführt, wobei nachfolgend nur die relevanten Vorversuche erwähnt werden.

5.2.1 Vermessung der Biegestäbchen

Zunächst erfolgte mit einer geeichten Schieblehre die Vermessung der Breite und der Höhe der Biegestäbchen an jeweils drei Stellen. Die Breite der Lava™ Ceram Biegestäbchen betrug im Mittel 3,06 mm, die Höhe 4,04 mm. Breite und Höhe wiesen eine Standardabweichung von jeweils 0,01 mm auf.

Die Mittelwerte wurden für die spätere Berechnung der Biegefestigkeit verwendet. Die Angaben über die Breite und die Höhe der einzelnen Biegestäbchen sind in Tabelle 10.1 aufgeführt.

5.2.2 Künstliche Schädigung der Biegestäbchen

Jeweils die Hälfte der beiden Biegestäbchengruppen sollte vor dem vorgesehenen Biegetest künstlich beschädigt werden. Zu diesem Zweck wurde der Kausimulator C-S 4 (Fa. Willeytec, München) verwendet.

Der Kausimulator dient hauptsächlich der Simulation verschiedener Kaumuster. So können das Zusammentreffen zweier Zähne aufeinander, ein definiertes Gleiten beider Zähne zueinander, ein kompletter Kauzyklus und auch Bruxismus simuliert werden. Weitere Kausimulationen sind möglich.

Der Kausimulator verfügt über 8 Probekammern. Diese werden mit den zu prüfenden Materialien bestückt, an denen dann die gewünschten Kaubewegungen simuliert und ausgetestet werden. Die Kausimulation sieht ein Auftreffen eines Antagonisten mit definierten Parametern auf die Materialprobe vor. Ein Motion-Controller ermöglicht dabei durch die Zwei-Achsen Technik die Durchführung der verschiedenen Bewegungsabläufe. Die Bewegungen können simultan in jeder Kammer ausgeführt werden.

Der Vorteil des Kausimulators liegt in der Reproduzierbarkeit der Kaubewegungsmuster durch gleiche kinematische Gegebenheiten. Zudem kann die Ma-

terialprobe auch unter feuchtem Milieu durch Zugabe von Wasser getestet werden. Dadurch ist eine Prüfung der Probekörper unter mundähnlichen Gegebenheiten möglich (31).

Um die Biegestäbchen nun in den Kausimulator einbringen zu können, musste zuvor noch eine geeignete Vorrichtung entworfen werden. Dabei wurde für diese In-vitro-Studie ein Entwurf angefertigt, der als Vorlage zur Herstellung einer geeigneten Prüfvorrichtung diente. Der Entwurf ist in Abbildung 5.2 abgebildet.

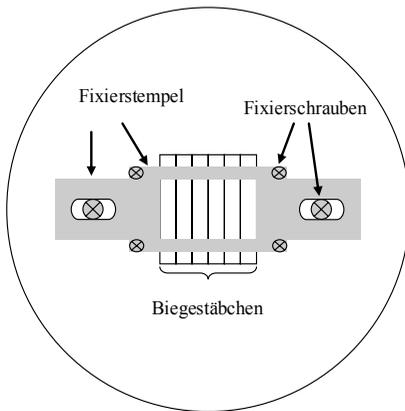


Abbildung 5.2: Entwurf einer geeigneten Prüfvorrichtung zur Einbringung der Biegestäbchen in den Kausimulator

Abbildung 5.3 zeigt den Prüfteller mit bereits eingespannten Biegestäbchen. Dabei wurden sieben Biegestäbchen nebeneinander auf den aus Stahl bestehenden Prüfteller gespannt. Um die Position der Biegestäbchen zu sichern, wurden das erste und das letzte Biegestäbchen an den äußeren Längsseiten mit zwei Stempeln fixiert. Diese Maßnahme diente zusätzlich dazu, horizontalen Scherkräften während des vorgesehenen Simulationsvorgangs entgegenzuwirken. Zwei zusätzliche Fixierleisten verhinderten ein Auftürmen der Biegestäbchen.

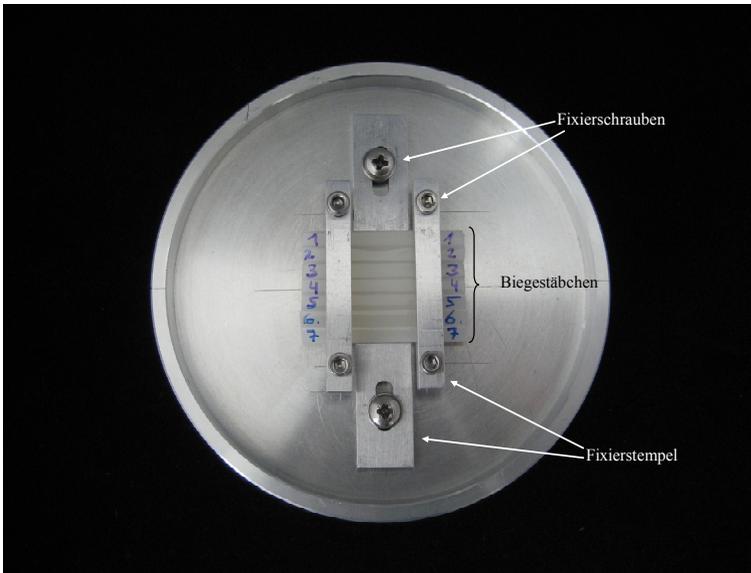


Abbildung 5.3: Foto des im Kausimulator verwendeten Prüftellers mit eingespannten Biegestäbchen

Bevor der Prüfteller in den Kausimulator eingespannt wurde, wurden die auf dem Prüfteller fixierten Biegestäbchen am Perthometer (Mahr GmbH, Göttingen) vermessen, um größere Höhendifferenzen zwischen den Biegestäbchen zu erfassen und für die Kausimulation ungeeignete Biegestäbchen auszusortieren.

Der Simulationsvorgang sah das vertikale Auftreffen einer Stealitkugel auf die Mitte des ersten Biegestäbchens vor. Von dieser Position aus führte die Stealitkugel Bahnbewegungen auf den übrigen Biegestäbchen aus. Abbildung 5.4 gibt schematisch die Durchführung einer Bahnbewegung wieder.

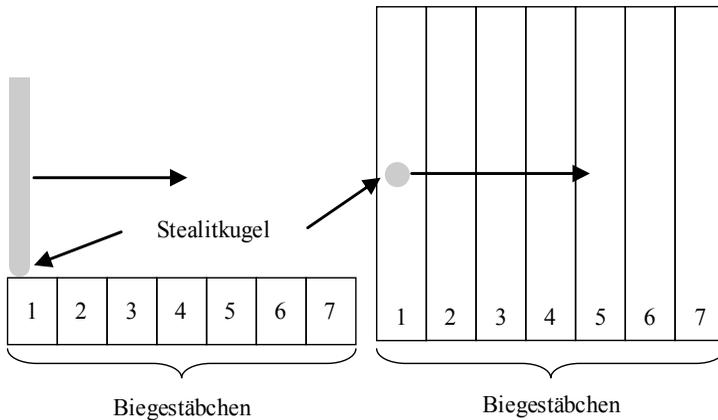


Abbildung 5.4: Schema zur Durchführung einer Bahnbewegungen im Kausimulator, um einen künstlichen Defekt an den Biegestäbchen zu erzeugen

1000 zyklische Bahnbewegungen wurden auf den Biegestäbchen ausgeführt, um den gewünschten Defekt zu erzielen. Dabei führte die Stealitikugel die Bewegungen mit einer Kraft von 1 kg, einer Hubtiefe von 20 mm, einer Hubhöhe von 5 mm und einer Vor- und Rückgeschwindigkeit von 40 mm/sec aus. Um ein mundähnliches Milieu zu erzielen, fand die Simulation unter Wasserzugabe statt.

Die zwei äußeren Biegestäbchen wurden nach der Kausimulation verworfen. Es wurden also fünf Biegestäbchen pro Kausimulationsdurchgang für den später erfolgenden Biegetest gewonnen

Die oben genannten Einstellungen wurden zuvor in Vorversuchen ermittelt. Um Anhaltswerte zu bekommen, ist zunächst ein Durchlauf mit der maximal möglichen Belastungseinstellung von 49 N (5 kg) gestartet worden. Nach bereits 686 Zyklen musste der Durchlauf gestoppt werden, da es zu breitflächigen Chippingscheinungen kam. Abbildung 5.5 stellt den Defekt bei 10-facher Vergrößerung (Photomakroskop Typ M 400, Wild, Heerbrugg, Schweiz) dar.

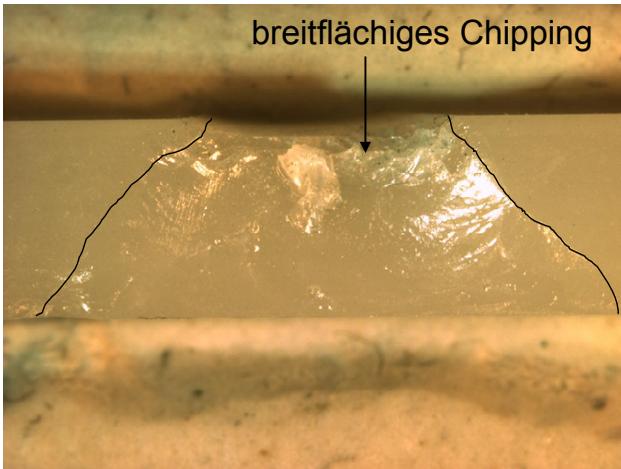


Abbildung 5.5: Breitflächiges Chipping am Biegestäbchen nach einer Belastungseinstellung von 49 N

Der nächste Durchlauf wurde mit einer Belastungseinstellung von 9,81 N (1 kg) durchgeführt. Nach 1000 Zyklen wurde der Durchlauf gestoppt. Diesmal zeigte sich der erwünschte Abriebeffekt.

5.2.3 Messung der P_t -Werte am Perthometer

Nach der Kausimulation wurden die Biegestäbchen anschließend einzeln im Perthometer vermessen, um die P_t -Werte zu ermitteln.

Der P_t -Wert entspricht nach DIN EN ISO 4287 (4) der Summe aus der Höhe der größten Profilspitze und der Tiefe des größten Profiltals des P-Profiles innerhalb der Messstrecke (1).

Die Biegestäbchen wurden für die Erfassung der P_t -Werte an drei Stellen ihrer Längsrichtung vermessen. Abbildung 5.6 stellt schematisch die Messbahnen an einem beschädigten Biegestäbchen dar.

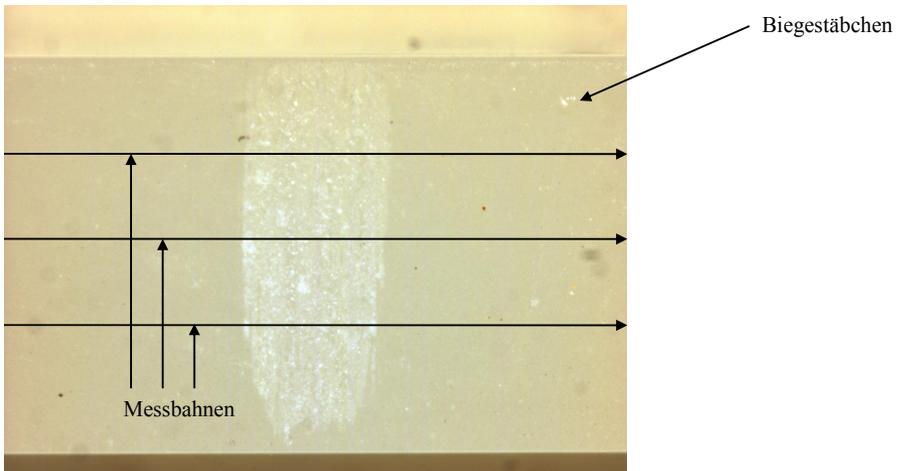


Abbildung 5.6: Darstellung der Messbahnen zur Ermittlung der P_c -Werte am Biegestäbchen

5.2.4 Untersuchung der Schädigung am Mikroskop

Die durch die Kausimulation entstandenen Defekte wurden unter dem Mikroskop untersucht und dokumentiert. Die Aufnahmen hierzu wurden am Photomakroskop Typ M 400 (Wild, Heerbrugg, Schweiz) angefertigt.

5.2.5 Durchführung des 4-Punkt-Biegetests

Im Anschluss wurden alle Biegestäbchen an der Universalprüfmaschine Zwick Z 010 (Zwick, Ulm, Deutschland) im 4-Punkt-Biegetest gebrochen.

Der 4-Punkt-Biegetest wurde nach der technischen Norm für Hochleistungskeramiken DIN EN 843-1 durchgeführt (3).

Vier Biegestäbchengruppen durchliefen dabei den Biegetest. Die Gruppen sind Tabelle 5.1 zu entnehmen.

Tabelle 5.1

Biegestäbchengruppen für den 4-Punkt-Biegetest. Die Abkürzung nK bedeutet nach Kausimulation

Material	n	Brennprogramm	Kausimulation	Bezeichnung	Serie
Lava™ Ceram	10	herkömmlich	-	Lava	0
Lava™ Ceram	10	herkömmlich	+	Lava nK	1
					2
Lava™ Ceram	10	modifiziert	-	Lava modifiziert	0
Lava™ Ceram	10	modifiziert	+	Lava modifiziert nK	1
					2

Die Biegestäbchen wurden für den 4-Punkt-Biegetest einzeln hochkant, mit der geschädigten Seite nach unten, auf zwei sich parallel befindlichen Auflagerrollen gelegt. Die Auflagerrollen waren dabei frei um ihre eigene Längsachse beweglich. Zwei weitere Belastungsrollen, die ebenfalls parallel zueinander gelegen waren und sich frei um ihre Längsachse rotieren konnten, übten anschließend solange Druck auf die Biegestäbchen aus, bis es zu einem Bruch kam. Der Abstand der Auflagerrollen betrug 20 mm, der Belastungsrollenabstand 10 mm. Abbildung 5.7 zeigt ein positioniertes Biegestäbchen in der 4-Punkt-Biegetestvorrichtung.

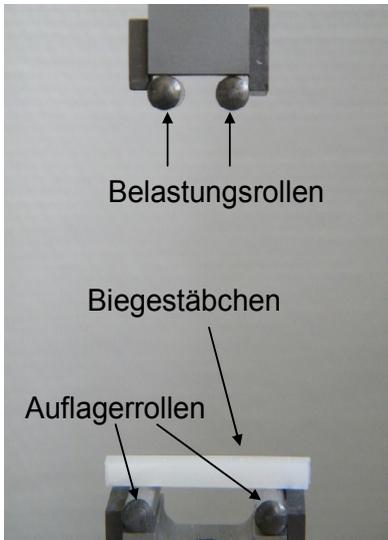


Abbildung 5.7: Biegestäbchen im 4-Punkt-Biegetest

5.2.6 Untersuchung der Bruchstellen am Mikroskop

Die Bruchstellen wurden unter dem Photomakroskop Typ M 400 (Wild, Heerbrugg, Schweiz) untersucht und dokumentiert.

5.2.7 Ermittlung der Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit wurde nach folgender Formel berechnet:

$$\sigma = \frac{3F(l_0 - c)}{2bh^2} \quad (\text{Formel 5.1})$$

σ [MPa] = Biegefestigkeit

F [N] = Bruchkraft

c [mm] = Belastungsrollenabstand

l_0 [mm] = Auflagerrollenabstand

b [mm] = Breite der Biegestäbchen

h [mm] = Höhe der Biegestäbchen

5.2.8 Statistik

Die Profiltiefe (P_t , $n=3$) und die Kraft aus den Biegeversuchen ($n=1$) wurde in eine Excel-Tabelle übertragen. Aus den Ergebnissen für die Kraft wurde nach der Formel $\sigma = \frac{3F(1_0 - c)}{2bh^2}$ (Formel 5.1) für den 4-Punkt-Biegeversuch die Biegefestigkeit der Proben berechnet. Die Daten wurden in ein SPSS Datenblatt exportiert und eine explorative Datenanalyse zur Erfassung der Mittelwerte, deren Standardabweichung und die Ober- und Untergrenze für das 95% Konfidenzintervall durchgeführt.

Zur graphischen Darstellung der Profiltiefe wurden Boxplot-Diagramme gewählt. Die Box wird vom ersten und dritten Quartil begrenzt, deren innere Linie den Median repräsentiert. Zusätzlich werden der kleinste und der größte Wert markiert. Extremwerte, die um mehr als drei Kastenlängen außerhalb liegen, wurden mit einem Stern markiert.

Zur statistischen Analyse wurden Mittelwertvergleiche angewendet. Hierfür wurde zunächst die Normalverteilung mit Hilfe des Lilliefors und des Shapiro-Wilk-Tests überprüft ($p=0,05$). Bei nicht gegebener Normalverteilung wurde für zwei unabhängige Stichproben der Mann-Whitney-U-Test ($p=0,05$) und bei mehr als zwei Stichproben der Kruskal-Wallis-H-Test ($p=0,05$) verwendet. Liegen die Ergebnisse in einer Normalverteilung vor, wurde zusätzlich die Varianzhomogenität mittels des Levene-Tests ($p=0,05$) für Varianzgleichheit überprüft. Wurden diese zwei Bedingungen erfüllt, kam für zwei unabhängige Stichproben der t-Test ($p=0,05$) und für mehr als zwei Stichproben der Post hoc Tukey-Test ($p=0,05$) zur Anwendung.

6 Ergebnisse

6.1 Schädigung der Biegestäbchen

Die Kausimulation hinterließ schmale Abriebspuren an den Lava™ Ceram Biegestäbchen. Auf Abbildung 6.1 lässt sich gut erkennen, dass dabei die Abriebspur bei Lava modifiziert schmaler ausgefällt als bei Lava.

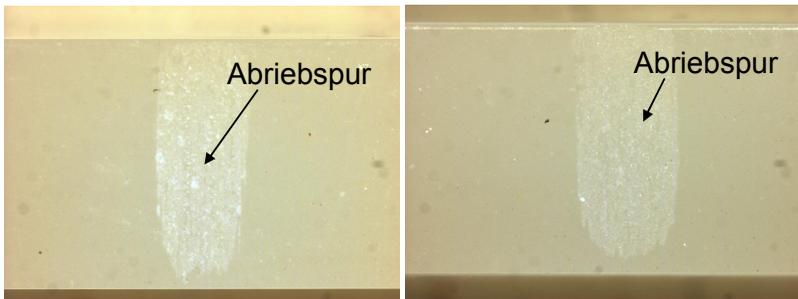


Abbildung 6.1: Auf der linken Abbildung ist die Abriebspur am Biegestäbchen Lava modifiziert nach erfolgter Kausimulation zu sehen. Im Vergleich dazu weist das Biegestäbchen Lava auf der rechten Abbildung eine breitere Abriebspur auf (20-fache Vergrößerung).

Chippingerscheinungen sind bei Lava an den jeweils ersten beiden Biegestäbchen der Serie 1 und 2 und bei Lava modifiziert nur am ersten Biegestäbchen der Serie 1 aufgetreten. Deutlich sind die muschelartigen Absplitterungen in Abbildung 6.2 und Abbildung 6.3 in der Seitenansicht zu erkennen. Es ist zu festzuhalten, dass die Chippingerscheinungen nur an den Vorderkanten auftraten und nicht durchgängig waren.

In Abbildung 10.1 bis Abbildung 10.3 sind weitere Chippingdefekte abgebildet.

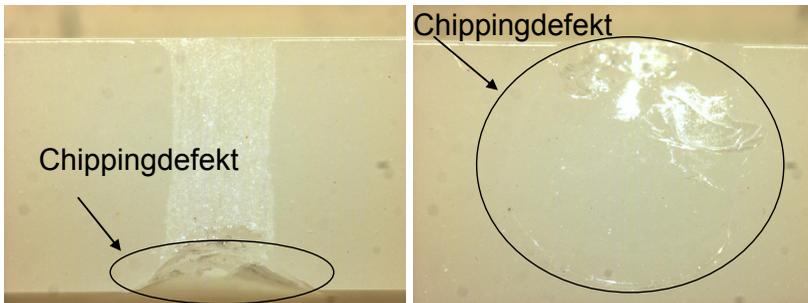


Abbildung 6.2: Auf der linken Abbildung ist zu erkennen, dass die Kausimulation Chipping an der Vorderkante des ersten Biegestäbchen der ersten Serie Lava modifiziert ausgelöst hat. In der Seitenansicht rechts ist die muschelartige Absplitterung zu erkennen (20-fache Vergrößerung).

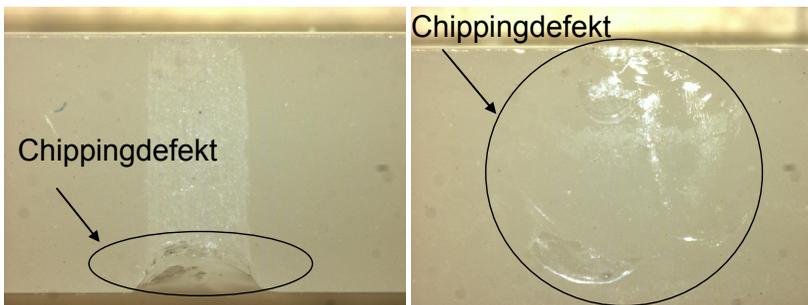


Abbildung 6.3: Auf der linken Abbildung ist Chipping an der Vorderkante des ersten Biegestäbchen der ersten Serie Lava zu erkennen. In der Seitenansicht rechts ist die muschelartige Absplitterung zu sehen (20-fache Vergrößerung).

Die Bruchstellen an den Biegestäbchen nach dem erfolgten 4-Punkt-Biegeversuch zeigen mehrheitlich den gleichen Bruchverlauf auf. Dabei führt der Bruch, ausgehend vom Bruchdefekt, senkrecht ins letzte Drittel der Höhe des Biegestäbchens, um dann im letzten Drittel nach rechts oder nach links auszulenken. Der typische Bruchverlauf ist auf Abbildung 10.4 dargestellt.

6.2 P_T -Werte nach der Kausimulation

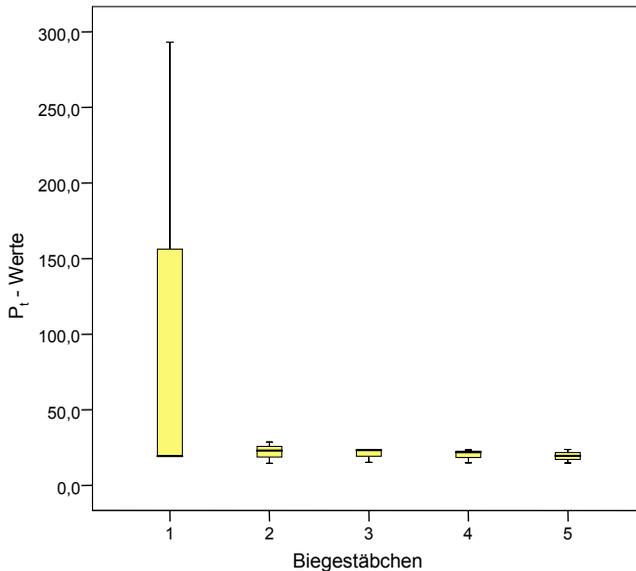


Abbildung 6.4: Boxplot-Diagramm der P_T -Werte der ersten Serie von Lava modifiziert

Die P_T -Werte der ersten Serie von Lava modifiziert sind in Abbildung 6.4: dargestellt. Bei dem ersten Biegestäbchen ist ein erhöhter P_T -Wert von über 250 μm zu erkennen. Die P_T -Werte der übrigen Biegestäbchen liegen in ähnlichen Bereichen verteilt.

Der Mittelwert der P_T -Werte dieser Serie beträgt 38,54 μm . Die Standardabweichung vom Mittelwert ist fällt für die Biegestäbchen 2-4 mit 4,62 μm im Gegensatz zur Standardabweichung aller Biegestäbchen dieser Serie mit 70,54 μm deutlich geringer aus. Die Obergrenze des Konfidenzintervalls liegt bei 77,61 und die Untergrenze bei -0,52.

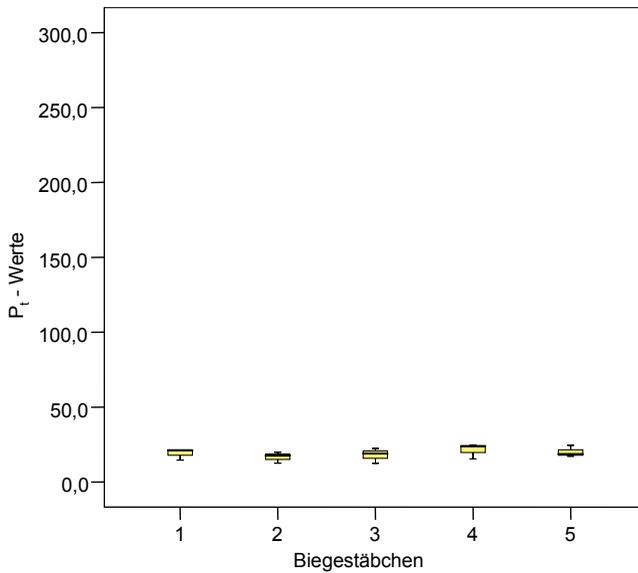


Abbildung 6.5: Boxplot-Diagramm der P_t -Werte der zweiten Serie von Lava modifiziert

Abbildung 6.5 zeigt das Boxplot-Diagramm zu den P_t -Werten der zweiten Serie von Lava modifiziert. Der Median aller Biegestäbchen bewegt sich im gleichen Bereich. Es lässt sich eine gleichmäßige Verteilung der P_t -Werte erkennen. Der Mittelwert der Serie beträgt $18,98 \mu\text{m}$. Die Standardabweichung liegt bei $4,04$. Die Obergrenze und die Untergrenze des Konfidenzintervalls liegen bei $77,61$ und bei $-0,52$.

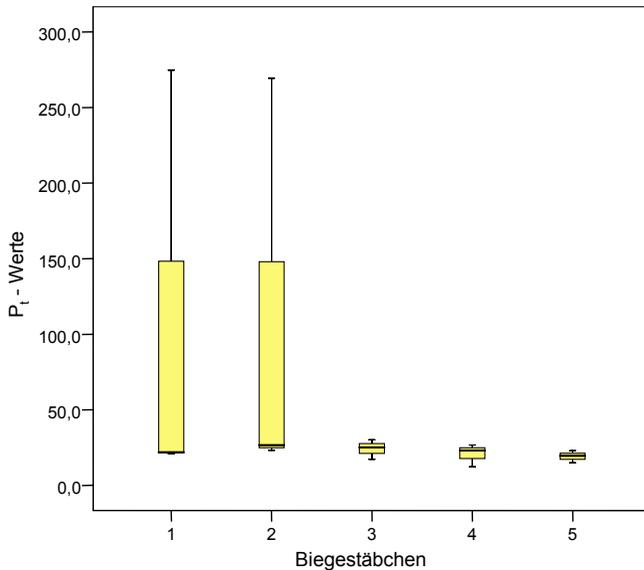


Abbildung 6.6: Boxplot-Diagramm der P_t -Werte der ersten Serie von Lava

In Abbildung 6.6 sind die P_t -Werte der ersten Serie von Lava dargestellt. Bei dem ersten und dem zweiten Biegestäbchen liegt ein hoher P_t -Wert von über 250 μm vor. Der Median aller Biegestäbchen liegt aber in einem ähnliche Bereich.

Der Mittelwert der P_t -Werte dieser Serie beträgt 55,23 μm . Die Standardabweichung vom Mittelwert fällt für die Biegestäbchen 3-5 mit 5,07 μm im Gegensatz zur Standardabweichung der Biegestäbchen 1 und 2 mit 128,58 μm deutlich geringer aus. Die Standardabweichung aller Biegestäbchen dieser Serie liegt bei 88,16 μm . Die Obergrenze des Konfidenzintervalls liegt bei 104,05 und die Untergrenze bei 6,42.

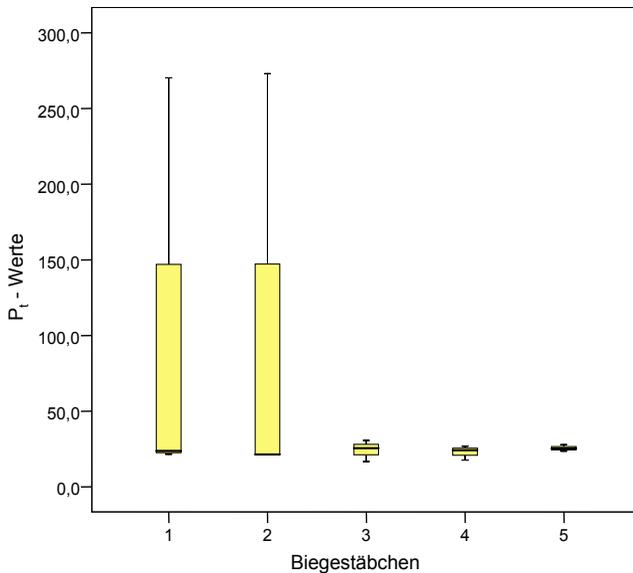


Abbildung 6.7: Boxplot-Diagramm der P_t -Werte der zweiten Serie von Lava

Die P_t -Werte der zweiten Serie von Lava sind in Abbildung 6.7 dargestellt. Wie bei der ersten Serie von Lava, ist auch bei der zweiten Serie beim ersten und beim zweiten Biegestäbchen ein hoher P_t -Wert von über 250 μm vorhanden. Die P_t -Werte der Biegestäbchen 3-5 liegen in ähnlichen Bereichen verteilt vor.

Der Mittelwert der P_t -Werte dieser Serie beträgt 56,60 μm . Die Standardabweichung vom Mittelwert fällt für die Biegestäbchen 3-5 mit 4,55 μm im Gegensatz zur Standardabweichung der Biegestäbchen 1 und 2 mit 128,96 μm deutlich geringer aus. Die Standardabweichung aller Biegestäbchen dieser Serie liegt bei 87,38 μm . Die Obergrenze des Konfidenzintervalls liegt bei 104,99 und die Untergrenze bei 8,12.

Die Angabe der P_t -Werte aller beschädigten Biegestäbchen befindet sich in Tabelle 10.2.

6.3 Statistische Analyse

6.3.1 P_T -Werte

In den ersten Schritten der statistischen Analyse wurde untersucht, ob es einen Unterschied zwischen den Biegestäbchen innerhalb einer Serie und für die geprüften Materialien nach erfolgter Kausimulation gibt. In den Serien, in denen Chippingeffekte durch Kausimulation ausgelöst werden konnte, lag keine Normalverteilung vor ($p < 0,05$, Shapiro-Wilk-Test). Daher kamen nichtparametrische Tests zum Einsatz. Es liegt kein signifikanter Unterschied der P_T -Mittelwerte zwischen den Biegestäbchen innerhalb einer Serie vor ($p > 0,05$, Kruskal-Wallis-H-Test). Die P_T -Mittelwerte zwischen den Serien innerhalb eines Materials weisen auch keinen signifikanten Unterschied auf ($p > 0,05$, Mann-Whitney-U-Test). Die Serien eines Materials wurden also zu einer Gruppe zusammengefasst und die Werte für Lava und Lava modifiziert einander gegenübergestellt. Der Mann-Whitney-U-Test, mit dem überprüft wurde, ob sich die beiden Materialien auch zufällig voneinander unterscheiden, ergibt einen signifikanten Unterschied zwischen den Materialien Lava modifiziert und Lava ($p < 0,05$).

In Abbildung 6.8 sind die P_T -Werte der Biegestäbchen der ersten und der zweiten Serien von Lava modifiziert und der Biegestäbchen der ersten und der zweiten Serien von Lava zusammengefasst im Boxplot-Diagramm dargestellt. Dabei liegt ein bei Lava modifiziert ein Ausreißer vor, wo hingegen es bei Lava gleich vier sind.

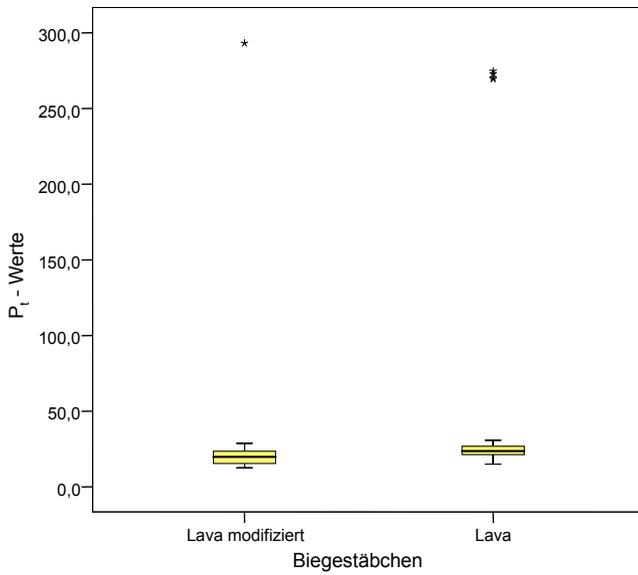


Abbildung 6.8: Boxplot-Diagramm der P_t -Werte von Lava modifiziert und Lava

6.3.2 Biegefestigkeitswerte

Im weiteren Schritt der statistischen Analyse wurde die Biegefestigkeit untersucht.

In Tabelle 6.1 sind die arithmetischen Mittel und die Standardabweichungen der Biegefestigkeitswerte für die Serien 1 und 2 der Materialien Lava modifiziert und Lava nach durchgeführter Kausimulation angegeben. Die Biegefestigkeitswerte der einzelnen Biegestäbchen sind in Tabelle 10.6 bis Tabelle 10.5 aufgeführt.

Tabelle 6.1

Explorative Datenanalyse der Biegefestigkeiten (in MPa) für die einzelnen Serien der untersuchten Materialien nach Kausimulation

Material	Biegefestigkeit			
	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Lava modifiziert nK Serie 1	51,07	94,90	78,04	17,93
Lava modifiziert nK Serie 2	64,40	96,03	78,22	14,22
Lava nK Serie 1	52,96	89,37	69,78	16,01
Lava nK Serie 2	51,57	95,76	74,73	19,92

Die mittleren Biegefestigkeitswerte sowohl der erste als auch der zweiten Serie von Lava modifiziert liegen dabei über den Werten der Serie 1 und 2 von Lava.

Tabelle 6.2 zeigt das Ergebnis des T-Tests für unabhängige Stichproben, der zwischen der ersten und der zweiten Serie der Materialien Lava modifiziert und Lava durchgeführt wurde. Der Test ergibt keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Biegefestigkeitswerten beider Serien nach erfolgter Kausimulation. Sie können daher in eine Gruppe zusammengefasst werden.

Tabelle 6.2

T-Test zwischen den Serien (1, 2) für die Materialien nach Kausimulation

Material	p-Wert
Lava modifiziert nK	$p > 0,05$
Lava nK	$p > 0,05$

Die arithmetischen Mittel und die Standardabweichungen der Biegefestigkeitswerte für die Materialien Lava und Lava modifiziert mit und ohne Kausimulation sind in Tabelle 6.3 angegeben.

Die mittleren Biegefestigkeitswerte fallen bei den Biegestäbchen der Materialien Lava und Lava modifiziert mit Kausimulation deutlich niedriger aus als bei den Biegestäbchen ohne Kausimulation. Bei den Biegestäbchen ohne Kausimulation liegt dabei der mittlere Biegefestigkeitwert von Lava höher als der von Lava modifiziert. Nach erfolgter Kausimulation ist das genaue Gegenteil der Fall. Hier fallen die mittleren Biegefestigkeitwerte bei Lava niedriger aus als bei Lava modifiziert.

Tabelle 6.3

Explorative Datenanalyse der Biegefestigkeiten (in MPa)

Material	Biegefestigkeit					
	Mini- mum	Maxi- mum	Mittel- wert	Standar- dabweichung	95% Konfidenzintervall	
					Obergrenze	Untergrenze
Lava-modifiziert	76,71	119,83	93,62	11,57	101,90	85,34
Lava-modifiziert nK	51,07	96,03	78,13	15,26	89,05	67,21
Lava	77,35	117,10	97,95	14,72	87,43	108,48
Lava nK	51,57	95,76	72,25	17,23	84,58	59,92

In Tabelle 6.4 sind die Ergebnisse des Tukey-Test zur Untersuchung der Gruppen auf Homogenität der Biegefestigkeitsmittelwerte aufgeführt. Bei dem modifizierten Material stellen die Biegestäbchen nach der Kausimulation eine homogene Untergruppe mit den Biegestäbchen ohne Kausimulation dar. Die Kausimulation bewirkt bei Lava hingegen einen signifikanten Abfall der Biegefestigkeit. Hier stellen die unbeschädigten und die beschädigten Biegestäbchen keine homogene Untergruppe dar.

Tabelle 6.4

Ergebnisse des Tukey-Test ($p < 0,05$) und die daraus resultierenden homogenen Untergruppen (a, b, c) für die Biegefestigkeit (in MPa) der untersuchten Materialien

	a	b	c
Lava nK	72,25		
Lava-modifiziert nK	78,13	78,13	
Lava-modifiziert		93,62	93,62
Lava			97,95

7 Diskussion

Bevor Verbesserungsmaßnahmen an Werkstoffen oder neu entwickelte Werkstoffe den Einzug in den zahnärztlichen Alltag finden, durchlaufen sie eine Reihe von verschiedenen Tests. Zwei experimentelle Methoden zur Eignungsprüfung der Materialien werden dabei von dem klinischen und von dem In-vitro-Test dargestellt (40).

7.1 In-vitro-Studie

Zur Überprüfung, ob ein modifiziertes Brennprogramm mit einer längeren Abkühlrate einen Einfluss auf die Biegefestigkeit der Verblendkeramik Lava™ Ceram (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) hat, wurde für diese Arbeit eine In-vitro-Studie durchgeführt. Dabei wurde die Biegefestigkeit an Lava™ Ceram Biegestäbchen in einem 4-Punkt-Biegetest bestimmt.

In-vitro-Tests dienen der Prüfung von Werkstoffen unter möglichst kliniknahen Bedingungen. Es ist durchaus möglich, Werkstoffe auch direkt in klinischen Tests zu untersuchen. Klinische Tests werden als sehr aussagekräftig bewertet. Voraussetzung dafür ist eine exakte Durchführung der ausgewählten Testmethode. Ein entscheidender Nachteil der klinischen Studie liegt aber im finanziellen Aspekt. So wäre für die Prüfung der modifizierten Verblendkeramik Lava™ Ceram in einem klinischen Test die Anfertigung individueller Restaurationen nötig gewesen, was einen zusätzlichen Zeitaufwand bedeutet hätte. Zu der kürzeren Zeitspanne, Prüfungen durchzuführen und Daten zu sammeln, und dem finanziellen Aspekt, besitzt die In-vitro-Studie noch den Vorteil der Standardisierbarkeit und unabhängig von Patienten zu verlaufen (40).

Aus genannten Gründen sollte ein Werkstoff zunächst möglichst in einer In-vitro-Studie geprüft werden. Werden dabei gute Resultate erzielt, sollte oder muss der Werkstoff noch zusätzlich in einer klinischen Langzeituntersuchungen geprüft werden. Dabei sollten die Untersuchungen über einen Zeitraum von mindestens 3 Jahren verlaufen. Empfohlen werden sogar 5 Jahre (10, 68, 73).

7.2 Material- und Methodenkritik

In dieser Studie wurde die Biegefestigkeit von Lava™ Ceram Biegestäbchen bestimmt, die zum einen mit dem herkömmlichen Brennprogramm und zum anderen mit einem modifizierten Brennprogramm mit einer längeren Abkühlrate hergestellt wurden. Alle Biegestäbchen wurden für die Bestimmung der Biegefestigkeit dem 4-Punkt-Biegetest unterzogen. Jeweils die Hälfte beider Biegestäbchengruppen wurde zuvor am Kausimulator geschädigt.

7.2.1 Geometrie der Biegestäbchen

Die Lava™ Ceram Biegestäbchen wiesen eine rechteckige Geometrie mit den Abmessungen 3 x 4 x 35 mm auf. Sie wurden alle vom Hersteller planparallel zurecht geschliffen. Der abschließend erfolgte Glanzbrand ließ jedoch eine Aufhebung der absoluten Planparallelität zu. Die Oberfläche wies eine wellige Struktur auf. Mehrfache Messungen der Höhe der Biegestäbchen, die im Mittel 4,04 mm betragen, wiesen eine Toleranz von $\pm 0,01$ mm auf, welche jedoch als vernachlässigbar gering angesehen werden kann.

7.2.2 Schädigung der Biegestäbchen

In dieser In-vitro-Studie wurde für die Schädigung der Biegestäbchen der Kausimulator C-S 4 (Fa. Willeytec, München) verwendet. Für die Fixierung der Biegestäbchen im Kausimulator wurde ein neuer Prüfteller entwickelt und ausgetestet. Anfängliche Hindernisse ergaben sich in einer gesicherten Fixierung der Biegestäbchen auf dem Prüfteller. Dieses Problem wurde gelöst, indem Sicherungselemente an den Prüfteller geschraubt wurden, die die Biegestäbchen zum einen gegen horizontale Scherkräfte und zum anderen gegen ein Auftürmen absicherten.

Der Kausimulator bietet den Vorteil, dass der Vorgang zur Schädigung der Biegestäbchen mehrere Male mit den gleichen Einstellungen durchgeführt und mehrere Probekörper gleichzeitig geschädigt werden können.

Für die Kausimulation wurden die Biegestäbchen zusätzlich mit Wasser abgedeckt. Wasser spielt beim Alterungsprozess der Dentalkeramik eine entscheidende Rolle. Befinden sich Defekte wie Risse und Poren im Keramikgefüge,

kommt es bei einem Kontakt mit Wasser zu Korrosionen, welche zu einem vorzeitigen Versagen der Dentalkeramik führen (34). Dieser wichtige Aspekt ist in dieser Arbeit berücksichtigt worden.

Die Kausimulation hinterließ Abriebspuren auf den Biegestäbchen, die bei den Biegestäbchen von Lava modifizierten schmaler ausfielen als bei den Biegestäbchen von Lava. Dies deutet auf einen höheren Widerstand von Lava modifiziert hin.

7.2.3 Biegetest

Der 4-Punkt-Biegetest wurde nach der technischen Norm für Hochleistungskeramiken DIN EN 843-1 durchgeführt (3).

Der Vorteil des 4-Punkt-Biegetests gegenüber anderen Biegetests liegt in einer gleichmäßigeren Spannungsverteilung über das gesamte Prüfvolumen. Alle vorhandenen Risse werden dabei gleichmäßig belastet. Der 4-Punkt-Biegetest ergibt aber auch niedrigere Biegefestigkeitswerte, weil eine größere Oberfläche unter maximale Zugspannung gerät, wodurch sich eine erhöhte Wahrscheinlichkeit ergibt, Defektstellen zu erfassen (45).

Der Nachteil dieser ausgewählten Testmethode liegt allerdings in der Tatsache, dass schon aufgrund von Herstellungsfehlern bereits vorhandene Defekte an den Probekanten den Initiator eines Bruchs darstellen und somit die Biegefestigkeitswerte beeinflussen können. Die Lava™ Ceram Biegestäbchen wiesen auch zum Teil Defekte auf. Sie sind in Abbildung 10.5 bis Abbildung 10.8 dargestellt. Die defekten Biegestäbchen wurden sofort aussortiert. Allerdings kann nicht völlig ausgeschlossen werden, dass die übrigen Biegestäbchen frei von Poren und Blasen waren.

7.3 Ergebnisse

In der statistischen Analyse wurde zunächst untersucht, ob es einen Unterschied zwischen den Biegestäbchen innerhalb einer Serie gibt. Die Untersuchung auf Normalverteilung der P_t -Werte ergab, dass die Biegestäbchen der ersten Serie von Lava modifiziert und der ersten und der zweiten Serie von La-

va keiner Normalverteilung unterliegen ($p < 0,05$, Shapiro-Wilk-Test). Dies ist mit größter Wahrscheinlichkeit auf die Chippingdefekte zurückzuführen, da gerade in diesen Serien Chipping aufgetreten ist. Der im Anschluss durchgeführte parametrische Test ergab keinen signifikanten Unterschied zwischen den P_T -Mittelwerte der Biegestäbchen innerhalb einer Serie ($p > 0,05$, Kruskal-Wallis-H-Test). Dabei sind für die erste Serie von Lava modifiziert und für die erste und zweite Serie von Lava hohe Standardabweichungen zu verzeichnen. Eine mögliche Erklärung, dass der Kruskal-Wallis-H-Test keinen signifikanten Unterschied zwischen den P_T -Werte der Biegestäbchen ergibt, ist, dass Chipping nur jeweils an den ersten zwei Biegestäbchen der ersten und der zweiten Serien von Lava und nur am ersten Biegestäbchen der Serie 1 von Lava modifiziert auftrat. So fällt beispielsweise die Standardabweichung vom Mittelwert für die Biegestäbchen 2-4 der Serie 1 von Lava modifiziert mit $4,62 \mu\text{m}$ im Gegensatz zur Standardabweichung aller Biegestäbchen dieser Serie mit $70,54 \mu\text{m}$ deutlich geringer aus. Zudem kam es bei den betroffenen Biegestäbchen vorwiegend an der Vorderkante zu Chipping. Das heißt, Chipping trat nur an einer kleinen Stelle auf und war nicht durchgängig. Bei den drei Messungen, die zur Erfassung der P_T -Werte entlang der Längsachse der Biegestäbchen durchgeführt wurden, lag nur jeweils eine Messung deutlich oberhalb der mittleren Oberflächenrauigkeit aller Biegestäbchen. Die anderen beiden lagen im Bereich der Mittelwerte.

Im Mann-Whitney-U-Test wurde des Weiteren geprüft, ob sich die beiden Materialien auch zufällig voneinander unterscheiden. Die Gegenüberstellung der P_T -Werte beider Materialien ergibt einen signifikanten Unterschied ($p < 0,05$). Das Ergebnis ist allerdings kritisch zu beurteilen. Die Signifikanz kommt möglicherweise nur deshalb zustande, weil sich bei dem Material Lava modifiziert ein Ausreißer unter den P_T -Werten befindet, der in Abbildung 6.8 mit einem Stern gekennzeichnet ist, wo hingegen es beim Material Lava gleich vier sind. Die P_T -Werte aller übrigen Biegestäbchen befinden sich nah beieinander. Die Ausreißer kommen vermutlich durch die Chippingdefekte zustande.

Die in der Untersuchung ermittelten Biegefestigkeitswerte liegen alle deutlich über der in DIN EN ISO 6872 (5) geforderten Mindestfestigkeit von 50 MPa. Ein

Einfluss des modifizierten Brennprogramms auf die Verblendkeramik Lava™ Ceram ist dennoch deutlich erkennbar. Dabei sinkt die Biegefestigkeit von Lava modifiziert infolge einer Schädigung nicht so stark ab wie bei Lava modifiziert. So bilden die Biegestäbchen des modifizierten Materials nach der statistischen Analyse im Tukey-Test nach erfolgter Kausimulation noch eine homogene Gruppe mit den Biegestäbchen ohne Kausimulation. Für das Material Lava ergibt sich keine homogene Gruppe. Es liegt also ein signifikanter Unterschied zwischen den Biegestäbchen von Lava ohne Kausimulation und mit Kausimulation vor.

Mögliche Fehlerquellen, die die Biegefestigkeitswerte beeinflussen konnten, sind die bereits genannten herstellungsbedingte Unregelmäßigkeiten in den Biegestäbchen, wie Porenbildung. Ein Defekt im Biegestäbchen geht mit einer Minderung der Festigkeit der Keramik einher (34, 47).

7.4 Schlussfolgerung

Die Ergebnisse des Tukey-Test zur Untersuchung der Gruppen auf Homogenität der Biegefestigkeitsmittelwerte haben ergeben, dass die Biegestäbchen des modifizierten Materials nach Kausimulation eine homogene Untergruppe mit den Biegestäbchen ohne Kausimulation bilden. Die Kausimulation bewirkt bei Lava hingegen einen signifikanten Abfall der Biegefestigkeit. Hier stellen die unbeschädigten und die beschädigten Biegestäbchen keine heterogene Untergruppe dar.

Die Prüfung der P_T -Werte der Biegestäbchen beider Materialien ergibt zwar im Mann-Whitney-U-Test einen signifikanten Unterschied zwischen beiden Materialien ($p > 0,05$). Jedoch sollte dieses Ergebnis kritisch betrachtet werden, da die P_T -Werte beider Materialien nah beieinander liegen und vermutlich nur die Ausreißer einen signifikanten Unterschied herbeiführen.

Es kann also angenommen werden, dass das modifizierte Brennprogramm mit den verlängerten Abkühlraten einen Einfluss auf die Verblendkeramik Lava™ Ceram hat

Langzeituntersuchungen sind noch erforderlich.

8 Zusammenfassung

Aufgrund der zunehmenden ästhetischen Ansprüche der Patienten und des Wunsches vermehrt auf biokompatible Materialien zurückzugreifen wird dentaler Zahnersatz immer häufiger aus vollkeramischen Systemen anstatt aus den langjährig bewährten metallkeramischen Systemen hergestellt.

Doch leider stellt das Problem der niedrigen Biegefestigkeit der Verblendkeramiken und der häufig beobachteten Chippingerscheinungen noch eine große Herausforderung an die zahnmedizinische und zahntechnische Welt dar.

In dieser In-vitro-Studie wurde der Einfluss eines modifizierten Brennprogramms auf die Biegefestigkeit der Verblendkeramik Lava™ Ceram (3M ESPE, Seefeld, Deutschland) untersucht. Das modifizierte Brennprogramm sieht im Vergleich zum herkömmlichen Brennprogramm eine verlängerte Abkühlrate vor. Vier Lava™ Ceram-Gruppen mit jeweils 10 Biegestäbchen wurden getestet. Die erste Gruppe wurde mit dem herkömmlichen Brennprogramm hergestellt, die zweite Gruppe mit dem modifizierten Brennprogramm. Jeweils die Hälfte beider Lava™ Ceram-Gruppen wurde im Kausimulator belastet, um einen künstlichen Defekt zu erzeugen und die anderen zwei Gruppen zu erhalten. Die Belastung fand unter Wasserzugabe statt. Alle Biegestäbchen wurden anschließend im 4-Punkt-Biegeversuch zu Bruch gebracht. Es konnte festgestellt werden, dass die Biegefestigkeitswerte bei allen unbeschädigten Biegestäbchen deutlich höher ausfielen, als bei den Biegestäbchen, die im Kausimulator beschädigt wurden. Dabei lagen die Biegefestigkeitwerte der unbeschädigten Biegestäbchen, die mit dem herkömmlichen Brennprogramm hergestellt wurden, höher als bei den unbeschädigten Biegestäbchen, die mit dem modifizierten Brennprogramm hergestellt wurden. Bei den beschädigten Biegestäbchen verhielt es sich genau umgekehrt. Es konnte beobachtet werden, dass der Verlust der Biegefestigkeit bei den Biegestäbchen, die mit dem modifizierten Brennprogramm hergestellt wurden, nach der durchgeführten Schädigung geringer ausfiel, als bei den Biegestäbchen, die mit dem herkömmlichen Brennprogramm hergestellt wurden. Letztere ergaben sogar einen signifikanten Abfall der Biegefestigkeit. Bei den

Biegestäbchen, die mit dem modifizierten Brennprogramm hergestellt wurden, stellten die beschädigten Biegestäbchen eine homogene Gruppe mit den unbeschädigten Biegestäbchen dar.

Es ist also festzuhalten, dass das modifizierte Brennprogramm einen Einfluss auf die Biegefestigkeit der Lava™ Ceram Biegestäbchen hat.

9 Literaturverzeichnis

1. Perthometer. Oberflächen-Kenngrößen. Göttingen: Mahr GmbH; 1999.
2. 3M ESPE. Kronen und Brücken aus Zirkonoxid-Technisches Produktprofil Lava™. 2006.
3. DIN EN 843-1: Hochleistungskeramik - Mechanische Eigenschaften monolithischer Keramik bei Raumtemperatur - Teil 1: Bestimmung der Biegefestigkeit. Deutsches Institut für Normung. Berlin: *Beuth* 2008.
4. DIN EN ISO 4287: Geometrische Produktspezifikation (GPS) - Oberflächenbeschaffenheit: Tastschnittverfahren - Benennungen, Definitionen und Kenngrößen der Oberflächenbeschaffenheit (ISO 4287:1997 + Cor 1:1998+Cor 2:2005 + Amd 1:2009); Deutsche Fassung EN ISO 4287:1998 + AC:2008 + A1:2009. Deutsches Institut für Normung. Berlin: *Beuth* 2009.
5. DIN EN ISO 6872: Zahnheilkunde-Keramische Werkstoffe. Deutsches Institut für Normierung. Berlin: *Beuth* 2009.
6. Aboushelib MN, de Jager N, Kleverlaan CJ, Feilzer AJ. Microtensile bond strength of different components of core veneered all-ceramic restorations. *Dental Materials* 2005;**21**:984-991.
7. Ardlin BI. Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surface structure. *Dental Materials* 2002;**18**:590-595.
8. Bär G. Der Werkstoff, der alles möglich macht? Eine kritische Betrachtung zu Zirkoniumdioxid und dem Verblenden metallfreier Gerüste. *Das internationale Zahn-technik Magazin* 2007;**11**:90-96.
9. Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen JA. Three-year clinical prospective evaluation of zirconia-based posterior fixed dental prostheses (FDPs). *Clinical Oral Investigations* 2009.
10. Blatz MB. Langzeiterfolg vollkeramischer Restaurationen im Seitenzahnbereich. *Quintessenz* 2001;**52**:887-900.

11. Claus H. Entwicklung der Metallkeramik. *Das Deutsche Zahnärzteblatt* 1980;**89**:36-39.
12. Claus H. Vita In-Ceram, ein neues Verfahren zur Herstellung oxidkeramischer Gerüste für Kronen und Brücken. *Quintessenz Zahntechnik* 1990;**16**:35-46.
13. Coelho PG, Bonfante EA, Silva NRF, Rekow ED, Thompson VP. Laboratory Simulation of Y-TZP All-ceramic Crown Clinical Failures. *Journal of Dental Research* 2009;**88**:382-386.
14. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C, et al. In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 1999; **20**:371-376.
15. Creugers NH, Kayser AF, van 't Hof MA. A meta-analysis of durability data on conventional fixed bridges. *Community Dentistry and Oral Epidemiology* 1994;**22**:448-452.
16. De Jager N, Pallav P, Feilzer AJ. The influence of design parameters on the FEA-determined stress distribution in CAD-CAM produced all-ceramic dental crowns. *Dental Materials* 2005;**21**:242-251.
17. Edelhoff E, Florian B, W. F, Johnen C. HIP zirconia fixed partial dentures-clinical results after 3 years of clinical service. *Quintessence International* 2008;**39**:459-471.
18. Filser F, Lüthy H, Kocher P, Schärer P, Gaukler LJ. Vollkeramischer Zahnersatz im Seitenzahnbereich. *Quintessenz Zahntechnik* 2002;**28**:48-60.
19. Fischer H, Schäfer M, Marx R. Effect of Surface Roughness on Flexural Strength of Veneer Ceramics. *Journal of Dental Research* 2003;**82**:972-975.
20. Fischer H, Weinzierl P, Weber M, Marx R. Bearbeitungsinduzierte Schädigung von Dentalkeramiken. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1999;**54**:484-488.
21. Fischer J, Stawarczyk B, Tomic M, Strub JR, Hämmerle CHF. Effect of Thermal Misfit between Different Veneering Ceramics and Zirconia Frameworks on in vitro Fracture Load of Single Crowns. *Dental Materials Journal* 2007;**26**:766-772.

22. Gehre G. Keramische Werkstoffe. In: Eichner K, Kappert HF (Hrsg.). Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Heidelberg: *Hüthig* 1996:326-372.
23. Geis-Gerstorfer J. Vom Rohstoff zur Dentalkeramik. In: Kapper HF (Hrsg.). Vollkeramik Werkstoffkunde-Zahntechnik-klinische Erfahrung. Berlin: *Quintessenz* 1996:43-54.
24. Geis-Gerstorfer J, Fäßler P. Untersuchungen zum Ermüdungsverhalten der Dentalkeramiken Zirkondioxid-TZP und In-Ceram. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1999;**54**:692-694.
25. Geis-Gerstorfer J, Kanjantra P. Zum Einfluß der Prüfmethode auf die Biegefestigkeit von IPS-Empress und In-Ceram. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1992;**47**:618-621.
26. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK. Limits of human bite strength. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1986;**56**:226-229.
27. Gogotsi GA, Mudrik SP. Fracture Resistance of Ceramics upon Edge Chipping. *Strength of Materials* 2004;**36**:545-547.
28. Hauptmann H, Reusch B. Investigation of Connector Cross-sections for 4-unit Zirconia Oxide Bridges. *Journal of Dental Research* 2003;**82**:(Spec Iss B):0723.
29. Herrero AA, Sierraalta M, Razzoog ME. Flexural strength of several porcelain systems for zirconium ceramics. *Journal of Dental Research* 2006;**85**:(Spec Iss B):1355.
30. Hölsch W, Kappert HF. Festigkeitsprüfung von vollkeramischen Einzelzahnersatz für den Front- und Seitenzahnbereich. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1992;**47**:621-623.
31. http://www.sdm-gmbh.de/kausimulator_cs_4.html.
32. Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H. Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1992;**68**:322-326.
33. Janda R. Vollkeramiken Eine werkstoffwissenschaftliche Übersicht. *Wissen Kompakt* 2009;**3**:3-17.

34. Kappert HF. Dentalkeramik. In: Voss R, Meiners H (Hrsg.). Fortschritte in der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde. München: *Hanser* 1989:341-388.
35. Kappert HF. Verblendung von Oxidkeramiken. In: Tinschert J, Natt G (Hrsg.). Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde. Köln: *Deutscher Zahnärzte Verlag* 2007:47-58.
36. Kelly JR, Nishimura I, Campbell SD. Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *Journal of Prosthetic Dentistry* 1996;**75**:18-32.
37. Kerschbaum T, Faber FJ, Noll FJ, Keiner M, Hürther W, Schumacher S, et al. Komplikationen von Cercon-Restaurationen in den ersten fünf Jahren. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2009;**64**:81-89.
38. Komma O. Hydrothermale Dentalkeramik Systeme-eine neue Werkstoffklasse. *DUCERA-Info* 1993:2-22.
39. Körber K, Ludwig K. Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. Stuttgart: *Thieme* 1993.
40. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin* 1990;**100**:953-960.
41. Luthardt GR, Quaas S, Rudolph H. Maschinelle Herstellung von Zahnersatz. In: Tinschert J, Natt G (Hrsg.). Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde. Köln: *Deutscher Zahnärzte Verlag* 2007:65-94.
42. Luthardt RG, Herold V, Sandkuhl O, Reitz B, Knaak JP, Lenz E. Kronen aus Hochleistungskeramik. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1998;**53**:280-285.
43. Manicone PF, Iommetti PR, Raffaelli L. An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. *Journal of Dentistry* 2007;**35**:819-826.
44. Marx R. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen-Verstärkung und Bruchzähigkeit. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1993;**48**:229-236.

45. Marx R, Fischer H, Weber M, Jungwirth F. Rissparameter und Weibullmodule: unterkritisches Risswachstum und Langzeitfestigkeit vollkeramischer Materialien. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2001;**56**:90-98.
46. Marx R, Jungwirth F, Walter PO. Ist unterkritisches Risswachstum in vollkeramischen Restaurationen vermeidbar und somit quasi-metallisches Festigkeitsverhalten möglich? *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2005;**60**:258.
47. Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde Vom Defekt zur Restauration. Köln: *Deutscher Zahnärzte Verlag* 2008.
48. McLaren EA, Giordano RA, Pober R, Abozenada B. Zweiphasige Vollglas-Verblendkeramik. *Quintessenz Zahntechnik* 2004;**30**:32-45.
49. McLean JW, Hughes TH. The reinforcement of dental porcelain with ceramic oxides. *British Dental Journal* 1965;**119**:251-267.
50. Molin MK, Karlsson SL. Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *International Journal of Prosthodontics* 2008;**21**:223-227.
51. Mörmann WH, Ender A, Durm E, Michel J, Wolf D, Bindl A. Zirkonoxidgerüste bei Kronen und Brücken: aktueller Stand. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2007;**62**:141-148.
52. Olio M, Gjerdet NR, Tvinnereim HM. The firing procedure influences properties of a zirconia core ceramic. *Dental Materials* 2008;**24**:471-475.
53. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 1999;**20**:1-25.
54. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CHF. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clinical Oral Implants Research* 2007;**18**:73-85.
55. Pospiech P. Keramisch denken - keramisch rekonstruieren. Seefeld: 3M ESPE; 2004.

56. Pospiech P, Bellmann H-J. Lava-System. In: J. Tinschert GN (Hrsg.). Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde. Köln: *Deutscher Zahnärzte Verlag* 2007:181-196.
57. Pröbster L. Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration Ein historischer Abriss Teil 1. *Quintessenz* 1997;**48**:939-947.
58. Pröbster L. Die Entwicklung der vollkeramischen Restauration Ein historischer Abriss Teil 2. *Quintessenz* 1997;**48**:1069-1085.
59. Quinn JB, Chen D, Rusin R, Suttor D. Fractographic analysis and material properties of dental zirconia. *Journal of Dental Research* 2005;**84**:(Spec Iss A):0560.
60. Raigrodski AJ, Chiche GJ, Potiket N, Hochstedler JL, Mohamed SE, Billiot S, et al. The efficacy of posterior three-unit zirconium-oxide based ceramic fixed partial dental prostheses: A prospective clinical pilot study. *The Journal of prosthetic dentistry* 2006;**96**:237-244.
61. Reich S. Vollkeramik Indikation-Präparation-Befestigung. *wissen kompakt* 2009;**3**:19-28.
62. Reich S, Petschelt A, Lohbauer U. The effect of finish line preparation and layer thickness on the failure load and fractography of ZrO₂ copings. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2008;**99**:369-376.
63. Rosentritt M, Steiger D, Behr M, Handel G, Kolbeck C. Influence of substructure design and spacer settings on the in vitro performance of molar zirconia crowns. *Journal of Dentistry*; **In Press, Corrected Proof**.
64. Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler LJ, Luthy H, Hammerle CH. Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *International Journal of Prosthodontics* 2007;**20**:383-388.
65. Sailer I, Feher A, Filser F, Luthy H, Gauckler LJ, Scharer P, et al. Prospective clinical study of zirconia posterior fixed partial dentures: 3-year follow-up. *Quintessence International* 2006;**37**:685-693.

66. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hammerle CHF, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clinical Oral Implants Research* 2009;**20**:4-31.
67. Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of allceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: fixed dental prostheses. *Clinical Oral Implants Research* 2007;**18**:86-96.
68. Schmalz G, Federlin M, Geurtsen W. Sind Keramik-Inlays und -Veneers wissenschaftlich anerkannt? *Deutsche Zahnärztlich Zeitschrift* 1994;**49**:197-208.
69. Schwickerath H. Werkstoffe in der Zahnheilkunde Grundlagen, Verarbeitung, Beanspruchung und Verhalten im klinischen Einsatz. Berlin: *Quintessenz* 1977.
70. Schwickerath H. Neue Keramiksysteme unter Dauerbeanspruchung. *Quintessenz Zahntechnik* 1994;**20**:1495-1499.
71. Scurria MS, Bader JD, Shugars DA. Meta-analysis of fixed partial denture survival: Prostheses and abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 1998;**79**:459-464.
72. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Principles of tooth preparation Fundamentals of fixed prosthodontics. 3. Chicago: *Quintessence* 1997.
73. Strub JR. Vollkeramische Systeme. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 1992;**47**:566-571.
74. Sundh A, Molina M, Sjögren G. Fracture resistance of yttrium oxide partiallystabilized zirconia all-ceramic bridges after veneering and mechanical fatigue testing. *Dental Materials* 2005;**21**:476-482.
75. Tinschert J. Zirkonoxidkeramik – Werkstoffkundliche Grundlagen. Seefeld: 3M ESPE; 2004.
76. Tinschert J, Götzen N, Natt G. Oxidkeramiken. In: Tinschert J, Natt G (Hrsg.). Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde. Köln: *Deutscher Zahnärzte Verlag* 2007:5-46.

77. Tinschert J, Natt G, Jorewitz A, Fischer H, Spiekermann H, Marx R. Belastbarkeit vollkeramischer Seitenzahnbrücken aus neuen Hartkernkeramiken. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2000;**55**:610-616.
78. Tinschert J, Natt G, Latzke P, Schulze K, Heussen N, Spiekermann H. Vollkeramische Brücken aus DC-Zirkon-Ein klinisches Konzept mit Erfolg? *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2005;**60**:435-445.
79. Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, N. H, Spiekermann H. Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *International Journal of Prosthodontics* 2008;**21**:217-222.
80. Vollmann M, Wiesner C, Völkl L, Schusser S. Richtig gerechnet statt mutig geraten bringt Verblendung von Zirkoniumdioxidgerüsten auf Metallkeramikniveau. *Die Zahnarzt Woche* 2009;**10**.
81. Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K. All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation* 2005;**32**:180-187.
82. Vult von Steyern PV, Jönsson O, Nilner K. 5-Jahres-Evaluation dreigliedriger vollkeramischer (In-Ceram-) Seitenzahnbrücken. *Quintessenz* 2002;**53**:149-154.
83. Walter M, Reppel PD, Boning K, Freesmeyer WB. Six-year follow-up of titanium and high-gold porcelain-fused-to-metal fixed partial dentures. *Journal of Oral Rehabilitation* 1999;**26**:91-96.
84. Weber H, Geis-Gerstorfer J, Simonis A, Diehl J, Frank G. Voll- und Glaskeramikkronen klinisch betrachtet. *Zahnärztliche Mitteilungen* 1987;**77**:2416-2421.
85. Wohlwend A, Studer S, Schärer P. Das Zirkonoxidabutment – ein neues vollkeramisches Konzept zur ästhetischen Verbesserung der Suprastruktur in der Implantologie. *Quintessenz Zahntechnik* 1996;**22**:364-381.

10Anhang

10.1 Breite und Höhe der Biegestäbchen

Tabelle 10.1

Breite und Höhe der Biegestäbchen Lava und Lava modifiziert in [mm]

Material	Serie	Probekörper	Probenbreite	Pobenhöhe
Lava	0	1	3,06	4,04
Lava	0	2	3,07	4,04
Lava	0	3	3,06	4,04
Lava	0	4	3,07	4,03
Lava	0	5	3,06	4,04
Lava	0	6	3,05	4,03
Lava	0	7	3,06	4,04
Lava	0	8	3,05	4,04
Lava	0	9	3,08	4,03
Lava	0	10	3,08	4,03
Lava	1	1	3,03	4,04
Lava	1	2	3,05	4,04
Lava	1	3	3,06	4,05
Lava	1	4	3,06	4,04
Lava	1	5	3,06	4,04
Lava	2	1	3,08	4,04
Lava	2	2	3,06	4,05
Lava	2	3	3,06	4,04
Lava	2	4	3,06	4,05
Lava	2	5	3,06	4,04

Anhang

Lava modifiziert 0	1	3,06	4,04
Lava modifiziert 0	2	3,06	4,04
Lava modifiziert 0	3	3,05	4,03
Lava modifiziert 0	4	3,07	4,04
Lava modifiziert 0	5	3,06	4,04
Lava modifiziert 0	6	3,06	4,04
Lava modifiziert 0	7	3,05	4,02
Lava modifiziert 0	8	3,06	4,03
Lava modifiziert 0	9	3,06	4,02
Lava modifiziert 0	10	3,06	4,04
Lava modifiziert 1	1	3,06	4,04
Lava modifiziert 1	2	3,06	4,04
Lava modifiziert 1	3	3,06	4,04
Lava modifiziert 1	4	3,06	4,04
Lava modifiziert 1	5	3,07	4,03
Lava modifiziert 2	1	3,06	4,03
Lava modifiziert 2	2	3,07	4,04
Lava modifiziert 2	3	3,04	4,04
Lava modifiziert 2	4	3,06	4,04
Lava modifiziert 2	5	3,07	4,04

10.2 P_t -Werte der Biegestäbchen nach Kausimulation

Tabelle 10.2

P_t -Werte der Biegestäbchen Lava und Lava modifiziert in [μm]

Material	Serie	Probekörper	Messung	P_t -Wert
Lava	1	1	1	21,90
Lava	1	1	2	20,87
Lava	1	1	3	274,77
Lava	1	2	1	26,57
Lava	1	2	2	23,17
Lava	1	2	3	269,35
Lava	1	3	1	30,13
Lava	1	3	2	25,02
Lava	1	3	3	17,19
Lava	1	4	1	26,66
Lava	1	4	2	23,09
Lava	1	4	3	12,36
Lava	1	5	1	22,90
Lava	1	5	2	19,57
Lava	1	5	3	14,96
Lava	2	1	1	21,43
Lava	2	1	2	23,61
Lava	2	1	3	270,21
Lava	2	2	1	21,23
Lava	2	2	2	21,31
Lava	2	2	3	273,04
Lava	2	3	1	30,70
Lava	2	3	2	25,54
Lava	2	3	3	16,71
Lava	2	4	1	26,79
Lava	2	4	2	24,17
Lava	2	4	3	17,64
Lava	2	5	1	23,42
Lava	2	5	2	25,33

Anhang

Lava	2	5	3	27,83
Lava modifiziert	1	1	1	19,10
Lava modifiziert	1	1	2	19,40
Lava modifiziert	1	1	3	293,10
Lava modifiziert	1	2	1	28,60
Lava modifiziert	1	2	2	22,90
Lava modifiziert	1	2	3	14,63
Lava modifiziert	1	3	1	23,63
Lava modifiziert	1	3	2	23,26
Lava modifiziert	1	3	3	15,25
Lava modifiziert	1	4	1	23,41
Lava modifiziert	1	4	2	21,86
Lava modifiziert	1	4	3	14,95
Lava modifiziert	1	5	1	23,77
Lava modifiziert	1	5	2	19,50
Lava modifiziert	1	5	3	14,75
Lava modifiziert	2	1	1	21,11
Lava modifiziert	2	1	2	21,18
Lava modifiziert	2	1	3	14,59
Lava modifiziert	2	2	1	17,58
Lava modifiziert	2	2	2	19,85
Lava modifiziert	2	2	3	12,57
Lava modifiziert	2	3	1	19,09
Lava modifiziert	2	3	2	22,27
Lava modifiziert	2	3	3	12,42
Lava modifiziert	2	4	1	24,67
Lava modifiziert	2	4	2	23,85
Lava modifiziert	2	4	3	15,40
Lava modifiziert	2	5	1	17,10
Lava modifiziert	2	5	2	24,42
Lava modifiziert	2	5	3	18,59

10.3 Biegefestigkeitswerte der Biegestäbchen

In den folgenden Tabellen sind die Biegefestigkeitswerte jeder Serie aufgeführt. Zusätzlich ist Kraft angegeben, die im 4-Punkt-Biegetest zu einem Bruch der Biegestäbchen führte. Die Mittelwerte und die Standardabweichungen der Kräfte und der Biegefestigkeiten sind ebenfalls angegeben.

Tabelle 10.3

Biegefestigkeitswerte der unbeschädigten Biegestäbchen Lava modifiziert

Material	Serie	Biegestäbchen	F max [N]	σ [MPa]
Lava modifiziert	0	1	325,35	97,71
Lava modifiziert	0	2	283,50	85,15
Lava modifiziert	0	3	323,58	97,99
Lava modifiziert	0	4	317,09	94,92
Lava modifiziert	0	5	300,03	90,11
Lava modifiziert	0	6	287,81	86,44
Lava modifiziert	0	7	393,77	119,83
Lava modifiziert	0	8	328,29	99,09
Lava modifiziert	0	9	252,89	76,71
Lava modifiziert	0	10	293,85	88,25
			x	310,62
			s	37,47

Tabelle 10.4

Biegefestigkeitswerte der beschädigten Biegestäbchen Lava modifiziert Serie 1

Material	Serie	Biegestäbchen	F max [N]	σ [MPa]
Lava modifiziert nK	1	1	170,03	51,07
Lava modifiziert nK	1	2	228,99	68,77
Lava modifiziert nK	1	3	315,98	94,90
Lava modifiziert nK	1	4	294,61	88,48
Lava modifiziert nK	1	5	289,05	86,96
			x 259,73	78,04
			s 59,65	17,93

Tabelle 10.5

Biegefestigkeitswerte der beschädigten Biegestäbchen Lava modifiziert Serie 2

Material	Serie	Biegestäbchen	F max [N]	σ [MPa]
Lava modifiziert nK	2	1	244,80	73,89
Lava modifiziert nK	2	2	320,78	96,03
Lava modifiziert nK	2	3	220,06	66,53
Lava modifiziert nK	2	4	300,61	90,28
Lava modifiziert nK	2	5	215,12	64,40
			x 260,27	78,22
			s 47,91	14,22

Tabelle 10.6

Biegefestigkeitswerte der unbeschädigten Biegestäbchen Lava

Material	Serie	Biegestäbchen	F max [N]	σ [MPa]
Lava	0	1	389,91	117,10
Lava	0	2	258,40	77,35
Lava	0	3	341,79	102,65
Lava	0	4	321,00	96,57
Lava	0	5	387,60	116,41
Lava	0	6	266,48	80,69
Lava	0	7	379,25	113,90
Lava	0	8	303,63	91,49
Lava	0	9	279,86	83,92
Lava	0	10	331,62	99,44
			x 325,95	97,95
			s 49,17	14,72

Tabelle 10.7

Biegefestigkeitswerte der beschädigten Biegestäbchen Lava Serie 1

Material	Serie	Biegestäbchen	F max [N]	σ [MPa]
Lava nK	1	1	174,61	52,96
Lava nK	1	2	218,06	65,71
Lava nK	1	3	192,02	57,39
Lava nK	1	4	277,99	83,49
Lava nK	1	5	297,58	89,37
			x 232,05	69,78
			s 53,63	16,01

Tabelle 10.8

Biegefestigkeitswerte der beschädigten Biegestäbchen Lava Serie 2

Material	Serie	Biegestäbchen	F max [N]	σ [MPa]
Lava nK	2	1	194,73	58,10
Lava nK	2	2	172,56	51,57
Lava nK	2	3	309,49	92,95
Lava nK	2	4	320,42	95,76
Lava nK	2	5	250,49	75,23
			x 249,54	74,73
			s 66,24	19,92

10.4 Mikroskopaufnahmen

10.4.1 Chippingdefekte



Abbildung 10.1: Chippingdefekt am Biegestäbchen Lava (20-fache Vergrößerung). Ansicht von oben und von der Seite



Abbildung 10.2: Chippingdefekt am Biegestäbchen Lava (20-fache Vergrößerung). Ansicht von oben und von der Seite

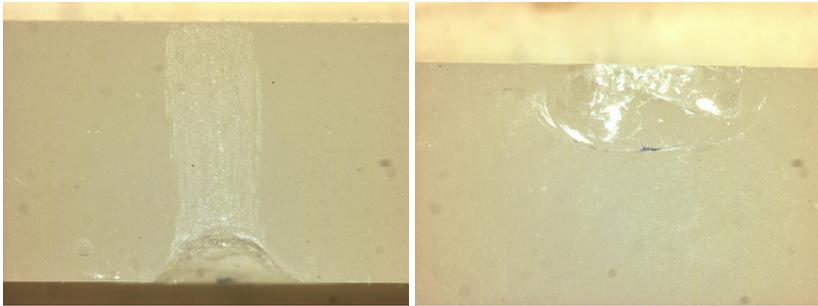


Abbildung 10.3: Chippingdefekt am Biegestäbchen Lava (20-fache Vergrößerung). Ansicht von oben und von der Seite

10.4.2 Bruchverlauf



Abbildung 10.4: Typischer Bruchverlauf im Biegestäbchen nach erfolgreichem 4-Punkt-Biegetest (6,3-fache Vergrößerung)

10.4.3 Herstellungsfehler

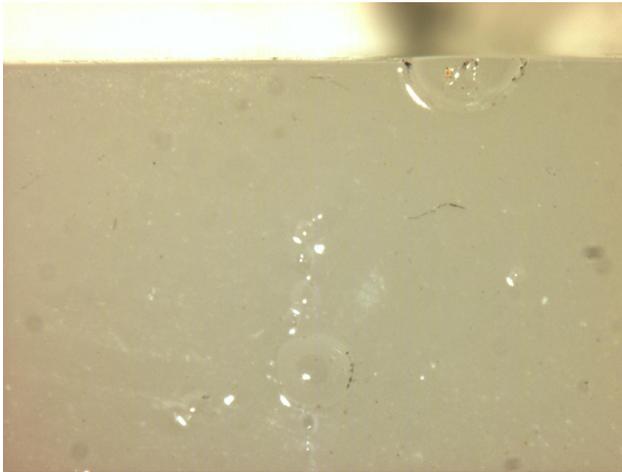


Abbildung 10.5: Unregelmäßigkeiten an der Oberfläche eines Biegestäbchens in Form von Blasen (20-fache Vergrößerung)



Abbildung 10.6: Unregelmäßigkeit an der Oberfläche eines Biegestäbchens in Form von einer Blase (20-fache Vergrößerung)

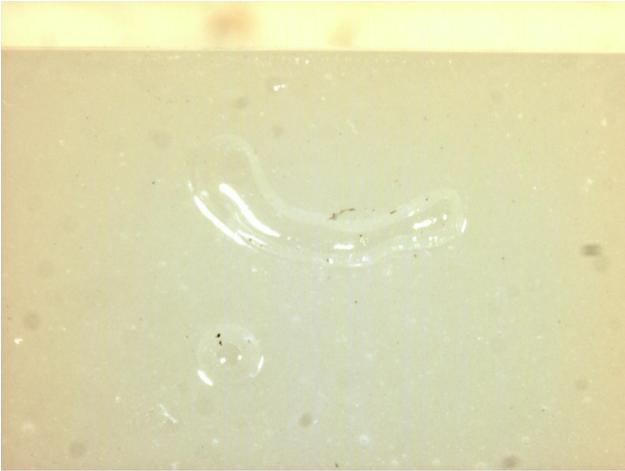


Abbildung 10.7: Unregelmäßigkeiten an der Oberfläche eines Biegestäbchens in Form von Blasen (20-fache Vergrößerung)

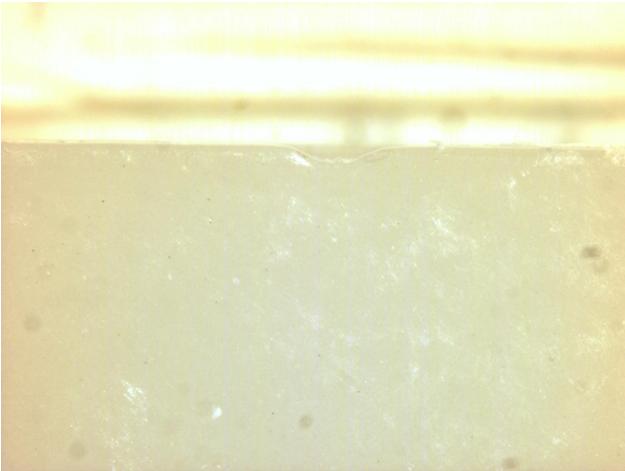


Abbildung 10.8: Einsenkung an der Kante eines Biegestäbchens (20-fache Vergrößerung)

11 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Prof. Dr. J. Geis-Gerstorfer für die Überlassung des Themas und für die wertvolle und hilfreiche Betreuung während der Erarbeitung des Themas. Vielen lieben Dank.

Recht herzlich bedanken möchte ich mich auch bei Frau Ch. Schille, die mir während der Versuchsdurchführung stets unterstützend zur Seite stand. Es war mir ein großes Vergnügen mit ihr zu arbeiten.

Auch danken möchte ich meinem Freund, der mich bei der statistischen Bearbeitung der Ergebnisse und auch so sehr unterstützt hat. Ein großes Dankeschön von ganzem Herzen.

Mein größter Dank geht an meine lieben Eltern, die mich unermüdlich während des Studiums und auch so stets unterstützt haben. Ihr unerschütterlicher Glauben an mich war meine größte Motivation. Ihnen gelten mein ewiger Dank und meine ewige Liebe.

12 Lebenslauf

Name:	Shabana Brodam	
Geburtsdatum:	27.06.1980	
Geburtsort:	Lahnstein	
Schulausbildung	1986-1990	Grundschule Lahnstein
	1990-1999	Marion–Dönhoff–Gymnasium Lahnstein
	1999	Abitur
Hochschulausbil- dung	2001-2006	Studium der Zahnheilkunde an der Justus–Liebig–Universität Giessen
	2002	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
	2003	Zahnärztliche Vorprüfung
	06.07.2006	Zahnärztliche Prüfung
	07.07.2006	Approbation
Beruflicher Werde- gang	2006-2008	Assistentin in einer allgemein- zahnärztlichen Praxis
	2008-dato	Angestellte Zahnärztin in einer Gemeinschaftspraxis