

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

Mechanische Eigenschaften von pressbaren Glaskeramiken

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

vorgelegt von

Lina Dinse

aus Leipzig

2021

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: PD Dr. rer. biol. hum. Dipl. Ing (FH) Bogna Stawarczyk, M.Sc.

PD Dr. med. dent. Anja Liebermann, M.Sc.

Mitberichterstatter: PD Dr. med. dent. Miriam Draenert

Prof. Dr. med. Andreas Fottner

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

Tag der mündlichen Prüfung: 21.06.2021

Hinweis 1:

Die im Nachfolgendem genannten Warenbezeichnungen, Handelsnamen und Gebrauchsbezeichnungen sind patent- und urheberrechtlich geschützt. Zugunsten der Lesbarkeit wurde auf eine gesonderte Kennzeichnung (®) dieses Schutzes verzichtet, daraus darf nicht gefolgert werden, dass es sich um freie Warennamen handelt.

Hinweis 2:

Teile der vorliegenden Arbeit wurden bereits publiziert:

1. Dinse L, Liebermann A, Eichberger M, Stawarczyk B. Verstärkte Glaskeramik – Stand der aktuellen Wissenschaft und Technik, Quintessenz Zahntech 2018;45:360-370.
2. Stawarczyk B, Dinse L, Eichberger M, Jungbauer R, Liebermann A. Flexural strength, fracture toughness, three-body wear, of pressable lithium-X-silicate ceramics. Accepted in Dental Materials 2020 [Epub] (Impact factor 4,440).

Hinweis 3:

Aus Gründen der Lesbarkeit wurde die männliche Sprachform verwendet, was keine Benachteiligung des weiblichen Geschlechts impliziert.

In tiefer Dankbarkeit
meinen geliebten Kindern,
Ehemann und Eltern gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht.....	3
2.1	Verstärkte Glaskeramiken in der Zahnmedizin	3
2.1.1	Allgemeines zu Dentalkeramiken	3
2.1.2	Einteilung und Zusammensetzung der verstärkten Glaskeramiken	5
2.2	Mechanische Eigenschaften von verstärkten Glaskeramiken	8
2.2.1	Mechanische Eigenschaften: Biegefestigkeit und Weibullverteilung.....	8
2.2.2	Mechanische Eigenschaften: Bruchzähigkeit	11
2.2.3	Mechanische Eigenschaften: Abrasionsbeständigkeit	17
2.2.4	Mechanische Eigenschaften: Härte	21
3	Ziel der Arbeit	29
4	Material und Methoden.....	30
4.1	Untersuchte Dentalkeramiken	30
4.2	Studiendesign.....	31
4.3	Herstellung der Prüfkörper	32
4.3.1	Prüfkörperherstellung zur Untersuchung der Vier-Punkt-Biegefestigkeit und SEVNB-Bruchzähigkeit.....	34
4.3.2	Prüfkörperherstellung zur Untersuchung der Abrasionsbeständigkeit.....	38
4.3.3	Prüfkörperherstellung zur Untersuchung der Martensparameter	40
4.4	Durchführung der Untersuchungen.....	41
4.4.1	Untersuchung der Vier-Punkt-Biegefestigkeit.....	41
4.4.2	Untersuchung der SEVNB-Bruchzähigkeit.....	42

4.4.3	Untersuchung der Drei-Körper-Abrasionsbeständigkeit.....	44
4.4.4	Untersuchung der Martensparameter	49
4.5	Statistische Methoden	51
5	Ergebnisse	52
5.1	Ergebnisse der Vier-Punkt-Biegefestigkeit und des Weibullmoduls.....	52
5.2	Ergebnisse der SEVNB-Bruchzähigkeit	54
5.3	Ergebnisse der Abrasionsbeständigkeit.....	55
5.4	Ergebnisse der Martensparameter.....	59
5.5	Zusammenfassung und Korrelationen der Ergebnisse	61
6	Diskussion	64
7	Ausblick	75
8	Schlussfolgerungen.....	77
9	Zusammenfassung	78
10	Literaturverzeichnis	2
	Danksagung.....	1
	Eidesstattliche Versicherung.....	3

Abkürzungsverzeichnis

AB	Abrasionsbeständigkeit
Amber	Amber Press
BF	Biegefestigkeit
BZ	Bruchzähigkeit
CAD	Computer Aided Design
CAM	Computer Aided Manufacturing
Celtra	Celtra Press
CNB	Chevron Notched Beam
CT	Compact Tension
E_{IT}	elastischer Eindringmodul
e.max	IPS e.max Press
EBM	Einbettmasse
HM	Martenshärte
KI	Konfidenzintervall
LS	Least-Square-Regression
LS ₂	Lithiumdisilikat
LAS	Lithiumaluminosilikat
LiSi	Initial LiSi Press
Livento	Livento Press
m	Weibullmodul
max	Maximum
min	Minimum
ML	Maximum-likelihood-Methode
MW	Mittelwert

MP	Martensparameter
SCF	Surface Crack in Flexure
SD	Standardabweichung
SEPB	Single Edge Precracked Beam
SEVNB	Single Edge V-Notch Beam
ZLS	zirkonoxidverstärktes Lithumsilikat
ZrO ₂	Zirkonoxid

1 Einleitung

Vor mehr als 15 Jahren wurde die erste Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max Press in den klinischen Alltag eingeführt [1, 2]. Über die Hälfte der im Jahr 2016 befragten Zahnärzte (55%) nutzen dieses Material für Frontzahnrestaurationen und rund jeder Fünfte für Einzelzahnrestaurationen im Molarenbereich [2]. Ebenso wird aus der fünften deutschen Mundgesundheitsstudie aus dem Jahr 2016 (DMS V) deutlich, dass jüngere Senioren (65 - 74 Jahre) mit rund 17 Zähnen nun ca. sechs Zähne mehr als noch im Jahr 1997 besitzen (Vergleich DMS V und DMS III) [3, 4]. Folglich steigt die Zahl der Patienten, die sich für festsitzenden Zahnersatz entscheiden können. Keramik als bioverträgliche und zahnfarbene Option erfreut sich großer Beliebtheit [5, 6]. Wirft man einen Blick auf die Internationalen Dentalschauen (IDS) der letzten Jahre, so wurden stetig neue verstärkte Glaskeramiken vorgestellt, was zum einen durch Anwendungsbreite, aber auch durch das Auslaufen der Patente von IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) zu erklären ist. Erst 2018 kam die Lithiumdisilikatkeramik Amber Mill (Hass Corporation) als CAD/CAM Alternative zur Presskeramik Amber Press (Hass Corporation) auf den Markt. Im gleichen Jahr bekam Livento Press (Cendres+Métaux) die Verkaufszulassung in Europa. Im Jahr 2017 stellte GC die Keramik Initial LiSi Press (GC) vor. Auch Concept Press (Ceramay) erweiterte die Produktauswahl der Lithiumdisilikatkeramiken. N!ce (Straumann) als Lithiumaluminosilikatkeramik wurde 2017 vorgestellt. Zwei Jahre zuvor wurde Vintage LD Press (Shofu) auf der IDS in Köln präsentiert. 2016 kam die erste zirkonoxidverstärkte Presskeramik Celtra Press (Dentsply) auf den Markt, nachdem man seit 2013 schon die CAD/CAM Varianten Celtra Duo (Dentsply) und VITA Suprinity (VITA Zahnfabrik) kannte. Aufgrund der deutlich vergrößerten Produktpalette ist es für den klinischen Alltag entscheidend, optische und mechanische Eigenschaften dieser Materialien zu kennen.

Einleitung

Herstellerangaben zu Biegefestigkeiten und einigen anderen Eigenschaften, wie z. B. Bruchzähigkeiten oder Säurelöslichkeiten, existieren zwar, allerdings sind Studien zu den neuen Produkten derzeit sehr rar.

In dieser Arbeit soll eine Auswahl an pressbaren Lithium-X-Silikatkeramiken auf die mechanische Eigenschaften Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit und Abrasionsbeständigkeit sowie auf die Martensparameter untersucht werden. Diese Daten sind entscheidend, um Vorhersagen zum klinischen Langzeiterfolg treffen zu können.

2 Literaturübersicht

2.1 Verstärkte Glaskeramiken in der Zahnmedizin

2.1.1 Allgemeines zu Dentalkeramiken

Dentale Keramiken werden in zwei große Gruppen unterteilt: in die Glaskeramiken und in die Oxidkeramiken [5, 7, 8]. Klassische Oxidkeramiken, wie z. B. Zirkonoxid, der ersten und zweiten Generation besitzen hohe Festigkeitswerte, haben keine bzw. kaum Glasphase, sind daher eher opak und eignen sich insbesondere als Gerüstwerkstoff oder im Molarengbiet [9, 10]. Weiterentwicklungen bei den Oxidkeramiken führten zu transluzenten und damit ästhetischen Alternativen [10]. Das ZrO_2 der dritten Generation hat verglichen mit der ersten Generation höhere Anteile an Yttriumoxid und liegt in kubisch-tetragonaler Phase vor. Das Licht wird durch die kubischen Kristalle gleichmäßiger in alle Richtungen geleitet und streut weniger an den Korngrenzen. Daher ist diese Werkstoffgruppe transluzenter [10]. Die Transluzenz wird häufig als Parameter gewählt, um die Ästhetik zu bestimmen [11–14]. In einer Untersuchung wurden sechs verschiedene ZrO_2 der dritten Generation mit der Glaskeramik IPS e.max Press verglichen [15]. Die Werte von ZrO_2 lagen signifikant unter den Transluzenzwerten der Glaskeramik [15]. Für ästhetisch anspruchsvollere Arbeiten sind Glaskeramiken daher besser geeignet [16, 17]. Typische Indikationen dieser Gruppe sind Einzelzahnrestorationen, wie beispielsweise Veneers, Inlays, Onlays, Teilkronen und Vollkronen auf Zähnen oder Implantaten, aber auch dreigliedrige Brücken bis zum zweiten Prämolaren sind von den meisten Herstellern zugelassen [18–21]. Nicht nur monolithische Arbeiten werden aus Glaskeramiken gefertigt, ebenso dienen sie als Verblendmaterial, worauf im Rahmen dieser Dissertation allerdings kein Bezug genommen wird. Sowohl die CAD/CAM-Technik als auch das Pressverfahren eignen sich zur Herstellung von glaskeramischen Restaurationen. Bei der

Literaturübersicht

CAD/CAM-Technik wird der Zahnersatz computergestützt auf einem virtuellen Modell designt. Die erstellte Form wird anschließend aus einem Block herausgeschliffen. Der große Vorteil dieser Technologie ist, dass Arbeiten chairside, also direkt am gleichen Tag, gefertigt werden können. Dennoch besteht auch die Möglichkeit, den klassischen Weg über das Zahnlabor zu gehen. Nach dem Formschliff werden die Werkstücke weiterverarbeitet. Die verschiedenen Varianten der Verarbeitung nach Formschliff sind Abbildung 1 zu entnehmen.

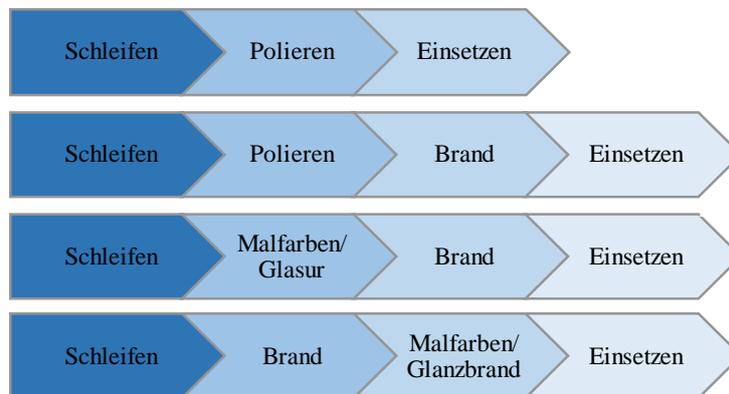


Abbildung 1: Typische Verarbeitungsvarianten für glaskeramische Restaurationen in der CAD/CAM-Technik nach Formschliff (modifiziert nach [22])

Um Restaurationen herzustellen, kann ein teilkristallisierter Rohling beschliffen und anschließend gebrannt werden. Dabei bilden sich Lithiumdisilikatkristalle aus, die dem Material seine endgültige Festigkeit und Farbe verleihen [23]. Es besteht die Möglichkeit, das Werkstück mittels Malfarben und Glasuren zu individualisieren. Es gibt auch CAD/CAM - Glaskeramiken, die direkt nach dem Schleifen eingesetzt werden können (z. B. Nice - Straumann, Celtra Duo - Dentsply). Sie bieten eine schnelle und einfache Option zur Herstellung, jedoch sind die mechanischen Eigenschaften verglichen zu den gebrannten Restaurationen etwas niedriger [24]. Man kann sie allerdings ebenso einem Brand unterziehen und damit die mechanischen Eigenschaften steigern. Bei den direkt geschliffenen Restaurationen ohne zusätzlichen Brand ist eine gründliche Politur entscheidend, um

Oberflächendefekte, die bei der Herstellung entstanden sein könnten, zu minimieren und damit die mechanischen Eigenschaften zu optimieren.

Um vollkeramischen Arbeiten herzustellen, bietet die Presstechnik eine einfache Alternative zur CAD/CAM-Herstellung. Die Wachsmodellationen werden in Einbettmasse eingebettet; das Wachs wird ausgebrannt, sodass eine Hohlform nach dem „Lost-Wax-Prinzip“ entsteht; verflüssigte Keramik wird anschließend in diese Hohlform gepresst [25]. Abbildung 2 zeigt eine schematische Darstellung dieses Prinzips. Nach Abkühlung wird das Einbettmaterial entfernt und das Werkstück poliert und ausgearbeitet.

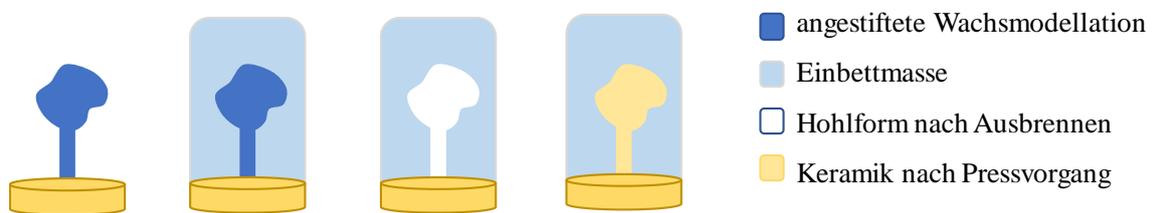


Abbildung 2: „Lost-Wax-Prinzip“ zur Herstellung von pressbaren Glaskeramiken

Aufgrund von geringer Schrumpfung beim Pressen der Keramik überzeugt die Methode durch die okklusale Genauigkeit und gute Randpassung [26–28]. Vor allem in den letzten Jahren hat sich die Produktpalette bei den Presskeramiken deutlich vergrößert. Presskeramiken zeigten in Studien unter anderem bessere mechanische Eigenschaften als die CAD/CAM Glaskeramiken [29, 30].

2.1.2 Einteilung und Zusammensetzung der verstärkten Glaskeramiken

Namensgebend für Glaskeramiken ist die Glasphase, in die eine kristalline Struktur eingebettet ist [7]. Verstärkte Glaskeramiken können in leuzitverstärkte und Lithium-X-Silikat-Keramiken unterschieden werden. Je nach Zusammensetzung unterteilt man Letztere in zirkonoxidverstärktes Lithiumsilikat, Lithiumdisilikat und Lithumaluminosilikat. Abbildung 3 gibt einen Überblick zur Unterteilung der Glaskeramiken.

Literaturübersicht

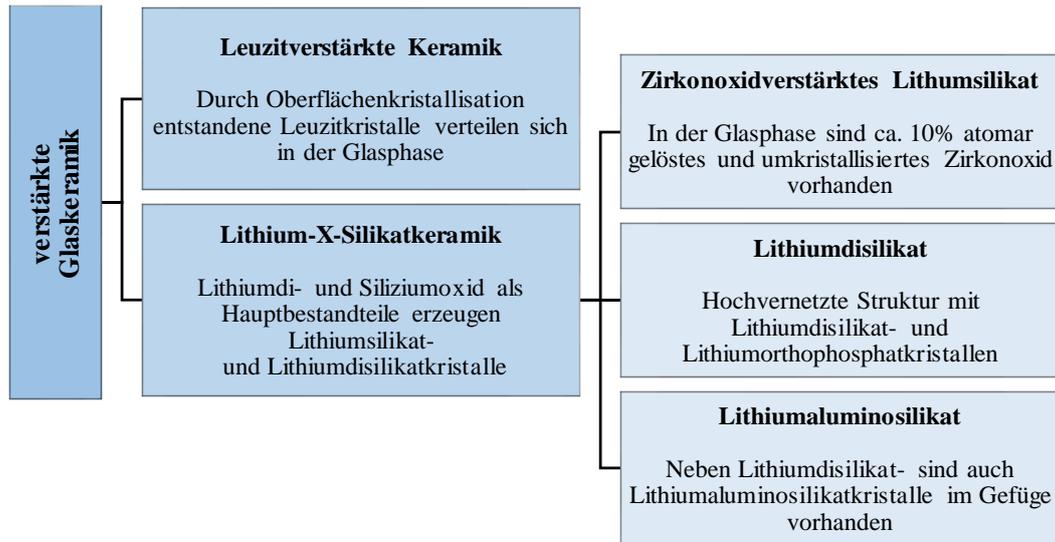


Abbildung 3: Kurzübersicht über verstärkte Glaskeramiken im Dentalbereich

Leuzitverstärkte Keramiken mit einer Festigkeit von ca. 120 MPa eignen sich vor allem für Einzelzahnrestorationen im ästhetischen Bereich. Die Festigkeit kann mittels Leuzitdotierung gesteigert werden [31, 32].

Die kristalline Struktur von Lithiumdisilikatkeramiken kann als ein dichtes, stabförmiges Gefüge mit Lithiumdisilikat- und Lithiumorthophosphatkristallen beschrieben werden [33]. Aufgrund der kristallinen Phase (ca. 70 %) verbessern sich die mechanischen Eigenschaften deutlich [7], da sie die Rissausbreitung verlangsamt bzw. umlenkt [34, 35]. Die Kristalle sind typischerweise zwischen drei und sechs μm groß. Vier- bis achtmal kleinere Kristalle, verglichen mit Lithiumdisilikatkeramiken, können durch den Zusatz von Zirkonoxid in die Glasphase von Lithiumsilikatkeramiken beobachtet werden [36]. In der erst 2017 vorgestellten Gruppe der Lithiumaluminosilikatkeramiken befinden sich in der kristallinen Phase neben Lithiumdisilikat- auch Lithiumaluminosilikatkristalle [37]. Der Anteil von Aluminiumoxid in dieser Gruppe ist deutlich erhöht. Tabelle 1 gibt eine Kurzübersicht über eine beispielhafte prozentuale Zusammensetzung der jeweiligen Lithium-X-Silikatkeramiken.

Literaturübersicht

Tabelle 1: Beispielhafte chemische Zusammensetzung von Lithium-X-Silikatkeramiken;
links: Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max Press [31]; mitte: zirkonoxidverstärkte
Lithumsilikatkeramik VITA Suprinity PC [42]; rechts: Lithiumaluminosilikatkeramik [37]

LS ₂		ZLS		LAS	
Komponente	Gew.-%	Komponente	Gew.-%	Komponente	Gew.-%
SiO ₂	57 - 80	SiO ₂	56 - 64	SiO ₂	>70
Li ₂ O	11 - 19	Li ₂ O	15 - 21	Li ₂ O	10
K ₂ O	0 - 13	ZrO ₂	8-12	Al ₂ O ₃	10
P ₂ O ₅	0 - 11	P ₂ O ₅	3 - 8	Sonstiges	>10
ZrO ₂	0 - 8	Al ₂ O ₃	1 - 4		
ZnO	0 - 8	K ₂ O	1 - 4		
Sonstiges	0 - 10	CeO ₂	0 - 4		
		Sonstiges	0 - 6		

Ebenso ist eine Einteilung der Keramiken nach Herstellungsmethode möglich. Abbildung 4 zeigt eine Kurzübersicht über die aktuelle Produktpalette. Zurzeit hat sich vor allem in der presstechnologischen Herstellung die Auswahl stark erweitert. Lithiumaluminosilikatkeramiken gibt es derzeit nur als CAD/CAM Option.

CAD/CAM		Pressen	
ZLS	Celtra Duo (Dentsply) Suprinity PC (Vita Zahnfabrik)	ZLS	Celtra Press (Dentsply)
LS ₂	IPS e.max CAD (Ivoclar Vivadent) Amber Mill (HASS Corporation)	LS ₂	IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) Livento Press (Cendres+Métaux) Initial LiSi Press (GC) Vintage LD Press (Shofu Dental) Concept Press (Ceramay) Amber Press (HASS Corporation)
LAS	N!ce (Straumann)		

Abbildung 4: Aktueller Auszug aus der Gruppe der Lithium-X-Silikatkeramiken eingeteilt nach Herstellungsmethode (ohne Anspruch auf Vollständigkeit)

2.2 Mechanische Eigenschaften von verstärkten Glaskeramiken

2.2.1 Mechanische Eigenschaften: Biegefestigkeit und Weibullverteilung

2.2.1.1 Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit als mechanische Größe ist ein Maß für die Belastbarkeit eines Werkstoffes. Sie gibt an, welche Kraft bis zum vollständigen Bruch benötigt wird und ist dabei abhängig von der Prüfkörpergeometrie und dem Prüfaufbau [38]. Die Biegefestigkeiten von Dentalkeramiken sind eine entscheidende Größe, um die Anwendungsbereiche für festsitzenden Zahnersatz sowie die Befestigungsmöglichkeiten zu definieren [39]. So müssen nach der Norm für Keramische Werkstoffe (DIN ISO 6872:2019) adhäsiv befestigte Einzelkronen einen Mindestwert von 100 MPa aufweisen. Für die klassischen Indikationen der verstärkten Glaskeramiken sind deutlich höherer Biegefestigkeiten mit dem Mindestwert von 300 MPa nötig. Zu den Indikationen gehören neben Einzelzahnrestorationen auch dreigliedrige Frontzahn-Prämolarenbrücken. Diese sind höheren Belastungen ausgesetzt und benötigen daher höhere Festigkeiten. Ab einer Biegefestigkeit von 500 MPa können dreigliedrige Brücken ins Molarengebiet reichen und ab 800 MPa sind mehr als drei Brückenglieder zugelassen [39]. Um die Biegefestigkeit zu ermitteln, sind drei Verfahren normiert: Biaxiale, Drei-Punkt- und Vier-Punkt-Biegeversuche, welche in Tabelle 2 erläutert sind.

Tabelle 2: Übersicht zu verschiedenen Prüfverfahren zur Ermittlung der Biegefestigkeit

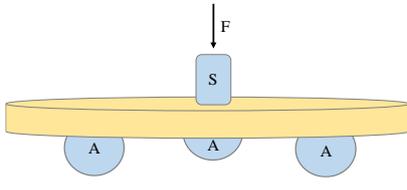
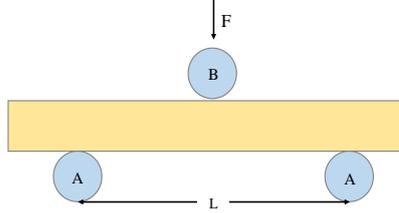
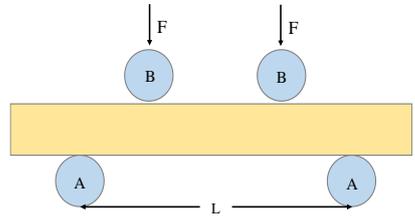
Biaxialer Biegeversuch	Drei-Punkt-Biegeversuch	Vier-Punkt-Biegeversuch
<p>Schema:</p> 	<p>Schema:</p> 	<p>Schema:</p> 
<p>Prüfkörpergeometrie / Anzahl: Min. zehn hochglanzpolierte Scheiben, Radius 7 ± 1 mm, Dicke $1,2 \pm 0,2$ mm, plan und parallel (Toleranz: 0,05 mm)</p> <p>Versuchsaufbau: Der Prüfkörper liegt auf drei Auflagekugeln aus gehärtetem Stahl ($4,5 \pm 2$ mm). Die Kugeln sind in einem Kreis (11 ± 1 mm) mit einem Abstand von 120° platziert. Der Prüfstempel wirkt mittig auf den Prüfkörper.</p> <p>Bemerkung: Aufgrund der Prüfkörpergeometrie können Mikrorisse ausgehend von den Kanten, sogenannte „Kantenfehler“, vernachlässigt werden. Die Methode erzeugt in der Regel die höchsten Biegefestigkeiten [40, 41].</p>	<p>Prüfkörpergeometrie / Anzahl: Min. zehn quaderförmige hochglanzpolierte Prüfkörper, Breite $4 \pm 0,2$ mm, Dicke $2,1 \pm 1,1$ mm, Kanten idealerweise leicht abgeschliffen, plan und parallel (Toleranz: 0,05 mm).</p> <p>Versuchsaufbau: Die Auflagerrollen aus gehärtetem Stahl (A) haben einen Durchmesser von 1,5 – 5 mm. Der Abstand der Rollen (L) soll zwischen 12 – 40 mm liegen. Die Belastungsrolle (B) ist mittig angeordnet.</p> <p>Bemerkung: Verglichen mit der Vier-Punkt-Methode wird bei diesem Test ein kleinerer Bereich belastet, sodass Frakturen ausgehend von intrinsischen Materialfehlern weniger wahrscheinlich auftreten. Die Festigkeitswerte sind somit höher [40, 42].</p>	<p>Prüfkörpergeometrie / Anzahl: siehe Drei-Punkt-Biegeversuch</p> <p>Versuchsaufbau: Die Auflagerrollen aus gehärtetem Stahl (A) haben einen Durchmesser von 1,5 – 5 mm. Der Abstand der Rollen (L) sollte zwischen 16 – 40 mm liegen. Die Belastungsrollen (B) haben idealerweise einen Abstand von $L/2$ haben, sodass die Punkte der Krafteinwirkung bei $1/4$ der Spannweite liegen.</p> <p>Bemerkung: Bei dieser Methode wird, verglichen mit den anderen Tests, das größte Volumen belastet, sodass hier die Wahrscheinlichkeit, auf einen Defekt anzutreffen, am größten ist und somit die Werte meist am niedrigsten sind [42].</p>

Tabelle 3 fasst Biegefestigkeitswerte der Hersteller verschiedener aktueller Glaskeramiken zusammen. Da unterschiedliche Prüfverfahren zur Bestimmung der Biegefestigkeit angewandt

wurden, sind die Angaben faktisch nicht vergleichbar. Das gleiche Material kann aufgrund der gewählten Testmethode sehr unterschiedliche Werte aufweisen. Die Kraft trifft bei der Vier-Punkt-Methode auf ein größeres Volumen, daher ist es statistisch wahrscheinlicher, auf eine Pore oder einen Gefügefehler zu treffen, was für das Messergebnis ausschlaggebend ist. Werte, die mittels der Vier-Punkt-Versuche getestet wurden, haben daher meist die kleinsten Werte verglichen mit den anderen Methoden [43].

Tabelle 3: Herstellerangaben zu Biegefestigkeiten verschiedener verstärkter Glaskeramiken.

Gruppe	Markenname	Hersteller	Biegefestigkeit [MPa]
LS ₂	Amber Press [44]	Hass Corporation	460 *
	Amber Mill [45]	Hass Corporation	450 *
	Concept Press [46]	Ceramay	420 **
	Initial LiSi Press [21]	GC	> 500 *
	IPS e.max Press [47]	Ivoclar Vivadent	400 ± 40 *
	IPS e.max CAD [23]	Ivoclar Vivadent	360 ± 60 *
	Livento Press [20]	Cendres+Métaux	400 ± 50 **
	Vintage LD Press [48]	Shofu	377 ***
ZLS	Celtra Press [49]	Dentsply Sirona	> 500 ***
	Celtra Duo [49]	Dentsply Sirona	210 (F + P) **
			370 (F + B) **
VITA Suprinity PC [19]	VITA-Zahnfabrik	420 **	
LAS	N!ce [24]	Straumann	350 ± 50 ***

*biaxialer Biegeversuch, ** Drei-Punkt-Biegeversuch *** keine Angabe
 F: Fräsen, P: Polieren B: Brennen

2.2.1.2 Weibullstatistik

Festigkeitswerte von Keramiken weisen häufig eine große Streuung auf. Die theoretische maximale Festigkeit liegt bei keramischen Werkstoffen über den praktisch gemessenen Festigkeiten, da fehlerfreie Prüfkörper vorausgesetzt werden [50]. Inhomogenitäten wie Poren und Verunreinigungen, die während der Fertigungsverfahren in das Bauteil gelangen können, oder Oberflächenfehler, die durch die Bearbeitung entstehen, können zu bruchauslösenden

Spannungserhöhungen führen. Häufig sind die Festigkeitswerte daher nicht normalverteilt und stellen eine Herausforderung für die statistische Auswertung dar. Der Weibullmodul beschreibt die Verteilung der Biegefestigkeit als eine Funktion der Versagenswahrscheinlichkeit und wird mittels Rangordnungsstatistik geschätzt [39]. Es gilt: je größer der Weibullmodul, desto kleiner die Streuung [51]. Des Weiteren kann man daraus die Homogenität und Qualität der Keramik sowie die Präzision der Untersuchung ableiten, welche besser ist, je höher der Weibullmodul ist. Der Weibullmodul sagt etwas über die Reliabilität der Keramik aus. Der Zielwert für Keramiken im Dentalbereich liegt zwischen 5 – 15 [43]. Eine weitere Kenngröße bei der Betrachtung der Biegefestigkeit ist die charakteristische Weibullfestigkeit. Dabei handelt es sich um den charakteristischen Festigkeitswert, bei dem 63,7% der Prüfkörper einer Versuchsreihe (Mindestanzahl 15 Prüfkörper) während der Biegeprüfung versagen [39]. In der doppelt logarithmischen Darstellung der Weibull-Verteilung ist die mittlere Festigkeit der Wert, bei dem $\ln \ln \frac{1}{1-F} = 0$ ist [52]. Es gibt unterschiedliche Regressionsmethoden, um die Zuverlässigkeit von zahnärztlichen Materialien zu schätzen, z. B. die „Least-Square-(LS)“ und die „Maximum Likelihood-Methode (ML)“. Die komplexen mathematischen Hintergründe sind der stochastischen Fachliteratur zu entnehmen. Die LS-Methode kann bei Stichprobengrößen unter 30 Prüfkörper zu ungenauen Schätzungen der Weibullparameter führen und sollten daher vermieden werden [53].

Die ML-Methode ist auch bei geringer Prüfkörperanzahl als zuverlässig einzustufen. Der Weibullmodul und die charakteristische Festigkeit können mit Hilfe eines kostenlos erhältlichen Excel Templates („Weibull YonX XonY Calculator.xlsx“) ermittelt werden [53].

2.2.2 Mechanische Eigenschaften: Bruchzähigkeit

Die Bruchzähigkeit wird als ein Widerstand gegen die Ausbreitung eines Risses durch ein Material definiert [54]. Da diese Eigenschaft zumeist von intrinsischen Materialfehlern, wie

z. B. Rissen, Poren und Verunreinigungen ausgeht [29, 55], wird sie häufig als inhärente Eigenschaft bezeichnet [39]. Für spröde Materialien ist die Bruchzähigkeit eine der Schlüsseleigenschaften, um die Stabilität eines Materials zu bestimmen und zu vergleichen [56]. Der Spannungsintensitätsfaktor K beschreibt die Intensität und Verteilung eines Spannungsfeldes, welches sich um die Risspitze herum ausbildet. Steigt die Belastung, so steigt auch der Spannungsintensitätsfaktor K bis auf einen kritischen Wert K_{IC} , bei dem der Riss instabil wird und es schlussendlich zum Bruch kommt. Je höher K_{IC} ist, desto widerstandsfähiger ist ein Material gegen äußere Krafteinwirkungen. Hohe Bruchzähigkeitswerte sagen demnach etwas über die Bruchresistenz aus [54]. Tabelle 4 gibt eine Übersicht zu den Werten der Bruchzähigkeit verschiedener Lithium-X-Silikatkeramiken.

Tabelle 4: Herstellerangaben zu den Bruchzähigkeiten verschiedener Lithium-X-Silikatkeramiken (modifiziert nach [22])

Gruppe	Markenname	Hersteller	Bruchzähigkeit [MPa \sqrt{m}]
LS ₂	Concept Press	Ceramay	2,25
	IPS e.max Press	Ivoclar Vivadent	2,5 – 3,0
	IPS e.max CAD	Ivoclar Vivadent	2,0 – 2,5
	Livento Press	Cendres+Métaux	2,25
ZLS	Celtra Duo	Dentsply Sirona	2
	VITA Suprinity PC	VITA-Zahnfabrik	2

Diverse Methoden zur Bestimmung der Bruchzähigkeit sind vorhanden und können in Makroverfahren und Mikroverfahren eingeteilt werden. Bei Mikroverfahren werden kleine, sehr kurze Risse erzeugt. Bei den Makroverfahren werden ganze Kerben gesetzt, die als Ausgang für die Rissausbreitung dienen [54]. In einer Studie [57] wurden diverse Testmethoden analysiert und folgende Methoden für Keramiken als geeignet empfunden: SEVNB aufgrund der einfachen und kostengünstigen Durchführung. Für sehr feinkörnige Materialien (z. B. polykristallines Zirkonoxid) eignen sich vor allem SEPb, CNB und SCF aufgrund der fein

herstellbaren Risse und der guten Bruchmechanik [57, 57]. Im Folgenden werden die einzelnen Methoden erläutert.

2.2.2.1 Makroverfahren

a) Single Edge V-Notch Beam (SEVNB) – einseitig V-gekerbte Stäbchen

Der Prüfkörper mit rechteckiger Grundfläche besitzt folgende Maße: $4 \pm 0,2$ mm x $3 \pm 0,2$ mm und sollte mindestens 2 mm länger als die Auflagespannweite der Prüfapparatur sein. Die Anfangskerbe wird mit Hilfe einer diamantierten Trennscheibe auf der schmalen Seite des Prüfkörpers gesetzt. In dessen Grund wird anschließend eine V-Kerbe präpariert. Die Gesamtkerbe sollte mittig auf dem Prüfkörper liegen und zwischen 0,8 und 1,2 mm lang sein. Die Anfangskerbe beträgt eine Tiefe von mindestens 0,5 mm. Der vorbereitete Prüfkörper wird mit der Kerbe nach unten auf eine Vier-Punkt bzw. Drei-Punkt-Prüfvorrichtung gelegt. Die SEVNB-Methode stellt eine einfache Möglichkeit dar, um die Bruchzähigkeit zu messen. Sie ist leicht durchführbar, zuverlässig und wird als weltweiter Standard angesehen. Für feinkörnige Werkstoffe (<1 μ m) ist sie jedoch ungeeignet, da keine ausreichend spitzen Kerben erzeugt werden können. In Folge dessen fallen die Bruchzähigkeitswerte überdimensioniert hoch aus [56, 39]

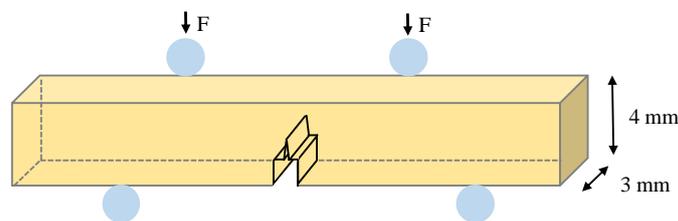


Abbildung 5: Schematische Darstellung der SEVNB-Methode

b) Chevron Notched Beam (CNB) – Chevron gekerbte Stäbchen

Der quaderförmige Prüfkörper entspricht den Maßen der SEVNB-Prüfung. Die Kerbe unterscheidet sich jedoch: sie hat zwei komplanare (in einer Ebene liegende) Winkel, die durch

zwei Sägeschnitte entstehen. Die Dreiecksspitze zeigt auf die Seite, die auf Zugspannung gesetzt wird. Die Testung erfolgt an der Universalprüfmaschine an einer Vier-Punkt Prüfvorrichtung. Die Kraft bis zum Bruch wird notiert; die Kerbe nach dem Test vermessen und die Bruchzähigkeit berechnet. Dieser Test stellt eine standardisierte Methode für feinkörnige Materialien dar, die gut reproduzierbare Ergebnisse liefert. Das Setzen der Kerbe ist allerdings aufwendig [58–60, 56].

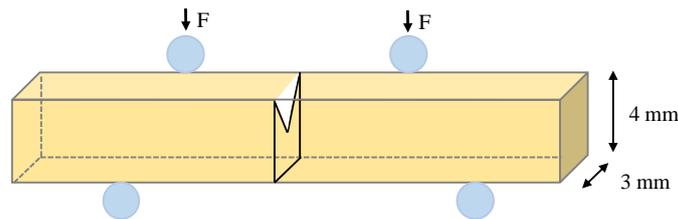


Abbildung 6: Schematische Darstellung der CNB Methode (modifiziert nach [58])

c) Single Edge Notched Beam (SENB) – einseitig gekerbtes Stäbchen

Mit Hilfe einer Diamantsäge wird der quaderförmige Prüfkörper einseitig gekerbt. Dabei entspricht die Tiefe der Kerbe in etwa der Hälfte der breiten Seite des Prüfkörpers. Die Testung erfolgt mittels einer Drei-Punkt-Biegeprüfung. Die Maße der Prüfkörper sind je nach Norm relativ oder exakt angegeben, allerdings handelt es sich stets um einen quaderförmigen Prüfkörper ähnlich der SEVNB-Methode. Diese Methode ist vorwiegend für metallische oder polymerbasierte Werkstoffe geeignet. Die Ausmaße der Kerbe sind sehr massiv und lassen sich damit nicht mit einem natürlich entstandenen Riss vergleichen. Allerdings ist diese Methode sehr einfach und schnell [61, 54].

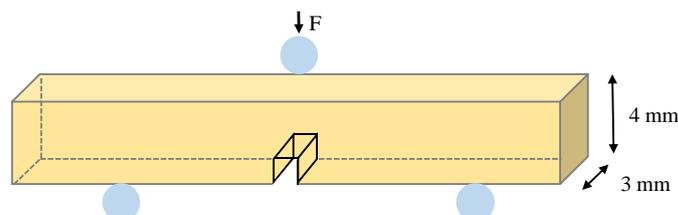


Abbildung 7: Schematische Darstellung der SENB-Methode

d) Compact Tension (CT)

Der scheibenförmige Prüfkörper besitzt zwei Löcher, an denen eine Zugspannung aufgebaut wird. Zwischen ihnen befindet sich eine Kerbe. Im Kerbengrund wird vor der eigentlichen Testung ein initialer Anriss gesetzt. Dies ist keine ideale Methode für spröde Materialien, da der Riss häufig instabil verläuft und das Material schon bei der Prüfkörperherstellung zerstört wird. Ebenso bereitet es aufgrund der Sprödigkeit Schwierigkeiten, die Löcher für die Aufnahme der Zugspannung zu präparieren. Für resiliente Materialien, wie z. B. Dentin oder Komposite, ist diese Methode allerdings gut geeignet [62, 35].

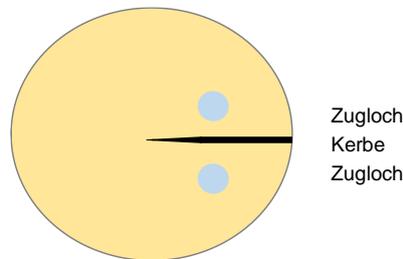


Abbildung 8: Schematische Darstellung der CT-Methode (modifiziert nach [62])

2.2.2.2 Mikroverfahren

a) Single Edge Precracked Beam (SEPB)

Der für die Testung benötigte Vorriss wird entweder durch mehrere in einer Linie gesetzte Knoop- oder Vickers Härteeindrücke erzeugt oder optional durch Setzung eines oberflächigen Sägeschnitts. Anschließend wird die Kerbe mit einer Brücken-Amboss-Apparatur möglichst geradlinig erweitert. Die Länge des Risses ist dabei variabel und muss vor dem Versuch vermessen werden. Die unterschiedliche Tiefe entsteht, da der Prüfkörper bis zu einem akustischen Rissknacken in der Apparatur verbleibt. Die Messung der Bruchzähigkeit erfolgt mittels Biegeversuchsvorrichtung. Es wird ein natürlicher und gut messbarer Riss erzeugt. Die Methode ist auch für feinkörnige Werkstoffe (z. B. polykristallines Zirkonoxid) geeignet.

Allerdings ist sie aufwendig und es wird eine spezielle Brücken-Amboss-Apparatur benötigt [63, 54].

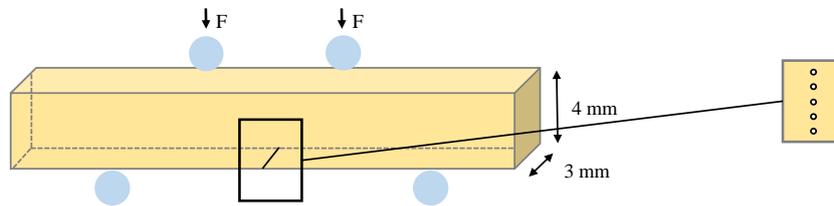


Abbildung 9: Schematische Darstellung der SEPB-Methode (modifiziert nach [60])

b) Surface Crack in Flexure (SCF)

Bei der SCF-Methode erzeugt ein Knoop-Eindringkörper einen halb elliptischen Vorriss in den Prüfkörper. Um den gesetzten Riss entsteht eine Schadenszone, die, ebenso wie die Einkerbung, mittels Politur entfernt werden muss, sodass nur der gesetzte Riss im Material verbleibt. Die Messung erfolgt ebenfalls mittels Biegevorrichtung. Es wird ein natürlicher Riss erzeugt. Für die Auswertung sind allerdings fraktographische Kenntnisse unabdingbar [63, 54].

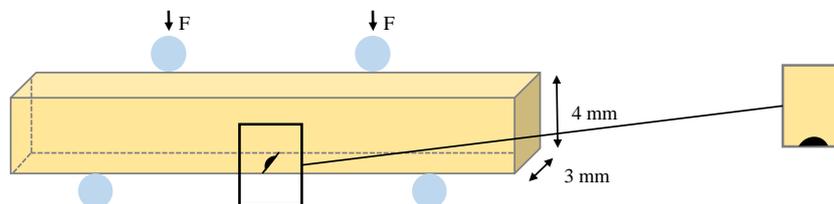


Abbildung 10: Schematische Darstellung der SCF-Methode (modifiziert nach [63])

Es gibt weitere Methoden, um die Bruchzähigkeit zu bestimmen, die an dieser Stelle kurze Erwähnung finden. Bei der Indentation-fracture-Methode wird mittels Eindringkörper ein Riss erzeugt und gemessen. Anschließend wird die Bruchzähigkeit berechnet [55]. Ein ähnliches Verfahren ist das Indentation-strength-Verfahren. Bei dieser Prüfmethode werden aus Bruchkraft, E-Modul und Vickershärte die Werte ermittelt [64]. Diese Methoden gelten aber als nicht zuverlässig und sind nicht genormt [65].

2.2.3 Mechanische Eigenschaften: Abrasionsbeständigkeit

Definitionsgemäß gehört die Abrasion zur Tribologie. Tribologie leitet sich vom altgriechischen Wort „tribein“ (reiben) ab [66].

„Tribologie ist die Wissenschaft [...] von aufeinander einwirkenden Oberflächen in Relativbewegung. Sie umfasst das Gesamtgebiet von Reibung und Verschleiß [...] und schließt entsprechende Grenzflächenwechselwirkungen sowohl zwischen Festkörpern als auch zwischen Festkörpern und Flüssigkeiten [...] ein [67]“.

Das tribologische System kann gut auf die orofazialen Strukturen angewandt werden. Abbildung 11 zeigt eine vereinfachte Gegenüberstellung.

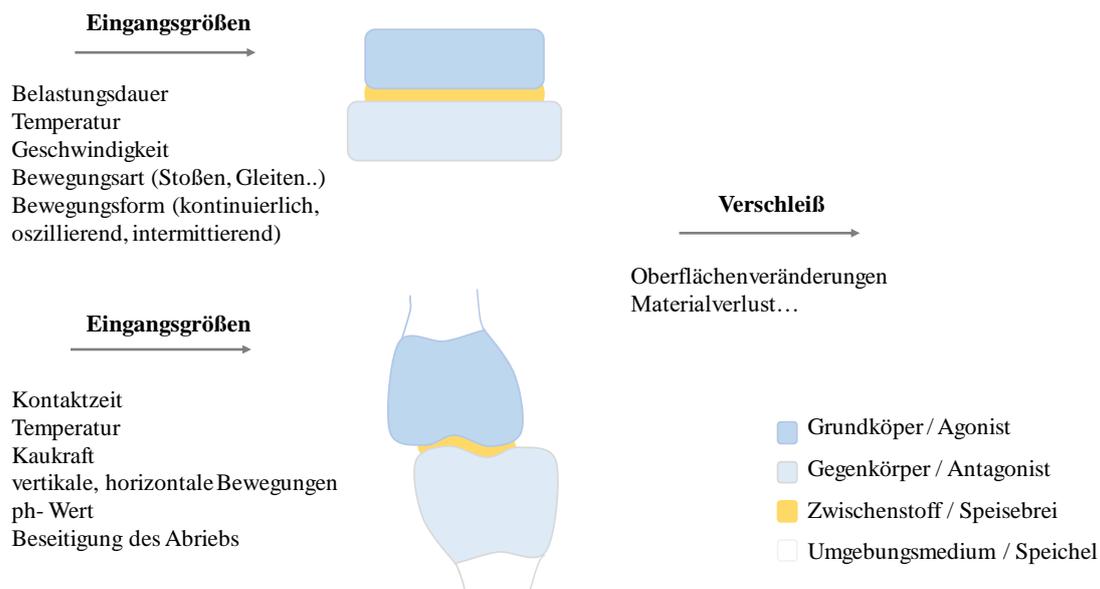


Abbildung 11: vereinfachte Darstellung eines tribologischen Systems im Vergleich zu einem orofazialen Tribosystem (modifiziert nach [32, 57])

Im technischen Bereich werden folgende Verschleißmechanismen unterschieden: Adhäsion, Abrasion, Oberflächenzerrüttung (Ermüdung) und tribochemische Reaktion [67, 68]. Die Kurzdefinitionen der verschiedenen Verschleißmechanismen sind Tabelle 5 zu entnehmen.

Tabelle 5: Darstellung der verschiedene Verschleißmechanismen und deren Definition
(modifiziert nach [67])

Adhäsion	Verschleiß in Form von Materialübertrag nach Trennung der Haftverbindung des Materials mit der geringeren Festigkeit.
Abrasion	Materialabtrag durch Ritzung und Furchung aufgrund von Rauigkeiten des Gegenkörpers oder des Zwischenmediums.
Oberflächenzerüttung	Rissbildung und Ermüdung an der Materialoberfläche durch tribologische Interaktionen führen zu Materialabtrag.
Tribochemische Reaktion	Chemische Reaktionen an der Oberfläche, die zwischen Grundkörper, Gegenkörper und angrenzenden Medien zur Reaktionsschicht führen und Einfluss auf den Abtrag haben.

In der Zahnmedizin wird Verschleiß hauptsächlich nach Form und Ursache des Materialverlusts unterschieden. In Tabelle 6 sind die verschiedenen Verschleißbegriffe zusammengefasst. Als Abrasion wird die Abnutzung bezeichnet, die durch ein abrasives Zwischenmedium entsteht, beispielsweise bei der Zerkleinerung von Nahrung. Besteht ein Zahn-zu-Zahn-Kontakt verwendet man den Begriff Attrition. Es kommt zu Schliiffacetten in okkludierenden Bereichen sowohl am Zahn selbst als auch am Gegenzahn. Diese Areale werden als „occlusal contact area“ (OCA) bezeichnet.

Tabelle 6: Verschleißformen in der Zahnmedizin und deren mögliche Ursachen (modifiziert nach [70, 71, 69])

Verschleißform	Beschreibung	Ursache physiologisch	Ursache unphysiologisch
Abrasion	Zahnschubstanzverlust durch Fremdkörper	Demastikation (Nahrungsbrei)	Sand, Staub, Zahnpasta etc.
Attrition	Zahnschubstanzverlust durch Nachbarzahn und/oder Antagonist	Schlucken, Sprechen	Parafunktionen Frühkontakte
Erosion	Zahnschubstanzverlust durch häufige Säureeinwirkung	Säure durch Nahrungsmittel	Refluxerkrankungen, Essstörungen

Erosionen treten durch wiederholende Säureeinwirkungen auf, welche nicht als Stoffwechselprodukte der Bakterien entstehen. Die Säureangriffe können sowohl extrinsische

(Säureaufnahme) als auch intrinsische Ursachen (z. B. Refluxerkrankungen) haben [69, 70]. Abrasionsbeständigkeit ist eine grundlegende Eigenschaft, die u. a. für den klinischen Erfolg dentaler Restaurationen verantwortlich ist [72]. Zwei wesentliche Punkte sind dabei zu beachten: erstens muss das Material so beständig sein, um den physikalischen und chemischen Belastungen des orofazialen Systems standzuhalten. Zweitens sollte der Werkstoff eine gewisse Verschleißfähigkeit besitzen, um vertikale Dimensionsveränderung der natürlichen Bezahnung nachzuahmen [73]. In einer in-vivo Studie wurde der Verschleiß an natürlichen Zähnen von durchschnittlich 29 µm am Molar und 15 µm am Prämolare pro Jahr beobachtet [73]. Zur Verschleißquantifizierung können in-vitro und in-vivo Verfahren genutzt werden [74]. In-vivo Tests sind realistischer, häufig aber auch zeitaufwendiger und von diversen patientenabhängigen Faktoren abhängig. Aufgrund der Varianz zwischen den Patienten untereinander (z. B. Kaukraft, Abrasivität der aufgenommenen Nahrungsmittel, Zahnstatus etc.) sind diese Tests häufig wenig aussagekräftig [75]. In-vitro Tests können standardisiert unter Laborbedingungen durchgeführt werden [76, 77]. Abbildung 12 zeigt eine Übersicht zu den diversen Testmethoden.

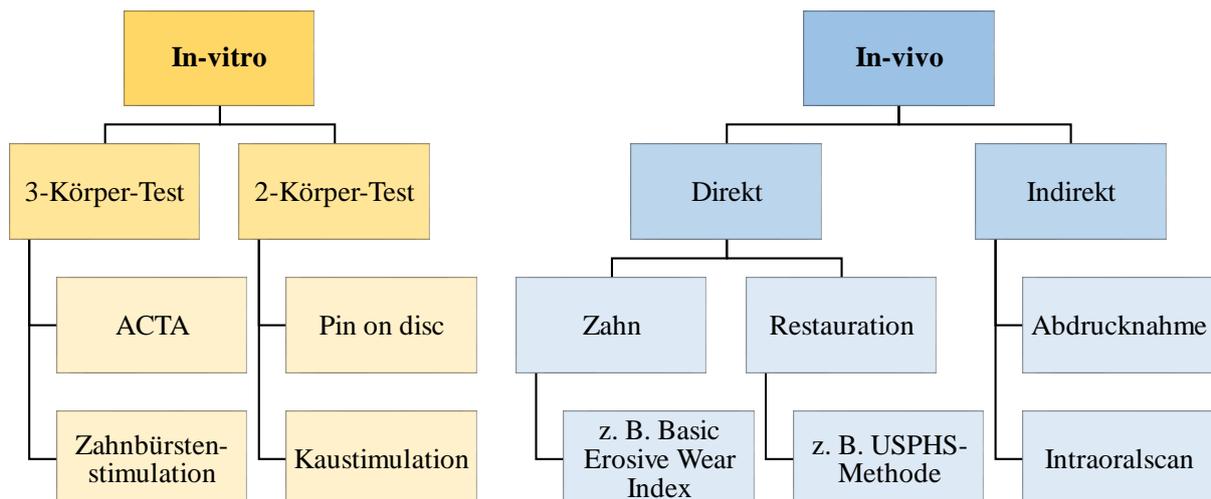


Abbildung 12: Übersicht zu in-vivo und in-vitro Testverfahren für Verschleißmessungen

Literaturübersicht

In-vitro Testverfahren werden in Drei-Körper- (three-body wear) und Zwei-Körper-Verschleißtests (two-body wear) unterteilt [77]. Stehen Agonist und Antagonist in direktem Kontakt, so spricht man vom Zwei-Körper-Verschleißtest. Dieser findet physiologisch hauptsächlich bei Bewegung und nicht beim Kauen statt [70, 78]. Ein einfacher Aufbau ist das Pin-on-disc-Verfahren. Ein pinförmiger Körper wird mit einer gewissen Last auf einen scheibenförmigen Prüfkörper gedrückt. Dabei drehen sich entweder der Pin oder die Scheibe. Anschließend wird der Volumenabtrag berechnet [79]. Der Kausimulator ist komplexer und somit etwas besser in der Lage, den Kauvorgang realistischer nachzuempfinden [80]. Allerdings befindet sich bei dieser Methode kein Zwischenmedium zwischen Agonist und Antagonist. Während des physiologischen Kauvorgangs wirkt der Nahrungsbrei als abrasives Medium. Die Verschleißmethode nach ACTA (Academisch Centrum Tandheelkunde Amsterdam) soll dies nachempfinden [75]. 1986 wurde die ACTA-Maschine (= Academisch Centrum Tandheelkunde Amsterdam) an der Universität von Amsterdam entwickelt [81]. Ziel war es, ein Testverfahren zu entwickeln, welches vergleichbare Resultate zu In-vivo Tests generiert [81]. Dabei waren zwei wesentliche Überlegungen in das Design eingeflossen: zum einen wurde die Oberflächenermüdung an krummen Oberflächen bedacht. Zähne stellen mit ihrem Höcker-Fissuren-Relief nicht plane Oberflächen dar, wo maximale Spannungen, die durch direkten Kontakt zwischen den gekrümmten Okklusalfächen erzeugt werden, knapp unter der Oberfläche liegen. Dies ist entscheidend, da die Risse an der Oberfläche zu erheblichen Schäden führen können. Die zweite Überlegung beim Design der Verschleißmaschine galt der Möglichkeit, direkte Gleitkontakte in Gegenwart des Nahrungsbreies herzustellen [75]. Anhand dieser Überlegungen entwickelte De Gee die ACTA-Maschine, wie sie für die Untersuchung des Drei-Körper Verschleißtests genutzt wird [81]. In einem Glasbehälter mit Nahrungsbrei drehen sich zwei Räder gegensinnig und befördern damit den Nahrungsbrei an die Prüfkörperoberfläche. Vor und nach dem Versuch werden die

Prüfkörperoberflächen z. B. mittels optischen Laserscanners erfasst und anschließend wird der Volumenabtrag bzw. der Höhenverlust, aus dem Vergleich der Scans, ermittelt [75].

Weitere Tests, beispielhaft die Zahnbürstensimulation, stehen der dentalen Forschung zur Verfügung.

Bei in-vivo Testverfahren unterscheidet man zwischen direkten und indirekten Methoden [71].

Bei direkten Tests teilt der Untersucher den Grad des Verschleißes anhand verschiedener Indices ein. Dies ist sowohl für die natürliche Zahnhartsubstanz als auch für Restaurationen möglich [82]. Diese Art der Messung ist kostengünstig und schnell, aber auch vom subjektiven Empfinden des Behandlers abhängig [83, 84]. Die indirekten Methoden sind etwas aufwendiger, da Studienmodelle über konventionelle Abdrucknahme bzw. durch intraorale Scans gefertigt werden müssen. Anhand dieser Modelle kann der Volumenverlust ermittelt werden. Verschiedene Verfahren, wie z. B. digitale Bildüberlagerung oder Laserprofilmetrie bzw. diverse Software, stehen zur Verfügung [85].

2.2.4 Mechanische Eigenschaften: Härte

Die Härte ist ein Widerstand der Oberfläche gegen die Penetration eines Eindringkörpers [86].

Da in der dentalen Werkstoffkunde vorwiegend statische Härteprüfverfahren zur Anwendung kommen [87–92], ist in Abbildung 13 die Einteilung der Härteprüfungen ohne Berücksichtigung der dynamischen und indirekte Verfahren dargestellt.

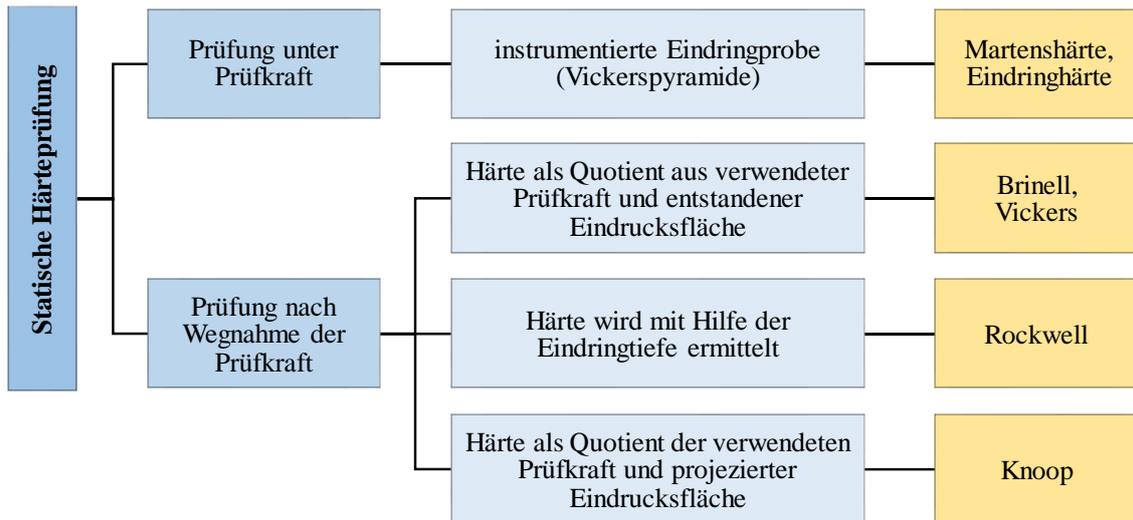


Abbildung 13: Vereinfachte und gekürzte Einteilung der statischen Härteprüfverfahren
(modifiziert nach [93])

Die gängigsten Methoden werden im Folgenden erläutert.

2.2.4.1 Härteprüfung unter Prüfkraft

Instrumentierte Eindringprüfung nach ISO 14577:

Die Vickerspyramide trifft auf die Materialoberfläche; Weg und Kraft werden simultan gemessen. Anschließend können die Härtewerte ermittelt sowie die plastischen und elastischen Anteile ausgerechnet werden [94, 95]. Diese Methode ist objektiv, da sie unabhängig von der Prüfperson und der Auflösung optischer Hilfsmittel ist. Ein weiterer Vorteil dieser Methode ist, dass die Ergebnisse direkt einsehbar und sowohl elastische als auch plastische Deformationen separierbar sind. Es handelt sich um eine universelle Methode, die miteinander vergleichbare Ergebnisse liefert [96, 97].

Literaturübersicht

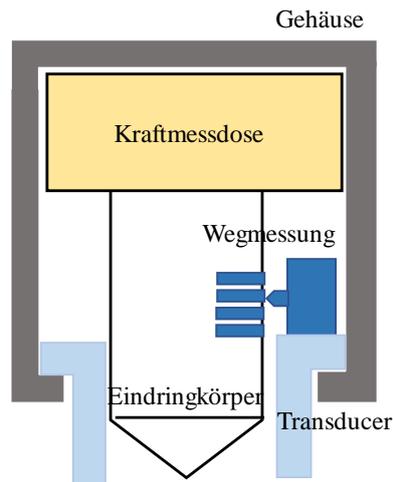


Abbildung 14: Schematische Darstellung der instrumentierten Eindringprobe (modifiziert nach [98])

Allgemein wird Härte als Widerstand definiert, den ein Material einem Eindringkörper entgegensetzt und steht in folgendem Zusammenhang [99]:

$$H = \frac{F}{A}$$

F Prüfkraft

A Eindruckfläche

Die Eindruckfläche wird jedoch unterschiedlich berechnet. Ist die Fläche als Summe von plastischer und elastischer Eindringtiefe $A_s(h)$ und der verwendeten Kraft (F) bestimmt, so entspricht dies der Härtedefinition nach Adolf Martens und wird somit als Martenshärte HM bezeichnet [95]. Wird nur der plastische Anteil beachtet, so spricht man von der Eindringhärte H_{IT} . Dabei ist die projizierte Kontaktfläche $A_p(h_c)$ vom Abstand h_c bis zur Spitze des Eindringkörpers definiert (Abbildung 15).

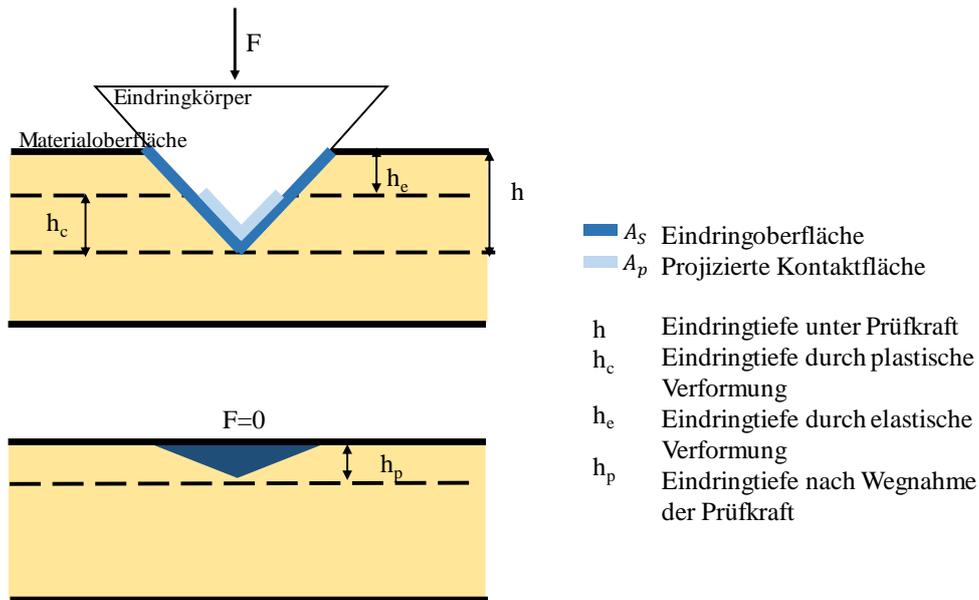


Abbildung 15: Schematische Darstellung der instrumentierten Eindringprobe zur Messung der Martenshärte, Eindringhärte und des Eindringmoduls (modifiziert nach [95])

$$HM = \frac{F}{A_S(h)}$$

HM	Martenshärte [N / mm ²]
F	Prüfkraft [N]
A _s (h)	Oberfläche des Eindringkörpers mit der Eindringhöhe h bis zur Spitze

$$H_{IT} = \frac{F_{\max}}{A_p(h_c)}$$

H _{IT}	Eindringhärte [N / mm ²]
F _{max}	maximale Prüfkraft [N]
A _p (h _c)	projizierte Kontaktfläche des Eindringkörpers mit Eindringhöhe h _c bis zur Spitze

Der Eindringmodul E_{IT} ist eine weitere Messgröße, die im Rahmen der instrumentierten Eindringprobe erhoben werden kann. Sie zeigt das elastische Verhalten auf und korreliert eng mit dem Elastizitätsmodul.

$$E_{IT} = \frac{1 - (v_s)^2}{\frac{1}{E_r} - \frac{1 - (v_i)^2}{E_i}}$$

Literaturübersicht

E_{IT}	elastischer Eindringmodul
ν_s	Poisson-Zahl des Prüfmaterials
ν_i	Poisson-Zahl des Eindringkörpers (oft nur geschätzt)
E_r	reduzierter Modul des Eindringkontaktes
E_i	E-Modul des Eindringkörpers

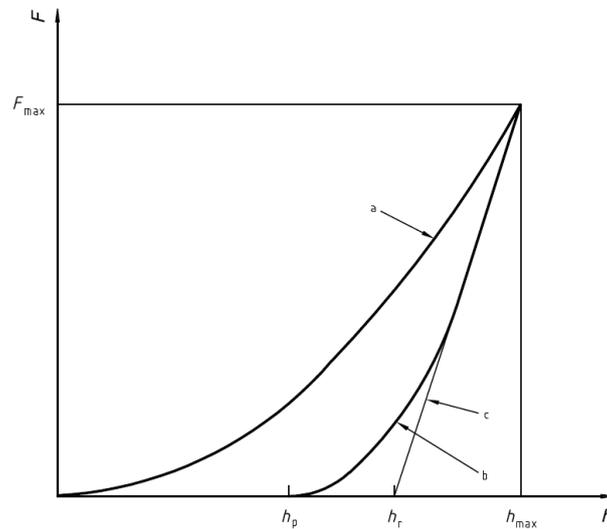


Abbildung 16: Grafischer Zusammenhang zwischen Prüfkraft und Eindringtiefe bei der instrumentierten Eindringprobe. a= Anwendung der Prüfkraft, b= Wegnahme der Prüfkraft, Tangente von h_{\max} , h_{\max} = maximale Eindringtiefe bei maximaler Prüfkraft, h_r = Eindringtiefe bei Überschneidung der Tangente c und zur Kurve b, h_p = bleibende Eindringtiefe nach Entfernen der Prüfkraft [100].

2.2.4.2 Härteprüfung nach Wegnahme der Prüfkraft

a) Härteprüfung nach Rockwell DIN EN ISO:

Ein gerader Kreiskegel mit diamantierter abgerundeter Spitze (Rockwell C) oder eine Hartmetallkugel (Rockwell A) dringen bis zur Referenzebene ein. Anschließend wirkt eine Prüfübersatzkraft über eine genormte Zeit. Der Eindringkörper erreicht die maximale Eindringtiefe. Die gemessene Eindringtiefe ergibt sich aus der Differenz der maximalen Tiefe und dem elastischen Anteil, der den Körper sich wieder etwas nach oben bewegen lässt [101, 95].

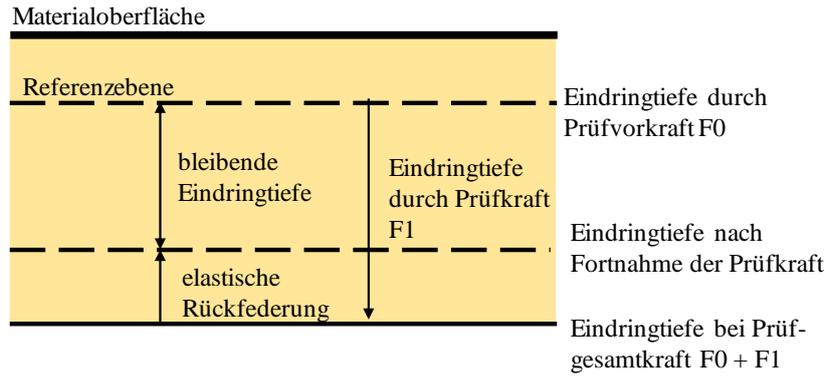


Abbildung 17: Schematische Darstellung der Härteprüfung nach Rockwell (modifiziert nach [95])

b) Härteprüfung nach Vickers DIN EN ISO 6507:

Der Eindringkörper ist eine diamantierte Pyramide mit quadratischer Grundfläche, deren Flächen im Winkel von 136° zueinanderstehen. Dieser dringt mit definierter Prüfkraft, die innerhalb einiger Sekunden auf Endwert ansteigt, in das Testmaterial ein. Die Längen der Diagonalen werden vermessen und dienen der Berechnung der Härte [102, 95].

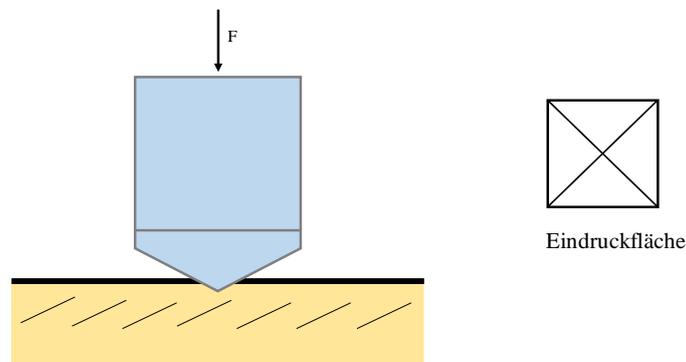


Abbildung 18: Schematische Darstellung der Härteprüfung nach Vickers (modifiziert nach [95])

c) Härteprüfung nach Brinell DIN EN ISO 6506:

Eine Hartmetallkugel mit einem Durchmesser von 1; 2,5; 5 oder 10 mm dringt senkrecht auf die Prüfkörperoberfläche ein und hinterlässt einen kugelgeometrischen Eindruck, der

vermessen wird. Aus diesem wird anschließend die Fläche berechnet, aus dieser wiederum die Härte ermittelt werden kann [103, 95].

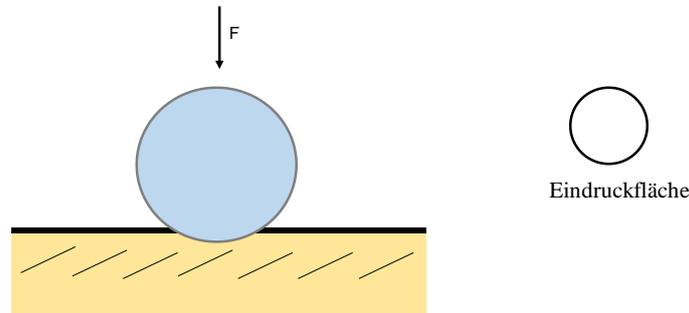


Abbildung 19: Schematische Darstellung der Härteprüfung nach Brinell (modifiziert nach [95])

d) Härtemessung nach Knoop DIN EN ISO 4545:

Der Eindringkörper ist eine Pyramide mit rhombischer Grundfläche, einem Längskantenwinkel von 172° und Querkantenwinkel von 130° . Die Härteprüfung ist dem Vickers-Verfahren ähnlich. Gemessen wird die Eindruckdiagonale aus der Projektionsfläche. Damit wird anschließend der Härtewert errechnet [104, 95].

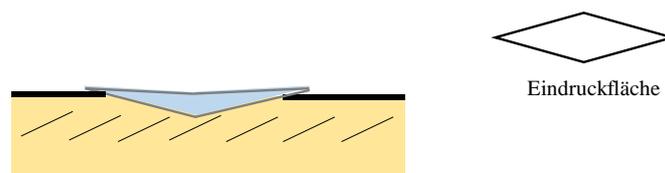


Abbildung 20: schematische Darstellung der Härteprüfung nach Knoop (modifiziert nach [95])

Tabelle 7: Vorteile und Nachteile der verschiedenen Härteprüfverfahren nach Wegnahme der Prüfkraft (modifiziert nach [95, 105])

	Methoden	Vorteile	Nachteile
Prüfung nach Wegnahme der Prüfkraft	Rockwell	<ul style="list-style-type: none"> - einfach, schnell, günstig, automatisierbar - weiche (Rockwell A) und harte (Rockwell C) Materialien testbar 	<ul style="list-style-type: none"> - geringe Auflagefehler der Prüfkörper wirken schwerwiegend auf den Messwert - Beschädigung der Kegelspitze kaum feststellbar, Kalibrierung des Eindringkörpers schwierig
	Vickers	<ul style="list-style-type: none"> - große Bandbreite an Materialien und Prüfkörpergeometrien testbar - minimale Prüfkörperbeschädigung 	<ul style="list-style-type: none"> - Messaufwand - hohe elastische Deformationen beeinflussen die Eindruckfläche und damit den Härtewert - vergleichbar nur bei gleicher Prüfkraft
	Brinell	<ul style="list-style-type: none"> - kostengünstige Eindringkörper - geeignet zur Prüfung inhomogener oder weicher Prüfkörper (aufgrund großer Eindruckoberfläche) 	<ul style="list-style-type: none"> - für harte oder dünne Prüfkörper ungeeignet - bei großen Härten Kugelabplattung und damit negative Beeinflussung der Eindruckfläche möglich - vergleichbar nur bei gleicher Prüfkraft
	Knoop	<ul style="list-style-type: none"> - minimale Prüfkörperbeschädigung - große Bandbreite an Materialien und Geometrien testbar - für dünne schmale Prüfkörper geeignet, wenn die Vickerspyramide zu groß ist 	<ul style="list-style-type: none"> - Messaufwand - hohe elastische Deformationen beeinflussen Größe der Eindruckfläche und damit den Härtewert - vergleichbar nur bei gleicher Prüfkraft
Prüfung unter Prüfkraft		<ul style="list-style-type: none"> - objektiv, anwenderunabhängig - nicht durch Auflösung optischer Hilfsmittel limitiert - Ergebnisse direkt einsehbar 	<ul style="list-style-type: none"> - Empfindlich gegen Erschütterung

3 Ziel der Arbeit

Für die Untersuchung wurden verschiedene verstärkte pressbare Glaskeramiken zur Materialtestung ausgewählt, die erst kürzlich auf dem Dentalmarkt erschienen sind. Diese wurden mit der schon länger auf dem Markt vorhandenen und gut untersuchten Presskeramik IPS e.max Press verglichen. Alle Materialien gehören der Gruppe der Lithium-X-Silikatkeramiken an. Das Ziel war es, die ausgewählten Keramiken auf ihre mechanischen Eigenschaften zu untersuchen und sie miteinander zu vergleichen. Dazu wurden folgende in-vitro Daten erhoben: Vier-Punkt-Biegefestigkeit, SEVNB-Bruchzähigkeit, Drei-Körper-Abrasionsbeständigkeit und Martensparameter. Folgende Nullhypothesen wurden aufgestellt und überprüft:

- Es gibt keine signifikanten Unterschiede in den mechanischen Eigenschaften (Vier-Punkt-Biegefestigkeit, SEVNB-Bruchzähigkeit, Drei-Körper-Abrasionsbeständigkeit und Martensparameter) zwischen den untersuchten Presskeramiken (Amber Press, Celtra Press, Initial LiSi Press, IPS e.max Press, Livento Press)
- Des Weiteren wurde die Nullhypothese aufgestellt, dass es keine signifikanten Unterschiede in den Biegefestigkeiten und den Martensparametern von Celtra Press ohne und mit Hitzebehandlung, gibt.
- Die dritte Nullhypothese, die geprüft werden sollte, beinhaltet folgende Aussage: Es gibt keine Korrelationen zwischen den getesteten mechanischen Eigenschaften.
- Die letzte Nullhypothese, besagt, dass die Auswertung der Daten des Abrasionsversuchs nicht abhängig vom Anwender sind.

4 Material und Methoden

4.1 Untersuchte Dentalkeramiken

Es wurden fünf für die presstechnologische Herstellung entwickelte verstärkte Glaskeramiken untersucht. Ausgewählt wurden die Lithiumdisilikatkeramiken Amber Press (HASS Corporation), Initial LiSi Press (GC EUROPE), IPS e.max Press (Ivoclar Vivadent) und Livento Press (Cendres+Métaux) sowie ein Vertreter der zirkonoxidverstärkten Lithiumsilikatkeramik Celtra Press (Dentsply Sirona). IPS e.max Press wurde bereits in zahlreichen Studien untersucht und diente somit als Vergleichsgruppe, obwohl sie der gleichen Materialklasse angehört. Die anderen vier Keramiken sind bis dato nur wenig untersucht, da sie erst seit relativ kurzer Zeit erhältlich sind. Abbildung 21 zeigt die Presspellets der verwendeten Keramiken.



Abbildung 21: Presspellets der verschiedenen Materialien (Amber Press, IPS e.max Press, Initial LiSi Press, Livento Press, Celtra Press v.l.n.r.)

Aufgrund verschiedener Kodierungen der Zahnfarben bekamen die Hersteller die Vorgabe, eine Farbe zu wählen, die der Zahnfarbe HT A2 vom VITA Farbsystem am ähnlichsten ist. Tabelle 8 gibt eine Übersicht der verwendeten Materialien und der im Folgenden genutzten Abkürzungen sowie deren chemische Zusammensetzung.

Tabelle 8: Verwendete Materialien und deren prozentuale Zusammensetzung

Abk.	Material / Farbe	Hersteller	Lot. Nr.	Zusammensetzung
Amber	Amber Press HT A2	HASS Corporations, Gwahak-danji-ro, Gangneung-si, Gangwon-do, Korea	FBF06-KD3001	SiO ₂ : 68-86%, Li ₂ O: 10-15%, P ₂ O ₅ : 2-5%, K ₂ O: 0-2%, Na ₂ O: 0-2%, others: 2-8%
Celtra	Celtra Press HT I2	Dentsply Sirona, Hanau, Deutschland	1802-8417	SiO ₂ : 59,3%, Al ₂ O ₃ : 3%, Li ₂ O: 14.5%, K ₂ O: 1.2%, Na ₂ O: 0.2%, P ₂ O ₅ : 4.9%, B ₂ O ₃ : 2%, MgO: 0.01%, ZrO ₂ : 9.3%, SrO: 0,0003%, CeO ₂ : 0.83%, V ₂ O ₅ : 0.61%, Tb ₂ O ₃ : 3.3%, Er ₂ O ₃ : 0.73%, HfO ₂ : 0.21% [106]
LiSi	Initial LiSi Press HT E58	GC Europe, Leuven, Belgien	1707181	SiO ₂ : 71.9%, Al ₂ O ₃ : 5.4%, Li ₂ O: 13%, K ₂ O: 2%, Na ₂ O: 1.4%, P ₂ O ₅ : 2.6%, B ₂ O ₃ : 0.007%, ZrO ₂ : 1.7%, CeO ₂ : 1.2%, V ₂ O ₅ : 0.15%, Tb ₂ O ₃ : 0.35%, Er ₂ O ₃ : 0.4%, HfO ₂ : 0.03% [106]
e.max	IPS e.max Press HT A2	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	X31801	SiO ₂ : 57-80%, Li ₂ O: 11-19%, K ₂ O: 0-13%, P ₂ O ₅ : 0-11%, ZrO ₂ : 0-8%, ZnO 0-8%, others: 0-10%
Livento	Livento Press MT A2	Cendres + Métaux, Biel, Schweiz	650218	SiO ₂ : 65-80%, Al ₂ O ₃ : 0-11%, Li ₂ O: 11-19%, K ₂ O: 0-7%, Na ₂ O: 0-5%, CaO: 0-10%, P ₂ O ₅ : 1.5-7%, ZnO: 0-7%, others: 0-15%

4.2 Studiendesign

Die Keramiken (Amber, Celtra, LiSi, e.max, Livento) wurden auf vier unterschiedliche mechanische Eigenschaften untersucht. Die Prüfparameter waren Vier-Punkt-Biegefestigkeit, SEVNB-Bruchzähigkeit, Drei-Körper-Abrasionsbeständigkeit und Martensparameter (Martenshärte und elastischer Eindringmodul). Es wurden 15 Prüfkörper je Prüfparameter hergestellt; für den Versuch der Messung der Abrasionsbeständigkeit je zwölf Prüfkörper. Zusätzlich folgte bei Celtra nach der Politur eine zusätzliche Hitzebehandlung, die vom Hersteller als „Powerfire“ bezeichnet wird. Um die Auswirkungen der zusätzlichen Hitzebehandlung zu untersuchen wurden bei der zirkonoxidverstärkten Lithiumsilikatkeramik

Celtra die Biegefestigkeit und die Martensparameter mit und ohne vorheriger Hitzebehandlung verglichen. Für jedes Material ergab sich demnach eine Prüfkörperanzahl von 57 und 30 für die Celtra-Untergruppe, sodass die Gesamtanzahl 315 Prüfkörper betrug. Abbildung 22 zeigt eine schematische Darstellung des Studiendesigns.

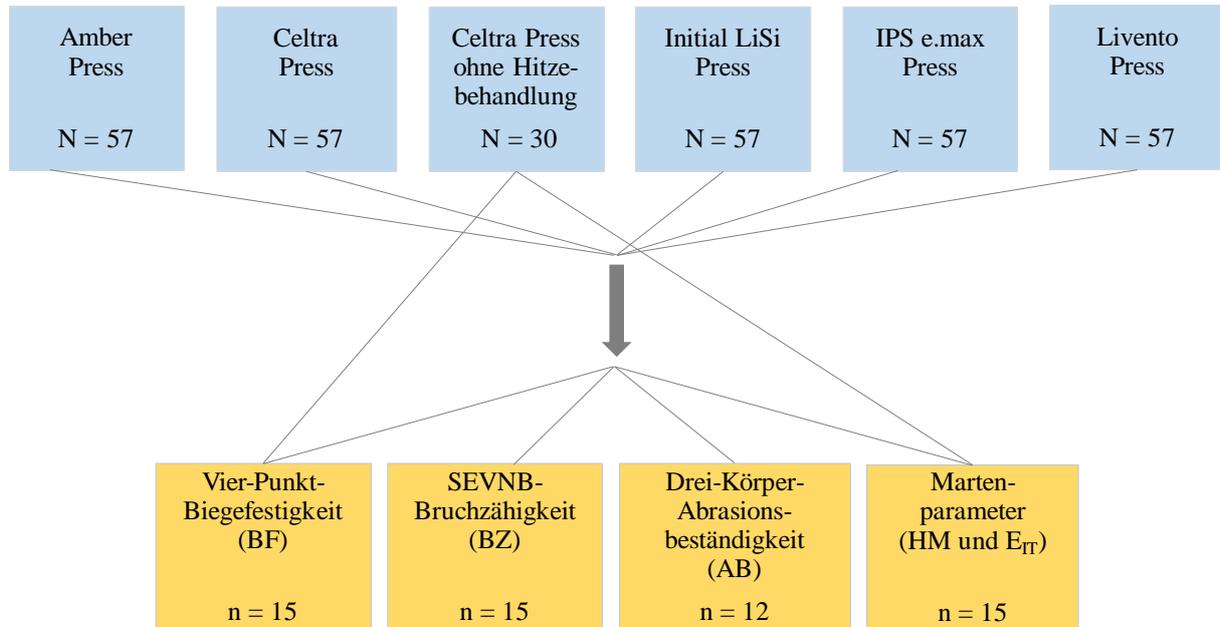


Abbildung 22: Schematische Darstellung des Studiendesigns zur Testung von Amber Press, Celtra Press, Initial LiSi Press, IPS e.max Press und Livo Press

4.3 Herstellung der Prüfkörper

Die Prüfkörper wurden entsprechend der Herstellerinformationen gefertigt. Für die Untersuchungen waren drei verschiedene Prüfkörpergeometrien erforderlich: quaderförmige Prüfkörper zur Untersuchung der Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit; scheibenförmige zur Untersuchung der Martensparameter und Trapeze für die Testung der Abrasionsbeständigkeit. Abbildung 9 zeigt eine Übersicht der Herstellungsparameter.

Tabelle 9: Übersicht der Herstellungsparameter der Prüfkörper

	Amber	Celtra	LiSi	e.max	Livento
1. Anwachsen:					
BF, BZ:	Je 3 quaderförmige Wachsmodellationen je Muffel				
Maße:	3,4 mm x 4,4 mm x 30 mm				
Material:	ProArt CAD Wax (blue), Ivoclar Vivadent				
HM, E_{it}:	Je 4/5 scheibenförmige Wachsmodellationen je Muffel				
Maße:	14 mm Durchmesser und 1,4 mm Dicke				
Material:	Wax Disc (Ivory), Dentsply Prosthetics				
AB:	Je 3 trapezförmige Wachsmodellationen je Muffel				
Maße:	10 mm x 10 mm x 5 mm				
Material:	ProArt CAD Wax (blue), Ivoclar Vivadent				
2. Einbetten:					
Material	Prima Vest- DUO (Weber Dental Manufaktur)	Celtra Press Investment (Dentsply Sirona)	GC LiSi PressVest (GC)	IPS PressVest Premium (Ivoclar Vivadent)	Livento invest (Cendres+ Métaux)
Verhältnis (Pulver/ Liquid+H₂O).	220 g / 15 ml + 29 ml	200 g / 24 ml + 20 ml	200 g / 40 ml + 10 ml	200 g / 44 ml + 8 ml H ₂ O	200 g / 40 ml +12 ml
Anmischzeit (Manuell/ Vakuum)	30 s / 180 s	30 s / 60 s	30 s / 90 s	30 s / 90 s	15 s / 60 s
Drehzahl:	360 U / min	360 U / min	360 U / min	360 U / min	300 U / min
Abbindezeit:	30 - 45 min	20 - 40 min	20 - 180 min	30 - 45 min	25 - 30 min
3. Vorwärm- ofen:	850 °C, mindestens 60 min				
4. Pressofen:	DEKEMA AUSTROMAT 654 press-i-dent (Dekema Dental-Keramiköfen, Freilassing, Deutschland)				
Starttemp.:	700 °C	700 °C	700 °C	700 °C	700 °C
Endtemp.:	925 °C	860 °C	920 °C	925 °C	920 °C
Aufheizrate:	60 °C / min	40 °C / min	60 °C / min	60 °C / min	60 °C / min
Haltezeit:	30 min	30 min	30 min	25 min	20 min
Presslevel:	6	5	6	6	5
Presszeit:	Auto 1	3 min	Auto 1	Auto 1	Auto 1
5. Ausbetten:					
Grob:	Injektortrahler (75 S, Sandmaster, Zofingen, Schweiz), Walnussschalen				
Fein:	Glanzstrahlmittel (Korngröße 50 µm) bei 2 bar Druck				
6. Abtrennen:	Diamantscheibe (918 PB-220, Komet, Lemgo, Deutschland)				
7. Politur:					
BF/BZ:	SIC Foil mit Korngröße P500, P1200, P2000, P4000 (Scan-Dia)				
HM, E_{it}:	40 µm und 20 µm Diamantscheibe, Schleifscheibe mit 9 µm und 3 µm Suspension, Polierscheibe mit Poliersuspension				
AB:	Einschleifen in der ACTA-Maschine mit grob und feingekörntem Schleifrad				

4.3.1 Prüfkörperherstellung zur Untersuchung der Vier-Punkt-Biegefestigkeit und SEVNB-Bruchzähigkeit

4.3.1.1 Vier-Punkt-Biegefestigkeit

Rückstandslos ausbrennbare Wachsmodellationen wurden mittels CAD/CAM-Technologie (Ceramil motion 2, Amann Girrbach AG, Pforzheim, Deutschland) aus 98,5 mm großen und 12 mm hohen Wachsronen (ProArt CAD Wax blue, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) gefräst. Die Maße der Wachsmodellationen betragen 3,4 x 4,4 x 30 mm. Anschließend wurden die angestifteten Modellationen mit der entsprechenden Einbettmasse eingebettet, vorgewärmt (KaVo EWL, Typ 5636, Biberach, Deutschland) und im Pressofen (Austromat 654 press-i-dent, Dekema Dental-Keramiköfen, Freilassing, Deutschland) gepresst. Nach Abkühlung der Muffeln auf Raumtemperatur wurden sie ausgebettet (Abbildung 23).



Abbildung 23: Mittels CAD/CAM-Technologie gefertigte Wachsmodellation, angestiftete Wachsmodellationen und ausgebettete Keramikprüfkörper vor Politur (v.l.n.r) zur Testung der SEVNB-Bruchzähigkeit und Vier-Punkt-Biegefestigkeit

Mit einer diamantierten Trennscheibe (918PB, Komet Dental, Lemgo, Deutschland) wurden die Presskanäle entfernt und geglättet. Um eine Überhitzung zu verhindern, fand dies unter regelmäßiger Befeuchtung statt. Die jeweiligen Parameter sind Tabelle 9 zu entnehmen. Die in Abbildung 24 dargestellte Vorrichtung diente als Halterung der Prüfkörper, um die Keramik unter Wasserkühlung an der Poliermaschine (Abramin, Struers, Ballerup, Dänemark) manuell bei 150 rpm auf die Finalmaße 3 ($\pm 0,2$ mm) x 4 ($\pm 0,2$ mm) x 30 mm zu polieren.



Abbildung 24: Halterung zum Polieren der Keramikprüfkörper

Dazu wurde SIC Foil Nassschleifpapier (Scan-Dia, Hagen, Deutschland) P500, P1200, P2000 und P4000 aufgelegt und bis auf Hochglanz poliert. Mittels Micrometerschraube (Mitutoyo Europe GmbH, Neuss, Deutschland) wurden die Keramikkörper vermessen. Ebenso wurde die Parallelität mit einer Toleranz von 0,05 mm mit der Mikrometerschraube überprüft. Eine Gruppe der zirkonoxidverstärkten Lithiumsilikatkeramik Celtra wurde außerdem gemäß Herstellerangaben hitzebehandelt [107].

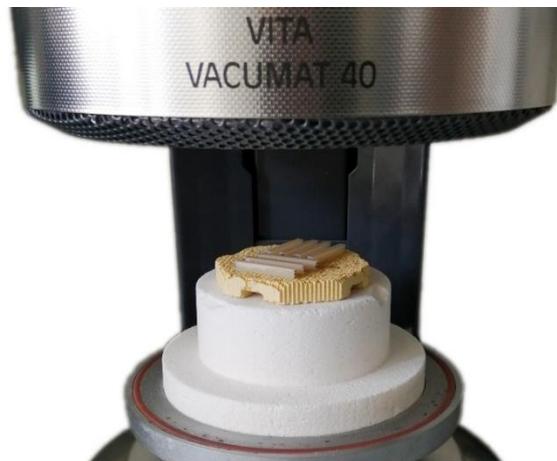


Abbildung 25: Brennofen für die Hitzebehandlung der Celtra Prüfkörper

Ein Teil der Celtra Prüfkörper, 15 quaderförmige und 15 scheibenförmige, blieben unbehandelt, sodass die Ergebnisse der Biegefestigkeit und der Martensmessung verglichen werden konnten. Für alle weiteren Celtra Prüfkörper wurde die herstellergemäße Hitzebehandlung mit dem Ofen VITA Vacumat 40 (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland, siehe Abbildung 25) durchgeführt. Die verwendeten Parameter sind Tabelle 10 zu entnehmen.

Tabelle 10: Ofeneinstellung für die herstellergemäße Hitzebehandlung der Celtra Prüfkörper

Schließen	Vorwärmtemp.	Vorwärmen	Steigrate	Endtemp.	Haltezeit
1 min	400 °C	1 min	55 °C / min	760 °C	2 min

4.3.1.2 SEVNB-Bruchzähigkeit

Die Prüfkörper zur Untersuchung der Bruchzähigkeit wurden analog zu den Prüfkörpern zur Testung der Biegefestigkeit hergestellt. Die Parameter lassen sich somit dem vorherigen Kapitel entnehmen. Allerdings erfolgte zusätzlich die Setzung eines Sägeschnitts in Anlehnung an ISO-Norm 6872:2019 [39]. Prüfkörper wurden mit der schmalen Seite (3 mm) nach oben gerichtet auf einen Prüfkörperhalter platziert und mittels Registriermaterial (Futar D-Fast, Kettenbach, Eschenburg, Deutschland) fixiert. Unter Verwendung der Universalschneidemaschine (Secotom-50, Struers) und diamantierter Trennscheibe 127 mm dia. X 0,4 mm (M1D13, Struers) wurde mittig des jeweiligen Prüfkörpers ein Sägeschnitt gesetzt (Abbildung 26). Die Tiefe betrug dabei in Anlehnung an die ISO-Norm über 0,5 mm. Folgende Parameter wurden in der Universalschneidemaschine eingestellt: Scheibengeschwindigkeit: 2500 U / min; Vorschub: 0,050 mm / s; Trennlänge: 40,0 mm sowie Trennmodus: direkter Schnitt. Anschließend erfolgte die Setzung einer scharfen V-Kerbe mit Hilfe einer Kerbmaschiene (SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) und einer Rasierklinge (0,4 mm blades, Lux Tools, Wermelskirchen, Deutschland, Abbildung 27). Es wurde die Zyklenzahl eingestellt und 3 µm Polierpaste (DiaPro, Struers) verwendet.

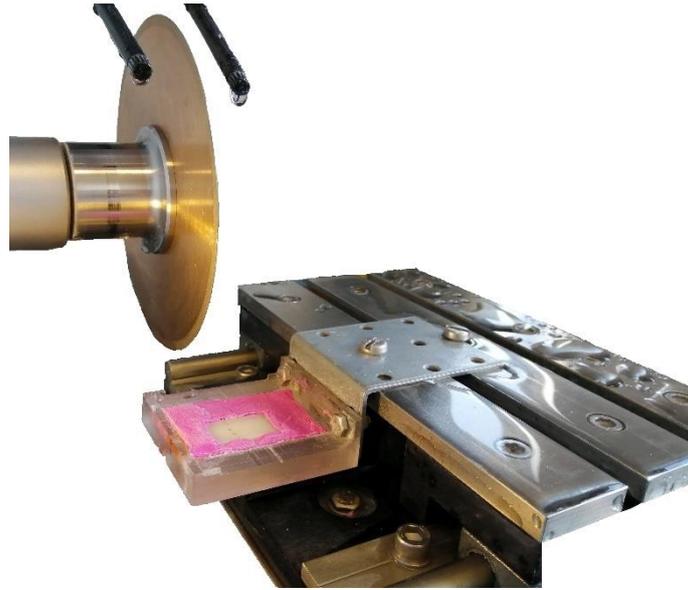


Abbildung 26: Universalschneidemaschine zum Setzen der Sägeschnitte

Die gewünschte Gesamtkerbtiefe (Anfangskerbe und V-Kerbe) von 0,8 - 1,2 mm wurde nach Herauslösen und Reinigen der Prüfkörper mittels Ultraschallbads mikroskopisch kontrolliert (Zwick/Roell Z 2,5, Ulm, Deutschland). Abbildung 28 fasst die Herstellung der Prüfkörper für die Biegefestigkeits- und Bruchzähigkeitsversuche schematisch zusammen.

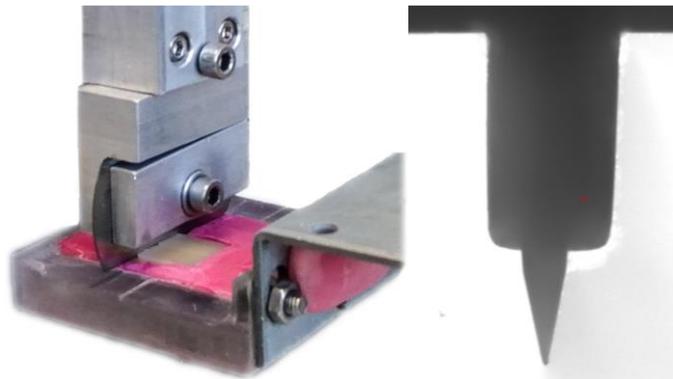


Abbildung 27: Kerbmaschine (SD-Mechatronik) zum Setzen der scharfen V-Kerbe, V-förmige Kerbe unter 5-facher Vergrößerung

Material und Methoden

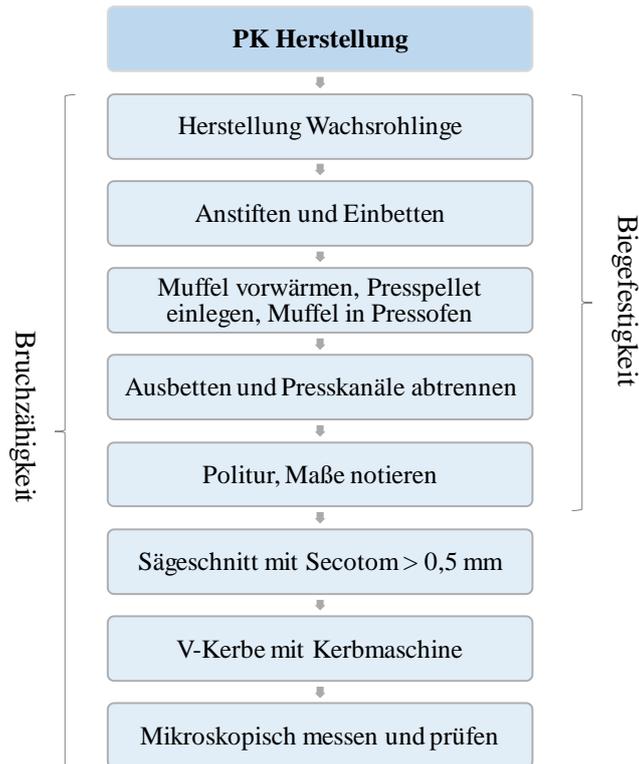


Abbildung 28: Kurzübersicht zur Herstellung der Prüfkörper zur Untersuchung der Biegefestigkeit und SEVNB-Bruchzähigkeit

4.3.2 Prüfkörperherstellung zur Untersuchung der Abrasionsbeständigkeit

Zur Herstellung der Wachsmodelle für die Untersuchung der Abrasionsbeständigkeit wurden manuell gefertigte Trapeze mit den ungefähren Maßen von ca. 10 mm x 10 mm x 5 mm produziert (Abbildung 29). Die genauen Herstellungsparameter sind Tabelle 9 zu entnehmen.



Abbildung 29: Manuell gefertigte Wachsmodellation, angestiftete Wachsmodellationen und ausgebettete Prüfkörper zur Testung der Abrasionsbeständigkeit (v.l.n.r)

Material und Methoden

Je zwölf Prüfkörper wurden für die Befestigung am Prüfrad vorbereitet. Das Prüfrad wurde zuerst mit 110 µm Aluminiumoxid abgestrahlt; anschließend mit einem Universaladhäsivsystem (Universal Scotchbond, 3M, Seefeld, Deutschland) benetzt, welches je Kammer für zehn Sekunden lichtgehärtet (Targis Quick, Ivoclar Vivadent) wurde. Die Keramikunterseite wurde für 90 Sekunden mit 9 % gepufferter Flusssäure (Porcelain Etch, Ultradent, Brunthal, Deutschland) vorbehandelt.



Abbildung 30: Darstellung des Prüfrades vor Befestigung der Prüfkörper

Nach Abspülen des Ätzgels, Reinigen mittels Ultraschallbad und Abtrocknen der Prüfkörper wirkte die behandelte Oberfläche matt. Die vorbehandelte Keramik konnte anschließend mittels dünnfließendem Komposit (Sinfony, 3M) unter Zuhilfenahme einer Positionierungsschiene auf dem Prüfrad platziert werden. Nach Lichthärtung (Targis Quick, Ivoclar Vivadent) der einzelnen Kammern für 45 Sekunden war das Rad fertig bestückt.

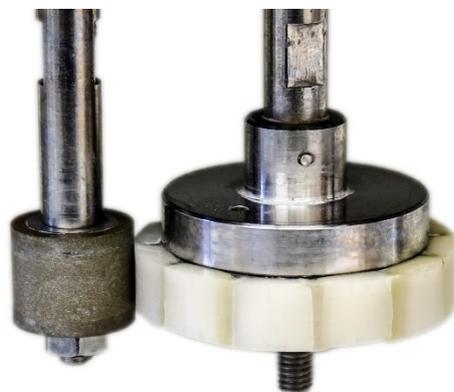


Abbildung 31: Walze zum Abrunden des Prüfkörperades

Um den Umfang des Prüfkörperrades abzurunden, folgte anschließend das Einschleifen an der ACTA-Maschine (Abbildung 31). Durch Gewichtsscheiben, die an der Maschine seitlich angebracht werden konnten, wurde eine Anpresskraft erzeugt, die 15 N entspricht. Ein Schleifrad wurde an der linken Achse montiert; das Prüfkörperrad an der rechten Achse. Anschließend liefen beide Umfangsflächen gegensinnig, sodass die Materialoberfläche anschließend homogen rund und damit für den Abrasionstest vorbereitet war.

4.3.3 Prüfkörperherstellung zur Untersuchung der Martensparameter

Für die Herstellung der Prüfkörper zur Untersuchung der Martensparameter wurden mit der Fräsmaschine (Ceramil motion 2, Amann Girrbach) Scheiben mit 14 mm Durchmesser und 1,4 mm Dicke aus Wachsronden (Wax Disc (Elfenbein), Dentsply Sirona, Hanau, Deutschland) gefräst, welche auf die Finalmaße 14 x 1 mm ($\pm 0,03$ mm) poliert wurden. Die Herstellungsparameter sind Abbildung 9 zu entnehmen. In Abbildung 32 sind Zwischenschritte der Prüfkörperherstellung dargestellt.

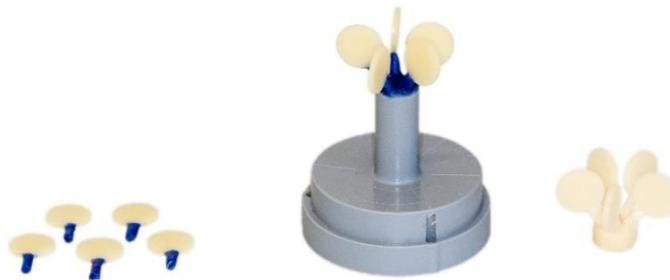


Abbildung 32: CAD/CAM hergestellte Wachsmodellation, angestiftete Wachsmodellationen und ausgebettete Prüfkörper zur Testung der Martensparameter (v.l.n.r.)

Für die Politur wurde die Poliermaschine (Abramin, Struers) genutzt. Die Scheiben wurden dazu mit Wachs auf eine runde Trägerplatte befestigt und eingespannt. Unter regelmäßiger Kontrolle der Schichtstärke mittels Bügelmessschraube (Mitutoyo) wurden sie in folgender Reihenfolge mit Schleifscheiben unter Wasserkühlung poliert: 40 μm , 20 μm Diamantscheibe

(Diamondfilm, Struers), Schleifscheibe (MD-Largo, Struers) mit 9 μm und anschließend 3 μm Suspension (Dia Pro 9/3 μm , Struers). Daraufhin wurden die Scheiben mit einer Polierscheibe (MD-Nap, Struers) und Poliersuspension (OP-S, Struers) auf Hochglanz poliert (Abbildung 33).



Abbildung 33: Auf Träger befestigte Prüfkörper zum Einspannen in die Poliermaschine und Polierscheiben zum Polieren auf Hochglanz, 40 μm Diamantscheibe, 20 μm Diamantscheibe, Schleifscheibe, Polierscheibe Struers (v.l.n.r)

4.4 Durchführung der Untersuchungen

4.4.1 Untersuchung der Vier-Punkt-Biegefestigkeit

In Anlehnung an ISO 6872:2019 wurde die Vier-Punkt-Biegefestigkeit bestimmt. Der Aufbau der Prüfapparatur lässt sich folgendermaßen beschreiben: die Auflagerrollen aus gehärtetem Stahl und einem Durchmesser von 5 mm waren so angeordnet, dass sie eine Vier-Punkt-Belastung auf den Prüfkörper ausübten. Der Mittenabstand zwischen den äußeren Auflagerrollen L_0 lag bei 20 mm. Der Mittenabstand der oberen Belastungsrollen lag bei 12 mm. Abbildung 34 veranschaulicht den Aufbau. Durch die Universalprüfmaschine (1445 Zwick/Roell, Zwick, Ulm, Deutschland) wurde eine Kraft bis zum vollständigen Bruch aufgebaut (Vorschubgeschwindigkeit 1 mm / min, Messdose 10 kN).

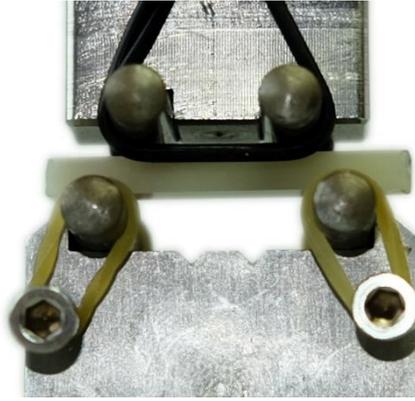


Abbildung 34: Prüfapparatur zur Bestimmung der Vier-Punkt-Biegefestigkeit. ($L_0 = 20$ mm, $L_i = 12$ mm)

Die notierten Bruchkräfte wurden zur Ermittlung der Vier-Punkt-Biegefestigkeit in folgenden mathematischen Zusammenhang gestellt [39]:

$$\sigma = \frac{3P(L_0 - L_i)}{2wb^2}$$

σ	Biegefestigkeit (MPa)
P	Bruchkraft (N)
L_0	äußere Auflagenweite (mm)
L_i	innere Auflagenweite (mm)
w	Breite des Prüfkörpers (mm)
h	Höhe des Prüfkörpers (mm)

4.4.2 Untersuchung der SEVNB-Bruchzähigkeit

Die vorbereiteten Prüfkörper wurden mit der schmalen, gekerbten Seite nach unten gerichtet in die Apparatur der Universalprüfmaschine (1445 Zwick/Roell, Zwick, Ulm, Deutschland, Abbildung 35) gelegt. Die Prüfapparatur entsprach der bereits beschriebenen Prüfapparatur der Biegefestigkeitsversuche. Allerdings wurde zur Untersuchung der SEVNB-Bruchzähigkeit eine Vorschubgeschwindigkeit von 0,5 mm / min und eine Kraftdosis von 500 N eingestellt, da bei diesem Versuch deutlich kleinere Kräfte bis zum Bruch aufgebracht werden müssen.

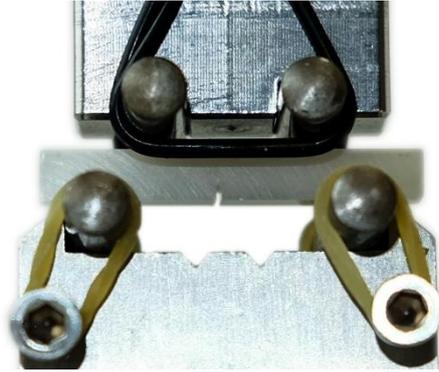


Abbildung 35: In die Universalprüfmaschine eingebrachter Prüfkörper zur Testung der Bruchzähigkeit. Die schmale gekerbte Seite zeigt nach unten.



Abbildung 36: Bruchfragmente einer Lithium-X-Silikatkeramik nach SEVNB-Bruchzähigkeitsversuch

Nach vollständigem Bruch wurde die benötigte Kraft notiert sowie die Bruchstelle unter einem Mikroskop betrachtet. Damit konnte die mittlere Kerbtiefe aus drei Messungen je Prüfkörper ermittelt und die Bruchstelle kontrolliert werden. Die Prüfkörper wurden nur in die Auswertung einbezogen, wenn sich der Bruch vom Boden der V-Kerbe ausdehnte. Die Bruchzähigkeit wurde mittels folgendem mathematischen Zusammenhang berechnet [39]:

$$K_{IC} = \frac{F}{b\sqrt{w}} \cdot \frac{s_1 - s_2}{w} \cdot \frac{3\sqrt{\alpha}}{2(1 - \alpha)^{1,5}} Y$$

K_{IC}	Bruchzähigkeit [$\text{MPa}\sqrt{\text{m}}$]
F	Bruchkraft [MN]
b	Dicke des Prüfkörpers [m]
w	Breite des Prüfkörpers [m]
s_1	Auflager-Spannweite [m]
s_2	innere Spannweite [m]
α	relative Tiefe der V-Kerbe
Y	Formfaktor der Beanspruchungsintensität.

4.4.3 Untersuchung der Drei-Körper-Abrasionsbeständigkeit

Der Aufbau der ACTA-Maschine lässt sich wie folgt beschreiben: die Maschine besteht aus zwei motorgetriebenen zylindrischen Rädern mit unterschiedlichem Durchmesser, die in einem Glasbehälter mit einem Zwischenmedium aneinander reiben. Das Prüfkörperad mit dem größeren Durchmesser wurde für die vorliegende Untersuchung mit zwölf Prüfkörpern bestückt. Das kleinere Rad war das Antagonistenrad. Dieses ist schmaler, somit entstanden nicht abgeschliffene Referenzbereiche. Das Antagonistenrad hatte zudem eine strukturierte Oberfläche, um mehr Nahrungsbrei zwischen die beiden Räder leiten zu können (Abbildung 37).

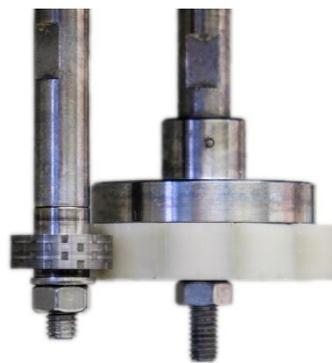


Abbildung 37: Prüfvorrichtung mit eingespanntem Antagonisten- und Prüfkörperad

Eine Anpresskraft von 15 N wurde in Anlehnung an die physiologische Kraft gewählt [108]. Das Prüfkörperad drehte sich mit einer Geschwindigkeit von 60 U / min gegen das Antagonistenrad, was eine typischen Kaufrequenz nachahmen soll [75]. Entsprechend der ISO/TS 14569 wurde der Schlupf auf 15% eingestellt [109]. Der Schlupf entsteht durch die unterschiedlichen Umfangsgeschwindigkeiten der Räder. Sind diese gleich schnell, so ergibt sich ein Schlupf von 0 % und die Dicke des Zwischenmedium wäre maximal. Mit steigendem Schlupf erhöht sich der Scherstress; ab einem Schlupf von 45 % würden die Räder kein Zwischenmedium mehr befördern und sich berühren [75]. Die Umdrehungszahl für das Antagonistenrad wurde jeweils berechnet. Zuerst berechnete man die Umfangsgeschwindigkeit

Material und Methoden

des Prüfkörperrades, um die erforderliche Umdrehungszahl für das Antagonistenrad zu errechnen. Um den normierten Schlupf von 15 % einzuhalten, wurde die Umfangsgeschwindigkeit auf 85 % der Umfangsgeschwindigkeit des Testrades eingestellt.

$$V_{PK} = \frac{d_{PK} \cdot \pi}{60}$$

V_{PK} Umfangsgeschwindigkeit Prüfkörperad (mm/s)

d_{PK} Durchmesser Prüfkörperad (mm)

f_{PK} Umdrehungszahl Prüfkörperad (1/mm)

$$f_A = \frac{V_A}{\pi \cdot d_A} \cdot 60$$

$$V_A = 0,85 \cdot V_{PK}$$

f_A Umdrehungszahl Antagonistenrad (1/mm)

V_A Umfangsgeschwindigkeit Antagonistenrad (mm/s)

d_A Durchmesser Antagonistenrad (mm)

Als Zwischenmedium wurden 150 g Hirse und 220 ml destilliertes Wasser gemischt. Die Hirse wurde mit einer Mühle auf gröbster Stufe zermahlen (Molino, Melitta, Minden, Deutschland). Da sich während des Versuchs das Fett der Hirsesamen löst, kommt es zur Ausbildung einer Fettschicht auf den Prüfkörperädern. Um dies zu vermeiden, erfolgte alle 50 000 Zyklen ein Austausch des Mediums [110].



Abbildung 38: links: naturbelassene Hirsesamen; rechts: gemahlene Hirse

Um eine harmonische Adaptation der Radoberflächen zu erreichen, wurden die Räder vor dem eigentlichen Versuch 60 000 Zyklen lang mit den oben genannten Parametern eingeschliffen. Dadurch entstand seitlich der Spur eine Schleifspur mit ungeschliffenen Stegen.



Abbildung 39: ACTA-Maschine im Betrieb

In diese Bereiche wurden mittels einer diamantierten Trennscheibe Markierungen gesetzt und das Prüfkörperrad mit Hilfe einer speziellen Halterung (Abbildung 40) im Laserscanner LAS-20 (SD Mechatronik, Abbildung 41) gescannt.

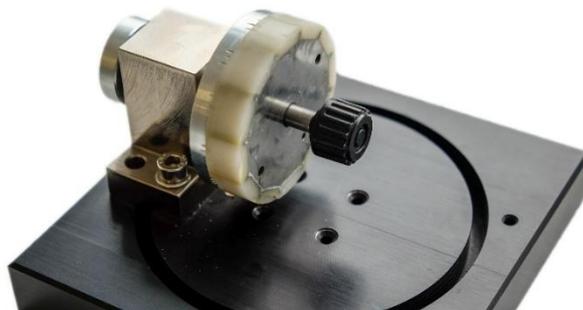


Abbildung 40: spezielle Prüfradhalterung für den Laserscanner LAS-20

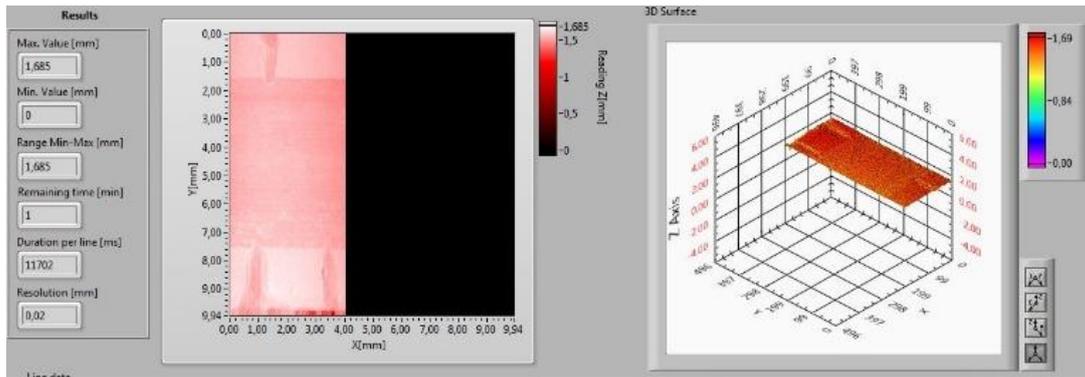


Abbildung 41: Benutzeroberfläche des Scanners LAS-20

Die gesetzten Markierungen dienten als Orientierung zur korrekten Überlagerung der Scans vor und nach der Simulation. Anschließend fand der eigentliche Versuch mit 200 000 Zyklen statt. Die Parameter entsprachen den beim Einschleifen genutzten Einstellungen. Im Anschluss an den simulierten Kauvorgang fand der Post-Scan statt. Abbildung 42 veranschaulicht die Methodik der Untersuchung der Abrasionsbeständigkeit in einer Kurzübersicht.

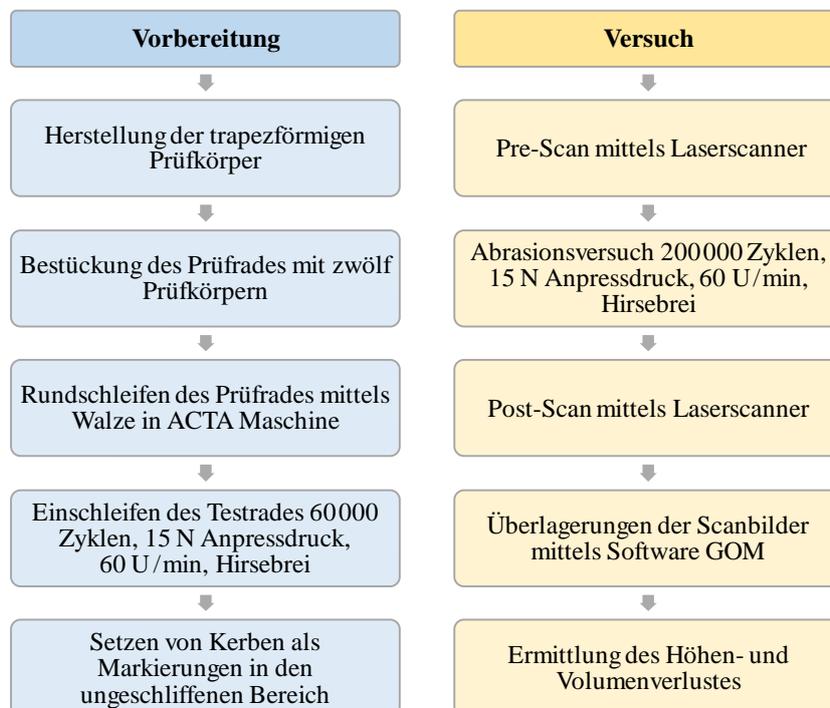


Abbildung 42: Kurzübersicht der Methodik zur Bestimmung der Abrasionsbeständigkeit mittels Drei-Körper-Abrasionsversuch mit der ACTA-Maschine

Zur Auswertung der Abrasionsbeständigkeit wurde die 3D-Inspektions- und Netzbearbeitungssoftware GOM Inspect 2016 (GOM, Braunschweig, Deutschland) genutzt. Nach Importieren der Pre-Scandatei in das Programm wurde die dargestellte Punktwolke polygonisiert, sodass ein Netz entstand. Das Netzelement wurde anschließend in eine CAD-Oberfläche umgewandelt. Der Post-Scan wurde ebenfalls ins Programm importiert, polygonisiert und damit in ein Netz umgewandelt. Die zuvor gesetzten Markierungen halfen dabei, das CAD-Element (Pre-Zustand) mit der Netzoberfläche (Post-Zustand) zu matchen. Nach der Überlagerung konnte nun mittels eines Flächenvergleichs der CAD-Oberfläche der Höhen- bzw. Volumenverlust analysiert werden (Abbildung 43).

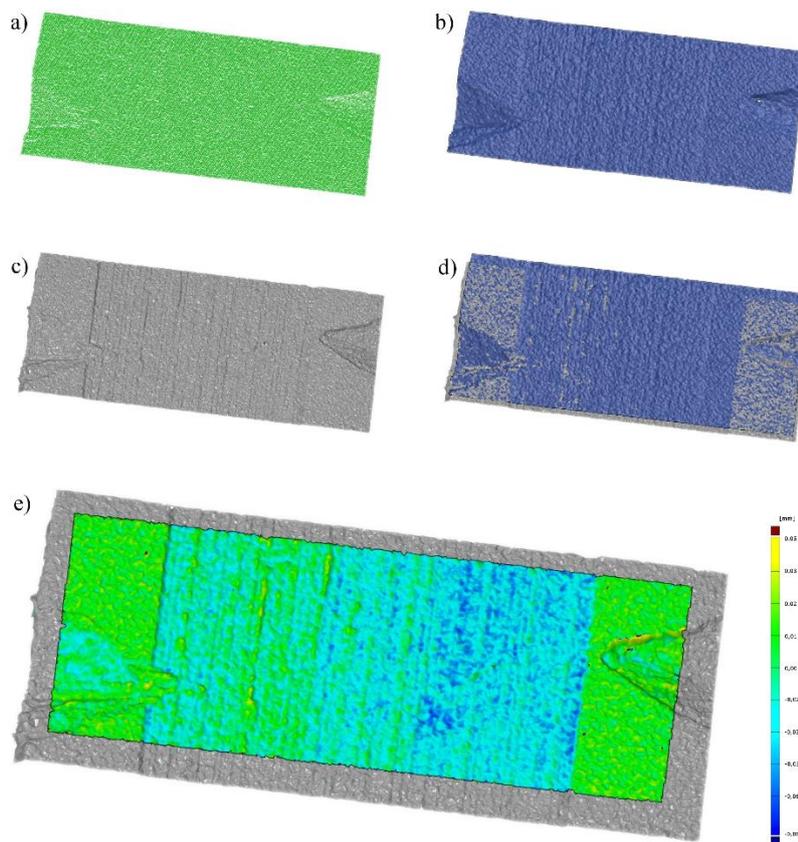


Abbildung 43: Benutzeroberfläche der GOM Software zur Auswertung des Abrasionsversuchs (a: Pre-Scan als Punktwolke, b: Pre-Scan als CAD Oberfläche, c: Post-Scan als Netz, d: Pre- und Post-Scan gematched, e: Grafische Auswertung des Flächenvergleichs zwischen Pre- und Post-Scan)

Die Software erstellt sowohl eine visuelle als auch eine tabellarische Ergebnisübersicht. Der maximale Höhenverlust konnte direkt der Tabelle entnommen werden. Der Volumenverlust wurde mit folgender Formel berechnet:

$$\frac{\text{Integrated abs distance} - \text{Integrated distance}}{2} = |\text{Volumen}|$$

Um den Volumenverlust zu bestimmen, wurde ein Streifen mit einer definierten Fläche von $5,22 \pm 0,03 \text{ mm}^2$ betrachtet. Damit eine stärkere Aussagekraft der Ergebnisse gewährleistet werden konnte, wurden die Scans von fünf verschiedenen wissenschaftlichen Mitarbeitern der LMU München gemacht, ausgewertet und anschließend gemittelt, bevor diese statistisch ausgewertet wurden.

4.4.4 Untersuchung der Martensparameter

Die Martenshärte und der elastische Eindringmodul wurden mit der universellen Härteprüfmaschine (Zwick/Roell, ZHU 2,5, Zwick, Ulm, Deutschland, Abbildung 44) ermittelt. Der jeweilige Prüfkörper wurde mit einer Prüfkraft von 9,81 N für zehn Sekunden belastet. Die eingestellte Querkontraktionszahl betrug dabei 0,3. Die Vickerspyramide, eine vierseitige Diamantpyramide, deren Seitenfläche 136° abgewinkelt voneinander stehen, drang dabei auf die polierte Prüfkörperoberfläche ein. Abbildung 45 zeigt den typischen Abdruck der Vickerspyramide im Prüfkörper.



Abbildung 44: Universalprüfmaschine zur Messung der Martensparameter (Zwick/Roell)



Abbildung 45: Quadratischer Eindruck der Vickerspyramide in den Prüfkörper unter 5-facher Vergrößerung (Zwick/Roell) und Nahaufnahme der Prüfmethode

Die Prüfkraft und die Eindringtiefe wurden instrumentell erfasst und grafisch dargestellt (Abbildung 46). Die Martenshärte und der elastische Eindringmodul wurden mit Hilfe der Software testXpert (Zwick/Roell) ermittelt.

Seriengrafik:

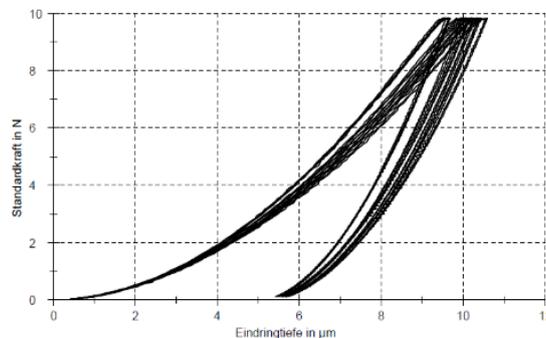


Abbildung 46: Grafische Darstellung der Eindringtiefe der Vickerspyramide bei einwirkender Kraft

4.5 Statistische Methoden

Die ermittelten Daten aus den Untersuchungen der Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit, Abrasionsbeständigkeit und der Martensparameter wurden mittels der Statistiksoftware SPSS Version 25 (IBM, Armonk, New York, USA) ausgewertet. Ob die erhobenen Daten normalverteilt waren, wurde mittels Kolmogorov-Smirnov Test ermittelt. Lag eine Normalverteilung vor, so wurde die einfaktorielle Varianzanalyse ANOVA durchgeführt. Um feststellen zu können, welche Gruppen sich im Konkreten signifikant unterscheiden, wurde der Scheffé Test angewandt. Diese Vorgehensweise wurde für die statistische Auswertung der ermittelten Werte der Biegefestigkeit und des Martensparameter gewählt, da diese normalverteilt vorlagen. Für die weiteren Untersuchungsparameter Bruchzähigkeit und Abrasionsbeständigkeit sowie für den Vergleich zwischen Celtra Press mit und ohne Hitzebehandlung wurde der Kruskal-Wallis-H- und der Mann-Whitney-U-Test als nicht parametrische Analyse gewählt. Der Weibullmodul wurde mit dem Verfahren größter Plausibilität („Maximum-Likelihood-Methode“) mit einem 95 %-Konfidenzintervall ermittelt. Korrelationen zwischen den Untersuchungsparametern wurden mit dem Spearman-Rho-Test untersucht. Das Signifikanzniveau lag bei p-Werten kleiner 0,05.

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der Vier-Punkt-Biegefestigkeit und des Weibullmoduls

Die Daten der Biegefestigkeit wichen nicht von der Normalverteilung ab und wurden daher parametrisch ausgewertet. Amber (MW = 324 ± 43 MPa) und Celtra (MW = 320 ± 63 MPa) wiesen die höchsten Biegefestigkeiten auf. Sie unterschieden sich allerdings nicht signifikant ($p = 0,788 - 0,918$) von Livento und e.max und lagen in einem Wertebereich. LiSi (MW = 251 ± 47 MPa) zeigte die niedrigsten Biegefestigkeiten und unterschied sich signifikant von Amber und Celtra ($p = 0,004 - 0,007$). Des Weiteren wurden die jeweils unterschiedlichen Vorbehandlungen der Celtra Keramik verglichen. Celtra ohne zusätzliche Hitzebehandlung (MW = 189 ± 33 MPa) zeigte signifikant niedrigere Werte als Celtra mit Hitzebehandlung (MW = 320 ± 63 MPa) [„Powerfire“ nach Herstellerangaben, siehe Kapitel 4.3.1]. Tabelle 11 fasst die deskriptive Statistik zusammen. Abbildung 47 stellt die Biegefestigkeiten grafisch dar.

Tabelle 11: Erfassung der deskriptiven Statistik (parametrische Analyse) der Biegefestigkeit aller Prüfmaterialien

Biegefestigkeit [MPa]		
Material	Mittelwert \pm SD	95 % KI
Amber Press	324 ± 43^b	299 ; 349
Celtra Press	$320 \pm 63^{b/B}$	284 ; 356
Celtra Press ohne Hitzebehandlung	189 ± 33^A	169 ; 208
Initial LiSi Press	251 ± 47^a	224 ; 278
IPS e.max Press	303 ± 56^{ab}	271 ; 335
Livento Press	301 ± 22^{ab}	288 ; 314

^{ab} verschiedene Buchstaben signalisieren signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen
^{AB} verschiedene Buchstaben signalisieren signifikante Unterschiede zwischen den Celtra Press Gruppen

Ergebnisse

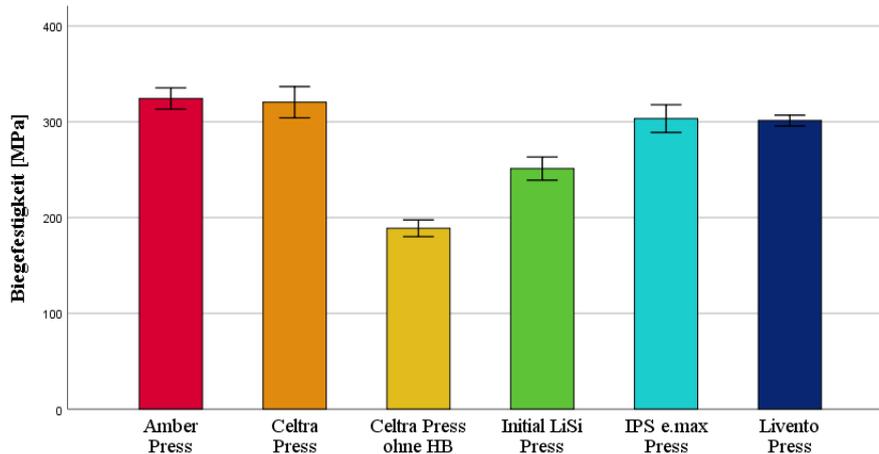


Abbildung 47: Grafische Darstellung der Ergebnisse der Vier-Punkt-Biegefestigkeitsversuche aller Prüfmaterialien (Amber Press, Celtra Press, Initial LiSi Press, IPS e.max Press und Livento Press)

Anschließend wurde der Weibullmodul (m) und die Weibullfestigkeit (σ_0) ermittelt. Livento ($m = 16,1$) zeigte höhere Werte als alle anderen getesteten Materialien ($m = 6 - 8,6$). Celtra ($\sigma_0 = 344$ MPa), Amber ($\sigma_0 = 342$ MPa) und e.max ($\sigma_0 = 323$ MPa) zeigten die signifikant höchsten charakteristischen Festigkeiten, während Celtra ohne zusätzlichen Brand ($\sigma_0 = 201$ MPa) sowie LiSi ($\sigma_0 = 270$ MPa) die niedrigsten Werte aufwiesen.

Tabelle 12: Weibullstatistik der Biegefestigkeitsversuche (Weibullmodul und charakteristische Festigkeit unter Angabe des 95% Konfidenzintervalls)

Weibullstatistik				
Material	Weibullmodul: m	95 % KI	charakt. Festigkeit [MPa]: σ_0	95% KI
Amber Press	8,6 ^a	5,0 ; 14,7	342 ^c	320 ; 365
Celtra Press	6,0 ^{a/A}	3,4 ; 10,2	344 ^{c/B}	313 ; 378
Celtra Press ohne Hitzebehandlung	6,7 ^{a/A}	3,8 ; 11,4	201 ^A	184 ; 219
Initial LiSi Press	6,0 ^a	3,4 ; 10,2	270 ^a	245 ; 296
IPS e.max Press	6,8 ^a	3,8 ; 11,6	323 ^c	297 ; 351
Livento Press	16,1 ^b	9,3 ; 27,4	311 ^b	299 ; 322

^{ab} verschiedene Buchstaben signalisieren signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen

^{AB} verschiedene Buchstaben signalisieren signifikante Unterschiede zwischen den Celtra Press Gruppen

Ergebnisse

Außerdem wurden die Bruchfragmente ausgezählt. Die größte Gesamtzahl an Bruchstücken hatten Celtra und Amber, gefolgt von Livento und e.max. Die wenigsten Bruchfragmente wiesen Celtra ohne Hitzebehandlung und LiSi auf. Die absteigende Rangfolge der Gesamtzahl der Bruchfragmente entsprach mit Ausnahme von Rang eins und zwei der Rangfolge der Biegefestigkeiten. Während Celtra ohne Hitzebehandlung ausschließlich in zwei oder maximal drei Stücke zerbrach, veränderte sich das Bruchbild nach der Vorbehandlung deutlich, sodass ein Großteil der aus diesem Material gefertigten Prüfkörper in mehr als drei Fragmente auseinanderbrach.

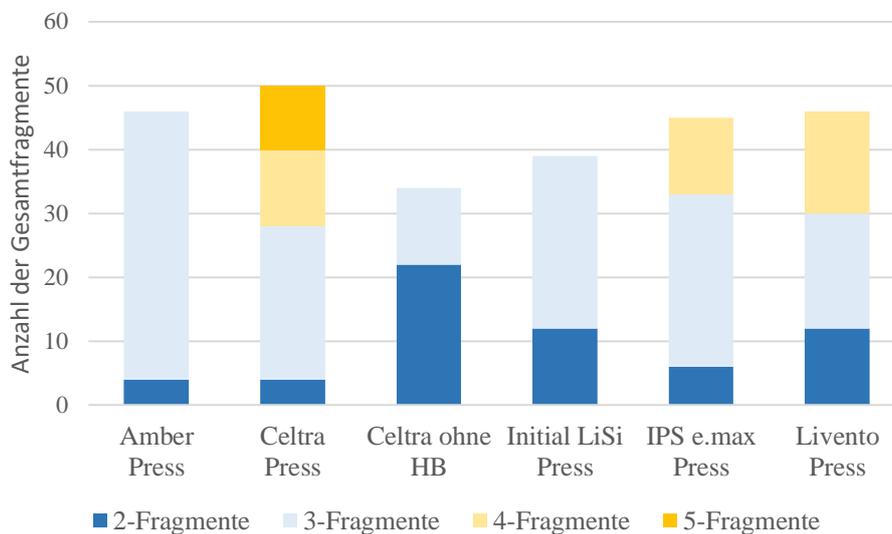


Abbildung 48: Bruchanalyse der Prüfkörper nach Biegeversuch aller Prüfmaterialien (Amber Press, Celtra Press, Initial LiSi Press, IPS e.max Press und Livento Press)

5.2 Ergebnisse der SEVNB-Bruchzähigkeit

Die Werte der Bruchzähigkeit wichen von der Normalverteilung ab, sodass sie nichtparametrisch ausgewertet wurden. Amber (Median = $2,82 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$) und e.max (Median = $2,68 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$) hatten signifikant ($p = 0,001 - 0,008$) höhere Werte im Vergleich zu Celtra (Median = $2,34 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$). LiSi, Livento und e.max lagen in einem Wertebereich ($p = 0,116 -$

0,999). Tabelle 13 fasst die deskriptive Statistik der Bruchzähigkeit zusammen. Abbildung 49 stellt die Bruchzähigkeiten grafisch dar.

Tabelle 13: Erfassung der deskriptiven Statistik (nichtparametrische Analyse) der Bruchzähigkeitsversuche aller Prüfmaterialien

Bruchzähigkeit [MPa√m]			
Material	Min	Median	Max
Amber Press	2,46	2,82 ^c	3,46
Celtra Press	1,88	2,34 ^a	3,14
Initial LiSi Press	1,96	2,24 ^{ab}	3,06
IPS e.max Press	2,34	2,68 ^{*bc}	3,79
Livento Press	2,39	2,63 ^{abc}	2,98

^{ab} verschiedene Buchstaben signalisieren signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen
* nicht normalverteilt

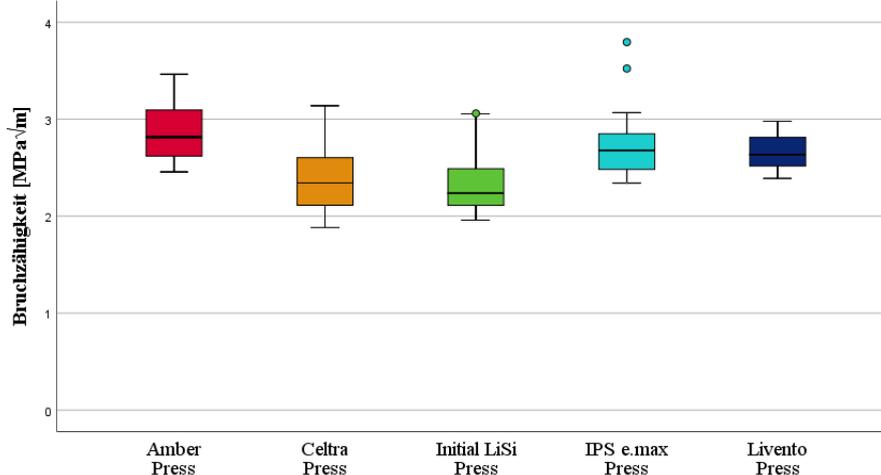


Abbildung 49: Grafische Darstellung der Ergebnisse der SEVNB-Bruchzähigkeit aller getesteten Prüfmaterialien (Amber Press, Celtra Press, Initial LiSi Press, IPS e.max Press und Livento Press)

5.3 Ergebnisse der Abrasionsbeständigkeit

Die erhobenen Daten der Abrasionsbeständigkeit wichen von der Normalverteilung ab und wurden nichtparametrisch ausgewertet. Celtra (Median = -0,081 mm²) und Livento (Median =

Ergebnisse

-0,084 mm²) wiesen einen signifikant höheren maximalen Höhenabtrag, verglichen mit allen anderen getesteten Materialien, auf ($p = 0,001 - 0,008$). Die Werte von Amber (Median = -0,066 mm²), LiSi (Median = -0,07 mm²) und e.max (Median = -0,067 mm²) lagen in einem Wertebereich ($p = 0,078 - 0,630$). Weiterhin wurde der Volumenverlust gemessen. Dafür wurden die Werte von fünf verschiedenen Anwendern gemittelt und ausgewertet. Celtra (Median = -0,146 mm³) wies den höchsten Volumenabtrag und damit die niedrigste Abrasionsbeständigkeit auf ($p = 0,001 - 0,008$). Zwischen den anderen getesteten Materialien gab es keine signifikanten Unterschiede. Tabelle 14 fasst die deskriptive Statistik der Abrasionsbeständigkeit zusammen. Abbildung 50 und Abbildung 51 stellen den maximalen Höhenabtrag und den Volumenverlust grafisch dar.

Tabelle 14: Erfassung der deskriptiven Statistik (nichtparametrische Analyse) der Abrasionsbeständigkeit aller Prüfmaterialien

Abrasionsbeständigkeit						
Material	maximaler Höhenabtrag [mm]			Volumenverlust [mm ³]		
	Min	Median	Max	Min	Median	Max
Amber Press	-0,155	-0,115 ^{*a}	-0,077	-0,094	-0,066 ^a	-0,06
Celtra Press	-0,238	-0,146 ^b	-0,122	-0,102	-0,081 ^{*b}	-0,064
Initial LiSi Press	-0,123	-0,107 ^a	-0,073	-0,080	-0,070 ^a	-0,064
IPS e.max Press	-0,136	-0,117 ^a	-0,092	-0,072	-0,067 ^a	-0,064
Livento Press	-0,187	-0,109 ^{*b}	-0,057	-0,118	-0,084 ^a	-0,068

^{ab} verschiedene Buchstaben signalisieren signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen
* nicht normalverteilt

Ergebnisse

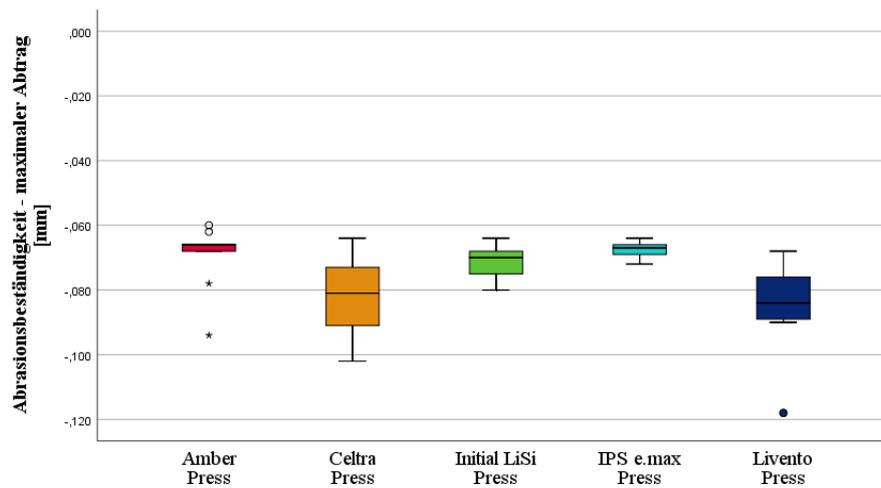


Abbildung 50: Maximaler Höhenabtrag – grafische Darstellung der Ergebnisse der Drei-Körper-Abrasionsbeständigkeit aus gemittelten Werten fünf verschiedener Anwender

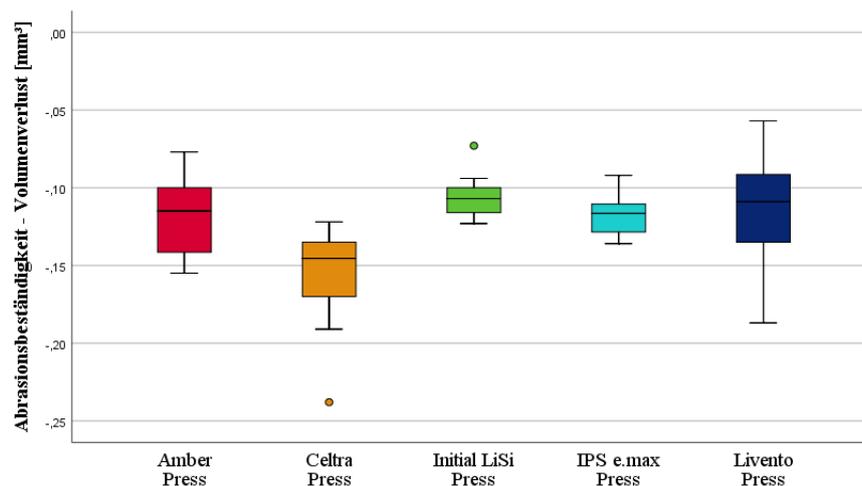


Abbildung 51: Volumenverlust – grafische Darstellung der Ergebnisse der Drei-Körper-Abrasionsbeständigkeit aus gemittelten Werten fünf verschiedener Anwender

Des Weiteren wurde die Vergleichbarkeit der fünf Anwender untereinander untersucht. Abbildung 52 stellt die Ergebnisse der fünf verschiedenen Anwender dar. Um den Methodenfehler zu analysieren, wurde die Dahlberg-Formel angewandt:

$$MF = \sqrt{\frac{\sum d^2}{2n}}$$

Ergebnisse

MF	Methodenfehler
d	Differenz zwischen den Messungen
n	Anzahl der Messungen

Der Methodenfehler lag zwischen 0,016 (Anwender 1 und 2) und 0,037 (Anwender 4 und 5).

Die Intra-Klassen-Korrelation lag bei 0,847 (95 %KI 0,743; 0,909). Anwender 1 und 4 (0,817) hatten die stärkste Korrelation, Tester 2 und 5 die geringste (0,368).

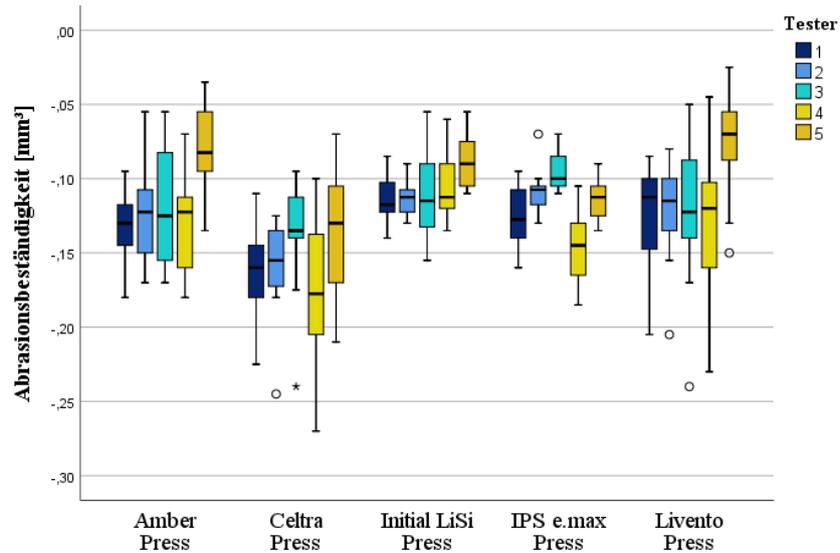


Abbildung 52: Grafische Darstellung der Ergebnisse der Abrasionsbeständigkeit der getesteten Materialien aller Anwender von Amber Press, Celtra Press, Initial LiSi Press, IPS e.max Press und Livento Press

Tabelle 15: Erfassung der deskriptiven Statistik (nichtparametrische Analyse) des Volumenverlusts aller Prüfmaterialien aufgeteilt auf die verschiedenen Anwender

Volumenverlust [mm ³] verschiedener Anwender					
Material	Amber Press	Celtra Press	Initial LiSi Press	IPS e.max Press	Livento Press
Anwender	Min/ Median/ Max	Min/ Median/ Max	Min/ Median/ Max	Min/ Median/ Max	Min/ Median/ Max
1	-0,180/ -0,130/ -0,095	-0,225/ -0,160/ -0,110	-0,140/ -0,118/ -0,085	-0,160/ -0,128/ -0,095	-0,205/ -0,113/ -0,085
2	-0,170/ -0,123/ -0,055	-0,245/ -0,155/ -0,125	-0,130/ -0,113/ -0,090	-0,130/ -0,108/ -0,070	-0,205/ -0,115/ -0,080
3	-0,170/ -0,125/ -0,055	-0,240/ -0,135/ -0,095	-0,155/ -0,115/ -0,055	-0,110/ -0,100/ -0,070	-0,240/ -0,123/ -0,050
4	-0,180/ -0,123/ -0,070	-0,270/ -0,178/ -0,100	-0,135/ -0,113/ -0,060	-0,185/ -0,145/ -0,105	-0,230/ -0,120/ -0,045
5	-0,135/ -0,083/ -0,035	-0,210/ -0,130/ -0,070	-0,110/ -0,090/ -0,055	-0,135/ -0,113/ -0,090	-0,150/ -0,070/ -0,025

5.4 Ergebnisse der Martensparameter

Bei den erhobenen Daten gab es keine Abweichungen der Normalverteilung, sodass die Werte parametrisch ausgewertet werden konnten. Celtra ($MW = 4004 \pm 224 \text{ N / mm}^2$) wies die signifikant ($p = 0,001 - 0,029$) höchsten Werte der Martenshärte auf. Alle anderen getesteten Materialien lagen in einem Wertebereich ($p = 0,363 - 0,999$). Es gab keine Unterschiede in den Martensparametern; unabhängig davon, ob Celtra nach der Politur hitzebehandelt wurde oder unbehandelt blieb. Der elastische Eindringmodul war bei Amber und Celtra signifikant höher als bei LiSi ($p = 0,004 - 0,012$). Tabelle 16 fasst die deskriptive Statistik der Martensparameter zusammen. Abbildung 53 und Abbildung 54 stellen die Ergebnisse der Martensparameter grafisch dar.

Ergebnisse

Tabelle 16: Erfassung der deskriptiven Statistik (parametrische Analyse) der Martenshärte und des elastischen Eindringmoduls aller Prüfmaterialien

Martensparameter				
Material	Martenshärte [N/mm ²]		elast. Eindringmodul [kN/mm ²]	
	Mittelwert ± SD	95 % KI	Mittelwert ± SD	95 % KI
Amber Press	3688 ± 252 ^a	3547 ; 3829	78 ± 5,5 ^b	74 ; 82
Celtra Press	4004 ± 224 ^{b/A}	3879 ; 4129	79 ± 5,1 ^{b/A}	75 ; 82
Celtra Press ohne Hitzebehandlung	3820 ± 325 ^{*A}	3639 ; 4001	77 ± 6,5 ^A	71 ; 81
Initial LiSi Press	3493 ± 311 ^a	3319 ; 3665	71 ± 6,5 ^a	66 ; 75
IPS e.max Press	3503 ± 267 ^a	3354 ; 3652	74 ± 5,3 ^{ab}	69 ; 77
Livento Press	3590 ± 21 ^a	3471 ; 3707	76 ± 5,6 ^{ab}	71 ; 80

^{ab} verschiedene Buchstaben signalisieren signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen
^{AB} verschiedene Buchstaben signalisieren signifikante Unterschiede zwischen den Celtra Press Gruppen
* nicht normalverteilt

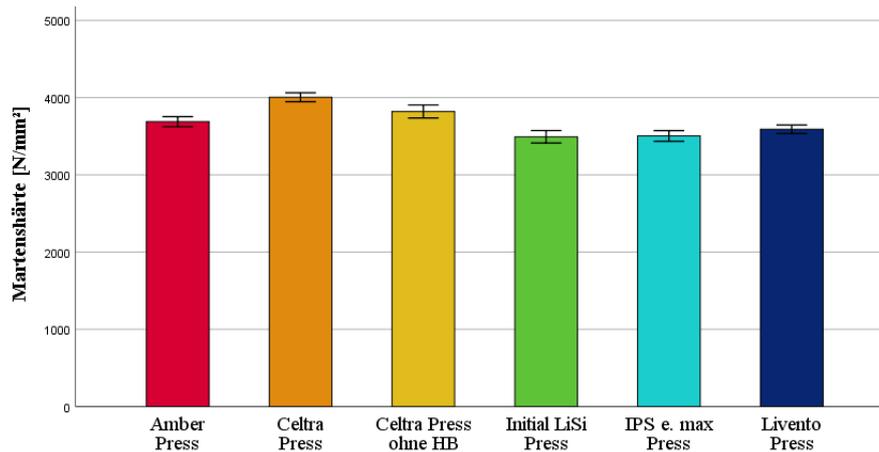


Abbildung 53: Grafische Darstellung der Ergebnisse der Untersuchung der Martenshärte von Amber Press, Celtra Press, Initial LiSi Press, IPS e.max Press und Livento Press

Ergebnisse

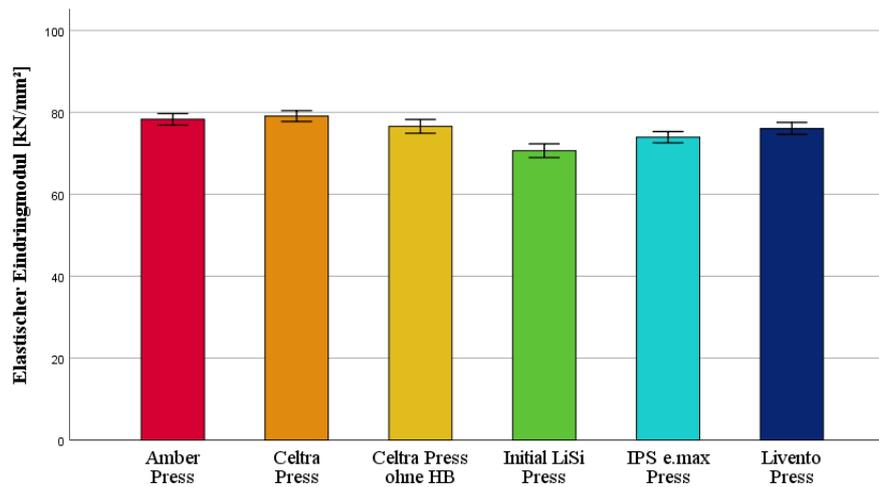


Abbildung 54: Grafische Darstellung der Ergebnisse der Untersuchung des elastischen Eindringmoduls von Amber Press, Celtra Press, Initial LiSi Press, IPS e.max Press und Livento Press

5.5 Zusammenfassung und Korrelationen der Ergebnisse

Für eine vereinfachte Interpretation der Daten wurden die gesammelten Werte in einem gestapeltem Säulendiagramm dargestellt (Abbildung 55). Dazu mussten die Werte konvertiert werden. Folgende Formel wurde dazu verwendet:

$$BF + m \times 10 + BZ \times 100 + 200 - AB \cdot (-1000) + HM : 10 + E_{IT}$$

Die in der Summe besten mechanischen Eigenschaften wiesen Amber und Livento auf. Den letzten Rang bei den aufsummierten mechanischen Eigenschaften zeigte LiSi.

Ergebnisse

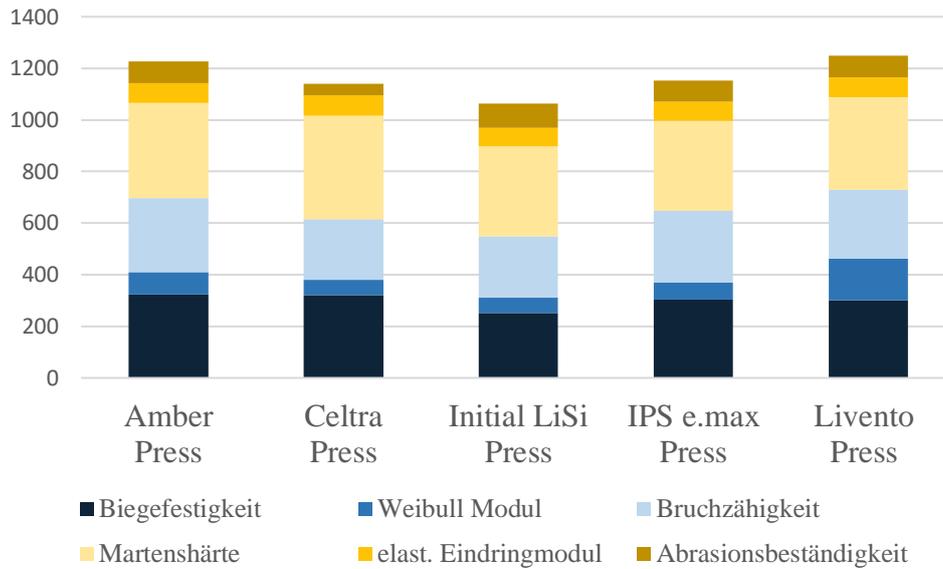


Abbildung 55: Stapeldiagramm als Zusammenfassung der Werte aller gemessener mechanischer Eigenschaften von Amber Press, Celtra Press, Initial LiSi Press, IPS e.max Press und Livento Press

Tabelle 17 fasst die Korrelationskoeffizienten und p-Werte unter den getesteten Parametern zusammen.

Tabelle 17: Spearman-Rho-Korrelationen zwischen allen getesteten Parametern.

	Biegefestigkeit [MPa]	Bruchzähigkeit [MPa√m]	Abrasions- beständigkeit [mm ³]	Martenshärte [N/mm ²]
Bruchzähigkeit [MPa√m]	r=0,046; p=0,346			
Abrasions- beständigkeit [mm ³]	r=-0,279; p=0,015	r=0,046; p=0,346		
Martenshärte [N/mm ²]	r=0,098; p=0,179	r=-0,223; p=0,027	r=-0,378; p=0,001	
elast. Eindringmodul [kN/mm ²]	r=0,203; p=0,028	r=-0,067; p=0,285	r=-0,344; p=0,004	r=0,894; p<0,001

Im Einzelnen konnten folgende Korrelationen festgestellt werden: Steigt die Martenshärte, so steigt der elastische Eindringmodul ($r = 0,894$, $p < 0,001$), während die Bruchzähigkeit abnimmt ($r = -0,223$, $p = 0,027$). Steigt die Abrasionsbeständigkeit, so sinken die Martensparameter ($r =$

Ergebnisse

-0,378, $p = 0,001$ und $r = -0,344$, $p = 0,004$) und die Biegefestigkeiten ($r = -0,279$, $p = 0,015$). Eine Korrelation zwischen Biegefestigkeit und Bruchzähigkeit konnte nicht festgestellt werden ($r = 0,046$, $p = 0,346$). Ebenso gab es keine erfassbare Korrelation zwischen Biegefestigkeit und Martenshärte ($r = 0,098$, $p = 0,179$).

6 Diskussion

Die Auswahl eines geeigneten Materials aus der rasant wachsenden Produktvielfalt der Presskeramiken kann Behandler, Zahntechniker und Patienten schnell überfordern. Zu der schon seit vielen Jahren auf dem Markt vertretenen Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max Press liegen bereits viele Untersuchungen vor [111, 112, 29, 113]. Die Studienlage zu den erst kürzlich auf dem Markt erschienenen Lithium-X-Silikatkeramiken ist allerdings unzureichend. Dies erklärt die Notwendigkeit von unabhängigen Studien über diese Materialien, um Vorhersagen über den klinischen Erfolg und damit Entscheidungshilfen für die Produktwahl treffen zu können. Im Rahmen dieser Dissertation wurden fünf Lithium-X-Silikatkeramiken auf diverse mechanische Eigenschaften untersucht. Um standardisierte Bedingungen der Prüfkörper zu gewährleisten, wurden die Herstellerangaben zum Erstellen der Prüfkörper gewissenhaft und mit größter Genauigkeit beachtet. Die Versuche fanden unter gleichen Bedingungen statt. CAD/CAM technologisch hergestellte Wachsmodellationen wurden genutzt, um Ungenauigkeiten der manuellen Herstellung zu vermeiden. Prüfkörper, die Inhomogenitäten oder Porositäten aufwiesen, wurden in den Versuchen nicht beachtet.

Folgende Nullhypothese wurde zuerst geprüft: Es gibt keine Unterschiede zwischen den fünf ausgewählten Lithium-X-Silikatkeramiken in den Eigenschaften Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit, Abrasionsbeständigkeit und Martensparametern. Dafür werden im Folgenden die ausgewählten Testmethoden und die erhobenen Daten kritisch diskutiert.

Zur Bestimmung der Biegefestigkeit wurde der ISO genormte Vier-Punkt-Biegeversuch gewählt. E.max erreichte in dieser Untersuchung einen Mittelwert von 303 ± 56 MPa und lag damit im gleichen Wertebereich wie alle anderen getesteten neuen Materialien. In einer anderen Untersuchung wurde eine Vier-Punkt-Biegefestigkeit von 296 ± 39 MPa, für e.max, ermittelt [15]. Somit ist diese vergleichbar mit der in dieser Studie gemessenen Festigkeit. Bei einem Drei-Punkt-Biegeversuch, der von einer Forschungsgruppe der Werkstoffkunde an der LMU

München durchgeführt wurde, lagen die Werte für die Lithiumdisilikatkeramik e_{\max} zwischen 336 – 360 MPa und sind damit zwar etwas höher als die in dieser Arbeit gemessenen Werte, sie unterscheiden sich allerdings nicht signifikant voneinander [114]. Ein Vergleich zwischen den verschiedenen Testmethoden ist allerdings kritisch zu beurteilen. Je nach gewähltem Versuchsaufbau kann man für die Lithiumdisilikatkeramik e_{\max} in der Literatur beachtliche Unterschiede finden: 296 MPa in einer Vier-Punkt- [15], 384 MPa in einer Drei-Punkt-Biegeprüfung [113] verglichen mit 446 MPa beim biaxialen Biegeversuch [106]. Die Prüfkörpergeometrie beim Drei- bzw. Vier-Punkt-Biegeversuch unterscheidet sich von der Geometrie der biaxialen Versuche. Diese Tatsache kann einen Einfluss auf das Messergebnis haben. Beim biaxialen Biegeversuch liegt der scheibenförmige Prüfkörper auf drei Kugeln, die Kraft wirkt mittig. Der Kantenbereich wird kaum belastet. Sogenannte Kantenfehler beeinflussen das Messergebnisse daher wenig [115, 116]. Bei den quaderförmigen Prüfkörpern der Drei- und Vier-Punkt-Biegeversuche spielen die Kantenbereiche eine größere Rolle und sollten daher besonders gründlich poliert werden [39]. Verglichen mit den anderen Methoden, wird beim Vier-Punkt-Biegeversuch außerdem das größte Volumen belastet. Die Wahrscheinlichkeit, auf einen Mikroriss oder Oberflächendefekt zu treffen, ist größer. Solche Fehlerstellen dienen als Initiationsort für einen Riss. Folglich ist häufig eine geringere Kraft nötig, um zum spontanen Versagen zu führen [117, 41, 42]. Aufgrund des großen Messbereichs beim Vier-Punkt-Biegeversuch, wurde diese Methode gewählt. Beim biaxialen Biegeversuch ist außerdem die Last unter dem Prüfstempel oft nicht gleichmäßig verteilt; die Vier-Punkt-Methode weist dahingegen einen relativ konstanten Biegemoment auf [118]. Die höchsten Biegefestigkeiten wurden für Amber ($MW = 324 \pm 43$ MPa) und Celtra ($MW = 320 \pm 63$ MPa) festgestellt. Die niedrigsten Werte zeigte LiSi ($MW = 251 \pm 47$ MPa). Die Unterschiede lassen sich schwer mit der Zusammensetzung der Materialien erklären. Der Hauptanteil der fünf Materialien bilden Siliziumdioxid (SiO_2) und Lithiumoxid (Li_2O); die prozentuale Verteilung

ist untereinander vergleichbar (Tabelle 8). Der Anteil des Zirkonoxids (ZrO_2) unterscheidet sich jedoch und ist bei Celtra höher. ZrO_2 behindert das Kristallisationswachstum. Mit zunehmendem Gehalt werden daher die Kristalle kleiner [119, 120]. Allerdings wird der Einfluss von ZrO_2 auf die mechanischen Eigenschaften in der Literatur umstritten diskutiert [121, 106, 122]. In einer Untersuchung zwischen einer mit CAD/CAM hergestellten zirkonoxidverstärkten Lithiumsilikat (ZLS)- und einer Lithiumdisilikatkeramik (LS_2) wurden Eigenschaften, wie z. B. die Bruchzähigkeiten und Biegefestigkeiten sowie Weibullmodul und Härte, miteinander verglichen. In allen Parameter erzielte die ZLS bessere Ergebnisse. Dies wurde mit der homogenen Struktur, die aufgrund des ZrO_2 -Zusatzes entsteht, begründet. Diese homogene Struktur wurde auf REM-Bildern festgestellt [120]. Da es sich allerdings um CAD/CAM Glaskeramiken handelt, sind die Ergebnisse eventuell nicht unmittelbar auf Presskeramiken übertragbar. In einer anderen Studie wurden drei pressbare Glaskeramiken (Celtra, e.max und LiSi) verglichen [106]. Es konnte kein Zusammenhang zwischen den mechanischen Eigenschaften und dem Zusatz von ZrO_2 festgestellt werden [106]. Neben der Zusammensetzung könnten aber auch die Mikrostruktur, die Kristallmorphologie und deren Verteilung sowie das Verhältnis zwischen Glas- und Kristallphase die mechanischen Eigenschaften beeinflussen [106, 121]. In der genannten Studie wurden rasterelektronische Aufnahmen von e.max, LiSi und Celtra gefertigt. Nach dem Pressen ordneten sich die nadelförmigen Kristalle der e.max Keramik parallel zur Pressrichtung an, wohingegen sich die plättchenförmigen Kristalle bei LiSi und Celtra zufällig verteilten und damit eine verzahnte Struktur bildeten. Da in der vorliegenden Dissertation keine rasterelektronischen Aufnahmen gefertigt wurden, ist die Datenlage nicht ausreichend, um die Ergebnisse anhand der Mikrostruktur vollständig klären zu können. Im Rahmen weiterer Untersuchungen könnte dies daher von Interesse sein. Aus einer weiteren Beobachtung zeigte sich, dass es einen Zusammenhang zwischen der Anzahl der Bruchfragmente und den Biegefestigkeiten gab. So

ähnelt die Rangfolge der Gesamtanzahl der Bruchfragmente der Rangfolge der Biegefestigkeiten (Rang eins und zwei vertauscht). Je mehr Bruchfragmente nach der Biegeprüfung entstanden, desto höher war in der Regel die Biegefestigkeit. Ähnliche Beobachtung wurden bereits bei Zirkonoxidkeramiken beschrieben [40]. Risse können relativ schnell durch die Glasphase schreiten; durch Auftreffen auf Kristalle kann das Fortschreiten dieser Risse allerdings verlangsamt und umgelenkt werden [34]. Der Weibullmodul von Livento war gegenüber den anderen Prüfmaterialien deutlich höher. Ein zufriedenstellender Wert für Dentalkeramiken liegt zwischen 5 bis 15 [43]. Die untersuchten Prüfmaterialien lagen in diesem Bereich ($m = 6 - 16,1$). Livento wies mit $m = 16,1$ einen überdurchschnittlich hohen Wert auf, der verdeutlicht, dass diese Keramik eine sehr hohe Reliabilität aufwies. Der Weibullmodul wird verwendet, um die Variation der Festigkeit aufgrund von Fehlern und Mikrorissen zu veranschaulichen, die sich innerhalb der Mikrostruktur entwickeln können. Ein niedriges Weibullmodul zeigt mehr Fehler und Defekte im Material an. Ein höherer Weibullmodul, wie z. B. bei Livento, zeigt somit einen kleinen Fehlerbereich und damit eine größere strukturelle Zuverlässigkeit an [123, 124]. Die Maximum Likelihood-Methode, mit welcher die Weibullparameter erhoben wurde, gilt als zuverlässig [53]. Die Festigkeit wird hauptsächlich von den Oberflächenbedingungen; die Bruchzähigkeit von intrinsischen Materialeigenschaften bestimmt [125].

Zur Bestimmung der Bruchzähigkeit wurde in dieser Untersuchung die weitverbreitete SEVNB-Methode gewählt. Die Methode ist einfach durchführbar, benötigt keine fraktografischen Spezialkenntnisse und liefert gut reproduzierbare Ergebnisse [126–128]. In dieser Untersuchung lagen die Medianwerte zwischen $2,24-2,82 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$. Diese Werte sind vergleichbar mit einer bereits vom selben Forschungsteam durchgeführten Untersuchung, bei der für e.max folgende Ergebnisse erzielt wurden: $2,79 \pm 0,12 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ [114]. Sie decken sich weitgehend mit den Herstellerangaben (siehe Kap. 2.2.2). Fokussiert man sich auf die

Diskussion

Bruchzähigkeitswerte im konkreten, so lassen sich Unterschiede erkennen. Amber (Median = $2,82 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$), LiSi (Median = $2,24 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$) und Livento (Median = $2,63 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$) waren mit der langzeiterprobten Keramik e.max (Median = $2,68 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$) vergleichbar; Celtra hingegen hatte niedrigere Werte (Median = $2,34 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$). Sowohl die kovalente Bindung als auch die Ionenbindung halten die Atome der Keramik zusammen und fixieren die Moleküle im Gefüge [52, 129]. Durch diese Struktur fehlen den keramischen Werkstoffen plastische Eigenschaften, was die Sprödigkeit dieser Materialien erklärt [130, 52]. Dentalkeramiken sind gegenüber Druckspannungen tolerant; bei Zugspannungen sind sie allerdings nur gering belastbar [131]. Übersteigt die angelegte Spannung die maximale Festigkeit der Keramik, wird der Riss instabil, da die Spannungsspitzen nicht umgewandelt werden können. Je höher die Bruchzähigkeit, desto schwieriger ist die Rissausbreitung durch das Material und desto langsamer kommt es zum spontanen Versagen [52]. In einer Untersuchung wurde der Einfluss von drei verschiedenen Pressöfen auf die Bruchzähigkeits- und Biegefestigkeitswerte von zwei Lithiumdisilikatkeramiken erforscht [114]. Es konnte zwar kein Einfluss auf die Biegefestigkeiten und Weibullparameter festgestellt werden, allerdings gab es einen signifikanten Zusammenhang zwischen den gewählten Pressöfen und den gemessenen Bruchzähigkeitswerten. Das gleiche Material zeigte bei den angefertigten rasterelektronischen Aufnahmen eine unterschiedliche Dichte und regelmäßige Anordnung der Kristalle, je nach verwendetem Ofen. Da detaillierte Informationen zur Funktionsweise der Öfen zurückhaltend kommuniziert werden, konnte die Ursache nicht gänzlich geklärt werden. Beim Vergleich verschiedener Angaben der Bruchzähigkeitswerte sollte also neben der gewählten Methode zur Bestimmung der Bruchzähigkeit auch die Wahl des Pressofens beachtet werden [114]. Die Bruchzähigkeit eignet sich gut, um die Lebensdauer des Materials zu antizipieren [132]. Die gemessenen Bruchzähigkeiten lagen im üblichen Wertebereich für Lithium-X-Silikatkeramiken ($2\text{-}3 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$) [39]. Die Werte sind der Klasse drei der DIN-Norm 6872

Diskussion

zuzuordnen und entsprechen den Anforderungen der von den Herstellern beworbenen Indikationen [20, 49, 19] . Erst für Werte über $3,5 \text{ MPa}\sqrt{\text{m}}$ gilt nach DIN EN ISO 6872 die Zulassung für dreigliedrige Brücken im Molarenbereich [39]. Auf Grundlage der vorliegenden Daten ist keine Erweiterung der bisher empfohlenen Indikationen anzuraten.

Die Abrasionsbeständigkeit wurde in einem Drei-Körper-Abrasionsversuch mit Hilfe der ACTA-Maschine ermittelt. Die Parameter (wie z. B. Zyklenzahl, Anpresskraft und Schlupf) wurden entsprechend der Norm ISO/TS 14669 eingestellt [109]. Mit Hilfe von Gewichtsscheiben wurde eine Kaufkraft simuliert. Diese lag in dieser Untersuchung bei 15 N und ist auch in zahlreichen anderen Studien als Anpresskraft gewählt worden [133, 75, 134, 135]. Allerdings variiert die Kaufkraft zwischen den Patienten stark [136, 137] . Je nach Art des Nahrungsmittels kann es große Unterschiede beim selben Patienten geben. In einer Studie wurden die Kräfte beim Verzehr verschiedener Lebensmitteln gemessen und folgende Ergebnisse konnten ermittelt werden: 20 N für gekochte Kartoffeln, 60 N für Weißbrot und 120 N für Karotten [138]. Prinzipiell ist der menschliche Kauapparat sehr vielseitig, individuell und schwer in seiner Komplexität darstellbar. In-vitro Abrasionsversuche haben im Allgemeinen den Nachteil, dass die klinische Relevanz schwer nachweisbar ist. Es gibt nur wenige prospektive Studien, die Korrelationen zwischen in-vitro Ergebnissen und langfristigen in-vivo-Ergebnissen untersuchen. In einer Studie wurden acht Restaurationsmaterialien mittels ACTA-Maschine untersucht und mit in-vivo Ergebnissen aus anderen Studien verglichen [139]. Es wurde zwar eine gute Korrelation festgestellt (Korrelationskoeffizient: 0,88-0,92) [139], allerdings ist die statistische Auswertung fraglich, da die in-vivo Ergebnisse aus verschiedenen Studien gepolt wurden [77]. In der hier durchgeführten Untersuchung zeigte Celtra, verglichen mit den anderen Prüfmaterialien, einen höheren Volumenabtrag und damit eine geringe Abrasionsbeständigkeit. In einer Untersuchung aus dem Jahr 2017 wurde der maximaler Höhenabtrag nach einem Zwei-Körperverschleißtest von drei pressbaren Glaskeramiken, die

auch im Rahmen dieser Dissertation gewählt wurden, gemessen [140]. Die Rangfolge von hoher zu niedriger Abrasionsbeständigkeit verteilte sich wie folgt: LiSi, e.max, Livento [140]. In der vorliegenden Untersuchung wurde dieselbe Rangfolge dieser drei Materialien festgestellt. Während bei dem Drei-Körper Abrasionsversuchs ein Zwischenmedium auf das Material wirkt, kann beim Zwei-Körper Abrasionstest mittels Kausimulator das Verschleißverhalten zwischen dem Testmaterial und einem Schmelzantagonisten geprüft werden. Humaner Schmelz von extrahierten Zähnen simuliert die in-vivo-Situation zwar sehr gut [77, 141], allerdings ist die Zusammensetzung, die Prismenanordnung und die Morphologie des Zahnschmelzes zwischen den Zähnen sehr unterschiedlich und nimmt unweigerlich einen großen, nicht standardisierbaren Einfluss auf das Ergebnis [141, 69]. Der Nahrungsbrei bei der ACTA-Maschine kann im Gegensatz dazu weitestgehend standardisiert hergestellt werden [109]. Prinzipiell sind unterschiedliche Studien zu Abrasionsbeständigkeit allerdings schwer miteinander vergleichbar. Eine Vergleich von Zwei- und Dreikörper-Verschleißtests bei Kompositen zeigten völlig unterschiedliche Verschleißmuster und Rangfolgen [134]. Bestätigt wurde dies in einer weiteren Studie, bei der zehn verschiedene Restaurationsmaterialien mit sechs unterschiedlichen Methoden untersucht wurden. Die Ergebnisse differierten stark [142]. Da in der vorliegenden Studie für alle Materialien gleiche Bedingungen gewählt wurden, lassen sich die Materialien untereinander zwar vergleichen, allerdings ist die Korrelation mit in-vivo Ergebnissen fraglich.

Zur Messung der Härte wurde im Rahmen dieser Untersuchung die instrumentierte Eindringprobe gewählt. Die Härtewerte wurden mit Hilfe der Eindringtiefe unter Prüfkraft ermittelt und nicht aus der Eindruckfläche nach Wegnahme der Prüfkraft. Somit ist die instrumentierte Eindringprobe unabhängig von der Wahrnehmung des Betrachters und der Auflösung der optischen Geräte. Ebenso ist sie weniger von elastischen Rückstellkräften abhängig [96, 97]. Die direkt generierten Werte sind objektiv und gut vergleichbar, auch wenn

sie aus unterschiedlichen Laboratorien stammen [95]. Da die Messung mit der instrumentierten Eindringprobe vollautomatisch ist, ist sie außerdem einfach anzuwenden. Allerdings muss darauf geachtet werden, dass die Oberfläche keine Verunreinigungen aufweist und der Prüfkörper plan auf der Prüfvorrichtung liegt. Außerdem sollte die Messung erschütterungsfrei erfolgen, um keine Verfälschung der Ergebnisse zu provozieren [97, 96]. Aktuell sind der Autorin dieser Dissertation keine Studien bekannt, die die Martensparameter von pressbaren Lithium-X-Silikatkeramiken untersucht haben. In der Literatur findet man allerdings die Martenshärte von einer CAD/CAM gefertigten Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max CAD, Ivoclar Vivadent). Die Werte lagen zwischen $3843 \pm 242 \text{ N/mm}^2$ [49] und $4156 \pm 35 \text{ N/mm}^2$ [143]. In der vorliegenden Untersuchung lagen die Daten in einem ähnlichen Wertebereich ($3493 - 4004 \text{ N/mm}^2$) wie die der von einer CAD/CAM hergestellten Lithiumdisilikatkeramik. Der elastische Eindringmodul sagt etwas über die elastischen Eigenschaften des Werkstoffes aus und ist vergleichbar mit dem Elastizitätsmodul. Im Vergleich ist er allerdings präziser, da auch die Querkontraktionszahl (Poisson-Zahl) des Testmaterials und des Eindringkörpers berücksichtigt werden [95]. Der elastische Eindringmodul der neuen getesteten Lithium-X-Silikatkeramiken wies keinen signifikanten Unterschied zur langzeiterprobten e.max Keramik auf. Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass sich in allen erhobenen Parametern (Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit, Abrasionsbeständigkeit und Martensparameter) Unterschiede ergaben, sodass die erste Nullhypothese, es gibt keine Unterschiede zwischen den untersuchten Keramiken in den mechanischen Eigenschaften, verworfen werden musste.

Zur Testung der zweiten Nullhypothese wurden Celtra Prüfkörper mit und ohne herstellergemäße Hitzebehandlung gefertigt und auf Unterschiede in den Biegefestigkeiten und den Martensparametern untersucht. Es zeigte sich eine deutliche Steigerung der Biegefestigkeit zwischen Celtra ohne und mit Hitzebehandlung ($MW = 189 \text{ MPa}$ vs. $MW = 320 \text{ MPa}$). In dieser Studie wurde die Erhöhung der Biegefestigkeit von Celtra Duo mit Brand nicht auf eine

zusätzliche Kristallisation zurückgeführt, da auf den rasterelektronischen Bildern keine Unterschiede in der kristallinen Mikrostruktur zwischen Celtra Duo mit und ohne Hitzebehandlung festzustellen waren. Der Unterschied in den erhobenen Daten lässt sich damit begründen, dass Defekte, die während der Herstellung auf der Oberfläche entstanden sind, ausheilen, indem die Erhöhung der Temperatur den viskosen Fluss des Glases fördert. So kommt es zur Abrundung von Risskanten und eventuell zur Rissüberbrückungen [144, 90]. In der Literatur wurde bereits beschrieben, dass sich eine Wärmebehandlung positiv auf die Festigkeit von Lithiumdisilikatkeramiken auswirkt [145]. Ein denkbarer Ansatz für weiterführende Untersuchungen wäre die Überprüfung, ob die Verbesserung der Biegefestigkeit bei weiteren Lithium-X-Silikatkeramiken durch einen zusätzlichen Brand ebenso deutlich wie bei Celtra ausfällt. Unterschiede zwischen den Prüfkörpern mit und ohne Hitzebehandlung wurden bei der Erhebung der Martensparameter nicht beobachtet. Die Eigenschaft Härte beschreibt den Widerstand gegen das Eindringen eines Körpers und steht in Wechselwirkung mit dem Eindringkörper [47]. Der in einer Studie beschriebene Effekt der „Ausheilung“ von Oberflächendefekten nach Hitzebehandlung scheint keinen Einfluss auf die gemessene Härte zu haben, was sich auch in der vorliegenden Arbeit zeigte [90]. Die Prüfstelle vor der Eindringprobe wurde unter fünffacher Vergrößerung auf Defekte geprüft und fand nur auf einer homogen und gut polierten Fläche statt, sodass für beide Zustände ähnliche Oberflächenqualitäten zur Verfügung standen. Die zweite Nullhypothese konnte daher partiell bestätigt werden. Für die Werte der Biegefestigkeitsversuche war eine deutliche Steigerung nach Hitzebehandlung zu beobachten, sodass dieses Vorgehen empfehlenswert erscheint.

Die dritte Nullhypothese besagt, dass es keine Korrelationen zwischen den mechanischen Parametern (Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit, Abrasionsbeständigkeit, Martenhärte) und elastischer Eindringmodul gibt. Auch diese Hypothese musste verworfen werden, da Korrelationen festgestellt wurden: Härte, Abrasionsverhalten und Biegefestigkeit

beeinflussen sich untereinander. Je kleiner die Abrasionsbeständigkeit, desto höher die Martenshärte und Biegefestigkeit. Beim in dieser Untersuchung durchgeführten Abrasionsversuch zeigte Celtra Press einen höheren Materialabtrag als die anderen Keramiken, allerdings hatte Celtra auch die höchste Martenshärte. Lawson et al. [90] untersuchten die Härte und das Abrasionsverhalten verschiedener Restaurationsmaterialien und kamen ebenso zur Schlussfolgerung: je höher die Härte, desto höher ist der Volumenverlust und desto geringer ist die Abrasionsbeständigkeit eines Materials. In einer weiteren Untersuchung wurde das Abrasionsverhalten von nanogefüllten Kompositen erforscht [146]. Prinzipiell verbesserte sich das Abrasionsverhalten bei Steigerung des Füllstoffanteils. Ein Füllstoffgehalt über einen Schwellenwert hinaus verringerte allerdings die Abrasionsbeständigkeit. Gegenteilig verhält es sich beim Parameter Festigkeit. Ein hoher Füllstoffgehalt wirkte sich stets positiv auf die Biegefestigkeit aus [146]. Bei Celtra ist der ZrO_2 Anteil erhöht. Da ZrO_2 das Kristallisationswachstum behindert, sind die Kristalle kleiner und dichter [4, 38]. Diese Eigenschaft könnte erklären, warum Celtra Press hohe Biegefestigkeiten und Härteparameter aufweist, jedoch nur eine geringe Abrasionsbeständigkeit. Weiterhin wurde eine Korrelation zwischen Martensparameter und Bruchzähigkeit festgestellt. Je höher die Martensparameter, desto kleiner die Bruchzähigkeit. Spröde Materialien mit hoher Härte können sich kaum plastisch verformen; die Belastung konzentriert sich auf Poren, Fehlstellen etc. Die Spannung steigt massiv an und führt schlussendlich zum Bruch [54]. Eine weitere Korrelation zeigte sich zwischen der Martenshärte und dem elastischen Eindringmodul. Je härter die getesteten Materialien waren, desto höher war auch der elastische Eindringmodul. Je höher der elastische Eindringmodul, desto mehr Widerstand kann der Werkstoff einer elastischen Verformung entgegensetzen und ist somit steifer. Celtra wies die höchste Martenshärte und den höchsten elastischen Eindringmodul auf.

Diskussion

Die vierte Nullhypothese lautet: die Auswertung der Daten des Abrasionsversuchs sind nicht anwenderabhängig. Die Prüfkörper wurden nach der Testung mittels eines optischen Laserscanners vermessen und mit einer Software visualisiert und ausgewertet. Da die Orientierungspunkte, die die Grundlage für die Überlagerung der Scans vor und nach dem Abrasionstest darstellen, nach subjektivem Empfinden des Anwenders gesetzt wurden, stellte sich die Frage, ob diese Methode der Auswertung objektiv ist. Um den Methodenfehler für die Untersuchung des Abrasionsversuchs zu ermitteln, wurde die Dahlberg-Formel benutzt. Als Referenzwert für eine ausreichende Messgenauigkeit gilt der Grenzwert von 1,0 [147]. Da die erzielten Ergebnisse unter diesem Wert lagen, kann die Methode zur Auswertung der Daten der Abrasionsbeständigkeit mittels GOM-Software als ausreichend genau angesehen werden. Die Nullhypothese konnte somit bestätigt werden: Die Korrelation zwischen den Anwendern kann als gut eingestuft werden.

Zwar spiegeln die Untersuchungen nicht die Komplexität der orofazialen Strukturen wieder, dennoch können sie einen Hinweis auf die Langzeitstabilität und den klinischen Erfolg geben. Klinische Studien sollten folgen.

7 Ausblick

Alle gewählten Methoden sind standardisierte Testverfahren zur Untersuchung der Eigenschaften von Keramiken und geben einen Hinweis auf deren klinische Eignung. Allerdings können niemals alle Bedingungen des oralen Systems präzise simuliert werden, sodass in-vivo Studien dringend notwendig sind, um genauere Aussagen über den Langzeiterfolg treffen zu können. Es konnte in dieser Dissertation allerdings herausgearbeitet werden, dass die erst kürzlich auf dem Markt eingeführten Produkte im in-vitro Vergleich in ihren mechanischen Eigenschaften dem bisherigem Goldstandard IPS e.max Press gleichen oder sogar überlegen sind und somit eine realistische Alternative darstellen. Aufgrund der großen Auswahl an glaskeramischen Werkstoffen kann es für den Anwender herausfordernd sein, einen Überblick über das aktuelle Angebot zu behalten. Die mittels CAD/CAM mögliche technologische Herstellung von Restaurationen gewinnt mehr und mehr Bedeutung, was nicht als Konkurrenz zur Presskeramik zu sehen ist, sondern vielmehr das Potenzial für eine sinnvolle Kombination der beiden Herstellungsmethoden eröffnet. So können Wachsmodellationen mittels CAD/CAM-Technik konstruiert, aus Wachsronden geschliffen und anschließend in Presstechnik gefertigt werden. Die positiven Seiten beider Techniken können somit genutzt werden: die Randpassung und gute okklusale Genauigkeit der Presskeramik sowie die zeiteffiziente und moderne Technologie der CAD/CAM-Herstellung. Die Digitalisierung bekommt eine immer größere Bedeutung in Industrie und Technik, aber auch speziell in der Zahnmedizin. Im Bereich der Fertigung von Restaurationen durch 3D-Druck, auch als additive Fertigung bezeichnet, wird heutzutage viel geforscht und entwickelt. Die Vorteile, die in dieser Methode gesehen werden, sind z. B. die Reduzierung von menschlichen Fehlern während der Prozesskette sowie geringer Materialverlust, da bei der additiven Technik Schicht für Schicht übereinander gelagert wird [148]. Viele Varianten des 3D-Drucks sind vorhanden [148–152]. Harze und Metalle lassen sich, im Gegensatz zu Keramiken, durch Wärme oder Chemikalien

Ausblick

gut verformen und verbinden. Die Herstellung von keramischen Materialien mittels 3D- Druck birgt jedoch einige Schwierigkeiten [153]. Die Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung (BAM) forscht intensiv in diesem Bereich und konnte ein präkeramisches Pulver entwickeln, welches sich bei Temperaturen von 1200°C in eine glasige Substanz (Siliciumoxycarbid) verwandelt. Da das präkeramische Polymer allerdings schon bei deutlich tieferen Temperaturen (60°C) schmilzt, mussten Strategien entwickelt werden, um dieses Problem zu umgehen. Ein Druckkopf trägt Binder auf, während ein zusätzlicher Druckkopf Binder und Vernetzer aufträgt. So werden das Skelett und eine Hülle in einem Vorgang gedruckt. Der Vernetzer sorgt beim Brennen für den Erhalt der Struktur; das Polymer füllt die Zwischenräume aus, sobald es schmilzt [153]. In der Fachliteratur wurde bereits die additive Herstellung von keramikbasierten Materialien, wie z.B. Tricalciumphosphate und Zirkonoxide, beschrieben [152, 151]. Trotz des großen Potenzials, das diese moderne Technik mit sich bringt, sind weitere Entwicklungen notwendig, um die Kosten zu minimieren, die mechanischen Eigenschaften zu verbessern und die Prozesskette effizienter zu gestalten sowie eine größere Materialvielfalt anbieten zu können. Bis dahin bleiben die bewährten Technologien, die CAD/CAM-Fertigung und die presstechnologische Herstellung unabdingbar.

8 Schlussfolgerungen

Im Rahmen dieser Dissertation konnte festgestellt werden, dass die verschiedenen getesteten glaskeramischen Materialien Differenzen in allen untersuchten Parametern aufwiesen. Amber und Livento zeigten in der Summe die besten mechanischen Eigenschaften, gefolgt von e.max, Celtra und LiSi. Die Biegefestigkeit der Prüfmaterien war vergleichbar mit der der langzeiterprobten Lithiumdisilikatkeramik e.max. Eine Hitzebehandlung verbesserte die Biegefestigkeit von Celtra deutlich, sodass diese Vorgehensweise klar empfohlen werden kann. Ohne den zusätzlichen Brand ist die Biegefestigkeit von Celtra für adhäsiv eingesetzte Einzelzahnrestorationen geeignet; mit Brand erweitert sich das Indikationsspektrum und die Befestigungsalternativen. Die Bruchzähigkeitswerte lagen bei den geprüften Materialien in einem Bereich, der auch von allen Herstellern für die klinischen Anwendungsmöglichkeiten als Einzelzahnrestorationen sowie als dreigliedrige Brücken im Frontzahn- und Prämolarenbereich empfohlen wird. Die Martensparameter korrelierten positiv mit der Bruchzähigkeit und der Abrasionsbeständigkeit. Materialien mit hohen Härtewerten zeigten eine geringere Bruchzähigkeit. Prüfkörper mit geringer Abrasionsbeständigkeit wiesen höhere Martensparameter auf. Der für die Analyse der Daten des Abrasionsversuchs errechnete Methodenfehler war gering. Die Reliabilität zwischen den verschiedenen Anwendern ist somit als gut einzuschätzen.

9 Zusammenfassung

Problemstellung: Durch das Auslaufen der Patente von IPS e.max Press kam es in den letzten Jahren zu einer immensen Erweiterung der Produktpalette der Lithium-X-Silikatkeramiken. Um objektive Entscheidungshilfen für den Zahnarzt, Zahntechniker und Patienten erstellen zu können, sind unabhängige Untersuchungen der mechanischen Eigenschaften der Materialien ausschlaggebend. Zurzeit sind aufgrund der rasant stattfindenden Produkteinführungen unabhängige Daten rar.

Untersuchungsziel: In dieser Studie wurden Dentalkeramiken ausgewählt, die während der letzten Jahre auf dem europäischen Markt eingeführt wurden. Diese wurden auf Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit, Abrasionsbeständigkeit und Martensparameter untersucht und miteinander verglichen.

Material und Methode: Die Lithiumdisilikatkeramiken Amber Press (Amber), Initial LiSi Press (LiSi), IPS e.max Press (e.max) und Livento Press (Livento) sowie die Lithiumsilikatkeramik Celtra Press (Celtra) wurden für die Untersuchung ausgewählt. Gemäß den Herstellerangaben wurden alle Prüfkörper gepresst und ein Teil der Celtra-Prüfkörper nach der Politur zusätzlich hitzebehandelt. Gemäß der ISO- Norm 6872:2019 wurde die Vier-Punkt-Biegefestigkeit ($N = 90 / n = 15$) und die Bruchzähigkeit ($N = 75 / n = 15$) mit Hilfe der SEVNB-Methode bestimmt. Die Drei-Körper-Abrasionsbeständigkeit ($N = 60 / n = 12$) wurde mittels ACTA-Maschine gemessen. Weiterhin wurden die Martenshärte ($N = 75 / n = 15$) und der elastische Eindringmodul ($N = 75 / n = 15$) der Materialien ermittelt. Neben dem Vergleich der Keramiken untereinander wurde auch der Einfluss der Hitzebehandlung von Celtra auf die Biegefestigkeit und die Martenshärte dieser Dentalkeramik untersucht. Der Kolmogorov-Smirnov-Test und die ANOVA-Post-hoc Scheffé-Prozedur wurden anhand der erhobenen Daten der Biegefestigkeit und der Martensparameter durchgeführt. Bei allen weiteren Untersuchungsparametern wurde mit dem Kruskal-Wallis-H- und dem Mann-Whitney-U-Test

Zusammenfassung

gearbeitet. Die Weibullstatistik wurde mit der Maximum-Likelihood-Methode und die Korrelationen mit Spearman-Rho errechnet. Das Signifikanzniveau lag dabei bei einem p-Wert von $<0,05$.

Ergebnisse: Amber und Celtra wiesen die höchsten Biegefestigkeiten auf, während LiSi die geringsten zeigte. Der Weibullmodul von Livento war am größten. Bei der Bruchzähigkeit zeigte Amber höhere Werte als Celtra, allerdings gab es keine Unterschiede zwischen Amber und Livento und e.max. Celtra präsentierte die höchsten Werte in der Martenshärte, allerdings die niedrigsten beim Drei-Körper-Abrasionsversuchs. Beim elastischen Eindringmodul zeigte LiSi kleinere Werte als Celtra und Amber. Zwischen Celtra mit und ohne Hitzebehandlung wurden deutlich höhere Biegefestigkeiten für die hitzebehandelten Celtra-Prüfkörper festgestellt. Der Methodenfehler für die Analyseverfahren vom Volumenverlust war gering. Folgende Korrelationen wurden ermittelt: Die Martenshärte und der elastische Eindringmodul korrelieren stark miteinander. Steigt die Martenshärte, so steigt der elastische Eindringmodul, allerdings nimmt die Bruchzähigkeit ab. Steigt die Abrasionsbeständigkeit, so sinken die Martensparameter und die Biegefestigkeiten.

Schlussfolgerung: Die untersuchten Materialien wiesen Unterschiede in allen Parametern auf. Weiterhin wurden Korrelationen zwischen den verschiedenen Parametern festgestellt. Des Weiteren wurde der Einfluss auf die Biegefestigkeit mit und ohne Hitzebehandlung einer zirkonoxidverstärkten Lithiumsilikatkeramik beobachtet. Mit Hilfe der erhobenen Daten können die neuen getesteten pressbaren Lithium-X-Silikatkeramiken als Alternative zu der langzeitbewährten Lithiumdisilikatkeramik e.max gesehen werden.

Zusammenfassung

10 Literaturverzeichnis

1. 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 Invest* 2013; 17: 275–284
2. Makhija SK, Lawson NC, Gilbert GH, Litaker MS, McClelland JA. Dentist material selection for single-unit crowns: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *J Dent* 2016; 55: 40–47
3. Cholmakow-Bodechtel, C, Füßl-Grünig, E, Geyer, S. Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V). https://www.bzaek.de/fileadmin/PDFs/dms/Zusammenfassung_DMS_V.pdf (letzter Zugriff am: 31.10.2019)
4. Michealis W, Reich E. Dritte Deutsche Mundgesundheitsstudie, Köln: Institut der Deutschen Zahnärzte, 1999. ISBN: 3769178483
5. Denry I, Holloway JA. Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials* 2010; 3: 351–368
6. Meyer, G, Ahsbahs, S, Kern, M. Vollkeramische Kronen und Brücken. https://www.awmf.org/uploads/tx_szleitlinien/083-012l_S3_Vollkeramische__Kronen_Bruecken_2015-04.pdf (letzter Zugriff am: 31.10.2019)
7. Kern M. Vollkeramik auf einen Blick, Ettlingen: AG Keramik, 2015. ISBN: 9783981701203
8. Geis-Gerstorfer J, Marxkors R. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, Köln: Dt. Zahnärzte-Verl., 2008. ISBN: 9783769133448

Literaturverzeichnis

9. 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: 1439–1449
10. Carrabba M, Keeling AJ, Aziz A, Vichi A, Fabian Fonzar R, Wood D, Ferrari M. Translucent zirconia in the ceramic scenario for monolithic restorations: A flexural strength and translucency comparison test. *J Dent* 2017; 60: 70–76
11. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Aust Dent J* 2011; 56: 84–96
12. Yu B, Ahn J-S, Lee Y-K. Measurement of translucency of tooth enamel and dentin. *Acta Odont Scand* 2009; 67: 57–64
13. Erdelt K, Pinheiro Dias Engler ML, Beuer F, Güth J-F, Liebermann A, Schweiger J. Computable translucency as a function of thickness in a multi-layered zirconia. *J Prosthet Dent* 2019; 121: 683–689
14. Pires-de-Souza FC, Casemiro LA, Garcia LF, Cruvinel DR. Color stability of dental ceramics submitted to artificial accelerated aging after repeated firings. *J Prosthet Dent* 2009; 101: 13–18
15. Nassary Zadeh P, Lümekemann N, Sener B, Eichberger M, Stawarczyk B. Flexural strength, fracture toughness, and translucency of cubic/tetragonal zirconia materials. *J Prosthet Dent* 2018; 120: 948–954
16. Harada K, Raigrodski AJ, Chung K-H, Flinn BD, Dogan S, Mancl LA. A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations. *J Prosthet Dent* 2016; 116: 257–263

Literaturverzeichnis

17. Harianawala HH, Kheur MG, Apte SK, Kale BB, Sethi TS, Kheur SM. Comparative analysis of transmittance for different types of commercially available zirconia and lithium disilicate materials. J Advanced Prosthodont 2014; 6: 456–461
18. Ivoclar Vivadent. IPS e.max: All Ceramic, All you need. https://www.ivoclarvivadent.de/mam/celum/celum_assets/9515840045086_ips-emax-cad1emax_cad_zircad_cerec_za_689679_d_03_2017.pdf?3 (letzter Zugriff am: 31.10.2019)
19. Vita Zahnfabrik. VITA Suprinity PC: Produktinformation. https://www.vita-zahnfabrik.com/index.html?seite=pdb_ccdc92 (letzter Zugriff am: 31.10.2019)
20. Cendres + Metaux. esthetic.line: Gebrauchsanweisung Livento Press, Soprano 10. <https://www.cmsa.ch/index.php?eID=dumpFile&t=f&f=13121&token=f0c2c991ccf264045a58c8d9d9a02ebc5ae1b8cb> (letzter Zugriff am: 31.10.2019)
21. GC. Initial LiSi Press: Lithium-Disilikat neu definiert. https://cdn.gceurope.com/v1/PID/initiallisipress/manual/MAN_Initial_LiSi_Press_en.pdf (letzter Zugriff am: 31.10.2019)
22. Dinse L, Liebermann A, Eichberger M, Stawarczyk B. Verstärkte Glaskeramik – Stand der aktuellen Wissenschaft und Technik. Quint Zahntech 2019; 45: 360–370
23. Ivoclar Vivadent. IPS e.max CAD: Wissenschaftliche Dokumentation. https://www.ivoclarvivadent.de/mam/celum/celum_assets/9516314329118_ips-emax-system-technicians_Report03_scidocs_DE_de.pdf?2 (letzter Zugriff am: 31.10.2019)
24. Straumann. N!ce Vollkristallisierte Glaskeramik: Produktinformation. <https://www.straumann.com/content/dam/media-center/straumann/de-de/documents/>

Literaturverzeichnis

- brochure/product-information/straumann_de490283_nice.pdf (letzter Zugriff am: 31.10.2019)
25. Mounajjed R, M Layton D, Azar B. The marginal fit of E.max Press and E.max CAD lithium disilicate restorations: A critical review. *Dent Mater J* 2016; 35: 835–844
 26. Cattell MJ, Knowles JC, Clarke RL, Lynch E. The biaxial flexural strength of two pressable ceramic systems. *J Dent* 1999; 27: 183–196
 27. Gozneli R, Kazazoglu E, Ozkan Y. Flexural properties of leucite and lithium disilicate ceramic materials after repeated firings. *J Dent Sci* 2014; 9: 144–150
 28. Höland 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
 29. Alkadi L, Ruse ND. Fracture toughness of two lithium disilicate dental glass ceramics. *J Prosthet Dent* 2016; 116: 591–596
 30. Gerogianni P, Lien W, Bompolaki D, Verrett R, Haney S. Fracture Resistance of Pressed and Milled Lithium Disilicate Anterior Complete Coverage Restorations Following Endodontic Access Preparation. *J Prosthodont* 2019; 28: 163–170
 31. Höland W, Rheinberger V, Apel E, van't Hoen C. Principles and phenomena of bioengineering with glass-ceramics for dental restoration. *J Eur Ceram Soc* 2007; 27: 1521–1526
 32. User G, Prashanth TR, Roopa R, Yashwanth G, Yashwanth M. Advanced Ceramics: A Review of Material Science. *J Dent Sci Res* 2014; 5: 5–11

Literaturverzeichnis

33. Eichner K, Kappert HF. Werkstoffe unter klinischen Aspekten, Stuttgart: Thieme, 2008.
ISBN: 9783131273161
34. Hampe R, Theelke B, Lümke N, Eichberger M, Stawarczyk B. Fracture Toughness Analysis of Ceramic and Resin Composite CAD/CAM Material. Oper Dent 2019; 44: E190-E201
35. Badawy R, El-Mowafy O, Tam LE. Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials. Dent Mater 2016; 32: 847–852
36. Dentsply. Celtra Duo - Informationen für das zahntechnische Labor. https://www.celtra-dentsplysirona.de/doc/Download/Celtra_Duo/PR_Celtra_Duo_System_Lab__dt.pdf
(letzter Zugriff am: 31.10.2019)
37. Rosentritt M, Kieschnick A, Hahnel S, Stawarczyk B. Dentale Keramiken: Werkstoffkunde-Kompodium iBook, 2018
38. Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. Artikulatoren, Ästhetik, Werkstoffkunde, festsitzende Prothetik, Berlin, Barcelona, Beijing, Chicago, Istanbul, Kopenhagen, London, Mailand, Moskau, Neu-Delhi, Paris, Prag, São Paulo, Seoul, Tokio und Warschau: Quintessenz Verlags-GmbH, 2011. ISBN: 9783868670271
39. Deutsches Institut für Normung. Zahnheilkunde - Keramische Werkstoffe. DIN EN ISO 6872, Berlin: Beuth Verlag GmbH
40. Xu Y, Han J, Lin H, An L. Comparative study of flexural strength test methods on CAD/CAM Y-TZP dental ceramics. Reg Biomater 2015; 2: 239–244
41. Jin J, Takahashi H, Iwasaki N. Effect of Test Method on Flexural Strength of Recent Dental Ceramics. Dent Mater J 2004; 23: 490–496

Literaturverzeichnis

42. Schatz C, Strickstrock M, Roos M, Edelhoff D, Eichberger M, Zylla I-M, Stawarczyk B. Influence of Specimen Preparation and Test Methods on the Flexural Strength Results of Monolithic Zirconia Materials. *Mater* 2016; 9: 1–13
43. Gernet W, Biffar R, Beuer F, Schwenzer N, Ehrenfeld M, Klinke T, Körber E, Kordaß B, Mack F, Mundt T, Ohlmann BM, Pospiech P, Rammelsberg P, Renk A, Richter E-J, Schmitter M, Setz JM, Stark H, Walter M, Weber H. *Zahnärztliche Prothetik*, Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2007. ISBN: 9783135936031
44. HASS. Amber Press: Instructions for use. https://hassbio.com/wp-content/uploads/2019/09/AmberPress_brochure_0601EN_190711.pdf (letzter Zugriff am: 02.02.2020)
45. HASS. Amber Mill. https://weber-dental-manufaktur.ch/userdata/files/Amber_Mill_eng.pdf
46. Eichberger M, Keul C, Stawarczyk B. LithiumDisilikat x 2. *Dent Dial* 2014; 15: 1–11
47. Ivoclar Vivadent. IPS e.max: Wissenschaftliche Dokumentation. https://www.ivoclarvivadent.de/mam/celum/celum_assets/9516314329118_ips-emax-system-technicians_Report03_scidocs_DE_de.pdf?2 (letzter Zugriff am: 31.10.2019)
48. Shofu. Vintage LD: Das Lithiumdisilikat-Ästhetik-System. <https://www.shofu.de/wp-content/uploads/2016/03/Vintage-LD-BRO-DE-2015-09.pdf> (letzter Zugriff am: 02.02.2020)
49. Dentsply Sirona. Celtra: Biegefestigkeiten bei vollkeramischen Dentalmaterialien. https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/de_DE/Prosthetics/Fixed/High_strength_glass_ceramic/Celtra_Press/DS_Biegefestigkeit_Messmethoden_DE_SCREEN_FIN.pdf (letzter Zugriff am: 02.02.2020)

Literaturverzeichnis

50. Salmang H, Scholze H, Telle R. Keramik, Berlin-Heidelberg-NewYork-Tokyo: Springer-Verlag, 1984. ISBN: 9783540494690
51. Pospiech, P. Keramik-Vollkeramik: Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin. <http://multimedia.3m.com/mws/media/5987970/lava-keramik-vollkeramik-kompendium.pdf> (letzter Zugriff am: 31.10.2019)
52. Gauckler LJ, Helbig J, Schönholzer U. Grundzüge der Keramik - Skript zur Vorlesung Ingenieurkeramik I, Zürich: ETH Zurich, 2001
53. Bütikofer 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
54. Hampe R, Lümke N, Stawarczyk B. Messen und Bestimmen der Bruchzähigkeit dentaler Werkstoffe. Quint Zahntech 2017; 43: 1110–1121
55. Relias C, Ngai D. Indentation fracture toughness. Am Ceram Soc; 97: 34–37
56. Kailer A, Stephan M. On the feasibility of the Chevron Notch Beam method to measure fracture toughness of fine-grained zirconia ceramics. Dent Mater 2016; 32: 1256–1262
57. Cesar PF, Della Bona A, Scherrer SS, Tholey M, van Noort R, Vichi A, Kelly R, Lohbauer U. ADM guidance-Ceramics: Fracture toughness testing and method selection. Dent Mater 2017; 33: 575–584
58. Zeng Y-P, Yang J-F, Kondo N, Ohji T, Kita H, Kanzaki S. Fracture Energies of Tape-Cast Silicon Nitride with beta-Si₃N₄ Seed Addition. J Am Ceram Soc 2005; 88: 1622–1624

Literaturverzeichnis

59. Munz D, Shannon J. Fracture toughness calculation from maximum load in four point bend tests of chevron notch specimens. *Int J Fract* 1980; 16: R137-R140
60. To T, Célarié F, Roux-Langlois C, Bazin A, Gueguen Y, Orain H, Le Fur M, Burgaud V, Rouxel T. Fracture toughness, fracture energy and slow crack growth of glass as investigated by the Single-Edge Precracked Beam (SEPB) and Chevron-Notched Beam (CNB) methods. *Acta Materialia* 2018; 146: 1–11
61. Moradkhani A, Baharvandi H. Analyzing the microstructures of W-ZrC composites fabricated through reaction sintering and determining their fracture toughness values by using the SENB and VIF methods. *Engineering Fracture Mechanics* 2018; 189: 501–513
62. Wagoner MP. Disk-shaped Compact Tension Test for Asphalt Concrete Fracture. *Experimental Mechanics* 2005; 45: 270–277
63. Quinn GD, Swab JJ. Fracture toughness of glasses as measured by the SCF and SEPB methods. *J Eur Ceram Soc* 2017; 37: 4243–4257
64. Wang H, Pallav P, Isgrò G, Feilzer AJ. Fracture toughness comparison of three test methods with four dental porcelains. *Dent Mater* 2007; 23: 905–910
65. Deutsches Institut für Normung, 2003. Prüfverfahren zur Bestimmung der Bruchzähigkeit von monolithischer Keramik. CEN/TS 14425, Berlin: Beuth Verlag GmbH
66. Beyer KA, Karajannakis D. PONS Großwörterbuch Deutsch-Griechisch, Griechisch-Deutsch, Stuttgart: Klett, 2008. ISBN: 9783125174757
67. Ludger, D, Fischer, A, Erich, S, Ulrich, S. GfT Arbeitsblatt 7 Tribologie. https://neu.gft-ev.de/wp-content/uploads/2002_AB_7_Tribologie.pdf (letzter Zugriff am: 31.10.2019)

Literaturverzeichnis

68. Czichos, H, Habig, K-H (Hrsg.). Tribologie-Handbuch, Wiesbaden: Springer Vieweg, 2015. ISBN: 9783834822369
69. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung, Köln: Dt. Zahnärzte-Verl., 2013. ISBN: 9783769134483
70. Mair LH. Wear in dentistry current terminology. J Dent 1992; 20: 140–144
71. Grau A, Stawarczyk B, Hampe R. Verschleißmessmethoden und deren Relevanz für den klinischen Alltag. Quint Zahntech 2017; 43: 870–881
72. Ferracane JL. Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? Dent Mater 2013; 29: 51–58
73. Lambrechts P, Braem M, Vuylsteke-Wauters M, Vanherle G. Quantitative in vivo wear of human enamel. J Dent Res 1989; 68: 1752–1754
74. Kunzelmann K-H. Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro, 1998. ISBN: 3826538595
75. Gee AJ de, Pallav P. Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. J Dent 1994; 22: S21-7
76. Heintze SD, Ilie N, Hickel R, Reis A, Loguercio A, Rousson V. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials— A systematic review. Dent Mater 2017; 33: e101-e114
77. Heintze SD, Faouzi M, Rousson V, Ozcan M. Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. Dent Mater 2012; 28: 961–973
78. Lee A, He LH, Lyons K, Swain MV. Tooth wear and wear investigations in dentistry. J Oral Rehabil 2012; 39: 217–225

Literaturverzeichnis

79. Sinan Ekenel. Verschleißverhalten dentaler Komposite in der Pin-On-Disc Verschleißsimulation. Dissertation. Ludwig-Maximilians-Universität, München, 2005
80. Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 2006; 22: 712–734
81. Gee AJ de, Pallav P, Davidson CL. Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. *J Dent Res* 1986; 65: 654–658
82. Bayne SC, Schmalz G. Reprinting the classic article on USPHS evaluation methods for measuring the clinical research performance of restorative materials. *Clin Oral Invest* 2005; 9: 209–214
83. Bardsley PF. The evolution of tooth wear indices. *Clin Oral Invest* 2008; 12: S15-9
84. Bartlett D, Ganss C, Lussi A. Basic Erosive Wear Examination (BEWE): a new scoring system for scientific and clinical needs. *Clin Oral Invest* 2008; 12: S65-8
85. DeLong R. Intra-oral restorative materials wear: rethinking the current approaches: how to measure wear. *Dent Mater* 2006; 22: 702–711
86. Mandikos MN, McGivney G, Davis E, Bush P, Carter M. A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 386–395
87. Borges GA, Agarwal P, Miranzi BAS, Platt JA, Valentino TA, dos Santos PH. Influence of different ceramics on resin cement Knoop Hardness Number. *Oper Dent* 2008; 33: 622–628
88. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater* 2016; 32: 908–914

Literaturverzeichnis

89. Lümke N, Eichberger M, Stawarczyk B. Different PEEK qualities irradiated with light of different wavelengths: Impact on Martens hardness. *Dent Mater* 2017; 33: 968–975
90. Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater* 2016; 32: e275–e283
91. Hampe R, Lümke N, Sener B, Stawarczyk B. The effect of artificial aging on Martens hardness and indentation modulus of different dental CAD/CAM restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater* 2018; 86: 191–198
92. Peutzfeldt A, García-Godoy F, Asmussen E. Surface hardness and wear of glass ionomers and compomers. *Am J Dent* 1997; 10: 15–17
93. Heine B. *Werkstoffprüfung*, München, Wien: Fachbuchverl. Leipzig im Carl-Hanser-Verl., 2003. ISBN: 9783446222847
94. Deutsches Institut für Normung, 2015. *Metallische Werkstoffe - Instrumentierte Eindringprüfung zur Bestimmung der Härte und anderer Werkstoffparameter*. DIN EN ISO 14577, Berlin: Beuth Verlag GmbH
95. Herrmann K. *Härteprüfung an Metallen und Kunststoffen*, Renningen: expert, 2014. ISBN: 978-3-8169-3181-2
96. Westrich RM. Use of the Scanning Electron Microscope in Microhardness Testing of High-Hardness Materials. In: Blau PJ, Lawn BR (Hrsg.). *Microindentation techniques in materials science and engineering*. 100 Barr Harbor Drive, PO Box C700, West Conshohocken, PA 19428-2959: ASTM International, 1985: 196-196-10. ISBN: 9780803104419

Literaturverzeichnis

97. Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dent Mater* 2007; 23: 1079–1085
98. Zwick GmbH & Co. KG. Product Information. https://www.zwickroell.com/-/media/files/sharepoint/vertriebsdoku_pi/15_739_zhu_zwickiline_universal_hardness_testing_machine_pi_en.pdf (letzter Zugriff am: 01.02.2020)
99. Martens A. Handbuch der Materialkunde für den Maschinenbau, Berlin, Heidelberg, s.l.: Springer Berlin Heidelberg, 1912. ISBN: 9783662235461
100. Internationale Organisation für Normung, 2002. Metallic materials - Instrumented indentation test for hardness and materials parameters. ISO 14577
101. Deutsches Institut für Normung, 2016. Metallische Werkstoffe - Härteprüfung nach Rockwell. DIN EN ISO 6508, Berlin: Beuth Verlag GmbH
102. Deutsches Institut für Normung, 2018. Metallische Werkstoffe - Härteprüfung nach Vickers. DIN EN ISO 6507, Berlin: Beuth Verlag GmbH
103. Deutsches Institut für Normung, 2015. Metallische Werkstoffe - Härteprüfung nach Brinell. DIN EN ISO 6506, Berlin: Beuth Verlag GmbH
104. Deutsches Institut für Normung, 2018. Metallische Werkstoffe- Härteprüfung nach Knoop. DIN EN ISO 4545, Berlin: Beuth Verlag GmbH
105. Schubert, Reinert, Egberts, Dyck. Härteprüfung. http://www.hs-bremen.de/internet/hsb/struktur/mitarbeiter/schubert/lehrveranstaltungen/fert/unterlagen_labor/h__rtepr__fung_fert.pdf (letzter Zugriff am: 31.01.2020)
106. Hallmann L, Ulmer P, Gerngross M-D, Jetter J, Mintrone M, Lehmann F, Kern M. Properties of hot-pressed lithium silicate glass-ceramics. *Dent Mater* 2019; 35: 713–729

107. Celtra Press Press- und Brenntabellen. https://www.celtra-dentsplysirona.de/doc/Download/Celtra_Press/BRO_CELTRA_PRESS_Firing_DE_VFIN.pdf (letzter Zugriff am: 30.10.2019)
108. DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res* 1983; 62: 32–36
109. Internationale Organisation für Normung, 2001. Dental Materials - Guidance on testing of wear, Part 2: Wear by two-and/or three body contact. ISO/TS 14569: Beuth Verlag GmbH
110. Pallav P, Gee AJ de, Werner A, Davidson CL. Influence of shearing action of food on contact stress and subsequent wear of stress-bearing composites. *J Dent Res* 1993; 72: 56–61
111. 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: 390–396
112. Brandt S, Winter A, Lauer H-C, Kollmar F, Portscher-Kim S-J, Romanos GE. IPS e.max for All-Ceramic Restorations: Clinical Survival and Success Rates of Full-Coverage Crowns and Fixed Partial Dentures. *Materials* 2019; 12: 462–472
113. 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
114. Stawarczyk B, Liebermann A, Rosentritt M, Povel H, Eichberger M, Lümke N. Flexural strength and fracture toughness of two different lithium disilicate ceramics. *Dent Mater J* 2020: [Epub]

Literaturverzeichnis

115. Shetty DK, Rosenfield AR, Duckworth WH, Held PR. A Biaxial-Flexure Test for Evaluating Ceramic Strengths. *J Am Ceram Soc* 1983; 66: 36–42
116. Jakic J, Liebermann A, Kelch M, Stawarczky B. Vergleich von Messmethoden zur Prüfung der Festigkeit bei keramischen Werkstoffen. *Quint Zahntech* 2019; 45: 1476–1481
117. Anusavice KJ, Kakar K, Ferree N. Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses? *Clin Oral Impl Res* 2007; 18: 218–231
118. Munz D, Fett T. *Mechanisches Verhalten keramischer Werkstoffe*, Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 1989. ISBN: 9783642517105
119. Apel E, van't Hoen C, Rheinberger V, Höland W. Influence of zirconia on the crystallization and properties of lithium disilicate glass-ceramics derived from a multi-component system. *J Eur Ceram Soc* 2007; 27: 1571–1577
120. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater* 2016; 32: 908–914
121. 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: 355–370
122. Rinke S, Schäfer S, Schmidt A-K. Einsatzmöglichkeiten zirkonoxidverstärkter Lithiumsilikat-Keramiken. *Quint Zahntech* 2014; 40: 536–546
123. Della Bona A, Anusavice KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater* 2003; 19: 662–669

Literaturverzeichnis

124. Gonzaga CC, Cesar PF, Miranda WG, Yoshimura HN. Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dent Mater* 2011; 27: 394–406
125. Oh SC, Dong JK, Lüthy H, Schärer P. Strength and microstructure of IPS Empress 2 glass-ceramic after different treatments. *Int J Prosthodont*, 2000; 13: 468–472
126. Fischer H, Waandich A, Telle R. Influence of preparation of ceramic SEVNB specimens on fracture toughness testing results. *Dent Mater* 2008; 24: 618–622
127. Awaji H, Sakaida Y. V-Notch Technique for Single-Edge Notched Beam and Chevron Notch Methods. *J Am Ceram Soc* 1990; 73: 3522–3523
128. Awaji H, Sakaida Y. V-Notch Technique for Single-Edge Notched Beam and Chevron Notch Methods. *J Am Ceram Soc* 1990; 73: 3522–3523
129. Maier H. Leitfaden technische Keramik, Aachen: Mainz, 1993. ISBN: 9783930085156
130. Marx R. Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen-Verstärkung und Bruchzähigkeit. *Dtsch Zahnarztl Z* 1993; 48: 229–236
131. Fischer J. Mechanische Eigenschaften von metallischen und keramischen Werkstoffen. *Quint Zahntech* 2009; 35: 1540–1549
132. Ritter JE. Predicting lifetimes of materials and material structures. *Dent Mater* 1995; 11: 142–146
133. Pallav P, Werner A, De Gee A, Davidson C. Influence of Shearing Action of Food on Contact stress and subsequent wear of stress-bearing Composites. *J Dent Res* 1993; 72: 56–61

Literaturverzeichnis

134. Stöckl C, Hampe R, Stawarczyk B, Haerst M, Roos M. Macro- and microtopographical examination and quantification of CAD-CAM composite resin 2- and 3-body wear. *J Prosthet Dent* 2018; 120: 537–545
135. Büttinghaus F. Dreikörperverschleiß und Oberflächenermüdung von Kompositfüllungswerkstoffen. Dissertation. Ludwig-Maximilians-Universität, München, 2004
136. Koc D, Dogan A, Bek B. Bite Force and Influential Factors on Bite Force Measurements: A Literature Review. *Eur J Dent* 2010; 4: 223–232
137. Linderholm H, Wennström A. Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. *Acta odont Scandinavica* 1970; 28: 679–689
138. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Azuma T, Karita K. Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol* 2004; 49: 805–816
139. Finger W, Thiemann J. Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials. *Dent Mater* 1987; 3: 280–286
140. Ohashi K, Kameyama Y, Wada Y, Midono T, Miyake K, Kunzelmann K-H, Nihei T. Evaluation and comparison of the characteristics of three pressable lithium disilicate glass ceramic materials. *Int J Dev Res* 2017; 7: 16711–16716
141. Lambrechts P, Debels E, van Landuyt K, Peumans M, van Meerbeek B. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater* 2006; 22: 693–701
142. Heintze SD, Zappini G, Rousson V. Wear of ten dental restorative materials in five wear simulators--results of a round robin test. *Dent Mater* 2005; 21: 304–317

143. Mörmann WH, Stawarczyk B, Ender A, Sener B, Attin T, Mehl A. Wear characteristics of current aesthetic dental restorative CAD/CAM materials: Two-body wear, gloss retention, roughness and Martens hardness. *J Mech Behav Biomed Mater* 2013; 20: 113–125
144. Denry IL, Holloway JA, Tarr LA. Effect of heat treatment on microcrack healing behavior of a machinable dental ceramic. *J Biomed Mater Res* 1999; 48: 791–796
145. Hung C-Y, Lai Y-L, Hsieh Y-L, Chi L-Y, Lee S-Y. Effects of simulated clinical grinding and subsequent heat treatment on microcrack healing of a lithium disilicate ceramic. *Int J prosthodont* 2008; 21: 496–498
146. Lawson NC, Burgess JO. Wear of nanofilled dental composites at varying filler concentrations. *J Biomed Mater Res* 2015; 103: 424–429
147. Dahlberg G. *Statistical Methods for Medical and Biological Students*. *British Med J* 1940; 2: 358–359
148. Galante R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. Additive manufacturing of ceramics for dental applications: A review. *Dent Mater* 2019; 35: 825–846
149. Ebert J, Ozkol E, Zeichner A, Uibel K, Weiss O, Koops U, Telle R, Fischer H. Direct inkjet printing of dental prostheses made of zirconia. *J Dent Res* 2009; 88: 673–676
150. Moin DA, Hassan B, Wismeijer D. A novel approach for custom three-dimensional printing of a zirconia root analogue implant by digital light processing. *Clin Oral Impl Res* 2017; 28: 668–670

Literaturverzeichnis

151. Xing H, Zou B, Li S, Fu X. Study on surface quality, precision and mechanical properties of 3D printed ZrO₂ ceramic components by laser scanning stereolithography. *Ceram Int* 2017; 43: 16340–16347
152. Casper S, Jensen MB, Ditzel N, Hedegaard AB, Borg SW, Albrektsen O, Thygesen T, Andersen M. Simple additive manufacturing of an osteoconductive ceramic using suspension melt extrusion. *Dent Mater* 2017; 33: 198–208
153. Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung. Keramik aus dem 3D-Drucker. <https://www.bam.de/Content/DE/Standardartikel/Themen/Material/artikel-keramik-aus-dem-3d-drucker.html> (letzter Zugriff am: 01.02.2020)

Danksagung

Allen, die es mir ermöglicht haben, diese Arbeit zu beginnen, mich während der Entstehung zu unterstützen und letztendlich zu beenden, möchte ich herzlich danken:

Besonders gilt mein Dank PD Dr. Bogna Stawarczyk und PD Dr. Anja Liebermann, die das Vertrauen in mich hatten, mir dieses spannende Thema zur Erforschung zur Verfügung zu stellen und mich stets engagiert und professionell bei der Entstehung der Dissertation gefördert und gefordert haben. Mit ihrem unendlichen Wissen konnten sie mir immer die richtigen Impulse geben.

Herzlichen Dank an Marlis Eichberger, Zahntechnikerin, die mir vor allem bei praktischen Fragen und Problemen nicht nur fachlich, sondern auch liebevoll und warmherzig half.

Auch dem Werkstoffkunde-Team, insbesondere Dr. Nina Lümke, Lisa Schönhoff und Eva Jerman, möchte ich für die Geräteeinweisungen, die tollen Tipps und dem einen oder anderen außerfachlichen Smalltalk danken.

Bedanken möchte ich mich außerdem bei Dr. Rebecca Jungbauer, Gastforscherin, die mich bei der Generierung der aus dem Abrasionsversuch gewonnenen Daten unterstützte.

Außerdem möchte ich Herrn Prof. Daniel Edelhoff, Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, meinen Dank aussprechen. Er gab mir die Möglichkeit, mein Promotionsprojekt in seiner Abteilung durchzuführen.

Ebenso möchte ich den Firmen HASS Corporation, Dentsply Sirona, GC Europe, Cendres+Métaux und Ivoclar Vivadent für die Bereitstellung der Materialien danken.

Auch mein Mann soll nicht unerwähnt bleiben, da er stets geduldig jede Frage zur Bedienung von Word und Excel beantwortete, sowie bei der Bildbearbeitung tatkräftig unterstützte. Dank ihm habe ich den Schritt Promotion überhaupt gewagt. Er hat auf Urlaub und Freizeit mit mir verzichtet, um mir damit den Rücken für dieses Projekt freizuhalten, mich stets ermutigt, motiviert und mit voller Kraft unterstützt. Ihm gilt mein tiefster Dank.

Ein ebenso besonderer Dank gebührt meinem Sohn, der zwischen den praktischen Versuchen und der Verschriftlichung dieser Dissertation mein Leben unschätzbar bereichert hat. Dank ihm durfte ich über mich hinauswachsen und mit viel Zeitmanagement und wenig Schlaf die Zweifachherausforderung als Doktorandin und Mutter annehmen.

Danken möchte ich auch Kristina Kunze. Sie sorgte als Korrekturleserin dafür, dass neben der Elimination von Tippfehlern auch noch dutzende Kommas den Weg in die Dissertation gefunden haben.

Zuletzt möchte ich meinen Eltern und Schwiegereltern danken, ohne deren etlichen angereisten Kilometer und liebevollen Säuglingsbetreuungen ich die Doppelaufgabe nicht hätte bewältigen können. Meine wunderbaren Eltern haben stets einen großen Einfluss auf meinen Werdegang gehabt. Sie haben mir vorgelebt, dass man mit Einsatz, Durchhaltevermögen und positiver Einstellung seine Ziele erreichen kann. Vor allem möchte ich meiner Mutter danken, die immer ein offenes Ohr für mich hat und mein größtes Vorbild ist.

Eidesstattliche Versicherung

Dinse, Lina

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

Mechanische Eigenschaften von pressbaren Glaskeramiken.

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.

28.06.2021, München

Lina Dinse

Ort, Datum

Unterschrift