

**Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff**

**Einfluss der Messmethode auf die Biegefestigkeit von
verstärkten Presskeramiken**

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

**vorgelegt von
Jovana Jakic
aus Belgrad
2020**

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

Berichterstatter: Prof. Dr. Dipl. Ing (FH) Bogna Stawarczyk, M.Sc.
PD Dr. med. dent. Anja Liebermann, M.Sc.

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Jürgen Manhart
PD Dr. med. dent. Florian Probst

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 24.11.2020

Von ganzem Herzen meinen Eltern und meiner lieben Schwester

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG.....	3
1	LITERATURÜBERSICHT	5
1.1	Verstärkte Presskeramiken in der Zahnheilkunde.....	5
1.1.1	Unterschiede der Lithium-X-Silikatkeramiken.....	9
1.1.2	Entwicklung der Lithium-X-Silikatkeramiken.....	11
1.2	Mechanische Eigenschaften.....	13
1.2.1	Bruchzähigkeit.....	13
1.2.2	Härte.....	14
1.2.3	Biegefestigkeit.....	14
1.2.4	Weibullstatistik.....	19
1.3	Datenlage zu verstärkten Presskeramiken	19
1.4	Ziel der Arbeit.....	24
2	MATERIALIEN UND METHODEN	25
2.1	Studiendesign.....	25
2.2	Herstellung der Prüfkörper.....	26
2.2.1	Fräsen der Prüfkörper aus Wachs	26
2.2.2	Einbetten der Prüfkörper.....	27
2.2.3	Pressvorgang im Ofen	29
2.2.4	Ausbetten der Prüfkörper.....	30
2.2.5	Ausarbeitung und Politur.....	32
2.2.7	Bestimmung der Biegefestigkeit.....	35
2.3	Statistische Auswertung der Ergebnisse.....	38
3	ERGEBNISSE	39
3.1	3-Punkt-Biegeversuch	41
3.2	4-Punkt-Biegeversuch	42
3.3	Biaxialer Biegeversuch	43
3.4	Vergleich der Messmethoden	43
3.5	Vergleich der Keramiken	45
3.6	Weibull-Statistik.....	46
3.7	Effektstärkemaß	48
4	DISKUSSION	49
5	SCHLUSSFOLGERUNGEN.....	58

6	ZUSAMMENFASSUNG	59
7	LITERATURVERZEICHNIS	61
8	TABELLENVERZEICHNIS	69
9	ABBILDUNGSVERZEICHNIS	69
10	DANKSAGUNG.....	70
	EIDESSTATTLICHE VERSICHERUNG	73

1 Einleitung

Aufgrund hoher ästhetischer Anforderungen in der heutigen Gesellschaft und dem daraus resultierenden Wunsch von Patienten nach metallfreien Versorgungen, werden vollkeramische Restaurationen immer gefragter. Insbesondere Glaskeramiken konnten sich durch ihre hervorragende Biokompatibilität, mechanische Eigenschaften und Ästhetik als beliebtes Restaurationsmaterial etablieren [1-3]. Glaskeramiken haben sich in den letzten Jahren durch die synthetische Züchtung von Leuzit- und Lithiumdisilikatkristallen in der Glasmatrix stark entwickelt. So hat sich die Produktbreite an verstärkten Glaskeramiken auf dem Markt deutlich vergrößert. Dies kann Behandlern und Zahntechnikern die Auswahl der passenden Keramik erschweren und setzt ein gutes Urteilsvermögen sowie die korrekte Deutung der vom Hersteller angegebenen mechanischen Eigenschaften voraus. Verstärkte Glaskeramiken weisen deutlich bessere mechanische Eigenschaften als herkömmliche Glaskeramiken auf und besitzen eine drei- bis viermal höhere Biegefestigkeit [4, 5]. Sie können als Material für Einzelzahnversorgungen wie Inlays, Teilkronen und Vollkronen dienen, sind aber auch für dreigliedrige Brücken bis zum zweiten Prämolaren freigegeben [6]. Die Herstellung einer Restauration aus einer verstärkten Glaskeramik kann entweder presstechnologisch oder mittels CAD/CAM-Verfahren erfolgen. Verstärkte Glaskeramiken, die presstechnologisch umgesetzt werden, nennt man auch verstärkte Presskeramiken. Bei der Auswahl eines passenden Materials ist dabei ein besonderes Augenmerk auf die mechanischen Eigenschaften, insbesondere die Biegefestigkeit, zu legen. Die Biegefestigkeit ist ein Indikator für die Stabilität und Belastbarkeit eines keramischen

Werkstoffes und ist ausschlaggebend für die Entscheidung, ob eine Restauration adhäsiv oder konventionell eingesetzt werden kann. So müssen Keramiken mit einer Biegefestigkeit unter 350 MPa adhäsiv befestigt werden [7, 8]. Für die Bestimmung der Biegefestigkeit sind laut DIN EN ISO-Norm 6872:2015 drei Prüfungsmethoden zugelassen: der 3-Punkt-, 4-Punkt- sowie der biaxiale Biegeversuch [9]. Dabei ist zu beachten, dass die Messmethoden unterschiedliche Werte generieren, wodurch die Interpretation dieser wichtigen mechanischen Eigenschaft erschwert wird [10-12]. Von Herstellern angegebene Festigkeitswerte können somit auch nur bedingt miteinander verglichen werden. Die Beurteilung der Biegefestigkeit sollte demnach immer unter Berücksichtigung der jeweiligen Messmethode erfolgen. In dieser Dissertation werden fünf verstärkte Presskeramiken auf ihre Biegefestigkeit untersucht. Dabei werden die drei dazu zugelassenen Messmethoden miteinander verglichen.

1 Literaturübersicht

1.1 Verstärkte Presskeramiken in der Zahnheilkunde

In der modernen Zahnmedizin können dentale Keramiken unter anderem nach der Art ihrer Verarbeitung eingeteilt werden. Dabei unterscheidet man zwischen Schicht-, CAD/CAM-, sowie Presskeramiken. Beim Herstellungsprozess einer Restauration aus Presskeramik wird diese zunächst aus Wachs hergestellt - dies kann konventionell mittels Wachsmodellation oder durch Fräsen mittels CAD/CAM-Technik erfolgen. Die Wachsrestauration wird nach dem Anstiften in einer Muffel eingebettet und anschließend in einem Vorwärmofen erhitzt, wodurch es zu einer Ausschmelzung des Wachses kommt. Diese Vorgehensweise wird auch als Lost-Wax-Technique bezeichnet [13]. In einem speziellen Pressofen werden im Anschluss vorgefertigte Keramikpellets erhitzt und unter Druck in den entstandenen Hohlraum gepresst (**Abbildung 1**). Bei CAD/CAM-Keramiken kann die Restauration direkt aus einem Keramikblock gefräst werden. Dieser kann in einem final auskristallisierten oder in einem vorkristallisierten Zustand vorliegen. Bei Schichtkeramiken wird ein Pulver-Flüssigkeitsgemisch auf einen feuerfesten Stumpf oder Gerüstmaterial geschichtet und zur Minimierung der Schrumpfung wiederholt verdichtet. In der Regel sind mehrere Brennvorgänge nötig, bis die gewünschte Form und Farbe der Restauration erreicht wird.

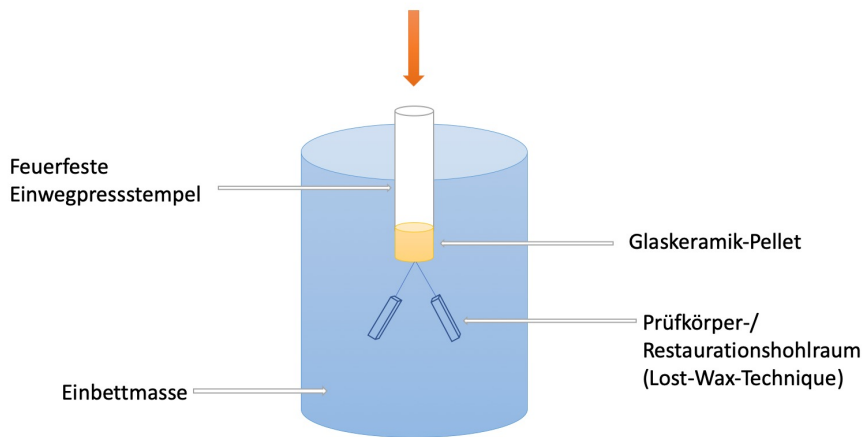


Abbildung 1 Grafische Darstellung des Pressvorgangs unter Vakuum für verstärkte Glaskeramiken [14].

Dentale Glaskeramiken bestehen aus einer amorphen Glasphase sowie einer Kristallphase [7]. Bei verstärkten Glaskeramiken entsteht das Wachstum der Kristalle in der Glasmatrix durch eine gesteuerte Wärmezufuhr und gezielte Keimbildung [15-17]. Dabei kann die Größe und Verteilung der Kristalle durch die Zusammensetzung der Glasmatrix sowie die Temperaturbehandlung gelenkt werden [18]. Zunächst bilden sich durch den thermischen Prozess Keime in der Glasmatrix, die anschließend kristallisieren (**Abbildung 2**). Sobald die gewünschte Kristallgröße und der entsprechende Volumenanteil erreicht ist, wird die Wärmezufuhr abgebrochen und die Keramik abgekühlt [19].

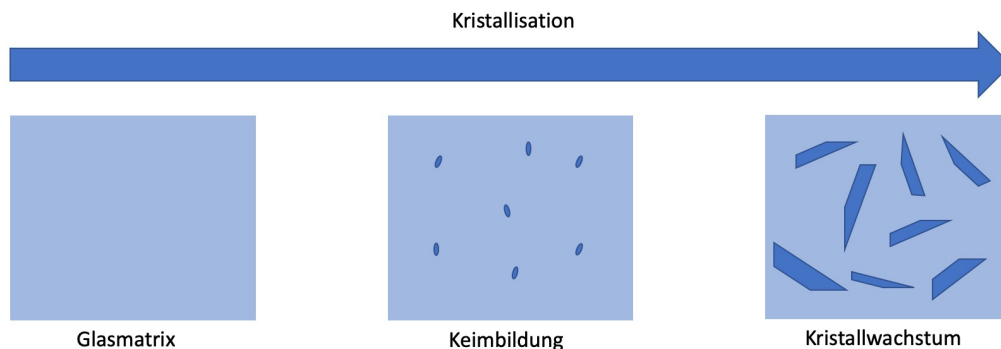


Abbildung 2 Graphische Darstellung der Keimbildung und des Kristallwachstums bei verstärkten Glaskeramiken [7].

Um diese Keimbildung und anschließende Kristallisation zu ermöglichen, werden dem Glas Keimbildner (z.B. TiO_2 oder ZrO_2) hinzugefügt [7]. Die Kristallphase steigert die mechanischen Eigenschaften, vor allem die Biegefestigkeit der Keramik [5, 7]. Ein Riss kann nicht mehr wie bei einem amorphen Glas geradlinig hindurch laufen, sondern wird durch die Kristalle umgelenkt oder gestoppt (**Abbildung 3**) [20-22] .

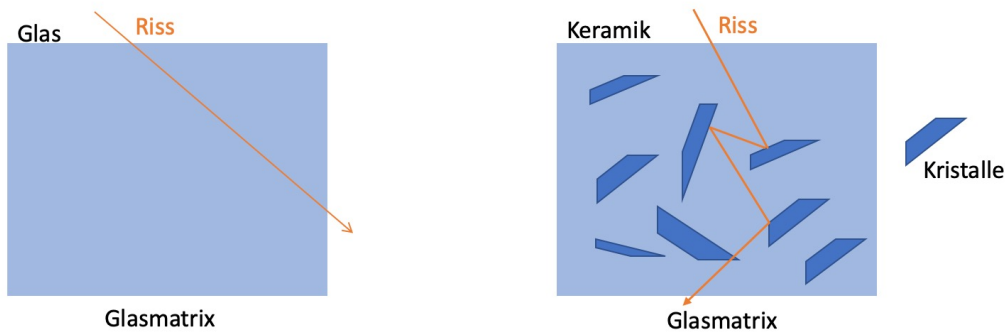


Abbildung 3 Vergleich der Rissausbreitung bei Glas und Keramik [8].

Dieser Mechanismus, führt zu einer höheren Festigkeit, da durch die Kristalle in der Glasmatrix Hindernisse für das Voranschreiten eines Risses entstehen, die in der Folge zu wechselnde Kraftvektoren führen [8]. Zusammenfassend lässt sich sagen, dass es zu einer Steigerung der Biegefestigkeit kommt, je kleiner und dichter die Kristalle sind, je homogener sie verteilt sind und je fester der Verbund zwischen der Glasphase und den Kristallen ist [21, 23]. Die Kristallphase beeinflusst auch die ästhetischen Eigenschaften der Restauration - die Transluzenz und Opaleszenz hängt unter anderem von der Kristallgröße- und form ab [7]. Das Licht wird durch die Kristalle anders absorbiert, gestreut und reflektiert, wodurch eine zahnähnliche und natürliche Farbe sowie Transluzenz entsteht [21]. Es lässt sich feststellen, dass die mechanischen Eigenschaften von verstärkten Presskeramiken von der Mikrostruktur der Keramik abhängig sind [24].

Bei den Kristallen kann es sich um Leuzit-, Lithiumsilikat- oder Lithiumaluminosilikatkristalle handeln. Keramiken mit dieser Zusammensetzung werden auch als verstärkte Glaskeramiken bezeichnet. In **Abbildung 4** sind die unterschiedlichen verstärkten Keramiken schematisch dargestellt. Eine der ersten verstärkten Presskeramiken war die Leuzitkeramik IPS Empress (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) mit einem Leuzit-Anteil von 35-45 Vol.% und Kristallen einer Größe von 1 -5 μm [18].

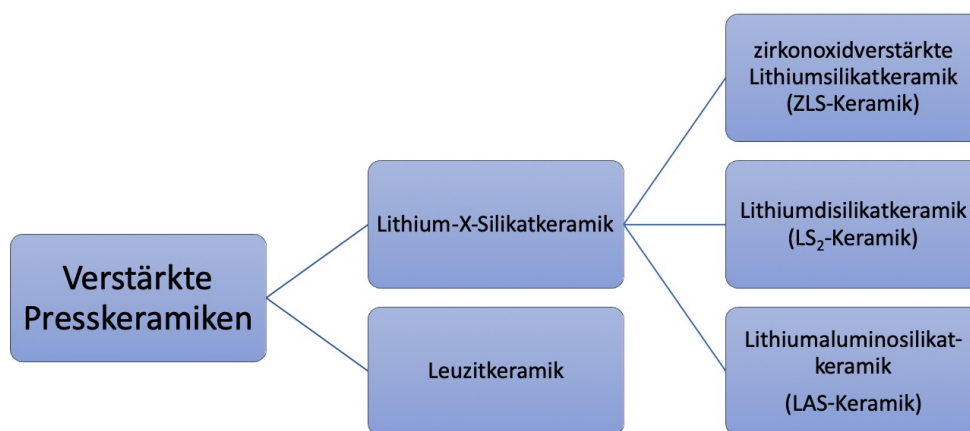


Abbildung 4 Schematische Darstellung der unterschiedlichen verstärkten Presskeramiken.

Leuzitkeramiken werden hauptsächlich für Einzelzahnversorgungen verwendet und müssen zwingend adhäsiv eingesetzt werden, da sie eine durchschnittliche Biegefestigkeit von nur ca. 120 MPa aufweisen [21]. Sie sind den konventionellen Feldspatkeramiken strukturell sehr ähnlich, unterscheiden sich jedoch in der Anzahl der Leuzitkristalle, sowie in deren Entstehung. Im Gegensatz zur Feldspatkeramik entstehen die Kristalle von Leuzitkeramiken erst im Nachhinein durch Wärmezufuhr [15]. Im Gegensatz dazu findet bei Feldspatkeramiken kein sekundäres, gesteuertes Kristallwachstum statt. In den letzten Jahren sind Lithium-X-Silikatkeramiken immer mehr in den

Vordergrund gerückt, da sie bessere mechanische Eigenschaften als Leuzitkeramiken vorweisen [25, 26]. Auf die Eigenschaften und Zusammensetzung der Lithium-X-Silikatkeramiken wird im folgenden Abschnitt genauer eingegangen.

Verstärkte Presskeramiken haben in der Zahnheilkunde eine Vielzahl von Indikationen. Sie können beispielsweise monolithisch für Einzelzahnversorgungen wie Kronen, Inlays, Onlays sowie Teilkronen verwendet werden [7, 27, 28]. Außerdem können Presskeramiken mit einer Festigkeit über 350 MPa auch für dreigliedrige Brücken bis zum zweiten Prämolaren verwendet und konventionell zementiert werden [29]. Durch gute mechanischen Eigenschaften [26, 30, 31], eine umfassende Farbpalette [32] und herausragende Transluzenzeigenschaften [33-35] sind verstärkte Glaskeramiken ein beliebtes Restaurationsmaterial für monolithische Versorgungen geworden. Zahlreiche klinische Studien bestätigen die Indikation und zeigen sehr gute Überlebensraten [1, 36-47]. Aufgrund der hohen ästhetischen Eigenschaften eignen sie sich ebenfalls für den Frontzahnbereich [48-50] und können durch die heute mögliche Umsetzung besonders geringer Schichtstärken auch für Veneers eingesetzt werden [47, 51-53]. Versorgungen aus Metalllegierungen oder Zirkonoxid können mit verstärkten Presskeramiken verblendet werden, um ein besseres ästhetisches Ergebnis zu erzielen.

1.1.1 Unterschiede der Lithium-X-Silikatkeramiken

Bei Lithium-X-Silikatkeramiken ist zwischen Lithiumdisilikatkeramik (LS₂-Keramik), zirkonoxidverstärkter Lithiumsilikatkeramik (ZLS-Keramik) sowie Lithiumaluminosilikatkeramik (LAS-Keramik) zu unterscheiden [7]. Lithiumoxid (Li₂O) sowie Siliziumdioxid (SiO₂) sind die Hauptbestandteile dieser Keramiken

– das molare Verhältnis dieser beiden Bestandteile bestimmt, ob sich Lithiumsilikat- oder Lithiumdisilikatkristalle bilden [7]. Bei LS_2 -Keramiken beträgt der Anteil an Lithiumdisilikatkristallen ca. 70 Vol.-%. Die Kristalle sind nadelförmig und haben eine Länge von bis zu 4-5 μm [19]. Weitere Bestandteile von LS_2 -Keramiken sind **Tabelle 1** zu entnehmen.

ZLS-Keramiken bestehen aus Lithiummetasilikat (Li_2SiO_3), Lithiumorthophosphat (Li_3PO_4), Lithiumdisilikat ($\text{Li}_2\text{Si}_2\text{O}_5$), sowie aus 10% atomar gelöstem Zirkonoxid [7, 19]. Das Zirkonoxid ist hierbei in der Glasmatrix aufgelöst und nicht in kristalliner Form vorhanden [54]. Ein Vertreter dieser Keramikgruppe ist die 2016 vorgestellte Presskeramik Celtra Press (Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland).

Tabelle 1 Zusammensetzung von Lithiumdisilikatkeramiken am Beispiel von IPS e.max Press [55].

Bestandteil	Gewichtsprozent
SiO_2	57-80
Li_2O	11-19
K_2O	0-13
P_2O_5	0-11
ZrO_2	0-8
ZnO	0-8
andere Oxide und keramische Pigmente	0-10

LAS-Keramiken entstehen durch eine Co-Kristallisation von Lithiumdisilikat und Lithiumaluminosilikat [7]. Sie bestehen aus <70% Siliziumdioxid (SiO_2) sowie jeweils 10% Lithiumoxid (Li_2O) und Aluminiumoxid (Al_2O_3). Die restlichen 10% nehmen weitere Bestandteile wie Natriumoxid (Na_2O), Kaliumoxid (K_2O), Phosphat (P_2O_5), Calciumoxid (CaO) sowie Zirkonoxid (ZrO_2) ein [56].

Momentan sind für die presstechnologische Verarbeitung keine LAS-Keramiken auf dem Markt. Für die CAD/CAM-Verarbeitung wurde jedoch im Mai 2017 die Lithiumaluminosilikatkeramik Nlce (Straumann, Basel, Schweiz) vorgestellt. Heutzutage gibt es eine Vielzahl an unterschiedlichen Lithium-X-Silikatkeramiken, die entweder presstechnologisch oder durch das CAD/CAM-Verfahren verarbeitet werden können (**Abbildung 5**).

Presskeramik	CAD/CAM-Keramik
<p>LS₂-Keramik</p> <ul style="list-style-type: none"> • IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) • Livo Press (Cendres+Métaux) • Initial LiSi Press (GC) • Concept Press (Ceramay) • Amber Press (Hass Corporation) 	<p>LS₂-Keramik</p> <ul style="list-style-type: none"> • IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) • Amber Mill (Hass Corporation)
<p>ZLS-Keramik</p> <ul style="list-style-type: none"> • Celtra Press (Dentsply) 	<p>ZLS-Keramik</p> <ul style="list-style-type: none"> • Celtra Duo (Dentsply) • Vita Suprinity PC (Vita Zahnfabrik)
	<p>LAS-Keramik</p> <ul style="list-style-type: none"> • Nlce (Straumann)

Abbildung 5 Übersicht unterschiedlicher Lithium-X-Silikatkeramiken auf dem Markt. Eingeteilt nach Herstellungsverfahren und Zusammensetzung. LS₂-Keramik = Lithiumdisilikatkeramik, ZLS-Keramik = zirkonoxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik, LAS-Keramik = Lithiumaluminosilikatkeramik [57].

1.1.2 Entwicklung der Lithium-X-Silikatkeramiken

Die Einführung der ersten LS₂-Keramik IPS Empress 2 (Ivoclar Vivadent) im Jahr 1998 war ein Meilenstein in der Entwicklung verstärkter Presskeramiken. Mit dieser Keramik konnten erstmals nicht nur Einzelzahnversorgungen, sondern auch mehrgliedriger Zahnersatz wie dreigliedrige Brücken im Frontzahn- und Prämolarenbereich hergestellt werden [58, 59]. Im Vergleich zu den bis zu diesem Zeitpunkt gängigen leuzitverstärkten Glaskeramiken, war bei dieser neuen Keramikgruppe die Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit deutlich höher [13, 25, 60]. Dadurch wurde nicht nur der Indikationsbereich erweitert, sondern auch eine minimalinvasive und defektorientierte Präparation

ermöglicht [61]. IPS Empress 2 wurde in den darauffolgenden Jahren zu IPS e.max Press weiterentwickelt und kam 2004 auf den Markt [13]. Diese neue Keramik überzeugte mit einer erweiterten Farbpalette und zeigte Unterschiede in der industriellen Fertigung der Rohlinge. Während beim Vorgänger IPS Empress 2 die Rohlinge durch Pulversinterung hergestellt wurden, geschah dies bei IPS e.max Press in einem Gussverfahren. Eine Schmelze aus Quarz, Lithiumdioxid, Phosphoroxid und Kaliumoxid wird bei 1.500°C geschmolzen und in entsprechende Metallformen für die Rohlinge gegossen [13]. IPS e.max Press war lange Zeit der „Goldstandard“ unter den verstärkten Glaskeramiken. Die Zusammensetzung dieser Glaskeramik war viele Jahre durch Patente der Firma Ivoclar Vivadent geschützt [62]. Nach dem Auslaufen dieser Patente sind viele neue LS₂-Keramiken von unterschiedlichen Herstellern auf den dentalen Markt gekommen (**Abbildung 5**). So präsentierte die Firma Ceramay (Neu-Ulm, Deutschland) im Jahr 2013 die eigens entwickelte Presskeramik DC Ceram Concept Press. Hersteller wie GC Europe (Leuven, Belgien), Hass Corporation (Gangneung-si, Südkorea) und Centres+Métaux (Biel, Schweiz) zogen mit ihren Produkten schnell nach. Bei der Keramik Initial LiSi Press (GC), die 2017 vorgestellt wurde ist die High Density Micronization (HDM) hervorzuheben, die laut Herstellerangaben zu hohen mechanischen sowie ästhetischen Eigenschaften führen soll [63]. Bei dieser hochdichten Mikronisierung (HDM) verteilen sich die Lithiumdisilikat-Mikrokristalle gleichmäßig in der gesamten Glasmatrix und sorgen somit für ein optimales Ergebnis [63]. Hass Corporation wirbt beim eigenen Produkt Amber Press mit einer minimalen Reaktionsschicht, die das Verarbeiten der Keramik erleichtert [64]. Bei Livento Press von Centres+Métaux handelt es sich ebenfalls um eine

LS₂-Keramik, die sich seit Anfang 2018 auf dem Markt befindet [57]. Aber nicht nur LS₂-Keramiken, sondern auch ZLS-Keramiken stehen im Fokus der Entwicklung. Celtra Duo (Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland) und VITA Suprinity PC (VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen, Deutschland) sind bekannte Vertreter dieser Keramikgruppe für die CAD/CAM-gestützte Fertigung. Im presstechnologischen Bereich ist nun ebenfalls eine ZLS-Keramik verfügbar. Celtra Press (Dentsply Sirona) ist seit 2016 erhältlich und enthält 10% atomares Zirkonoxid [57].

1.2 Mechanische Eigenschaften

Die mechanischen Eigenschaften eines dentalen Werkstoffes sind entscheidend für den Indikationsbereich, die Spannweite sowie die Art der Befestigung einer Restauration. Sie werden mithilfe von genormten Prüfkörpern und standardisierten, reproduzierbaren Prüfverfahren bestimmt. Durch ISO-Normen wird der Versuchsaufbau sowie die Prüfkörpergeometrien festgelegt, um einen Vergleich von Messergebnissen zu erleichtern.

1.2.1 Bruchzähigkeit

Die Bruchzähigkeit ist ein wichtiger und klinisch relevanter Parameter, der die Widerstandsfähigkeit eines Materials gegen Rissausbreitung beschreibt und in der Einheit MPa x m^{1/2} angegeben wird [19]. Sie wird auch als kritischer Spannungsintensitätsfaktor K_{Ic} bezeichnet und beschreibt den Punkt, nach dessen Überschreitung sich ein Riss ausbreitet. Je höher die Bruchzähigkeit ist, desto größer ist also der Widerstand gegen einen sich ausbreitenden Riss. Um die Bruchzähigkeit zu messen, wird ein Riss mit einer bekannten Länge in einen Prüfkörper eingebracht. Der Prüfkörper wird daraufhin belastet und bricht. Die Bruchspannung wird bestimmt und man berechnet daraufhin die

Bruchzähigkeit. Der Bruch geht bei diesem Versuchsaufbau von einem künstlich eingebrachten Riss aus. Laut ISO-Normen sind unterschiedliche Oberflächendefekte zugelassen, um die Bruchzähigkeit zu bestimmen. Es kann sich dabei um eine V-Kerbe (Single-edge V-notch beam = SEVNB, ISO 23146) [65], einen Oberflächenriss (Knoop Riss = SCF-Verfahren, ISO 18756) [66], eine Chevron-Kerbe (CNB-Verfahren, ISO 24370) [67] oder eine einseitig gekerbte Biegeprobe (SEPB-Verfahren, ISO 15723) [68] handeln. Die zu ermittelnde Bruchspannung wird dabei im Drei-Punkt- oder Vier-Punkt-Biegeversuch gemessen. Obwohl die Bruchzähigkeit ein äußerst relevanter Wert ist, ist die Versuchsdurchführung oftmals schwierig und es finden sich aufgrund der vielfältigen Randbedingungen Schwankungen in der Literatur [19].

1.2.2 Härte

Die Härte eines keramischen Werkstoffes wird als Widerstand gegen plastische Verformung unter Druckspannung definiert. Dabei dringt ein metallischer Körper, mit einer definierten Form unter bestimmten Belastungsbedingungen in den zu testenden Werkstoff ein. Anhand der hinterlassenen Eindringtiefe wird die Härte als Verhältnis zwischen Kontaktfläche des Eindrucks und angewandter Belastung bestimmt [19].

1.2.3 Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit ist ein wichtiger Indikator für die Stabilität einer Restauration und das ausschlaggebende Kriterium für die Art der Befestigung. Keramische Werkstoffe mit einer Biegefestigkeit unter 350 MPa müssen adhäsiv eingesetzt werden [7, 8]. Hat eine Keramik eine höhere Biegefestigkeit, so besteht die Möglichkeit konventionell zu zementieren oder adhäsiv einzusetzen. So kann

eine LS_2 -Keramik theoretisch konventionell zementiert werden, während Feldspat- und Leuzitkeramiken zwingend adhäsiv eingesetzt werden müssen. Ab einer Biegefestigkeit von 800 MPa sind keramische Werkstoffe auch für Brücken im Seitenzahnbereich (DIN EN ISO 6872:2015) zugelassen [9]. Die Biegefestigkeit beschreibt die maximale Spannung, die ein Werkstoff aushält, bevor er bricht. Sie stellt somit die Grenze der elastischen Verformung dar und wird in Megapascal [MPa] angegeben. Die Optimierung und Verbesserung der Biegefestigkeit stellt einen zentralen Aspekt in der Entwicklung dentaler Keramiken dar [69].

Während des Herstellungsprozesses einer Keramik können potentielle Schwachstellen und Fehler im Keramikgefüge entstehen, die einen Bruch verursachen können. Dabei kann es sich beispielsweise um Poren, Einschlüsse, Verunreinigungen sowie Mikro- und Makrorisse handeln [70-73]. Die Lokalisation solcher Defekte spielt eine entscheidende Rolle für die Biegefestigkeit [74].

Laut ISO-Norm sind insgesamt drei Versuche für die Messung der Biegefestigkeit zugelassen: der 3-Punkt-, 4-Punkt- und biaxiale Biegeversuch [9]. Die Prüfkörper haben im 3-Punkt- und 4-Punkt-Biegeversuch eine rechteckige, stäbchenförmige Geometrie, während im biaxialen Biegeversuch runde, scheibchenförmige Prüfkörper verwendet werden (**Abbildung 6**).

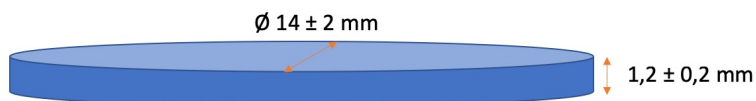
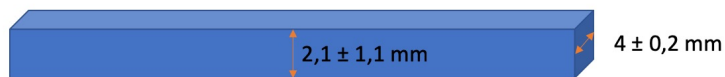


Abbildung 6 Schematische Zeichnung der Prüfkörper für die Messung der Biegefestigkeit nach DIN EN ISO 6872:2015. Oben: Prüfkörpergeometrie für den 3-Punkt- und 4-Punkt-Biegeversuch. Unten: Prüfkörpergeometrie für den biaxialen Biegeversuch.

Beim 3-Punkt-Biegeversuch wird der Prüfkörper auf zwei beweglichen Auflagerrollen positioniert und mittig, durch eine dritte Auflagerrolle senkrecht belastet, bis er bricht (**Abbildung 7**). Im Gegensatz dazu, wird beim 4-Punkt-Biegeversuch der Prüfkörper durch zwei weitere Auflagerrollen bis zum Bruch belastet (**Abbildung 8**).

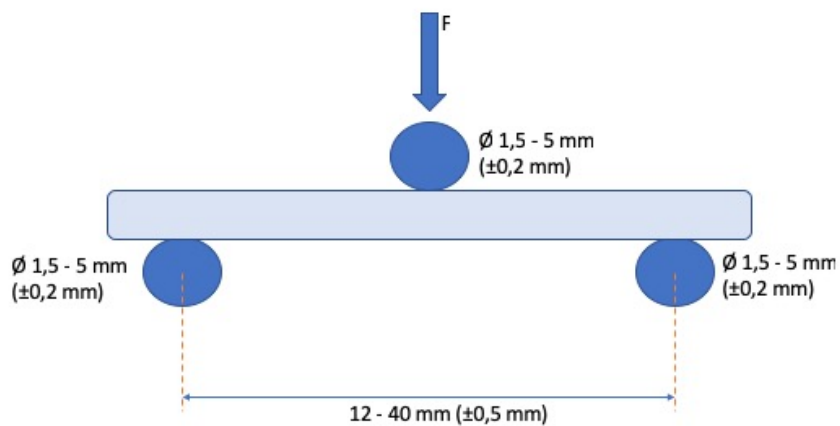


Abbildung 7 Schematische Darstellung des 3-Punkt-Biegeversuches nach DIN EN ISO 6872:2015.

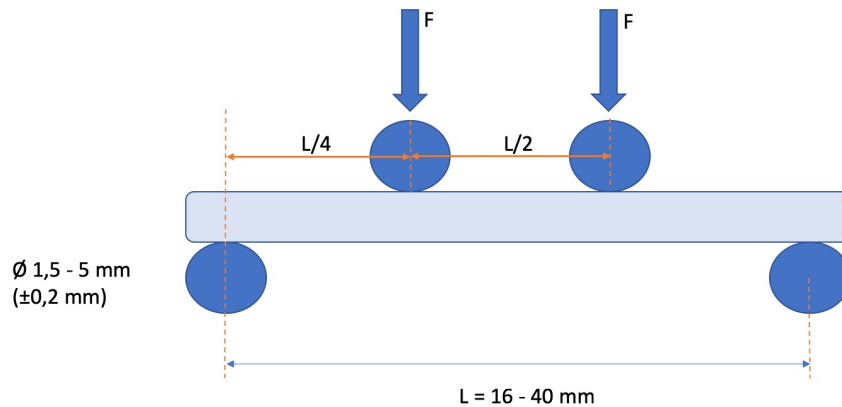


Abbildung 8 Schematische Darstellung des 4-Punkt-Biegeversuches nach DIN EN ISO 6872:2015.

Anschließend kann mit folgenden Formeln die Biegefestigkeit berechnet werden:

3-Punkt-Biegefestigkeit

$$\sigma = \frac{3 FL}{2 bh^2}$$

4-Punkt-Biegefestigkeit

$$\sigma = \frac{3 F(L_0 - L_i)}{2bh^2}$$

Dabei sind:

σ die Biegefestigkeit [MPa]

F die zum Bruch des Prüfkörpers führende Kraft [N]

L der Abstand zwischen den Auflagern [mm]

L_0 die äußere Auflagenweite [mm]

L_i die innere Auflagenweite [mm]

b die Breite des Prüfkörpers [mm]

h die Höhe des Prüfkörpers

Beim biaxialen Biegeversuch befindet sich der scheibchenförmige Prüfkörper auf drei Stahlkugeln. Die drei Stahlkugeln sind dabei in Form eines gleichseitigen Dreiecks, im 120°-Winkel zueinander angeordnet. Die Krafteinwirkung erfolgt mittig durch einen Prüfstempel (**Abbildung 9**).

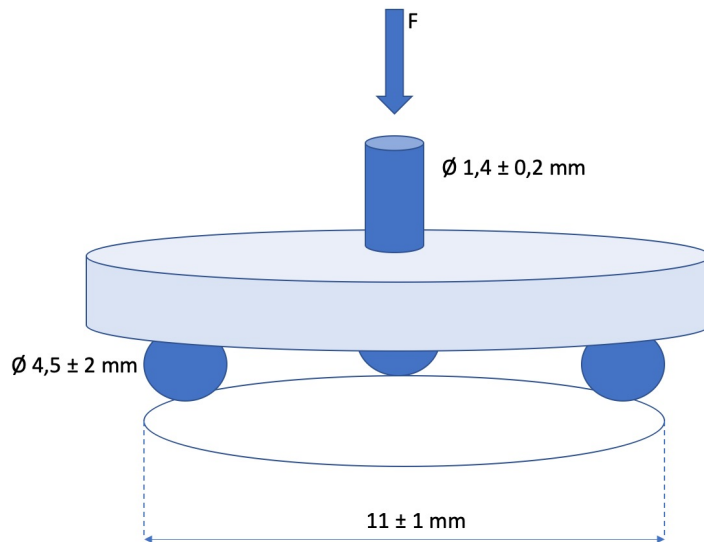


Abbildung 9 Schematische Darstellung des biaxialen Biegeversuches nach DIN EN ISO 6872:2015.

Die biaxiale Biegefestigkeit wird daraufhin wie folgt berechnet:

$$\sigma = -0,2387F(X - Y)/d^2$$

Dabei bedeuten:

σ die Biegefestigkeit in der Mitte des Prüfkörpers [MPa]

F die zum Bruch des Prüfkörpers führende Kraft [N]

d die Dicke des Prüfkörpers [mm]

$$X = (1 + \nu) \ln \left(\frac{r_2}{r_3} \right)^2 + \left[\frac{1 - \nu}{2} \right] \frac{r_2^2}{r_3}$$

$$Y = (1 + \nu) \left[1 + \ln \left(\frac{r_1}{r_3} \right)^2 \right] + (1 - \nu) \left(\frac{r_1}{r_2} \right)^2$$

ν die Poisson'sche Querkontraktionszahl

r_1 der Radius des Unterstützungskreises [mm]

r_2 der Radius des belasteten Bereichs [mm]

r_3 der Radius des Probekörpers [mm]

Alle Messungen können an der gleichen Prüfmaschine durchgeführt werden.

Es muss lediglich die entsprechende Prüfvorrichtung eingebaut und somit der

Versuchsaufbau angepasst werden.

1.2.4 Weibullstatistik

Spröde Werkstoffe zeigen oftmals trotz gleicher Prüfkörpergeometrie und genormten Prüfvorschriften eine hohe Streuung der Biegefestigkeitswerte. Dies liegt unter anderem daran, dass ein Bruch von Fehlern im Keramikgefüge hervorgeht (in 1.2.3 erläutert). Die Streuung der Festigkeitswerte lässt sich somit durch Unterschiede in der Fehlergröße im Keramikgefüge erklären. Die Festigkeit wird vom „schwächsten Glied“, also größten Fehler innerhalb des Prüfkörpers bestimmt [75]. Die Weibullverteilung besteht aus dem Weibull-Modul m und der charakteristischen Festigkeit σ_0 . Sie wurde vom schwedischen Ingenieur und Mathematiker Waloddi Weibull 1951 beschrieben [76]. Der Weibullmodul ist ein Maß für die Verteilung von Inhomogenitäten im Keramikgefüge und gibt Auskunft über die Zuverlässigkeit eines Materials [75, 77]. Je größer der Weibullmodul ist, desto enger liegen die gemessenen Festigkeitswerte aneinander und desto zuverlässiger ist ein Material [78]. Demensprechend ist das Material homogener, je höher der Weibullmodul m ist. Die charakteristische Festigkeit σ_0 beschreibt den Festigkeitswert, bei dem 63,2% der Prüfkörper brechen [12].

1.3 Datenlage zu verstärkten Presskeramiken

Verstärkte Presskeramiken sind mittlerweile über 20 Jahre in der zahnmedizinischen Praxis im Einsatz und zeigen sehr hohe Überlebensraten. Dies wurde in mehreren klinischen Studien bewiesen [1, 36-47]. So konnte die LS₂-Keramik IPS e.max Press mit einer 10-Jahres-Überlebensrate von 96,5% für vollanatomische Kronen überzeugen [1]. In einer weiteren klinischen Studie zeigte die presstechnologische Herstellung eine höhere Überlebensrate als die CAD/CAM-technologische Verarbeitung [79]. Im Vergleich zur konventionellen

Feldspatkeramik haben verstärkte Presskeramiken höhere Überlebensraten [80]. LS_2 -Keramiken zeigen außerdem eine gute Biokompatibilität - sie lösen keine Entzündungsreaktion im gesunden Gewebe aus [81, 82]. In einer klinischen Studie wurde bei Patienten Sulkusflüssigkeit eines mit vollkeramischer Restauration versorgten sowie eines naturgesunden Zahnes als Kontrollgruppe entnommen [81]. Dies wurde daraufhin mittels ELISA-Test auf Entzündungsparameter untersucht [81]. Dabei zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Entzündungsparametern in der Sulkusflüssigkeit eines restaurierten und naturgesunden Zahnes [81]. Verstärkte Glaskeramiken weisen nicht nur eine geringe Plaqueretention, sondern auch eine Proliferation und Adhäsion von Gingivafibroblasten auf [83]. Somit sind sie theoretisch auch für Restaurationen im subgingivalen Bereich mit Schleimhautkontakt geeignet [84]. Mechanische Eigenschaften sind für eine hohe Überlebensrate von entscheidender Bedeutung. Eine keramische Restauration ist in der Mundhöhle eines Patienten Feuchtigkeit und hohen mechanischen Belastungen in Form von Kaukräften ausgesetzt. Verstärkte Presskeramiken zeigen in der Literatur Biegefestigkeitswerte von 160 MPa [85] bis 520 MPa [31]. Um eine hohe Biegefestigkeit zu gewährleisten müssen die Herstellerangaben bezüglich der Pressparameter und Presstemperatur eingehalten werden – eine zu hohe Presstemperatur und zu geringe Haltezeit während des Pressvorgangs wirkt sich negativ auf die Biegefestigkeitswerte der Keramik aus [14]. Vergleicht man bei verstärkten Glaskeramiken die Biegefestigkeitswerte in der presstechnologischen und CAD/CAM-Herstellung, so sind in der Literatur unterschiedliche Ergebnisse vorzufinden. Einige Studien zeigen keine signifikanten Unterschiede der Biege- und Bruchfestigkeitswerte

zwischen diesen beiden Herstellungsmethoden [86, 87]. Der Hersteller Ivoclar Vivadent gibt jedoch höhere Werte für die CAD/CAM gefertigte Keramik (530 MPa) als für die presstechnologisch gefertigte Keramik an (470 MPa) [88]. Auffallend ist, dass die Biegefestigkeit stark von der verwendeten Messmethode abhängt [10-12, 89]. Die drei zugelassenen Messmethoden generieren unterschiedliche Festigkeitswerte. So zeigt der 3-Punkt-Biegeversuch bei vollkeramischen Werkstoffen höhere Festigkeitswerte als der 4-Punkt-Biegeversuch [10-12, 89]. Eine Ursache hierfür könnte die Tatsache sein, dass beim 4-Punkt-Biegeversuch ein größerer Bereich des Prüfkörpers belastet wird – somit ist das Vorhandensein von Inhomogenitäten oder Fehlern im Keramikgefüge, von denen ein Bruch ausgehen kann, wahrscheinlicher. Das Belastungsareal ist beim 3-Punkt-Biegeversuch dreiecksförmig, während es sich beim 4-Punkt-Biegeversuch trapezförmig und daher größer darstellt (**Abbildung 10**).

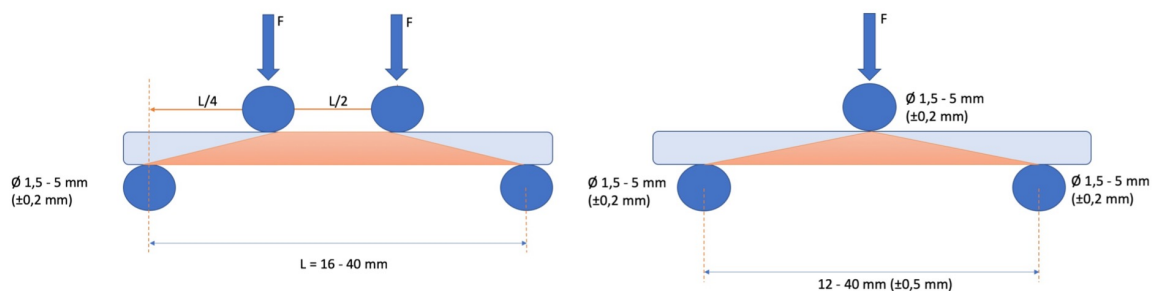


Abbildung 10 Schematische Darstellung der Belastungsareale (orange) beim 4-Punkt-Biegeversuch (links) und 3-Punkt-Biegeversuch (rechts).

Bei beiden Prüfmethoden befindet sich die maximale Zugspannung, aus der schlussendlich der Bruch der Keramik resultiert, auf der Unterseite des Prüfkörpers [90, 91].

Anhand der Keramik IPS e.max Press, die in mehreren Studien [26, 31, 92-94] auf ihre Biegefestigkeit untersucht wurde, kann man die Diskrepanz der Festigkeitswerte und die Abhängigkeit von der verwendeten Messmethode verdeutlichen (**Tabelle 2**).

Tabelle 2 Biegefestigkeitswerte der Keramik IPS e.max Press in Abhängigkeit von der verwendeten Messmethode.

Biegefestigkeit [MPa]	Messmethode	Untersucher
296	4-Punkt-Biegeversuch	Nassary Zadeh <i>et al.</i> [92]
354	3-Punkt-Biegeversuch	Tang <i>et al.</i> [93]
384	3-Punkt-Biegeversuch	Xiaoping <i>et al.</i> [94]
407	biaxialer Biegeversuch	Albakry <i>et al.</i> [26]
446	biaxialer Biegeversuch	Hallmann <i>et al.</i> [31]

Vergleicht man die Messmethoden miteinander, so werden im biaxialen Biegeversuch für Keramiken die höchsten Festigkeitswerte gemessen [10, 90, 95]. Dies kann an der unterschiedlichen Prüfkörpergeometrie liegen. Die runden Scheibchen für den biaxialen Biegeversuch sind einfacher herzustellen und zu verarbeiten und durch das kleinere Volumen weniger anfällig für potentielle Fehler im Keramikgefüge. Da sich die Kanten der Scheibchen während des Versuchs in einem Bereich mit geringer Belastung befinden, ist die Kantenbeschaffenheit der Prüfkörper im biaxialen Biegeversuch nicht von entscheidender Bedeutung [96, 97]. Bei den rechteckigen, stäbchenförmigen Prüfkörpern im 3-Punkt- und 4-Punkt-Biegeversuch kann es jedoch zu einem Kantenversagen kommen. Insgesamt lässt sich feststellen, dass die Prüfkörperherstellung der Stäbchen deutlich fehleranfälliger ist, als die Prüfkörperherstellung der Scheibchen für den biaxialen Biegeversuch.

Die Biegefestigkeit ist nicht nur von der Messmethode und Prüfkörpergeometrie, sondern auch von der Oberflächenbeschaffenheit abhängig [98, 99]. Verstärkte Presskeramiken zeigen nach der Politur signifikant höhere Biegefestigkeitswerte [99]. Diese Tatsache lässt sich dadurch erklären, dass bei der Politur vorhandene Oberflächendefekte, die eine Fraktur der Keramik provozieren könnten, dabei entfernt werden.

1.4 Ziel der Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist die Untersuchung fünf aktueller verstärkter Presskeramiken auf ihre Biegefestigkeit. Die erste Nullhypothese besagt, dass die Keramiken keinen Unterschied der Biegefestigkeit innerhalb einer Messmethode vorweisen. Die unterschiedlichen Messmethoden für die Bestimmung der Biegefestigkeit wurden bereits für dentale Werkstoffe wie Komposite [91, 100], Polymere für Zahnprothesen [101] und Zirkonoxid [12] miteinander verglichen. In der Literatur sind jedoch kaum Daten zum Vergleich der Messmethoden für verstärkte Presskeramiken zu finden. Aus diesem Grund werden hier die drei Messmethoden zur Bestimmung der Biegefestigkeit miteinander verglichen. Die zweite Nullhypothese besagt, dass die drei zugelassenen Messmethoden innerhalb eines Materials keine unterschiedlichen Biegefestigkeitswerte generieren.

2 Materialien und Methoden

2.1 Studiendesign

In der durchgeführten Studie wurden fünf verschiedene verstärkte Presskeramiken auf ihre Biegefestigkeit geprüft (**Abbildung 11**). Zu den untersuchten Keramiken zählten die Lithiumdisilikatkeramiken *IPS e.max Press* (Ivoclar Vivadent), *Initial LiSi Press* (GC), *Livento Press* (Centres+Métaux), *Amber Press* (Hass Corporation), sowie die zirkonoxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik *Celtra Press* (Dentsply Sirona). Insgesamt wurden 225 gepresste Prüfkörper untersucht. Pro Keramik wurden 45 Prüfkörper hergestellt, die unter Verwendung drei unterschiedlicher Messmethoden untersucht wurden. Es wurde dabei die 3-Punkt-, 4-Punkt-, sowie die biaxiale Biegefestigkeit bestimmt. Jede Untergruppe bestand folglich aus 15 Prüfkörpern (N=45, n=15).

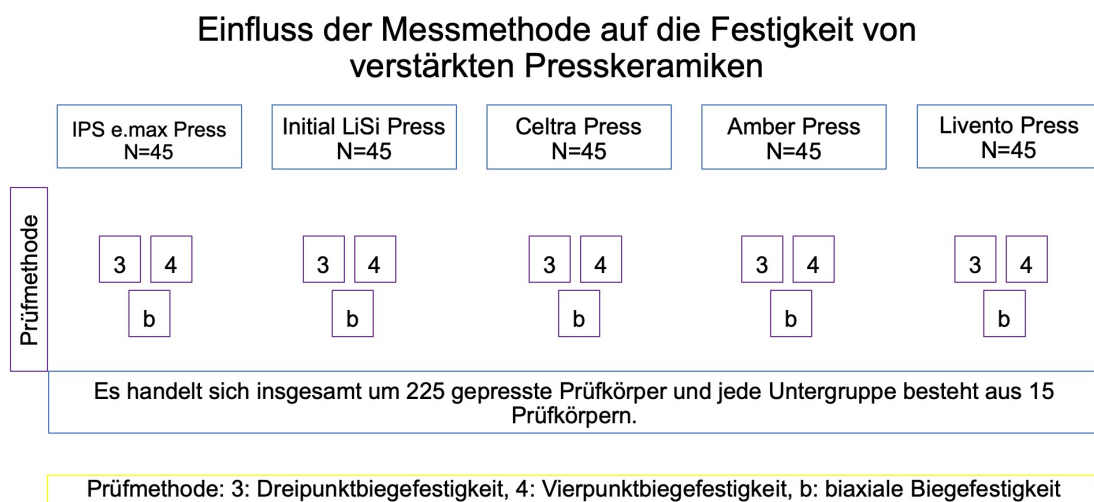


Abbildung 11 Schematische Darstellung des Studiendesigns.

2.2 Herstellung der Prüfkörper

2.2.1 Fräsen der Prüfkörper aus Wachs

Als Grundlage für die Herstellung der Prüfkörper für den 3-Punkt- und 4-Punkt-Biegeversuch dienen industriell gefertigte Wachsronden (CAD/CAM Disc „Z“, al dente Dentalprodukte GmbH, Horgenzell, Deutschland) mit einem Durchmesser von 98,5 mm und einer Höhe von 12 mm. Mit Hilfe einer Fräsmaschine (Ceramill Motion 2, Amann Girrbach GmbH, Koblach, Österreich), welche in Abbildung 2 dargestellt ist, wurden daraus Stäbchen mit den Dimensionen 3,4 x 4,4 x 30,0 mm gefertigt. Analog dazu wurden für den biaxialen Biegeversuch runde Scheibchen mit einem Durchmesser von 14 mm und einer Dicke von 1,4 mm gefräst (**Abbildung 12**).

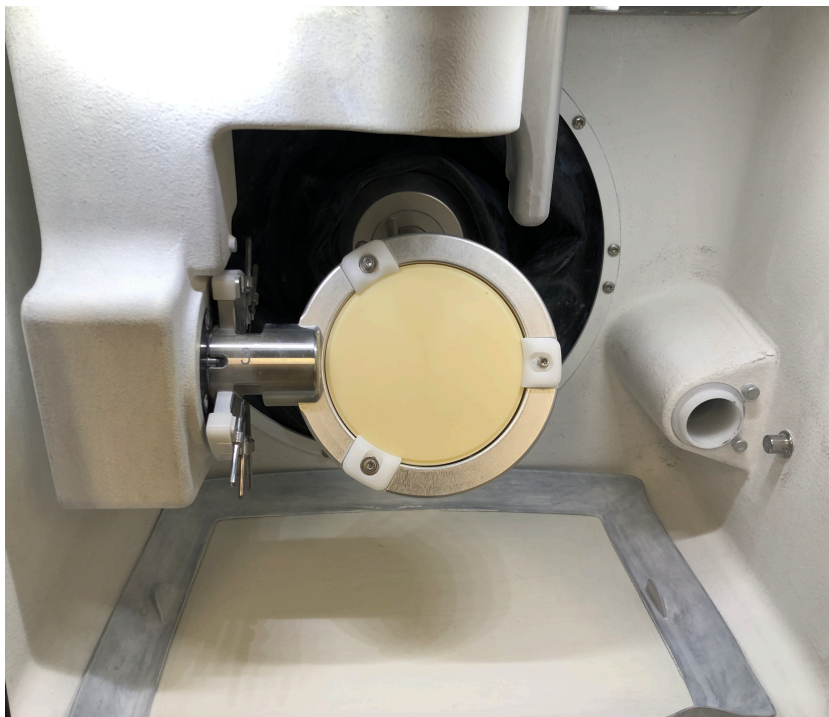


Abbildung 12 Eingespannte Wachsrunde in der Ceramill Motion 2.



Abbildung 13 Gefräste Prüfkörper aus Wachs für den biaxialen Biegeversuch.

2.2.2 Einbetten der Prüfkörper

Anschließend wurden die Prüfkörper in einer Muffel mit einem Fassungsvermögen von 200 g eingebettet. Dies erfolgte mit der vom jeweiligen Hersteller empfohlenen Einbettmasse (**Tabelle 3**) im entsprechenden Mischungsverhältnis von Pulver zu Liquid. Der gesamte Einbettvorgang erfolgte anhand der Herstellerangaben. Pro Muffel wurden entweder 3 Stäbchen oder 6 runde Scheibchen aus Wachs eingebettet. Die Stäbchen wurden dabei jeweils an einem Ende mit Wachs auf dem Muffelteller fixiert, die Befestigung der Scheibchen erfolgte an deren Außenkante. Beide Prüfkörpergeometrien wurden im gleichmäßigen Abstand zueinander angeordnet, um später eine gleichmäßige Druckverteilung beim Pressvorgang zu gewährleisten (**Abbildung 14**). Nach der vorgegebenen Abbindezeit von 30 Minuten wurden die Muffeln nach Entfernung von Muffelring und -teller für 60 Minuten bei 850°C in einen Vorwärmofen (KaVo EWL, Type 5636, Biberach, Deutschland) gestellt. Um einen idealen Abfluss des Wachses sicherzustellen, wurden die Muffeln seitlich geneigt und mit der Öffnung nach unten im Vorwärmofen platziert.

Tabelle 3 Verwendetes Material für die Prüfkörperherstellung.

	Amber Press	Celtra Press	IPS e.max Press	Initial LiSi Press	Livento Press
Wachsronden	CAD/CAM Disc „Z“ Ø98.5mm/H12mm, (al dente Dentalprodukte GmbH, Horgenzell, Deutschland) LOT Nummer: 102018				
Einbettmasse	Livento invest <i>Centres+Métaux, Biel, Schweiz</i> LOT Nummer: <u>Liquid:</u> 8-00540-60 <u>Pulver:</u> 8-45645-59	Celtra Press investment <i>Dentsply Sirona, Konstanz, Deutschland</i> LOT Nummer: <u>Liquid:</u> 6540 <u>Pulver:</u> 8250	IPS Press Vest Premium <i>Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein</i> LOT Nummer: <u>Liquid:</u> XL1819 <u>Pulver:</u> XL1783	GC LiSi Press Vest GC, <i>Leuven, Belgien</i> LOT Nummer: <u>Liquid:</u> 1710171 <u>Pulver:</u> 1802071	Livento invest <i>Centres+Métaux, Biel, Schweiz</i> LOT Nummer: <u>Liquid:</u> 8-00540-60 <u>Pulver:</u> 8-45645-59
Pressrohlinge	Amber Press HT R/10A2 LOT Nummer: FBF06KE1401 FBF06KE1402	Celtra Press HTI2 LOT Nummer: 18028417 18026215	e.max Press HT A2 LOT Nummer: X33404	GC Initial LiSi Press HT-E58 LOT Nummer: 170718C 170810D	Livento Press MT A2 LOT Nummer: 050518
Presstempel	Livento Press Disposable Pressplunger LOT Nummer: 5053710				



Abbildung 14 Prüfkörper aus Wachs vor dem Einbetten. Links Stäbchen für den 3-Punkt- und 4-Punkt-Biegeversuch. Rechts Scheibchen für den biaxialen Biegeversuch.

2.2.3 Pressvorgang im Ofen

Nach dem Vorwärmprozedere wurden die Muffeln mittig in der Kammer des Pressofens (Dekema Austromat 654 press-i-dent, Freilassing, Deutschland) positioniert. Der verwendete Pressofen ist in **Abbildung 15** dargestellt.



Abbildung 15 Verwendeter Pressofen bei der Prüfkörperherstellung - Dekema Austromat 654 press-i-dent.

Dort wurden die Prüfkörper mit 2 x 3g Pellets der jeweiligen Hersteller und einem feuerfesten Einwegpressstempel (Livento Press Disposable Pressplunger, Centres+Métaux) gepresst. Auch hierbei dienten die von den Herstellern vorgegebenen Pressparameter als Maßgabe für den Pressvorgang (**Tabelle 4**).

Tabelle 4 Verwendete Pressparameter zur Prüfkörperherstellung.

	Starttemperatur (°C)	Temperaturanstieg (°C/min)	Endtemperatur (°C)	Haltezeit (min)	Presszeit	Pressdruck (Level)
Amber Press	700	60	925	30	Auto 1	6
Celtra Press	700	40	865	30	Auto 1	5
IPSe.max Press	700	60	925	25	Auto 1	6
Initial LiSi Press	700	60	915	25	Auto 2	5
Livento Press	700	60	930	15	Auto 1	7

2.2.4 Ausbetten der Prüfkörper

Nach dem Pressen kühlten die Muffeln bis auf Handtemperatur auf einem Gitterrost ab und wurden im Anschluss ausgebettet. Zuerst wurde mit einer diamantierten Trennscheibe (6924, Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) eine Sollbruchstelle im Bereich des Pressstempels geschaffen. Dieser konnte im darauffolgenden Schritt durch Drehen der Muffelteile gegeneinander entfernt werden. Die Grobausbettung erfolgte an einer Injektorstrahlanlage (Typ 75S, Sandmaster AG, Zofingen, Schweiz) mittels Nussstrahlgut. Anschließend wurden die Prüfkörper an einem Feinstrahlgerät (FG 3-92, Sandmaster AG) mit Glanzstrahlmittel (Hasenfratz Sandstrahltechnik GmbH, Aßling, Deutschland) ausgebettet. Die verwendeten

Glanzperlen wiesen eine Körnung von 50 μm auf und wurden mit einem Druck von 1,5 bar und einem Abstand der Strahldüse zum Prüfkörper von 10 mm appliziert. Die beim Pressvorgang entstandene Reaktionsschicht wurde mit Aluminiumoxid (Aluminiumoxid Nr. 120, Korngröße 105 μm , Hasenfratz Sandstrahltechnik GmbH) bei einem Druck von 1 bar entfernt (**Abbildung 16**). Entsprechend der Empfehlung des Herstellers Ivoclar Vivadent wurde die Keramik IPS e.max Press vor der Entfernung der Reaktionsschicht in einen mit Ätzflüssigkeit (IPS e.max Press Invex Liquid, Ivoclar Vivadent) gefüllten PE-Plastikbecher gelegt. Dieser wurde dann für 10 Minuten in ein Ultraschallbad (Transistor/Ultrasonic T-14, L&R Manufacturing, New Jersey USA) gesetzt. Die eigentliche Entfernung der Reaktionsschicht erfolgte im Anschluss analog zu den anderen Keramiken.

Nach dem Ausbetten wurden die Prüfkörper mit einer Diamanttrennscheibe (918 PB, Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) von den Presskanälen getrennt. Jegliche maschinelle Bearbeitung der Keramiken erfolgte unter Wasserkühlung.



Abbildung 16 Prüfkörper nach Entfernung der Reaktionsschicht.

2.2.5 Ausarbeitung und Politur

Die Politur der Keramikstäbchen erfolgte an einer Poliermaschine (Struers Abramin, Struers GmbH, Ballerup, Dänemark) mit Hilfe von Siliziumkarbidfolien (SiC-Folien, Struers GmbH) unter konstanter Wasserkühlung. Die stäbchenförmigen Prüfkörper wurden mit Hilfe von zwei unterschiedlichen Poliervorrichtungen bearbeitet – eine für die Politur der schmalen, sowie eine für die Politur der breiten Längsseite (**Abbildung 17**). Mit SiC Schleifpapier der Körnung P1200, wurden die Prüfkörper manuell vorpoliert, bis sie in der Poliervorrichtung positioniert werden konnten. Insgesamt fanden 10 Prüfkörper in einer Poliervorrichtung Platz, welche dort von allen vier Seiten poliert wurden. Zuerst erfolgte die Politur mit einer SiC-Folie der Körnung P500 für 5 Minuten, anschließend für jeweils 3 Minuten mit den Körnungen P1200, P2000 sowie P4000 bei einer Umdrehungszahl von 150 U/min unter andauernder Wasserkühlung.



Abbildung 17 Stahlvorrichtungen zur Politur der stäbchenförmigen Prüfkörper.

Die Scheibchen für den biaxialen Biegeversuch wurden mit Wachs auf einer runden Metallplatte befestigt (**Abbildung 18**), welche im Anschluss in die Poliermaschine eingespannt wurde.

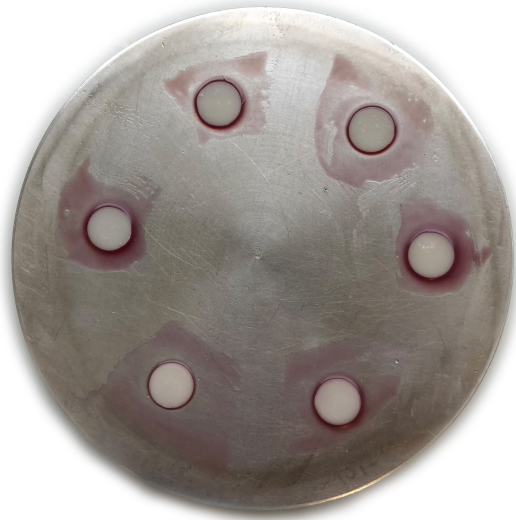


Abbildung 18 Mit Wachs auf einer Trägerplatte befestigte biaxiale Prüfkörper vor der Politur.

Mit Diamantscheiben unterschiedlicher Körnung wurde unter Wasserkühlung poliert (Diamant Pad 40 μm und 20 μm , Struers GmbH). Die Scheibchen wurden zuerst mit Diamantscheiben der Körnung 40 und 20 μm und einem Druck von 7 bar für 3 Minuten bei einer Umdrehungszahl von 150 U/min poliert. Die weitere Politur erfolgte mit einer Wabenscheibe (MD Largo, Struers GmbH) ohne Wasserkühlung, jedoch mit einer Diamantensuspension (DiaPro Dur 9 μm und 3 μm , Struers GmbH) für zwei Minuten bei gleicher Umdrehungszahl. Die Hochglanzpolitur erfolgte mit einer Polierscheibe der Körnung 1 μm sowie mit einer OP-S Suspension (Struers GmbH). Mit Orangenöl (Orange Solvent, ORBIS Dental Handelsgesellschaft mbH, Münster, Deutschland) und Alkohol (Ethanol 96%, Otto Fischer GmbH & Co. KG, Saarbrücken, Deutschland) wurden die Prüfkörper anschließend gereinigt. Alle Prüfkörper wurden auf Hochglanz poliert (**Abbildung 19**). Am Ende der Politur maßen die Stäbchen

die in der ISO-Norm 6872:2015 vorgegebene Dimension. Die Größe der Prüfkörper wurde mit einer digitalen Bügelmessschraube (IP65, Mitutoyo, Andover, England) **an drei Stellen** mit einer Genauigkeit von 0,01 mm gemessen.

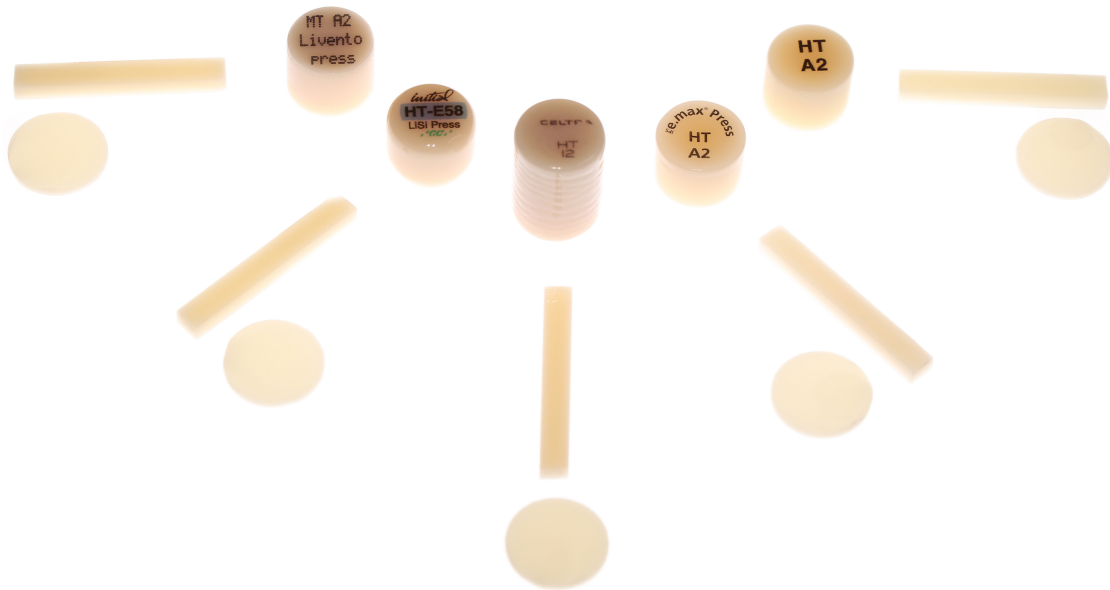


Abbildung 19 Prüfkörper nach der Hochglanzpolitur.

Die Keramik Celtra Press kam im Anschluss an die Politur gemäß Herstellerangaben (**Tabelle 5**) in einen Brennofen (Vita Vacumat 40, VITA Zahnfabrik) für den sogenannten PowerFire Brand. Dabei handelt es sich um ein Brennprogramm, das laut VITA durchgeführt werden muss, um eine hohe Biegefestigkeit der Keramik zu gewährleisten. Nach dem PowerFire Brand wurde die Keramik wie vom Hersteller empfohlen nicht mehr abgestrahlt.

Tabelle 5 Brennparameter für den PowerFire Brand der Celtra Press Keramik.

Trocknen (min)	Schließen (min)	Vorwärmtemp. (°C)	Vorwärmen (min)	Steigrade (°C/min)	Endtemp. (°C)	Vakuum Haltezeit (min)	Haltezeit ohne Vakuum (min)
0	1	400	1	55	760	0	2

2.2.7 Bestimmung der Biegefestigkeit

Die Bestimmung der Biegefestigkeit im 3-Punkt-, 4-Punkt- sowie dem biaxialen Biegeversuch erfolgte an einer Universalprüfmaschine (1445, Zwick/Roell, Ulm, Deutschland). Je nach Prüfversuch wurde die entsprechende Vorrichtung eingesetzt (**Abbildung 20**).

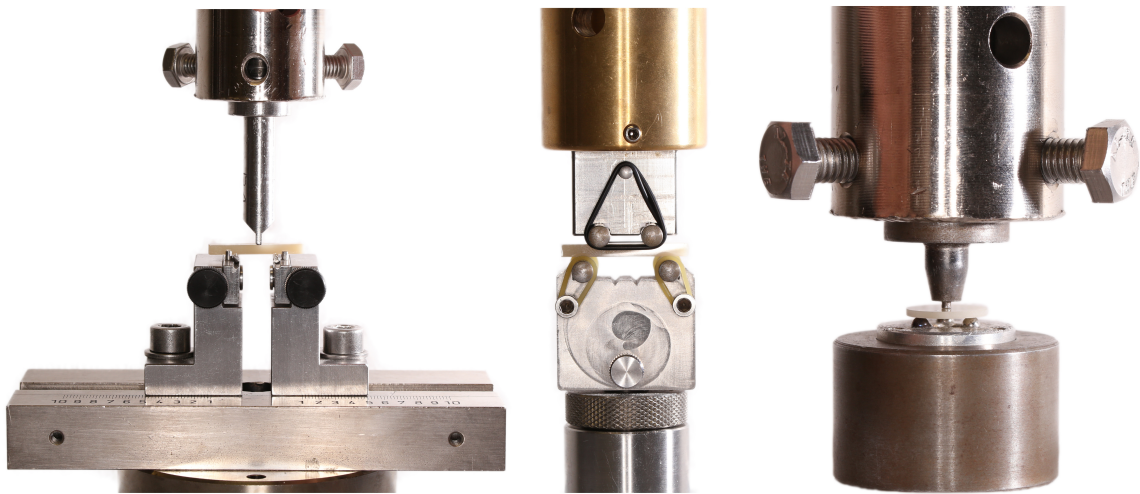


Abbildung 20 Prüfvorrichtungen für die Messung der Biegefestigkeit mit eingespannten Prüfkörpern. Von links nach rechts: 3-Punkt-, 4-Punkt- und biaxialer Biegeversuch.

Die Prüfkörper wurden mittig auf den Trägern positioniert und mit einer Geschwindigkeit von 1 mm/min bis zum Bruch belastet. Die Kraft bei Bruch des Prüfkörpers (F_{Bruch}) wurde ermittelt und die Biegefestigkeit mit Hilfe der folgenden Formeln bestimmt.

Formel für die Berechnung der 3-Punkt-Biegefestigkeit:

$$\sigma = \frac{3 FL}{2 bh^2}$$

Dabei ist:

σ die Biegefestigkeit [MPa]

F die zum Bruch des Prüfkörpers führende Kraft [N]

L der Abstand zwischen den Auflagerrollen [mm]

b die Breite des Prüfkörpers [mm]

h die Höhe des Prüfkörpers

Der Auflagenabstand betrug beim 3-Punkt-Biegeversuch stets 13 mm.

Für die Berechnung der 4-Punkt-Biegefestigkeit wurde folgende Formel verwendet:

$$\sigma = \frac{3 F(L_0 - L_i)}{2bh^2}$$

Dabei ist:

L_0 die äußere Auflagenweite [mm]

L_i die innere Auflagenweite [mm]

Beim Versuchsaufbau betrug L_0 20 mm und L_i 12 mm

σ die Biegefestigkeit [MPa]

F die zum Bruch des Prüfkörpers führende Kraft [N]

b die Breite des Prüfkörpers [mm]

h die Höhe des Prüfkörpers

Die biaxiale Biegefestigkeit wurde mit Hilfe folgender Formel berechnet:

$$\sigma = -0,2387F(X - Y)/d^2$$

Hierbei ist:

σ die Biegefestigkeit in der Mitte des Prüfkörpers [MPa]

F die zum Bruch des Prüfkörpers führende Kraft [N]

d die Dicke des Prüfkörpers [mm]

$$X = (1 + \nu) \ln \left(\frac{r_2}{r_3} \right)^2 + \left[\frac{1 - \nu}{2} \right] \frac{r_2^2}{r_3}$$

$$Y = (1 + \nu) \left[1 + \ln \left(\frac{r_1}{r_3} \right)^2 \right] + (1 - \nu) \left(\frac{r_1}{r_2} \right)^2$$

Dabei bedeuten:

ν die Poisson'sche Querkontraktionszahl (es wurde 0,25 verwendet)

r_1 der Radius des Unterstützungskreises [mm]

r_2 der Radius des belasteten Bereichs [mm]

r_3 der Radius des Probekörpers [mm]

2.3 Statistische Auswertung der Ergebnisse

Zur statistischen Auswertung der erhobenen Werte wurde die Statistiksoftware IBM SPSS Statistics 25.0 (IBM, New York, USA) verwendet. Zuerst wurde die Normalverteilung mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test überprüft. Anschließend wurde die deskriptive Statistik berechnet und somit der Mittelwert, die Standardabweichung sowie das 95% Konfidenzintervall bestimmt. Durch die einfaktorielle ANOVA konnten signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen festgestellt werden. Des Weiteren wurde der Post-Hoc-Scheffé-Test herangezogen. Beurteilt wurde dabei das Effektstärkemaß partielles Eta-Quadrat η_p^2 . Um die Zuverlässigkeit des Materials zu bestimmen, wurde das Weibullmodul und die charakteristische Festigkeit untersucht. Für die Berechnung des Weibullmoduls wurde ein Excel-Template verwendet [77]. Das Signifikanzniveau wurde auf $\alpha = 0,05$ festgelegt.

3 Ergebnisse

Im Kolmogorov-Smirnov-Test zeigten die gemessenen Werte keine Abweichung der Normalverteilung ($p = 0,093 - 0,200$). Folglich konnte die statistische Auswertung mittels parametrischer Berechnung erfolgen. Die ermittelten Biegefestigkeiten des 3-Punkt-, 4-Punkt- und biaxialen Biegeversuchs der untersuchten verstärkten Glaskeramiken werden in **Abbildung 21** graphisch dargestellt. **Tabelle 6** zeigt die entsprechenden Mittelwerte mit Standardabweichung und 95% Konfidenzintervall. Hochgestellte Großbuchstaben zeigen signifikante Unterschiede zwischen den untersuchten Materialgruppen innerhalb einer Messmethode. Hochgestellte Kleinbuchstaben beschreiben signifikante Unterschiede zwischen den durchgeführten Messmethoden innerhalb einer Materialgruppe.

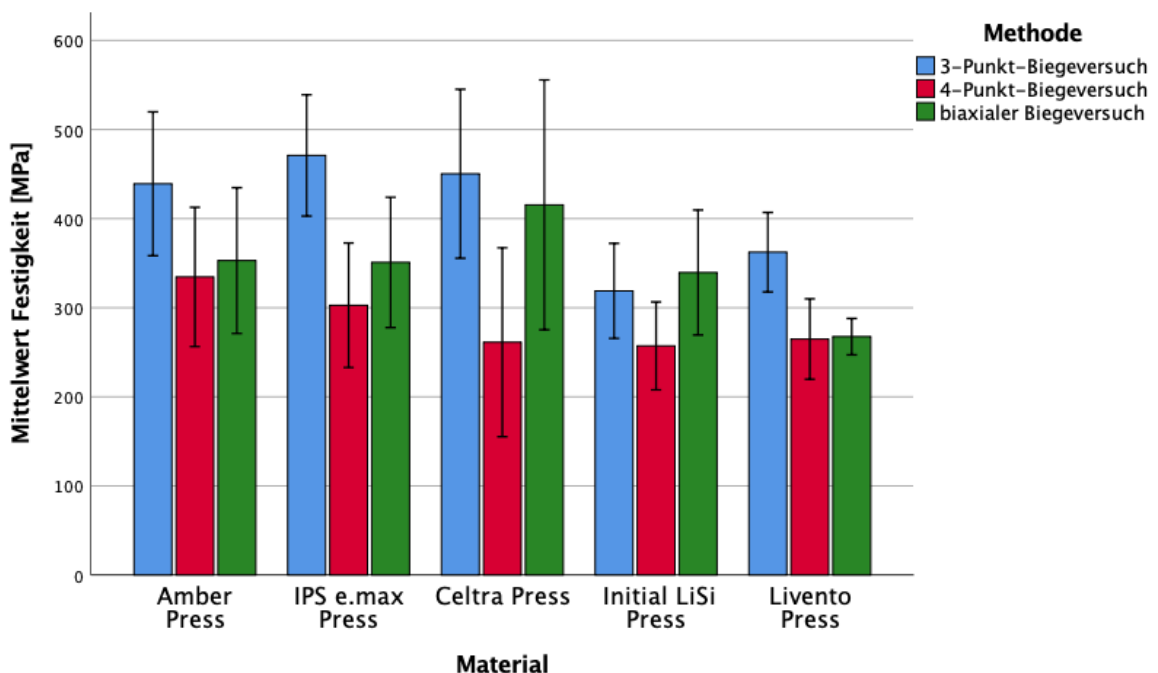


Abbildung 21 Graphische Darstellung der Biegefestigkeiten bei den unterschiedlichen Messmethoden sowie Materialien.

Tabelle 6 Ergebnisse des 3-Punkt-, 4-Punkt und biaxialen Biegeversuchs mit Mittelwert, Standardabweichung sowie 95% Konfidenzintervall.

Normalverteilung			
Material	Methode	Mittelwert \pm Standardabweichung [MPa]	95% Konfidenzintervall [MPa]
Amber Press	3-Punkt	439 \pm 81 ^{AC,a}	(393 ; 484)
	4-Punkt	335 \pm 78 ^{A,b}	(290 ; 378)
	biaxial	353 \pm 82 ^{AB,b}	(306 ; 399)
IPS e.max Press	3-Punkt	471 \pm 68 ^{A,a}	(432 ; 509)
	4-Punkt	303 \pm 70 ^{A,b}	(263 ; 342)
	biaxial	351 \pm 73 ^{AB,b}	(309 ; 392)
Celtra Press	3-Punkt	450 \pm 95 ^{A,a}	(396 ; 503)
	4-Punkt	261 \pm 106 ^{A,b}	(201 ; 320)
	biaxial	415 \pm 140 ^{A,a}	(336 ; 494)
Initial LiSi Press	3-Punkt	319 \pm 53 ^{B,a}	(288 ; 349)
	4-Punkt	257 \pm 49 ^{A,b}	(228 ; 285)
	biaxial	339 \pm 70 ^{AB,a}	(299 ; 379)
Liventto Press	3-Punkt	362 \pm 45 ^{BC,a}	(334 ; 390)
	4-Punkt	265 \pm 45 ^{A,b}	(238 ; 290)
	biaxial	268 \pm 20 ^{B,b}	(255 ; 279)

- ABC beschreiben signifikante Unterschiede zwischen den Materialgruppen innerhalb einer Messmethode
- abc beschreiben signifikante Unterschiede zwischen den Messmethoden innerhalb einer Materialgruppe

3.1 3-Punkt-Biegeversuch

Im 3-Punkt-Biegeversuch zeigten die Keramiken Celtra Press und IPS e.max Press die signifikant höchsten Biegefestigkeitswerte ($p < 0,001$). Zusammen mit Amber Press bildeten sie eine homogene Untergruppe und wiesen damit keine signifikanten Unterschiede zueinander auf ($p = 0,836$). Den maximalen Mittelwert erreichte dabei die Keramik IPS e.max Press mit $471 (\pm 68)$ MPa. Die schwächeren Keramiken LiSi Press und Livento Press lagen in einem Wertebereich ($p = 0,631$), wobei LiSi Press mit einem Wert von $319 (\pm 53)$ MPa den geringsten Mittelwert aufwies. Eine graphische Darstellung der gemessenen Biegefestigkeitswerte bietet **Abbildung 22**.

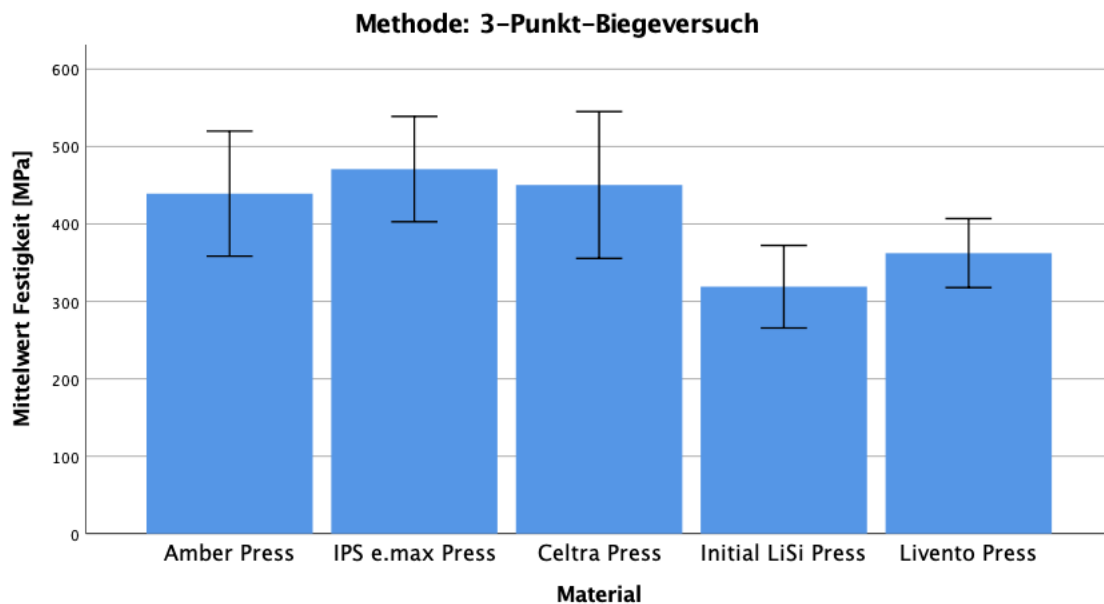


Abbildung 22 Graphische Darstellung der Biegefestigkeiten im 3-Punkt-Biegeversuch.

3.2 4-Punkt-Biegeversuch

Im 4-Punkt-Biegeversuch zeigten die fünf untersuchten Keramiken keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,089$) in der Biegefestigkeit. Den höchsten Mittelwert erreichte Amber Press mit 335 MPa (**Abbildung 23**). Initial LiSi Press wies im 4-Punkt-Biegeversuch mit $257 (\pm 49)$ MPa den geringsten Mittelwert auf.

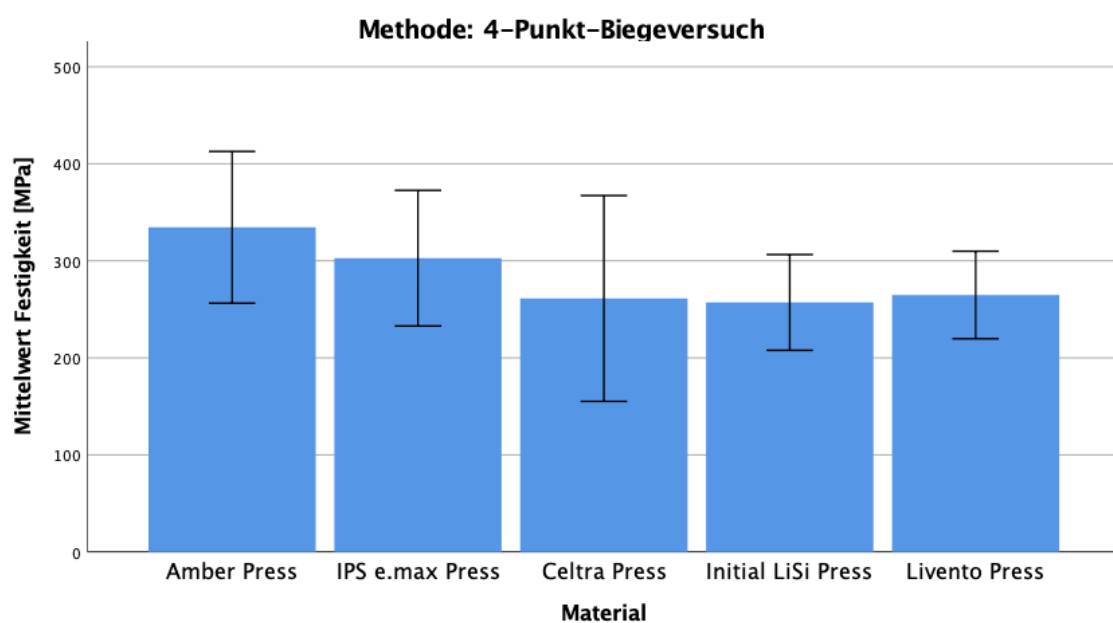


Abbildung 23 Graphische Darstellung der Biegefestigkeiten im 4-Punkt-Biegeversuch.

3.3 Biaxialer Biegeversuch

Im biaxialen Biegeversuch zeigte Celtra Press mit einem Mittelwert von 415 (± 140) MPa (**Abbildung 24**) eine signifikant höhere Biegefestigkeit als Livento Press ($p < 0,001$). Die anderen Keramiken lagen im gleichen Wertebereich und waren damit nicht signifikant unterschiedlich.

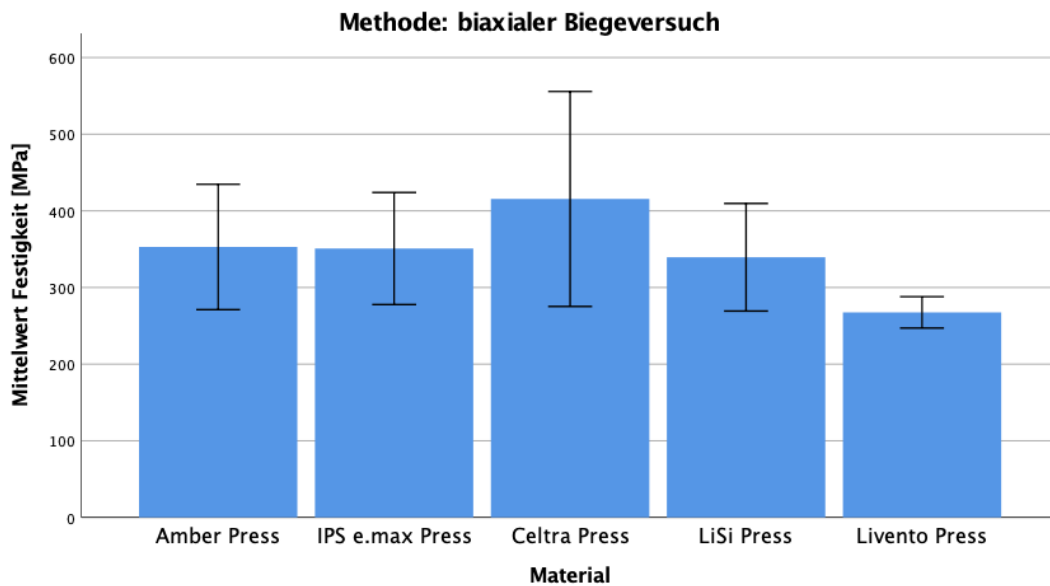


Abbildung 24 Graphische Darstellung der Biegefestigkeiten im biaxialen Biegeversuch.

3.4 Vergleich der Messmethoden

Beim statistischen Vergleich der angewandten Messmethoden unabhängig von der verwendeten Keramik wurde deutlich, dass die Messungen im 3-Punkt-Biegeversuch durchschnittlich zu den höchsten Biegefestigkeitswerten führten. Sowohl der biaxiale Biegeversuch, als auch der 4-Punkt-Biegeversuch, zeigten geringere Mittelwerte (**Abbildung 25**). Zu den geringsten Mittelwerten führte der 4-Punkt-Biegeversuch

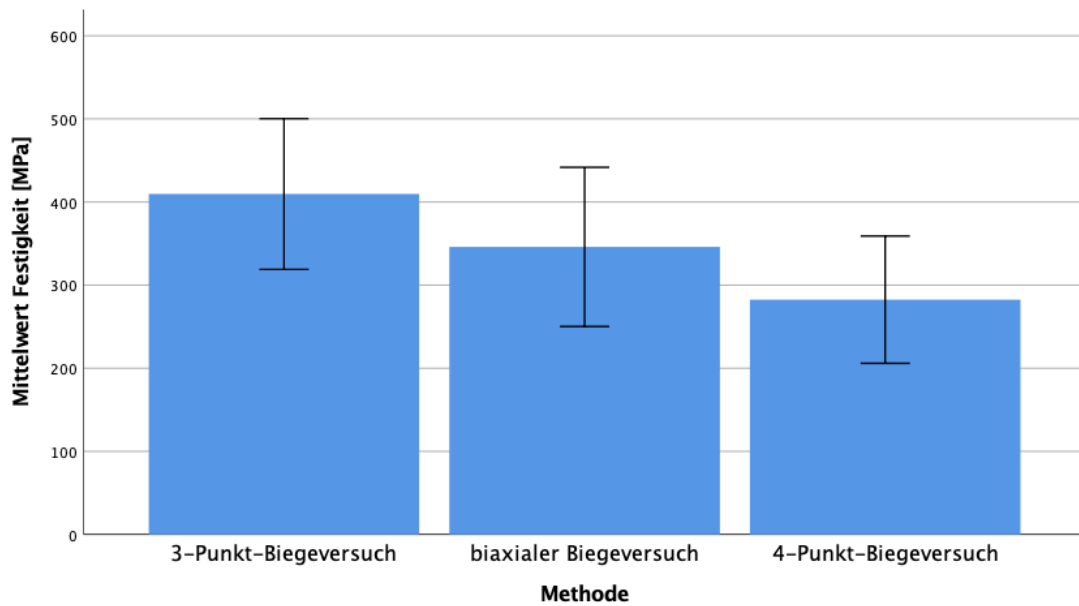


Abbildung 25 Graphische Darstellung der Biegefestigkeiten bei den unterschiedlichen Messmethoden unabhängig vom Material.

Bei genauerer Betrachtung der einzelnen Keramiken zeigte Amber Press im 3-Punkt-Biegeversuch signifikant höhere Festigkeitswerte als im biaxialen ($p = 0,019$) und 4-Punkt-Biegeversuch ($p = 0,04$). Letztere lagen in einem Wertebereich ($p = 0,823$).

Auch IPS e.max Press lieferte im 3-Punkt-Biegeversuch die signifikant höchsten Festigkeitswerte ($p < 0,001$). Die Festigkeitswerte des 4-Punkt- und biaxialen Biegeversuchs wiesen keine signifikanten Unterschiede auf ($p = 0,185$).

Die höchsten Biegefestigkeitswerte von Celtra Press lagen im 3-Punkt- und biaxialen Biegeversuch im selben Wertebereich ($p = 0,712$). Signifikant geringere Werte wurden im 4-Punkt-Biegeversuch gemessen.

Analog dazu lagen die höchsten Biegefestigkeitswerte auch bei Initial LiSi Press beim 3-Punkt- und biaxialen Biegeversuch im gleichen Wertebereich ($p = 0,631$). Der 4-Punkt-Biegeversuch generierte ebenfalls die geringsten Werte.

Livento Press gehörte ebenso zu den Keramiken mit den signifikant höchsten Biegefestigkeitswerten im 3-Punkt-Biegeversuch ($p < 0,001$). Die Festigkeitswerte des 4-Punkt- und biaxialen Biegeversuchs wiesen keine signifikanten Unterschiede auf ($p = 0,981$)

3.5 Vergleich der Keramiken

Beim statistischen Vergleich der untersuchten Keramiken unabhängig von der verwendeten Messmethode wurden für IPS e.max Press, Amber Press und Celtra Press die höchsten Biegefestigkeiten ($p < 0,001$) analysiert (**Abbildung 26**). Initial LiSi Press und Livento Press wiesen geringere Biegefestigkeitswerte auf, die in einem homogenen Wertebereich lagen ($p = 0,985$).

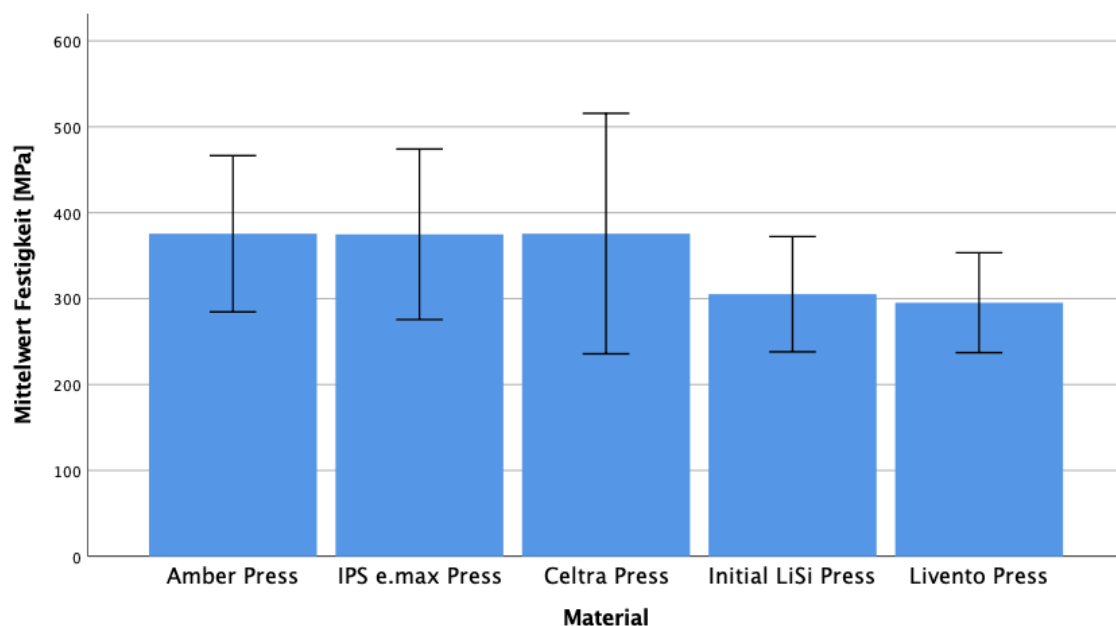


Abbildung 26 Graphische Darstellung der Biegefestigkeiten der untersuchten Materialien unabhängig von der verwendeten Messmethode.

3.6 Weibull-Statistik

In **Tabelle 7** ist die Weibullverteilung mit den Weibullmoduli sowie der charakteristischen Festigkeit mitsamt 95% Konfidenzintervall zu sehen.

Tabelle 7 Ergebnisse der Weibull-Statistik mit Weibullmodul und charakteristischer Festigkeit mitsamt 95% Konfidenzintervall.

Material	Methode	Weibullmodul mit 95% Konfidenzintervall	Charakteristische Festigkeit mit 95% Konfidenzintervall [MPa]
Amber Press	3-Punkt	6,1 (3,4 ; 10,4) ^{A,a}	473 (431 ; 518) ^{A,a}
	4-Punkt	5,6 (3,2 ; 9,6) ^{A,a}	362 (327 ; 400) ^{A,b}
	biaxial	4,3 (2,4 ; 7,4) ^{AB,a}	387 (340 ; 440) ^{A,b}
IPS e.max Press	3-Punkt	8,0 (4,5 ; 13,6) ^{AB,a}	499 (465 ; 535) ^{A,a}
	4-Punkt	4,8 (2,7 ; 8,2) ^{AB,a}	330 (293 ; 370) ^{A,b}
	biaxial	5,2 (2,9 ; 8,9) ^{AB,a}	383 (343 ; 426) ^{A,c}
Celtra Press	3-Punkt	5,2 (2,9 ; 8,8) ^{A,a}	489 (439 ; 545) ^{A,a}
	4-Punkt	2,8 (1,5 ; 4,9) ^{B,b}	291 (238 ; 353) ^{B,b}
	biaxial	3,2 (1,7 ; 5,4) ^{A,ab}	464 (388 ; 552) ^{B,a}
Initial LiSi Press	3-Punkt	6,5 (3,7 ; 11,1) ^{AB,a}	342 (313 ; 373) ^{B,a}
	4-Punkt	6,5 (3,7 ; 11,1) ^{A,a}	275 (251 ; 299) ^{B,b}
	biaxial	6,1 (3,4 ; 10,4) ^{B,a}	366 (333 ; 401) ^{A,a}
Livento Press	3-Punkt	10,5 (5,8 ; 18,5) ^{B,ab}	379 (357 ; 401) ^{C,a}
	4-Punkt	6,7 (3,8 ; 11,4) ^{A,a}	283 (259 ; 308) ^{B,b}
	biaxial	15,6 (9,0 ; 26,5) ^{C,b}	276 (265 ; 287) ^{C,b}

- ABC beschreiben signifikante Unterschiede zwischen den Materialgruppen innerhalb einer Messmethode
- abc beschreiben signifikante Unterschiede zwischen den Messmethoden innerhalb einer Materialgruppe

Im 3-Punkt-Biegeversuch zeigte Livento Press mit 10,5 einen signifikant höheren Weibullmodul als Amber Press und Celtra Press. Die Weibullmoduli der restlichen Keramiken zeigten keine signifikanten Unterschiede. Ein ähnliches Ergebnis lag im 4-Punkt-Biegeversuch vor. In diesem Versuch erreichte Livento Press mit 6,5 ebenfalls den höchsten Weibullmodul und lag in einem homogenen Wertebereich mit Amber Press und Initial LiSi Press. Auch im biaxialen Biegeversuch zeigte Livento Press mit einem Weibullmodul von 15,6 den signifikant höchsten Wert im Vergleich zu den anderen Keramiken.

Des Weiteren wurden auch die Weibullmoduli zwischen den Messmethoden innerhalb einer Materialgruppe miteinander verglichen. Bei der Keramik Amber Press lagen die Weibullmoduli der drei unterschiedlichen Messmethoden in einem homogenen Wertebereich. Dies war ebenfalls bei IPS e.max Press und Initial LiSi Press zu beobachten. Celtra Press wies jedoch im 4-Punkt-Biegeversuch verglichen zum 3-Punkt-Biegeversuch einen signifikant niedrigeren Weibullmodul auf. Bei Livento Press lagen die Werte der unterschiedlichen Messmethoden auch nicht in einem Wertebereich. So zeigte der biaxiale Biegeversuch einen signifikant größeren Weibullmodul als der 4-Punkt-Biegeversuch.

Betrachtet man die charakteristische Festigkeit, so zeigten Amber Press, Celtra Press und IPS e.max Press im 3-Punkt-Biegeversuch die höchsten Werte und lagen in einem Wertebereich. Den höchsten Absolutwert erreichte dabei IPS e.max Press mit einer charakteristischen Festigkeit von 499 MPa. Bei Initial LiSi Press wurde die signifikant niedrigste charakteristische Festigkeit

untersucht. Im 4-Punkt-Biegeversuch waren die signifikant höchsten Werte bei Amber Press und IPS e.max Press vorzufinden. Die übrigen Keramiken lagen in einem homogenen Wertebereich und wiesen signifikant niedrigere charakteristische Festigkeiten auf. Im Gegensatz dazu zeigte Celtra Press im biaxialen Biegeversuch die signifikant höchste charakteristische Festigkeit, während bei Livento Press die signifikant geringste charakteristische Festigkeit erzeugt wurde.

3.7 Effektstärkemaß

Die größten Einflüsse auf die Biegefestigkeit können Anhand von **Tabelle 8** beurteilt werden. Die verwendete Messmethode ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,315$) zeigte einen größeren Einfluss auf die Biegefestigkeit als das verwendete Material ($p < 0,001$, $\eta_p^2 = 0,189$).

Tabelle 8 Effektstärkemaß partielles Eta-Quadrat (η_p^2) und p-Wert der untersuchten Gruppen und Gruppenkombinationen.

	p-Wert	η_p^2
Messmethode	<0,001	0,315
Material	<0,001	0,189
Messmethode * Material	<0,001	0,134

4 Diskussion

Nach Kenntnis der Autorin liegen keine Studien zum Vergleich der unterschiedlichen Biegefestigkeitsmessmethoden für die verstärkten Presskeramiken Amber Press, Celtra Press, LiSi Press sowie Livento Press vor. Für die Diskussion der Ergebnisse dieser Dissertation werden daher Daten und Untersuchungen mit anderen keramischen Materialien berücksichtigt.

Die aufgestellte Nullhypothese, die verwendete Messmethode innerhalb eines Materials habe keinen Einfluss auf den Biegefestigkeitswert, muss anhand der Ergebnisse in der vorliegenden Dissertation widerlegt werden. Die Keramiken Amber Press, IPS e.max Press sowie Livento Press zeigten im 3-Punkt-Biegeversuch verglichen mit den anderen Messmethoden die signifikant höchsten Festigkeitswerte. Auch bei Betrachtung der angewandten Messmethoden unabhängig von der verwendeten Keramik wurde deutlich, dass die Messungen im 3-Punkt-Biegeversuch durchschnittlich zu den höchsten Biegefestigkeitswerten führten. Dieses Ergebnis unterscheidet sich zu den bisher vorhandenen Ergebnissen in der Literatur. In anderen Untersuchungen zeigten vollkeramische Werkstoffe nicht im 3-Punkt-, sondern im biaxialen Biegeversuch die höchsten Festigkeitswerte [10, 12, 90, 95]. Es ist jedoch zu beachten, dass diese Studien nicht verstärkte Presskeramiken, sondern andere keramische Werkstoffe wie Zirkonoxid oder Feldspatkeramik untersucht haben. Ein anderer Versuchsaufbau, sowie eine unterschiedliche Versuchsdurchführung könnten die abweichenden Ergebnisse ebenfalls erklären. So wurden in einer Studie die untersuchten Prüfkörper 24h vor den Festigkeitsversuchen in Kieselsäuregel eingelegt [10]. Die Prüfkörperherstellung unterschied sich ebenfalls. In einer weiteren

Untersuchung wurde die Keramik nicht wie in dieser Dissertation gepresst sondern geschichtet [90]. Höhere Werte im biaxialen Biegeversuch lassen sich generell an der unterschiedlichen Prüfkörpergeometrie im Vergleich zu den uniaxialen Festigkeitsversuchen und der damit kleineren Wahrscheinlichkeit für potentielle Fehler im Keramikgefüge erklären. Beim biaxialen Biegeversuch befindet sich die maximale Spannung im Bereich des Belastungsstempels auf der Unterseite des Prüfkörpers – somit haben Randimperfectionen im Gegensatz zum 3-Punkt-Biegeversuch keinen Einfluss auf die Biegefestigkeit und beeinflussen diese nicht negativ [96, 102-104]. Warum in dieser Dissertation drei von fünf Keramiken die höchsten Biegefestigkeitswerte im 3-Punkt- und nicht im biaxialen Biegeversuch vorwies, könnte an der Verarbeitung und Herstellung der Prüfkörper liegen. Bei diesen Keramiken wiesen die biaxialen Scheibchen stellenweise kleinere Inhomogenitäten im Inneren des Prüfkörpers auf, während die Stäbchen für den 3-Punkt-Biegeversuch keinerlei Fehler offenbarten. Wie in mehreren Studien bereits belegt ist, geht ein Bruch von Inhomogenitäten, Mikrorissen und Poren im Keramikgefüge hervor [70-72, 105-107]. Zu solchen Defekten kann es entweder während der Herstellung oder im Nachhinein durch maschinelle Bearbeitung der Keramik, wie beispielsweise dem Polieren kommen [108-110]. Die Prüfkörperdimensionen sind ebenfalls zu beachten. Es ist auffallend und soll kritisch betrachtet werden, dass die Spanne für die Prüfkörperdimensionierung in der ISO-Norm groß gehalten wird. Dies erschwert einen Vergleich der Werte von unterschiedlichen Studien erheblich. Obwohl die Prüfkörperdimensionen in der Formel zur Berechnung der Biegefestigkeit einbezogen werden, wurde dargestellt, dass kleinere

Prüfkörper im Durchschnitt eine höhere Biegefestigkeit als größere Prüfkörper aufweisen [111]. Das liegt am kleineren Volumen und damit auch kleineren Wahrscheinlichkeit für Defekte im Keramikgefüge. Es sollte nicht außer Acht gelassen werden, dass die Stäbchen für die uniaxialen Biegeversuche mit einer Dimensionierung von 3,0 x 4,0 x 30,0 mm deutlich mehr Volumen aufwiesen, als eine durchschnittliche Restauration im Patientenmund. Die Prüfkörper waren ungefähr um das Dreifache dicker als eine vollanatomische Krone, die eine Schichtstärke von 1,0-1,5 mm erfordert [5]. Durch den Fortschritt in der Adhäsivtechnik und verbesserte mechanische Eigenschaften von verstärkten Glaskeramiken, können sogar Kronen mit einer geringeren Schichtstärke zum Einsatz kommen. Eine in vitro Studie zeigte hervorragende Bruchfestigkeitswerte von LS₂-Kronen mit einer okklusalen Schichtstärke von nur 0,5mm [112].

Die Poisson'sche Querkontraktionszahl beeinflusst gemäß der Formel ebenfalls die Festigkeitswerte im biaxialen Biegeversuch. Die ISO-Norm empfiehlt beim biaxialen Biegeversuch eine Poisson'sche Querkontraktionszahl von 0,25 für Keramiken mit unbekannter Poissonzahl. In dieser Dissertation wurde der von der ISO-Norm empfohlene Wert verwendet. Benutzt man zur Berechnung der biaxialen Biegefestigkeit eine andere Poisson'sche Querkontraktionszahl, kann dies den Festigkeitswert beeinflussen. In der Literatur finden sich Untersuchungen, die bei der Berechnung der biaxialen Biegefestigkeit von verstärkten Glaskeramiken eine andere Poissonzahl (0,20 und 0,23) verwenden [113, 114]. Dadurch lassen sich abweichende Ergebnisse beim biaxialen Biegeversuch erklären.

Bei der Wahl einer passenden Messmethode für die Bestimmung der Biegefestigkeit sollte in Betracht gezogen werden, dass der biaxiale Biegeversuch Werte generiert, die den Bedingungen in der Mundhöhle am nächsten kommen. Eine Restauration wird in der Mundhöhle eher multiaxialen statt uniaxialen Belastungen, wie sie im 3- und 4-Punkt-Biegeversuch vorzufinden sind, ausgesetzt [115].

Für die Keramiken Celtra Press und Initial LiSi Press lagen die Biegefestigkeitswerte des 3-Punkt-Biegeversuchs in einem Wertebereich mit denen des biaxialen Biegeversuchs. Die biaxiale Biegefestigkeit von Celtra Press wurde in einer Studie nach vier Hitzebehandlungen untersucht [31]. Der in der oben genannten Untersuchung gemessene Mittelwert betrug 474 (± 113) MPa [31]. In dieser Dissertation wurde für die Keramik Celtra Press ein biaxialer Mittelwert von 415 (± 140) MPa ermittelt. Es wurde jedoch nur ein PowerFire Brennprogramm gemäß Herstellerangaben, anstatt von vier Hitzebehandlungen durchgeführt. Dies lässt vermuten, dass es durch Hitzebehandlungen zu einer Steigerung der Biegefestigkeit bei verstärkten Presskeramiken kommt [116].

Vergleicht man den 4-Punkt- mit dem 3-Punkt-Biegeversuch, so zeigten alle fünf untersuchten Presskeramiken signifikant niedrigere Festigkeitswerte im 4-Punkt-Biegeversuch. Dies wurde ebenfalls in mehreren Studien für andere vollkeramische Werkstoffe beobachtet [10-12, 89]. Auch andere zahnmedizinische Werkstoffe wie PMMA-Kunststoffe [101] und Nanofillerkomposite [91] verhalten sich analog. Dies lässt sich am Belastungsfeld während des Versuches erklären – beim 4-Punkt-Biegeversuch wird ein größeres Areal belastet, wodurch die Wahrscheinlichkeit steigt, auf

festigkeitsmindernde Fehler im Prüfkörper zu stoßen. In der Literatur wird angegeben, dass im 4-Punkt-Biegeversuch ein Volumen von 53,4% belastet wird, während das belastete Volumen beim 3-Punkt-Biegeversuch nur 40% beträgt [91]. Obwohl der 3-Punkt-Biegeversuch höhere Festigkeitswerte generiert, ist zu diskutieren ob er auch aussagekräftiger ist. Man sollte hinterfragen, ob der 4-Punkt-Biegeversuch nicht realistischere Werte generiert, da ein größerer Teil des Prüfkörpers belastet wird. Ein großer Nachteil beider Testmethoden ist die hohe Sensitivität gegenüber Rand- und Oberflächenimperfectionen [117]. Die Prüfkörperherstellung gestaltet sich dadurch sehr aufwändig. Es ist auch kritisch zu betrachten, dass die Biegefestigkeitsversuche unter statischen und trockenen Gegebenheiten durchgeführt werden, die der feuchten Umgebung in der Mundhöhle und den zyklischen, sich wiederholenden Kaukräften nicht entsprechen. Um den Gegebenheiten der Mundhöhle gerechter zu werden, hätte man eine dynamische Prüfung der Materialien durchführen können.

Die Weibull-Statistik ermöglicht es die Zuverlässigkeit eines Materials zu bestimmen. Ein kleiner Weibullmodul m indiziert mehr Fehler und Defekte im Keramikgefüge, während ein großer Weibullmodul für eine geringere Fehlerquote und damit bessere Zuverlässigkeit des Materials spricht [108, 118]. Ein hoher Weibullmodul m und etwas geringere Festigkeitswerte sind sogar erstrebenswerter und besser als ein niedriger Weibullmodul m in Kombination mit höheren Festigkeitswerten [119]. Bei den Keramiken Amber Press, IPS e.max Press sowie Initial LiSi Press lag der Weibullmodul für die unterschiedlichen Messmethoden in einem Wertebereich. Die beste Messmethode für das jeweilige Material zu bestimmen ist anhand des

Weibullmoduls jedoch schwierig [10]. Es ist sehr auffallend, dass die Keramik Livento Press verglichen mit den anderen Keramiken unabhängig von der Messmethode immer den höchsten Weibullmodul zeigte. Im biaxialen Biegeversuch erreichte Livento Press den signifikant höchsten Weibullmodul m von 15,6 und zeigte damit einen hohen Grad an struktureller Integrität und Zuverlässigkeit. Dies ist für eine verstärkte Presskeramik ein besonders hoher Wert. In der Literatur findet man für die verstärkten Presskeramiken Amber Press, IPS e.max Press und Amber LiSi-POZ Weibullmoduli von 4,72-5,16 [120]. Bei dieser Studie handelte es sich im Gegensatz zu den hier hergestellten stäbchen- und scheidchenförmigen Prüfkörpern um vollanatomische Kronen, die mit Hilfe eines dualhärtenden Zements auf einem Metallabutment zementiert wurden.

Die Hypothese, dass die untersuchten Keramiken keine Unterschiede in der Biegefestigkeit innerhalb einer Messmethode vorweisen, muss anhand der Ergebnisse ebenfalls widerlegt werden. So zeigten die Keramiken IPS e.max Press und Celtra Press im 3-Punkt-Biegeversuch die signifikant höchsten Festigkeitswerte. Die hohen Festigkeitswerte der Keramik Celtra Press könnte durch das vom Hersteller empfohlene Brennprogramm PowerFire erklärt werden. Sie ist die einzige der fünf untersuchten Keramiken, die nach der Politur einer zusätzlichen Hitzebehandlung unterzogen wurde. Im Rahmen einer weiterführenden Studie wäre die Frage interessant, welche Festigkeitswerte die restlichen Keramiken nach einer zusätzlichen Hitzebehandlung generieren würden. Im biaxialen Biegeversuch zeigte Celtra Press ebenfalls die höchsten Festigkeitswerte. Ein weiterer Grund hierfür könnte die Zusammensetzung der

Keramik sein. Bei Celtra Press handelt es sich um eine ZLS-Keramik mit 10% atomarem Zirkonoxid. Bei den anderen vier Keramiken handelt es sich um LS₂-Keramiken. Celtra Press ist die erste ZLS-Keramik, die für die presstechnologische Herstellung auf dem Markt zur Verfügung steht. ZLS-Keramiken wurden in der Vergangenheit vorwiegend für die CAD/CAM-technologische Herstellung angeboten. Vertreter dieser Materialklasse sind Celtra Duo und VITA Suprinity PC. Da ZLS-Keramiken für die presstechnologische Herstellung erst seit kurzem angeboten werden, beziehen sich die meisten Studien, die ZLS-Keramiken untersuchen, auf die mittels CAD/CAM hergestellten Materialien [121-124]. In der Literatur zeigen sich höhere Biegefestigkeitswerte für ZLS-Keramiken als für LS₂-Keramiken [125, 126]. Dies steht im Einklang mit den Ergebnissen dieser Dissertation. Durch die Zirkonoxidpartikel kommt es zu einer Hemmung des Risswachstums und daraus folgend zu einer erhöhten Biegefestigkeit [125]. Diese Hemmung des Risswachstums entsteht durch die Umwandlung des Zirkonoxids aus der tetragonalen in eine monokline stabile Phase. Im Zuge der Umwandlung findet ein 4 - 5 prozentiger Volumenzuwachs der Kristalle statt, dies führt zur sogenannten Umwandlungsverstärkung [127, 128]. Eine Untersuchung zeigte für ZLS-Keramiken auch eine höhere Bruchfestigkeit im Vergleich zu LS₂-Keramiken [129]. ZLS-Keramiken zeigen nicht nur bessere mechanische Eigenschaften, sondern auch eine höhere Transluzenz im Gegensatz zu LS₂-Keramiken [126]. Es gibt jedoch auch kontroverse Studien, die beim Vergleich von LS₂- und ZLS-Keramiken höhere Biegefestigkeiten für LS₂-Keramiken [130] oder auch vergleichbare Biegefestigkeiten feststellten [131]. Die fünf untersuchten Keramiken zeigten große Unterschiede in ihrer Herstellung. So

war IPS e.max Press die einzige Keramik, deren Reaktionsschicht nach dem Ausbetten gemäß Herstellerangaben mit Flusssäure entfernt werden sollte. Es ist zu diskutieren, ob sich eine Flusssäureätzung auf die Biegefestigkeit einer Keramik auswirkt. Um dies zu untersuchen, wurde in einer Studie die 3-Punkt-Biegefestigkeit der LS_2 -Keramik IPS e.max CAD nach einer Ätzung mit 1-, 3-, 5- und 10-prozentiger Flusssäure gemessen [132]. Im Vergleich zur ungeätzten Kontrollgruppe konnte allerdings kein Einfluss der Ätzung auf die Biegefestigkeit festgestellt werden [132]. In einer weiteren Untersuchung kam man ebenfalls zu dem Ergebnis, dass sich eine Flusssäureätzung nicht negativ auf die Biegefestigkeit einer Keramik auswirkt [133].

Im 3-Punkt-Biegeversuch zeigte die Keramik Initial LiSi Press, mit einem Mittelwert von 319 (± 53) MPa die signifikant geringsten Festigkeitswerte im Vergleich zu den anderen Keramiken. Dieses Ergebnis unterscheidet sich zu den bisher vorhandenen Ergebnissen in der Literatur. In einer Studie wurde für Initial LiSi Press eine Festigkeit von 520 (± 100) MPa und somit eine höhere Festigkeit als für die Keramiken Amber Press und IPS e.max Press gemessen [31]. Es ist jedoch zu beachten, dass in dieser Untersuchung die biaxiale Festigkeit bestimmt wurde. Im biaxialen Biegeversuch erzielte die Keramik Initial LiSi Press in dieser Dissertation einen Mittelwert von 339 (± 70) MPa. Es liegen keine weiteren Studien zu der Keramik Initial LiSi Press vor. Ein Grund für diese abweichenden Werte könnte eine unterschiedliche Prüfkörperherstellung sein. In der oben genannten Studie wurde für die Herstellung der Prüfkörper ein anderer Pressofen und möglicherweise auch andere Pressparameter als in dieser Dissertation verwendet.

Der 4-Punkt-Biegeversuch ist der einzige Versuch, bei dem die Biegefestigkeiten aller Keramiken in einem Wertebereich lagen. Die aufgestellte Hypothese, dass die untersuchten Keramiken keine Unterschiede in der Biegefestigkeit innerhalb einer Messmethode vorweisen, trifft somit für den 4-Punkt-Biegeversuch zu.

Abschließend sollte im Rahmen randomisierter klinischer Studien untersucht werden, wie sich die verschiedenen Keramiken im Mundhöhlenmilieu und unter Funktion verhalten, um verlässlichere Aussagen über deren Eignung als Restaurationsmaterial treffen zu können.

5 Schlussfolgerungen

Die Ergebnisse der vorliegenden Dissertation zeigen die Abhängigkeit eines gemessenen Biegefestigkeitswertes von der verwendeten Messmethode. Die signifikant höchsten Festigkeitswerte wurden bei drei von fünf untersuchten Keramiken im 3-Punkt-Biegeversuch erzielt. Bei allen untersuchten Keramiken generierte der 3-Punkt-Biegeversuch signifikant höhere Biegefestigkeitswerte als der 4-Punkt-Biegeversuch. Die Biegefestigkeitswerte des biaxialen Biegeversuchs lagen bei Amber Press, IPS e.max Press und Livento Press in einem Wertebereich mit denen des 4-Punkt-Biegeversuchs. Bei Celtra Press und Initial LiSi Press zeigten die Ergebnisse des 3-Punkt- und biaxialen Biegeversuchs keine signifikanten Unterschiede. Bei dem Vergleich von Festigkeitswerten sollte demnach immer auf die verwendete Prüfmethode geachtet werden.

6 Zusammenfassung

Durch hervorragende mechanische und ästhetische Eigenschaften haben sich verstärkte Glaskeramiken als beliebtes Restaurationsmaterial etabliert. Der dentale Markt wird fortlaufend durch neue verstärkte Presskeramiken mit verbesserten mechanischen Eigenschaften erweitert. Dies erschwert dem behandelnden Zahnarzt und Zahntechniker oftmals die Auswahl des passenden Restaurationsmaterials. Eine korrekte Interpretation angegebener mechanischer Werte ist eine Grundvoraussetzung für die richtige Indikationsstellung und Langlebigkeit eines Materials.

Die Biegefestigkeit ist eine der wichtigsten mechanischen Eigenschaften eines dentalen Werkstoffes und gibt Auskunft über die Belastbarkeit, Indikation und Art der Befestigung einer Restauration. Laut DIN EN ISO 6872:2015 kann die Biegefestigkeit im 3-Punkt-, 4-Punkt sowie im biaxialen Biegeversuch bestimmt werden [9]. Die jeweiligen Messmethoden generieren jedoch unterschiedliche Biegefestigkeitswerte, daher sollte bei der Interpretation eines Festigkeitswertes stets auf die verwendete Messmethode geachtet werden.

In dieser Dissertation wurden fünf auf dem Markt erhältliche verstärkte Presskeramiken auf ihre Biegefestigkeit untersucht. Dabei wurden der 3-Punkt-4-Punkt- sowie der biaxiale Biegeversuch miteinander verglichen. Die statistische Auswertung der Daten ergab, dass drei von fünf Keramiken im 3-Punkt-Biegeversuch die höchsten Festigkeitswerte erzielten. Für diese drei Keramiken lässt sich die Reihenfolge der Messmethoden angefangen mit der Messmethode, in der die höchste Festigkeit untersucht wurde wie folgt beschreiben: 3-Punkt- > biaxialer > 4-Punkt-Biegeversuch. Die Keramik Initial

LiSi Press zeigte im biaxialen > 3-Punkt- > 4-Punkt-Biegeversuch die höchsten Festigkeitswerte.

Vergleicht man die Keramiken miteinander, so befinden sich im 4-Punkt-Biegeversuch die Festigkeiten aller fünf Keramiken in einem Wertebereich. Im 3-Punkt-Biegeversuch wurden die höchsten Biegefestigkeiten für Celtra Press sowie IPS e.max Press untersucht. Celtra Press zeigte im biaxialen Biegeversuch ebenfalls die signifikant höchste Biegefestigkeit. Es konnte geschlussfolgert werden, dass ZLS-Keramiken in diesen beiden Messmethoden eine höhere Biegefestigkeit als LS₂-Keramiken besitzen. Livento Press konnte durch seine besonders hohen Weibullmoduli und damit großen Zuverlässigkeit überzeugen.

Da zu den neuen verstärkten Glaskeramiken kaum Studien vorhanden sind, sind weitere Untersuchungen zu ihren mechanischen Eigenschaften erforderlich. Dabei sollten die neuen Presskeramiken vor allem auf ihre Härte, die Bruchzähigkeit, das Elastizitätsmodul sowie die Transluzenz untersucht werden. Nur durch weitere Untersuchungen ist ein fundierter Vergleich dieser Keramiken, die erst seit kurzem auf dem Markt sind, möglich. Um den tatsächlichen Langzeiterfolg und die Überlebensraten von verstärkten Presskeramiken verlässlich zu beschreiben, sind in Zukunft weiterführende randomisierte klinische Studien erforderlich.

7 Literaturverzeichnis

- [1] Malament KA, Natto ZS, Thompson V, Rekow D, Eckert S, Weber HP. Ten-year survival of pressed, acid-etched e.max lithium disilicate monolithic and bilayered complete-coverage restorations: Performance and outcomes as a function of tooth position and age. *J Prosthet Dent.* 2019;121:782-90.
- [2] Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Fracture toughness and hardness evaluation of three pressable all-ceramic dental materials. *J Dent.* 2003;31:181-8.
- [3] Conrad HJ, Seong WJ, Pesun IJ. Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2007;98:389-404.
- [4] Nishioka G, Prochnow C, Firmino A, Amaral M, Bottino MA, Valandro LF, et al. Fatigue strength of several dental ceramics indicated for CAD-CAM monolithic restorations. *Braz Oral Res.* 2018;32:e53.
- [5] Kern M, Beuer F, Frankenberger R, Kohal RJ, Kunzelmann KH, Mehl A, et al. Vollkeramik auf einen Blick 5. deutsche erweiterte Auflage: Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V.; 2012.
- [6] „Leitlinien“. AdWMFASKLA-R. S3-Leitlinie 083/012: Vollkeramische Kronen und Brücken. aktueller Stand: 08/2014.
- [7] Rosentritt M, Kieschnick A, Hahnel S, Stawarczyk B. Werkstoffkunde-Kompendium Dentale Keramiken 2018.
- [8] Kieschnick A, Stawarczyk B, Rosentritt M. Dentale Glaskeramiken - Kleine Werkstoffkunde für Zahnärzte - Teil 2. Zahnärztliche Mitteilungen. 2019.
- [9] Zahnheilkunde - Keramische Werkstoffe (ISO 6872:2015); Deutsche Fassung EN ISO 6872:2015.
- [10] Jin J, Takahashi H, Iwasaki N. Effect of test method on flexural strength of recent dental ceramics. *Dent Mater J.* 2004;23:490-6.
- [11] Zeng K, Oden A, Rowcliffe D. Flexure tests on dental ceramics. *Int J Prosthodont.* 1996;9:434-9.
- [12] Schatz C, Strickstroock M, Roos M, Edelhoff D, Eichberger M, Zylla IM, et al. Influence of Specimen Preparation and Test Methods on the Flexural Strength Results of Monolithic Zirconia Materials. *Materials (Basel).* 2016;9.
- [13] Gente M, Willamowski M. Zahnärztliche Werkstoffkunde: Spitta Verlag GmbH & Co. KG; 2018.
- [14] Wang F, Chai Z, Deng Z, Gao J, Wang H, Chen J. Effect of heat-pressing temperature and holding time on the microstructure and flexural strength of lithium disilicate glass-ceramics. *PLoS One.* 2015;10:e0126896.
- [15] Rinke S. Vollkeramik - Ein Praxiskonzept: Quintessenz Verlag; 2011.
- [16] Höland W, Apel E, van 't Hoen C, Rheinberger V. Studies of crystal phase formations in high-strength lithium disilicate glass-ceramics. *Journal of Non-Crystalline Solids.* 2006;352:4041-50.
- [17] Höland W, Rheinberger V, Apel E, van't Hoen C. Principles and phenomena of bioengineering with glass-ceramics for dental restoration. *Journal of the European Ceramic Society.* 2007;27:1521-6.
- [18] Bühler-Zemp P, Völkel T, Fischer K. Wissenschaftliche Dokumentation IPS Empress CAD®, Ivoclar Vivadent AG. 2011.
- [19] Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U. Werkstoffkunde in der Zahnmedizin - Moderne Materialien und Technologien: Georg Thieme Verlag KG; 2018.

- [20] Rosentritt M, Preis V. *Moderne Werkstoffe in der Prothetik*. wissen kompakt: Springer Medizin; 2/2018.
- [21] Strub J, Kern M, Türp J, Witowski S, Heydecke G, Wolfart S. *Curriculum Prothetik, Band II: Quintessenz Verlag*; 4. Auflage 2011.
- [22] Apel E, Deubener J, Bernard A, Holand M, Muller R, Kappert H, et al. Phenomena and mechanisms of crack propagation in glass-ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2008;1:313-25.
- [23] El-Meliegy E. *Preparation and characterisation of low fusion leucite dental porcelain*: Taylor & Francis; 2003.
- [24] Hallmann L, Ulmer P, Kern M. Effect of microstructure on the mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;82:355-70.
- [25] Holand W, Schweiger M, Frank M, Rheinberger V. A comparison of the microstructure and properties of the IPS Empress 2 and the IPS Empress glass-ceramics. *J Biomed Mater Res*. 2000;53:297-303.
- [26] Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent*. 2003;89:374-80.
- [27] Tysowsky GW. The science behind lithium disilicate: a metal-free alternative. *Dent Today*. 2009;28:112-3.
- [28] Guess PC, Schultheis S, Wolkewitz M, Zhang Y, Strub JR. Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *J Prosthet Dent*. 2013;110:264-73.
- [29] Fabianelli A, Goracci C, Bertelli E, Davidson CL, Ferrari M. A clinical trial of Empress II porcelain inlays luted to vital teeth with a dual-curing adhesive system and a self-curing resin cement. *J Adhes Dent*. 2006;8:427-31.
- [30] Al-Akhali M, Chaar MS, Elsayed A, Samran A, Kern M. Fracture resistance of ceramic and polymer-based occlusal veneer restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017;74:245-50.
- [31] Hallmann L, Ulmer P, Gerngross MD, Jetter J, Mintrone M, Lehmann F, et al. Properties of hot-pressed lithium silicate glass-ceramics. *Dent Mater*. 2019;35:713-29.
- [32] Della Bona A, Pecho OE, Ghinea R, Cardona JC, Perez MM. Colour parameters and shade correspondence of CAD-CAM ceramic systems. *J Dent*. 2015;43:726-34.
- [33] Chen YM, Smales RJ, Yip KH, Sung WJ. Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials. *Dent Mater*. 2008;24:1506-11.
- [34] Wang F, Yu T, Chen J. Biaxial flexural strength and translucent characteristics of dental lithium disilicate glass ceramics with different translucencies. *J Prosthodont Res*. 2019.
- [35] Zhang F, Reveron H, Spies BC, Van Meerbeek B, Chevalier J. Trade-off between fracture resistance and translucency of zirconia and lithium-disilicate glass ceramics for monolithic restorations. *Acta Biomater*. 2019;91:24-34.
- [36] Garling A, Sasse M, Becker MEE, Kern M. Fifteen-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *J Dent*. 2019.
- [37] Teichmann M, Gockler F, Weber V, Yildirim M, Wolfart S, Edelhoff D. Ten-year survival and complication rates of lithium-disilicate (Empress 2) tooth-

supported crowns, implant-supported crowns, and fixed dental prostheses. *J Dent.* 2017;56:65-77.

[38] Guess PC, Strub JR, Steinhart N, Wolkewitz M, Stappert CF. All-ceramic partial coverage restorations--midterm results of a 5-year prospective clinical splitmouth study. *J Dent.* 2009;37:627-37.

[39] Fradeani M, Aquilano A, Bassein L. Longitudinal study of pressed glass-ceramic inlays for four and a half years. *J Prosthet Dent.* 1997;78:346-53.

[40] Kramer N, Frankenberger R. Clinical performance of bonded leucite-reinforced glass ceramic inlays and onlays after eight years. *Dent Mater.* 2005;21:262-71.

[41] Stoll R, Cappel I, Jablonski-Momeni A, Pieper K, Stachniss V. Survival of inlays and partial crowns made of IPS empress after a 10-year observation period and in relation to various treatment parameters. *Oper Dent.* 2007;32:556-63.

[42] Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. *Clin Oral Investig.* 2013;17:275-84.

[43] Marquardt P, Strub JR. Survival rates of IPS empress 2 all-ceramic crowns and fixed partial dentures: results of a 5-year prospective clinical study. *Quintessence Int.* 2006;37:253-9.

[44] Felden A, Schmalz G, Hiller KA. Retrospective clinical study and survival analysis on partial ceramic crowns: results up to 7 years. *Clin Oral Investig.* 2000;4:199-205.

[45] Mobilio N, Fasiol A, Catapano S. Survival Rates of Lithium Disilicate Single Restorations: A Retrospective Study. *Int J Prosthodont.* 2018;31:283-6.

[46] Edelhoff D, Guth JF, Erdelt K, Brix O, Liebermann A. Clinical performance of occlusal onlays made of lithium disilicate ceramic in patients with severe tooth wear up to 11 years. *Dent Mater.* 2019;35:1319-30.

[47] Aslan YU, Uludamar A, Ozkan Y. Clinical performance of pressable glass-ceramic veneers after 5, 10, 15, and 20 years: A retrospective case series study. *J Esthet Restor Dent.* 2019;31:415-22.

[48] Saavedra G, Rodrigues FP, Bottino MA. Zirconia-Reinforced Lithium Silicate Ceramic - A 2-Year Follow-up of a Clinical Experience with Anterior Crowns. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2017;25:57-63.

[49] Radz GM. Minimum thickness anterior porcelain restorations. *Dent Clin North Am.* 2011;55:353-70, ix.

[50] da Cunha LF, Pedroche LO, Gonzaga CC, Furuse AY. Esthetic, occlusal, and periodontal rehabilitation of anterior teeth with minimum thickness porcelain laminate veneers. *J Prosthet Dent.* 2014;112:1315-8.

[51] Aykor A, Ozel E. Five-year clinical evaluation of 300 teeth restored with porcelain laminate veneers using total-etch and a modified self-etch adhesive system. *Oper Dent.* 2009;34:516-23.

[52] Rinke S, Pabel AK, Schulz X, Rodiger M, Schmalz G, Ziebolz D. Retrospective evaluation of extended heat-pressed ceramic veneers after a mean observational period of 7 years. *J Esthet Restor Dent.* 2018;30:329-37.

[53] Heck K, Paterno H, Lederer A, Litzenburger F, Hickel R, Kunzelmann KH. Fatigue resistance of ultrathin CAD/CAM ceramic and nanoceramic composite occlusal veneers. *Dent Mater.* 2019;35:1370-7.

- [54] Belli R, Wendler M, de Ligny D, Cicconi MR, Petschelt A, Peterlik H, et al. Chairside CAD/CAM materials. Part 1: Measurement of elastic constants and microstructural characterization. *Dent Mater.* 2017;33:84-98.
- [55] Bühler-Zemp P, Völkel T, Fischer K. Wissenschaftliche Dokumentation IPS e.max® Press - Ivoclar Vivadent AG. 2011.
- [56] AG IS. Straumann® n!ce® - Für ein schöneres Lächeln. 2018.
- [57] Dinse L, Liebermann A, Eichberger M, Stawarczyk B. Verstärkte Glaskeramik - Stand der aktuellen Wissenschaft und Technik. *Quintessenz Zahntechnik.* 2019.
- [58] Sorensen J, Cruz M, Mito W, Raffener O, Meredith H, Foser H. A clinical investigation on three-unit fixed partial dentures fabricated with a lithium disilicate glass-ceramic. *Practical periodontics and aesthetic dentistry: PPAD.* 1999;11:95-106; quiz 8.
- [59] Kheradmandan S, Koutayas SO, Bernhard M, Strub JR. Fracture strength of four different types of anterior 3-unit bridges after thermo-mechanical fatigue in the dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil.* 2001;28:361-9.
- [60] Drummond JL, King TJ, Bapna MS, Koperski RD. Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dent Mater.* 2000;16:226-33.
- [61] Ritter RG. Multifunctional uses of a novel ceramic-lithium disilicate. *J Esthet Restor Dent.* 2010;22:332-41.
- [62] Eichberger M, Keul C, Stawarczyk B. conceptPress - die alternative Lithium Disilikat Keramik. *Dental Dialogue.* 2014.
- [63] Initial LiSi Press - Technische Arbeitsanleitung. 02.2019.
- [64] Amber® Press - Produktbroschüre
- [65] ISO 23146: Fine ceramics (advanced ceramics, advanced technical ceramics) — Test methods for fracture toughness of monolithic ceramics — Single-edge V-notch beam (SEVNB) method.
- [66] ISO 18756: Fine ceramics (advanced ceramics, advanced technical ceramics) — Determination of fracture toughness of monolithic ceramics at room temperature by the surface crack in flexure (SCF) method.
- [67] ISO 24370: Fine ceramics (advanced ceramics, advanced technical ceramics) — Test method for fracture toughness of monolithic ceramics at room temperature by chevron-notched beam (CNB) method.
- [68] ISO 15732: Fine ceramics (advanced ceramics, advanced technical ceramics) — Test method for fracture toughness of monolithic ceramics at room temperature by single edge precracked beam (SEPB) method.
- [69] Seghi RR, Daher T, Caputo A. Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dent Mater.* 1990;6:181-4.
- [70] Mackert JR, Jr., Williams AL. Microcracks in dental porcelain and their behavior during multiple firing. *J Dent Res.* 1996;75:1484-90.
- [71] Thompson JY, Anusavice KJ, Naman A, Morris HF. Fracture surface characterization of clinically failed all-ceramic crowns. *J Dent Res.* 1994;73:1824-32.
- [72] Denry I. How and when does fabrication damage adversely affect the clinical performance of ceramic restorations? *Dent Mater.* 2013;29:85-96.
- [73] EVANS AG. Structural Reliability:A Processing-Dependent Phenomenon. *Journal of the American Ceramic Society.* 1982;65:127-37.
- [74] Quinn GD, Hoffman K, Quinn JB. Strength and fracture origins of a feldspathic porcelain. *Dent Mater.* 2012;28:502-11.

- [75] Quinn JB, Quinn GD. A practical and systematic review of Weibull statistics for reporting strengths of dental materials. *Dent Mater.* 2010;26:135-47.
- [76] Weibull W. A statistical distribution function of wide applicability.
- [77] Butikofer L, Stawarczyk B, Roos M. Two regression methods for estimation of a two-parameter Weibull distribution for reliability of dental materials. *Dent Mater.* 2015;31:e33-50.
- [78] Pagliosa DC. Werkstoffpraktikum WS-SS 2003/2004, Versuch 5: Mechanisches Verhalten von Keramik. In: Department of Materials EtHZ, editor.
- [79] Guess PC, Selz CF, Steinhart YN, Stampf S, Strub JR. Prospective clinical split-mouth study of pressed and CAD/CAM all-ceramic partial-coverage restorations: 7-year results. *Int J Prosthodont.* 2013;26:21-5.
- [80] Felden A, Schmalz G, Federlin M, Hiller KA. Retrospective clinical investigation and survival analysis on ceramic inlays and partial ceramic crowns: results up to 7 years. *Clin Oral Investig.* 1998;2:161-7.
- [81] Ariaans K, Heussen N, Schiffer H, Wienert AL, Plumakers B, Rink L, et al. Use of molecular indicators of inflammation to assess the biocompatibility of all-ceramic restorations. *J Clin Periodontol.* 2016;43:173-9.
- [82] Seibicke K, Schiffer H, Plümäkers B, Rink L, Wolfart S. Biocompatibility of All-Ceramic-Restorations on the basis of inflammatory parameters. IADR/AADR/CADR 91st General Session. Seattle2013.
- [83] Tete S, Zizzari VL, Borelli B, De Colli M, Zara S, Sorrentino R, et al. Proliferation and adhesion capability of human gingival fibroblasts onto zirconia, lithium disilicate and feldspathic veneering ceramic in vitro. *Dent Mater J.* 2014;33:7-15.
- [84] Forster A, Ungvari K, Gyorgyey A, Kukovecz A, Turzo K, Nagy K. Human epithelial tissue culture study on restorative materials. *J Dent.* 2014;42:7-14.
- [85] Dong JK, Luthy H, Wohlwend A, Scharer P. Heat-pressed ceramics: technology and strength. *Int J Prosthodont.* 1992;5:9-16.
- [86] Fabian Fonzar R, Carrabba M, Sedda M, Ferrari M, Goracci C, Vichi A. Flexural resistance of heat-pressed and CAD-CAM lithium disilicate with different translucencies. *Dent Mater.* 2017;33:63-70.
- [87] Oz FD, Bolay S. Comparative Evaluation of Marginal Adaptation and Fracture Strength of Different Ceramic Inlays Produced by CEREC Omnicam and Heat-Pressed Technique. *Int J Dent.* 2018;2018:5152703.
- [88] F&E Ivoclar Vivadent S. IPS e.max® Scientific Report Vol. 03 - 2001-2017
- [89] Fischer J, Stawarczyk B, Hammerle CH. Flexural strength of veneering ceramics for zirconia. *J Dent.* 2008;36:316-21.
- [90] Ban S, Anusavice KJ. Influence of test method on failure stress of brittle dental materials. *J Dent Res.* 1990;69:1791-9.
- [91] Rodrigues SA, Jr., Ferracane JL, Della Bona A. Flexural strength and Weibull analysis of a microhybrid and a nanofill composite evaluated by 3- and 4-point bending tests. *Dent Mater.* 2008;24:426-31.
- [92] Nassary Zadeh P, Lumkemann N, Sener B, Eichberger M, Stawarczyk B. Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *J Prosthet Dent.* 2018;120:948-54.
- [93] Tang X, Tang C, Su H, Luo H, Nakamura T, Yatani H. The effects of repeated heat-pressing on the mechanical properties and microstructure of IPS e.max Press. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;40:390-6.

- [94] Xiaoping L, Dongfeng R, Silikas N. Effect of etching time and resin bond on the flexural strength of IPS e.max Press glass ceramic. *Dent Mater.* 2014;30:e330-6.
- [95] Xu Y, Han J, Lin H, An L. Comparative study of flexural strength test methods on CAD/CAM Y-TZP dental ceramics. *Regen Biomater.* 2015;2:239-44.
- [96] Abu-Hassan MI, Abu-Hammad OA, Harrison A. Strains and tensile stress distribution in loaded disc-shaped ceramic specimens. An FEA study. *J Oral Rehabil.* 1998;25:490-5.
- [97] SHETTY DK, ROSENFELD AR, DUCKWORTH WH, HELD PR. A Biaxial-Flexure Test for Evaluating Ceramic Strengths. *Journal of the American Ceramic Society.* 1983;66:36-42.
- [98] Uwalaka CO, Karpukhina N, Cao X, Bissasu S, Wilson RM, Cattell MJ. Effect of sandblasting, etching and resin bonding on the flexural strength/bonding of novel glass-ceramics. *Dent Mater.* 2018;34:1566-77.
- [99] Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. *J Dent.* 2004;32:91-9.
- [100] Miura D, Miyasaka T, Aoki H, Aoyagi Y, Ishida Y. Correlations among bending test methods for dental hard resins. *Dent Mater J.* 2017;36:491-6.
- [101] Chitchumnong P, Brooks SC, Stafford GD. Comparison of three- and four-point flexural strength testing of denture-base polymers. *Dent Mater.* 1989;5:2-5.
- [102] Yilmaz H, Aydin C, Gul BE. Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics. *J Prosthet Dent.* 2007;98:120-8.
- [103] Huang CW, Hsueh CH. Piston-on-three-ball versus piston-on-ring in evaluating the biaxial strength of dental ceramics. *Dent Mater.* 2011;27:e117-23.
- [104] Pagniano RP, Seghi RR, Rosenstiel SF, Wang R, Katsube N. The effect of a layer of resin luting agent on the biaxial flexure strength of two all-ceramic systems. *J Prosthet Dent.* 2005;93:459-66.
- [105] Kelly JR, Campbell SD, Bowen HK. Fracture-surface analysis of dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 1989;62:536-41.
- [106] Kirchner HP, Gruver RM, Sotter WA. Characteristics of flaws at fracture origins and fracture stress-flaw size relations in various ceramics. *Materials Science and Engineering.* 1976;22:147-56.
- [107] Rice RW. Pores as fracture origins in ceramics. *Journal of Materials Science.* 1984;19:895-914.
- [108] Bona AD, Anusavice KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater.* 2003;19:662-9.
- [109] Mecholsky JJ, Jr. Fracture mechanics principles. *Dent Mater.* 1995;11:111-2.
- [110] Marshall DB, Evans AG, Yakub BTK, Tien JW, Kino GS. The Nature of Machining Damage in Brittle Materials. *Proceedings of the Royal Society of London Series A, Mathematical and Physical Sciences.* 1983;385:461-75.
- [111] Ritter JE. Predicting lifetimes of materials and material structures. *Dental Materials.* 1995;11:142-6.
- [112] Chen SE, Park AC, Wang J, Knoernschild KL, Campbell S, Yang B. Fracture Resistance of Various Thickness e.max CAD Lithium Disilicate

- Crowns Cemented on Different Supporting Substrates: An In Vitro Study. *J Prosthodont.* 2019.
- [113] Fraga S, Amaral M, Bottino MA, Valandro LF, Kleverlaan CJ, May LG. Impact of machining on the flexural fatigue strength of glass and polycrystalline CAD/CAM ceramics. *Dent Mater.* 2017;33:1286-97.
- [114] Gorman CM, Horgan K, Dollard RP, Stanton KT. Effects of repeated processing on the strength and microstructure of a heat-pressed dental ceramic. *J Prosthet Dent.* 2014;112:1370-6.
- [115] Lohbauer U, Petschelt A, Greil P. Lifetime prediction of CAD/CAM dental ceramics. *J Biomed Mater Res.* 2002;63:780-5.
- [116] Denry IL, Holloway JA. Effect of post-processing heat treatment on the fracture strength of a heat-pressed dental ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004;68:174-9.
- [117] Ritter JE. Critique of test methods for lifetime predictions. *Dent Mater.* 1995;11:147-51.
- [118] Robin C, Scherrer SS, Wiskott HW, de Rijk WG, Belser UC. Weibull parameters of composite resin bond strengths to porcelain and noble alloy using the Rocotec system. *Dent Mater.* 2002;18:389-95.
- [119] McCabe JF, Carrick TE. A statistical approach to the mechanical testing of dental materials. *Dent Mater.* 1986;2:139-42.
- [120] Lim CH, Jang YS, Lee MH, Bae TS. Evaluation of fracture strength for single crowns made of the different types of lithium disilicate glass-ceramics. *Odontology.* 2019.
- [121] Diniz V, Monteiro JB, Rodrigues JVM, Prado P, Melo RM. Impact of Acid Concentration and Firing on the Long-term Bond Strength of a Zirconia-Lithium Silicate Ceramic Following Adhesive Cementation. *J Adhes Dent.* 2019;21:355-63.
- [122] Alves LMM, Contreras LPC, Campos TMB, Bottino MA, Valandro LF, Melo RM. In vitro wear of a zirconium-reinforced lithium silicate ceramic against different restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;100:103403.
- [123] Ataol AS, Ergun G. Effects of surface treatments on repair bond strength of a new CAD/CAM ZLS glass ceramic and two different types of CAD/CAM ceramics. *J Oral Sci.* 2018;60:201-11.
- [124] Monteiro JB, Riquieri H, Prochnow C, Guilardi LF, Pereira GKR, Borges ALS, et al. Fatigue failure load of two resin-bonded zirconia-reinforced lithium silicate glass-ceramics: Effect of ceramic thickness. *Dent Mater.* 2018;34:891-900.
- [125] Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater.* 2016;32:908-14.
- [126] Sen N, Us YO. Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials. *J Prosthet Dent.* 2018;119:593-9.
- [127] Furtado de Mendonca A, Shahmoradi M, Gouvea CVD, De Souza GM, Ellakwa A. Microstructural and Mechanical Characterization of CAD/CAM Materials for Monolithic Dental Restorations. *J Prosthodont.* 2019;28:e587-e94.
- [128] Kelch M, Schulz J, Edelhoff D, Sener B, Stawarczyk B. Impact of different pretreatments and aging procedures on the flexural strength and phase structure of zirconia ceramics. *Dent Mater.* 2019;35:1439-49.
- [129] Hamza TA, Sherif RM. Fracture Resistance of Monolithic Glass-Ceramics Versus Bilayered Zirconia-Based Restorations. *J Prosthodont.* 2019;28:e259-e64.

- [130] Sieper K, Wille S, Kern M. Fracture strength of lithium disilicate crowns compared to polymer-infiltrated ceramic-network and zirconia reinforced lithium silicate crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017;74:342-8.
- [131] Dal Piva AMO, Tribst JPM, Borges ALS, Souza R, Bottino MA. CAD-FEA modeling and analysis of different full crown monolithic restorations. *Dent Mater*. 2018;34:1342-50.
- [132] Prochnow C, Venturini AB, Grasel R, Bottino MC, Valandro LF. Effect of etching with distinct hydrofluoric acid concentrations on the flexural strength of a lithium disilicate-based glass ceramic. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2017;105:885-91.
- [133] Menees TS, Lawson NC, Beck PR, Burgess JO. Influence of particle abrasion or hydrofluoric acid etching on lithium disilicate flexural strength. *J Prosthet Dent*. 2014;112:1164-70.

8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	Zusammensetzung von Lithiumdisilikatkeramiken am Beispiel von IPS e.max Press [55].....	10
Tabelle 2	Biegefestigkeitswerte der Keramik IPS e.max Press in Abhängigkeit von der verwendeten Messmethode.....	22
Tabelle 3	Verwendetes Material für die Prüfkörperherstellung.	28
Tabelle 4	Verwendete Pressparameter zur Prüfkörperherstellung.....	30
Tabelle 5	Brennparameter für den PowerFire Brand der Celtra Press Keramik.....	34
Tabelle 6	Ergebnisse des 3-Punkt-, 4-Punkt und biaxialen Biegeversuchs mit Mittelwert, Standardabweichung sowie 95% Konfidenzintervall.	40
Tabelle 7	Ergebnisse der Weibull-Statistik mit Weibullmodul und charakteristischer Festigkeit mitsamt 95% Konfidenzintervall. ...	46
Tabelle 8	Effektstärkemaß partielles Eta-Quadrat (η^2) und p-Wert der untersuchten Gruppen und Gruppenkombinationen.....	48

9 Abbildungsverzeichnis

- Abbildung 1 Grafische Darstellung des Pressvorgangs unter Vakuum für verstärkte Glaskeramiken [14].
- Abbildung 2 Graphische Darstellung der Keimbildung und des Kristallwachstums bei verstärkten Glaskeramiken [7].
- Abbildung 3 Vergleich der Rissausbreitung bei Glas und Keramik [8].
- Abbildung 4 Schematische Darstellung der unterschiedlichen verstärkten Presskeramiken.
- Abbildung 5 Übersicht unterschiedlicher Lithium-X-Silikatkeramiken auf dem Markt. Eingeteilt nach Herstellungsverfahren und Zusammensetzung. LS₂-Keramik = Lithiumdisilikatkeramik, ZLS-Keramik = zirkonoxidverstärkte Lithiumsilikatkeramik, LAS-Keramik = Lithiumalumosilikatkeramik [57].
- Abbildung 6 Schematische Zeichnung der Prüfkörper für die Messung der Biegefestigkeit nach DIN EN ISO 6872:2015. Oben: Prüfkörpergeometrie für den 3-Punkt- und 4-Punkt-Biegeversuch. Unten: Prüfkörpergeometrie für den biaxialen Biegeversuch.
- Abbildung 7 Schematische Darstellung des 3-Punkt-Biegeversuches nach DIN EN ISO 6872:2015.....
- Abbildung 8 Schematische Darstellung des 4-Punkt-Biegeversuches nach DIN EN ISO 6872:2015.....
- Abbildung 9 Schematische Darstellung des biaxialen Biegeversuches nach DIN EN ISO 6872:2015.....
- Abbildung 10 Schematische Darstellung der Belastungsareale (orange) beim 4-Punkt-Biegeversuch (links) und 3-Punkt-Biegeversuch (rechts).....
- Abbildung 11 Schematische Darstellung des Studiendesigns.
- Abbildung 12 Eingespannte Wachsrunde in der Ceramill Motion 2.
- Abbildung 13 Gefräste Prüfkörper aus Wachs für den biaxialen Biegeversuch.

- Abbildung 14 Prüfkörper aus Wachs vor dem Einbetten. Links Stäbchen für den 3-Punkt- und 4-Punkt-Biegeversuch. Rechts Scheibchen für den biaxialen Biegeversuch.
- Abbildung 15 Verwendeter Pressofen bei der Prüfkörperherstellung - Dekema Austromat 654 press-i-dent.....
- Abbildung 16 Prüfkörper nach Entfernung der Reaktionsschicht.
- Abbildung 17 Stahlvorrichtungen zur Politur der stäbchenförmigen Prüfkörper.
- Abbildung 18 Mit Wachs auf einer Trägerplatte befestigte biaxiale Prüfkörper vor der Politur.....
- Abbildung 19 Prüfkörper nach der Hochglanzpolitur.
- Abbildung 20 Prüfvorrichtungen für die Messung der Biegefestigkeit mit eingespannten Prüfkörpern. Von links nach rechts: 3-Punkt-, 4-Punkt- und biaxialer Biegeversuch.....
- Abbildung 21 Graphische Darstellung der Biegefestigkeiten bei den unterschiedlichen Messmethoden sowie Materialien.
- Abbildung 22 Graphische Darstellung der Biegefestigkeiten im 3-Punkt-Biegeversuch.
- Abbildung 23 Graphische Darstellung der Biegefestigkeiten im 4-Punkt-Biegeversuch.
- Abbildung 24 Graphische Darstellung der Biegefestigkeiten im biaxialen Biegeversuch.
- Abbildung 25 Graphische Darstellung der Biegefestigkeiten bei den unterschiedlichen Messmethoden unabhängig vom Material.....
- Abbildung 26 Graphische Darstellung der Biegefestigkeiten der untersuchten Materialien unabhängig von der verwendeten Messmethode.

10 Danksagung

Zunächst möchte ich mich bei Prof. Dr. Bogna Stawarczyk und PD Dr. Anja Liebermann für die Ermöglichung und Realisierung des Themas dieser Dissertation bedanken. Besonders möchte ich mich für die tatkräftige Unterstützung, allzeit freundliche und engagierte Betreuung, die Hilfe bei der statistischen Auswertung sowie das offene Ohr bei jeglichen Fragen bedanken. Für die Hilfe bei der Durchführung der praktischen Versuche im Labor, sowie die Einweisung in die verwendeten Geräte, möchte ich mich bei ZT Marlis Eichberger bedanken, die mir stets engagiert zur Seite stand.

Vielen Dank an Cendres+Métaux für die zur Verfügung gestellten Materialien, ohne die meine Dissertation nicht möglich gewesen wäre.

Ich bedanke mich außerdem beim ganzen Werkstoffkundeteam der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik an der LMU München für die entgegenkommende Hilfe, die gemeinsam verbrachten Mittagspausen und die kollegiale Zusammenarbeit.

Mein herzlicher Dank gilt meinem lieben Freund Matthias, für seine seelische Unterstützung, seine aufmunternden Worte und wertvollen Hinweise während dieser Dissertation.

Zu allerletzt möchte ich mich von ganzem Herzen bei meinen Eltern und meiner Schwester bedanken, die mich mit größter Hingabe unterstützen und zu jeder Zeit hinter mir stehen. Danke, dass Ihr immer für mich da seid!

Eidesstattliche Versicherung

Jakic, Jovana

Ich erkläre hiermit an Eides statt,
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Einfluss der Messmethode auf die Biegefestigkeit von verstärkten Presskeramiken

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

München, 30.11.2020

Ort, Datum

Jovana Jakic

Unterschrift