

Aus der Klinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
der Universität Würzburg

**Direktor: Prof. Dr. med. dent. Marc Schmitter**



**In-vitro Untersuchung der Bruchlast zweier dental keramischer Werkstoffe  
in Abhängigkeit der darunter verklebten Zahnstruktur und dessen  
Steifigkeit**

Inauguraldissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde der  
Medizinischen Fakultät  
der  
Julius-Maximilians-Universität Würzburg

vorgelegt von  
Mona Simon  
aus Filderstadt

Würzburg, Juni 2022

**Referent: Prof. Dr. med. dent. Marc Schmitter**

**Koreferent: Prof. Dr. med. dent. Gabriel Krastl**

**Dekan: Prof. Dr. med. Matthias Frosch**

**Tag der mündlichen Prüfung: 28.11.2022**

**Die Promovendin ist Zahnärztin**

Meiner Familie in Dankbarkeit gewidmet

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung und Problemstellung.....</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>Stand der Wissenschaft.....</b>	<b>3</b>
2.1	<b>Beanspruchung der Zähne in der Mundhöhle .....</b>	<b>3</b>
2.1.1	Temperaturschwankungen der Mundhöhle & thermische Wechselbelastung..	3
2.1.2	Auftretende Kaukräfte und Kausimulation .....	5
2.1.3	Schmelz und Dentin als Widerstandsmaterial .....	7
2.2	<b>Verbundsysteme Keramik-Zahn.....</b>	<b>10</b>
2.3	<b>Keramik .....</b>	<b>13</b>
2.3.1	CAD/CAM Verarbeitung der Keramik .....	15
2.3.2	Lithiumdisilikatkeramik.....	16
2.3.3	Zirkoniumdioxidkeramik .....	18
2.3.4	Wichtige Parameter der Keramiken.....	22
<b>3</b>	<b>Material und Methode.....</b>	<b>27</b>
3.1	<b>Versuchsdesign.....</b>	<b>28</b>
3.2	<b>Zahnauswahl (Ein- und Ausschlusskriterien).....</b>	<b>31</b>
3.3	<b>Herstellung der Zahnplättchen.....</b>	<b>33</b>
3.3.1	Zähne in Scheiben schleifen.....	33
3.3.2	Rundschleifen der Zahnplättchen .....	37
3.3.3	Abtrennen der Zahnplättchen auf die exakte Höhe .....	38
3.4	<b>Herstellung der Keramikplättchen .....</b>	<b>39</b>
3.4.1	CAD/CAM Herstellung .....	39
3.4.2	Politur der Keramik .....	40
3.5	<b>Verklebung der Plättchen .....</b>	<b>41</b>
3.5.1	Vorbereitung .....	41
3.5.2	Verklebung.....	43
3.6	<b>Thermische Wechselbelastung der Proben.....</b>	<b>44</b>
3.7	<b>Mechanische Belastung der Proben.....</b>	<b>46</b>
3.8	<b>Testung der Bruchlast .....</b>	<b>48</b>
3.9	<b>Statistische Auswertung.....</b>	<b>49</b>
<b>4</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>51</b>
4.1	<b>Messdaten .....</b>	<b>51</b>
4.2	<b>Statistik.....</b>	<b>54</b>
4.2.1	A: Zirkoniumdioxidkeramik (Katana) im Überblick.....	55
4.2.2	B: Lithiumdisilikatkeramik (IPS) im Überblick .....	58
4.2.3	C: Vergleich der Keramiken (Katana und IPS) ohne Zahnplättchen .....	61

4.2.4	D: Vergleich der Keramikechtzahnproben ohne Alterungsprozess .....	63
4.2.5	E: Einfluss des Alterungsprozesses auf die Proben von Katana und IPS .....	65
4.2.6	F: Einfluss des Schmelzanteils auf Proben ohne Alterungsprozess.....	67
4.2.7	G: Einfluss des Schmelzanteils mit Alterungsprozess.....	69
4.2.8	Zusammenfassung der Ergebnisse .....	71
<b>5</b>	<b>Diskussion.....</b>	<b>72</b>
<b>5.1</b>	<b>Diskussion der Ergebnisse .....</b>	<b>72</b>
5.1.1	Alterungsprozess und Schichtstärke der Keramik.....	72
5.1.2	Befestigungsmaterial .....	75
5.1.3	Schmelz als Substruktur .....	77
<b>5.2</b>	<b>Limitationen des Versuchsaufbaus .....</b>	<b>79</b>
5.2.1	Echtzähne.....	79
5.2.2	Zahnschäden durch Präparation .....	79
5.2.3	Schleifrichtung .....	80
5.2.4	Lagerung der Proben.....	82
5.2.5	Einbettung der Proben in Kunststoff .....	83
5.2.6	Axiale Belastung im Kausimulator .....	84
5.2.7	Folgestudien .....	84
<b>6</b>	<b>Schlussfolgerung .....</b>	<b>85</b>
<b>7</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>86</b>
<b>8</b>	<b>Literaturverzeichnis.....</b>	<b>87</b>
	<b>Appendix.....</b>	
	<b>I Abkürzungsverzeichnis.....</b>	
	<b>II Abbildungsverzeichnis.....</b>	
	<b>III Tabellenverzeichnis.....</b>	
	<b>IV Materialverzeichnis.....</b>	
	<b>V Danksagung.....</b>	
	<b>VI Curriculum vitae .....</b>	
	<b>VII Publikation .....</b>	
	<b>VII statistische Ergebnisse.....</b>	
	<b>IX Ethikvotum.....</b>	

### 1 Einleitung und Problemstellung

Der Wunsch nach ästhetischen zahnärztlichen Restaurationen ist ein großes Anliegen in der heutigen Gesellschaft. Besonders Restaurationen aus zahnfarbenem Material, wie beispielsweise Keramik, sind hierfür geeignet. Daher ist Zahnersatz aus Vollkeramik im Fokus der modernen Zahnmedizin (Zarone, Di Mauro, Ausiello, Ruggiero, & Sorrentino, 2019).

Vollkeramik bedeutet, dass die Restauration vollständig aus Keramik besteht und keine Anteile von Metall enthält (Pospiech, Tinschert, & Raigrodski, 2004). Die Herstellung vollkeramischer Restaurationen ist aufgrund neuerer Technologien in der Entwicklung einfacher geworden: Durch die Einführung der CAD/CAM Technik können Restaurationen aus einem Keramikblock gefräst werden (Beuer, Schweiger, & Edelhoff, 2008; Winter et al., 2019). Dies bietet mehrere Vorteile. Zum einen konnte die Herstellung der Keramik optimiert werden (Beuer et al., 2009). Bei der klassischen Schicht- bzw. Schlickertechnik kommt es regelmäßig zur Entstehung von Fehlstellen, Luftporen etc. im Werkstück. Diese inhomogenen Bereiche können später zum Versagen der Restauration führen. Durch die Verwendung der CAD/CAM-Technik können hingegen homogene keramische Gefüge als Block gefertigt und verarbeitet werden (Beuer et al., 2008). Weniger Fehlstellen im Gefüge sorgen für bessere mechanische Eigenschaften der Keramik (Gernet, Biffar, Schwenzer, & Ehrenfeld, 2017) und weniger Verschleiß durch Antagonisten (Albashaireh, Ghazal, & Kern, 2010).

Zum anderen können, durch die verbesserten optischen Eigenschaften der Hochleistungskeramiken, monolithische Restaurationen, d.h. Arbeiten aus einem Stück ohne Verblendung, geschaffen werden (Kern et al., 2015).

Dies löst das Problem des Chippings, des Abfrakturierens der Verblendung bei starker Belastung. Wobei die Verblendkeramik, mit den schlechten mechanischen Eigenschaften, die Schwachstelle dafür darstellt (Stawarczyk et al., 2018).

In den letzten Jahren hat sich die Passung dieser Arbeiten durch die Weiterentwicklung der Software und Schleifgeräte deutlich verbessert (Fasbinder, 2013).

Durch diese Fortschritte ist es auch möglich, die Schichtstärke der Keramikrestorationen zu verringern (Ioannidis et al., 2019; Tekin & Hayran, 2020). Dünne Veneers (=Verblendschalen) oder Table Tops (= okklusale Veneers) können aus einem dicht gesinterten keramischen Block mit hoher technischer Qualität hergestellt werden. Gerade Table Tops sind im Abrasionsgebiss oder bei Zahnhartsubstanzverlust, aufgrund von Erosion und Attrition eine gute Möglichkeit, substanzschonende Restorationen anzufertigen (Kern et al., 2015).

Eine Frage stellt sich dabei im Kontext moderner Zahnmedizin: Wie wichtig ist die Substruktur, auf die die Keramik verklebt wird? Der Zahn besteht an der äußeren Schale aus Schmelz und im darunter liegenden Anteil aus Dentin. Diese beiden Zahnhartsubstanzen unterscheiden sich in vielerlei Hinsicht (Hellwig, Klimek, & Attin, 2013). In der vorliegenden Studie soll untersucht werden, ob Schmelz bzw. Dentin als Substruktur einen Einfluss auf das Bruchlastverhalten der Keramik hat.

In dieser Arbeit wurden zwei verschiedene dentale Keramiken verwendet: Zirkoniumdioxidkeramik und Lithiumdisilikatkeramik. Diese beiden Keramiken sind moderne dentale Keramiken, die mit dem oben genannten subtraktiven Verfahren verarbeitet werden können (Beuer et al., 2009; I. Denry & Kelly, 2008).

**Ziel dieser Untersuchung** war es, zu ermitteln, ob die Verklebung der beiden Keramiken auf Schmelz, unter Simulation der Bedingungen in der Mundhöhle, andere Ergebnisse erzielen, als die Verklebung auf Dentin. Daher wurde die Nullhypothese folgendermaßen formuliert:

$H_0$  : Die Bruchlast eines keramischen Werkstoffes ist unabhängig davon, ob er auf Schmelz oder Dentin geklebt wird.

## **2 Stand der Wissenschaft**

### **2.1 Beanspruchung der Zähne in der Mundhöhle**

Zähne sind ständigen Belastungen in der Mundhöhle ausgesetzt. Zum einen müssen sie Temperaturschwankungen durch aufgenommene Nahrung standhalten, zum anderen werden sie während des Kauvorgangs oder parafunktioneller Aktivität mechanischen Kräften ausgesetzt. Zudem haben die Zähne eine außergewöhnliche Stellung im Körper: Sie sind im Knochen verankert, durchbrechen die schützende Epitheldecke und stehen über die Mundhöhle mit der „Außenwelt“ in Verbindung. Daher ist es unbedingt notwendig, dass sie eindringenden Mikroorganismen eine Barriere entgegensetzen und somit auch eine Infektion der tieferliegenden Strukturen verhindern.

#### **2.1.1 Temperaturschwankungen der Mundhöhle & thermische Wechselbelastung**

Je nachdem, welche Speisen oder Getränke verzehrt werden, beispielsweise eine Kugel Eis mit einem heißen Kaffee, sind die Zähne diesen Widrigkeiten ausgesetzt. Die Zeitspanne, in der die Temperaturen einwirken, kann sehr kurz sein. Der Temperaturbereich hingegen kann groß sein und stark variieren. In Studien wurde gezeigt, dass ein Temperaturintervall zwischen 0 bis 70°C vorherrschen kann (Barclay, Spence, & Laird, 2005; Palmer, Barco, & Billy, 1992; Youngson & Barclay, 2000).

In Hinblick auf Restaurationen bedeutet dies, dass sie temperaturbeständig sein müssen und auch der Wärmeausdehnungskoeffizient (=WAK) mehrerer Materialien aufeinander abgestimmt sein muss. Ansonsten kann es an der Fügestelle zwischen zwei Materialien (z.B. ein Gerüst mit einer keramischen Verblendung) zu Spannungen kommen, die letztendlich Delaminationen oder Chipping zur Folge haben können (Göstemeyer et al., 2012; Naenni, Bindl, Sax, Hämmerle, & Sailer, 2015). Auch aus diesem Grund ist es von Vorteil, ein monolithisches Werkstück zu verwenden. Bei diesem kann es nur innerhalb des Werkstücks oder am Übergang zwischen Restauration und Befestigungsmaterial zu Spannungen durch Temperaturwechsel kommen. Die Belastung des Befestigungsmaterials wurde sowohl für adhäsive als auch für die konventionelle Befestigung untersucht (Barclay,

Boyle, Williams, & Marquis, 2002; Bottino et al., 2014; Deng et al., 2014; Helvatjoglu-Antoniades, Koliniotou-Kubia, & Dionyssopoulos, 2004; Rohr & Fischer, 2017a).

Die Wechselbelastung hat nicht nur Auswirkungen auf die Entstehung von Spannungen an Materialgrenzen, sondern auch auf die Zahnhartsubstanz und das Restaurationsmaterial an sich. Denn keramische Werkstoffe, wie auch die Zahnhartsubstanz, sind bei mechanischer und thermischer Belastung einem Alterungsprozess unterworfen (Guo, Hou, & Liu, 2013; Sato & Shimada, 1984, 1985a, 1985b; Winter et al., 2019).

Bevor Materialien in den klinischen Einsatz kommen, werden sie im Labor (=in-vitro) getestet. Um eine möglichst realitätsnahe Einschätzung zu erhalten, wie sich das Material in der Mundhöhle verhält, wird versucht, die thermischen, mechanischen und hydrolytischen Kräfte zu simulieren (Lambrechts, Debels, Van Landuyt, Peumans, & Van Meerbeek, 2006). So soll beurteilt werden können, ob das Material für den klinischen Einsatz geeignet ist.

Für die Temperaturbelastung hat sich ein Verfahren namens „Thermocycling“ etabliert (Deng et al., 2014; Morresi et al., 2014). Dabei handelt es sich um eine Wechselbelastung der Proben durch heißes und kaltes Wasser. Die Proben werden abwechselnd in eines der temperierten Becken getaucht. Ein Zyklus beschreibt dabei das Eintauchen der Probe in ein Bad mit kaltem und anschließend mit warmem Wasser. In den jeweiligen Becken selbst verweilen die Proben für eine kurze Zeit. Sowohl die Verweildauer im Becken, als auch die Anzahl der Zyklen variiert in der Literatur stark (Rohr & Fischer, 2017a; J. R. Strub & Beschmidt, 1998; Winter et al., 2019). Dies stellt ein Problem der Vergleichbarkeit der Ergebnisse dar. Die Temperatur wird in vielen Studien auf 5°C und 55°C festgelegt (Bankoglu Gungor & Karakoca Nemli, 2018; Morresi et al., 2014; J. R. Strub & Beschmidt, 1998; Winter et al., 2019).

### 2.1.2 Auftretende Kaukräfte und Kausimulation

Während des Kauvorgangs treten durchschnittliche Kaukräfte zwischen 10-160 Newton auf. In der Literatur finden sich diesbezüglich jedoch durchaus heterogene Angaben (Bates, Stafford, & Harrison, 1976; De Boever, McCall, Holden, & Ash, 1978; Kohyama et al., 2004; Schindler, Stengel, & Spiess, 1998). Dies kann damit begründet werden, dass sich die Kaufkraft der Menschen unterscheidet und von Faktoren wie Alter, Muskelkraft, Zahnstatus, Geschlecht oder Gewohnheiten abhängig ist (Braun et al., 1995; Braun et al., 1996; Dahlberg, 1946; Fontijn-Tekamp, Slagter, van't Hof, Geertman, & Kalk, 1998; Helkimo, Carlsson, & Helkimo, 1977). Neben den durchschnittlichen Kaukräfte gibt es auch maximale Beißkräfte, die meist kurzzeitig vorkommen. Diese liegen zwischen 170-290N im Frontzahnbereich und zwischen 300-850N im Seitenzahnbereich (Braun et al., 1995; Fontijn-Tekamp et al., 2000; Helkimo et al., 1977; Waltimo & Könönen, 1993). Treten diese hohen Kräfte häufiger auf – entweder am Tage oder in der Nacht – so kann dies als „Bruxismus“ bezeichnet werden (Lobbezoo et al., 2013).

Bei Bruxismus kann es durch Überbelastung der Muskulatur zu Cranio-Mandibulären-Dysfunktionen (=CMD) und Zahnhartsubstanzverlust kommen (Jiménez-Silva, Peña-Durán, Tobar-Reyes, & Frugone-Zambra, 2017).

Bei stark ausgeprägtem Bruxismus muss oftmals die verlorengegangene Zahnhartsubstanz ersetzt werden, um die Kaufunktion wieder herzustellen (A. Johansson, Omar, & Carlsson, 2011). Sind in diesem Kontext zahnfarbene Restaurationen in Keramik gewünscht, so müssen speziell dafür zugelassene Materialien verwendet werden, da mit einer höher frequentierten Kaubelastung zu rechnen ist, was zu einer Schädigung der Keramik führen könnte.

BruxZir von Glidewell ist eine Keramik mit diesem speziellen Indikationsbereich und zeigt bei in-vitro Testung hohe Biegefestigkeitswerte, aber geringe Werte bei der Transluzenz (Reale Reyes, Dennison, Powers, Sierraalta, & Yaman, 2021).

Zyklische mechanische Belastungen und Verschleißerscheinungen werden in-vitro in einem Kausimulator simuliert (Soriano-Valero et al., 2020). Ein Kausimulator ist eine Maschine, die mit einer definierten Kraft und Abwärtsgeschwindigkeit auf eine fixierte Probe herabfährt. So soll der Kauvorgang bzw. das Aufeinandertreffen der

Oberkiefer- und Unterkieferzähne simuliert werden. Das Gewicht, die Abwärtsgeschwindigkeit und auch die Anzahl der Zyklen können ausgewählt werden. Es gibt verschiedene Modelle an Kausimulatoren auf dem Markt (Soriano-Valero et al., 2020). Ein Problem stellt die Vergleichbarkeit der Studienergebnisse bei unterschiedlich verwendeten Geräten dar. Heintze (2006) vergleicht in einem Review verschiedene Kausimulatoren. Er beschreibt den Willy-Tec Kausimulator als geeignete, kostengünstige Testmaschine. In einer weiteren Studie zum Willy-Tec Kausimulator konnte festgestellt werden, dass die Ergebnisse in den einzelnen Kammern einer Schwankung unterliegen (Steiner, Mitsias, Ludwig, & Kern, 2009). Dies sollte in Studienergebnissen berücksichtigt werden. Eine Übertragung der Ergebnisse auf die klinische Situation sollte daher mit Bedacht erfolgen (Heintze, 2006; Steiner et al., 2009).

Rückschlüsse von der Zyklanzahl in-vitro auf die Alterung in Jahren in-vivo sind nur schwer möglich (Heintze, 2006). Zum einen gibt es wenige Studien auf diesem Gebiet, die Verschleißerscheinungen in-vivo mit Ergebnissen aus in-vitro Untersuchungen direkt vergleichen. Zum anderen zeigt sich bei den vorhandenen Studien eine Heterogenität der getroffenen Rückschlüsse.

Es gibt Studien, die bei einer simulierten Alterungszeit von einem Jahr von 250.000 Zyklen im Kausimulator ausgehen, wieder andere kommen zu unterschiedlichen Ergebnissen (Barkmeier, Latta, Erickson, & Lambrechts, 2004; DeLong, Sakaguchi, Douglas, & Pintado, 1985; Lohbauer, Krämer, Petschelt, & Frankenberger, 2008; Sakaguchi, Douglas, DeLong, & Pintado, 1986).

Dabei sollte beachtet werden, dass es nach wie vor eine Herausforderung ist, die biologischen Einflüsse der Mundhöhle in-vitro zu simulieren und es nicht gelingen kann, alle Einflussgrößen zu berücksichtigen (Lambrechts et al., 2006; Soriano-Valero et al., 2020).

### 2.1.3 Schmelz und Dentin als Widerstandsmaterial

Die Zahnhartsubstanz setzt sich aus folgenden Strukturen zusammen (Y. R. Zhang, Du, Zhou, & Yu, 2014):

- Zahnschmelz (engl. enamel) bildet die äußerste Schicht der Zahnkrone und stellt somit die äußere Barriere des Zahnes dar. An der Schmelz-Zementgrenze, wo physiologischer Weise das Zahnfleisch ansetzt, endet der Schmelzanteil der Krone.
- Wurzelzement befindet sich an der Wurzel des Zahnes und bedeckt das Dentin.
- Dentin liegt im Bereich der Zahnkrone unterhalb des Schmelzes und im Bereich der Wurzel unterhalb des Wurzelzements. Es bildet somit die innere Zahnhartsubstanz. Dentin grenzt im Inneren an die Pulpa, im Äußeren an Schmelz bzw. Wurzelzement und bildet die Hauptmasse des Zahnes (Zohrabian, Poon, & Abrahams, 2015).

Da in der vorliegenden Arbeit Zahnplättchen der Zahnkrone verwendet wurden, wird im Nachfolgenden nur näher auf den Schmelz- und den Dentinanteil des Zahnes eingegangen.

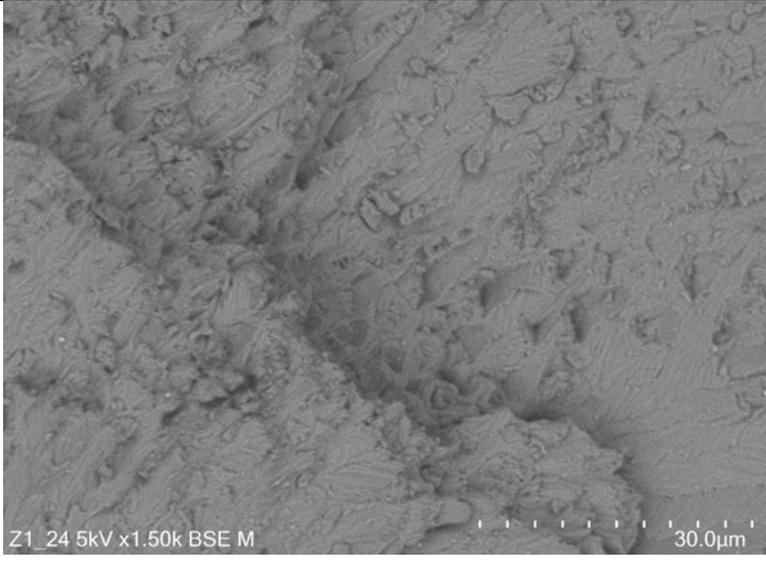
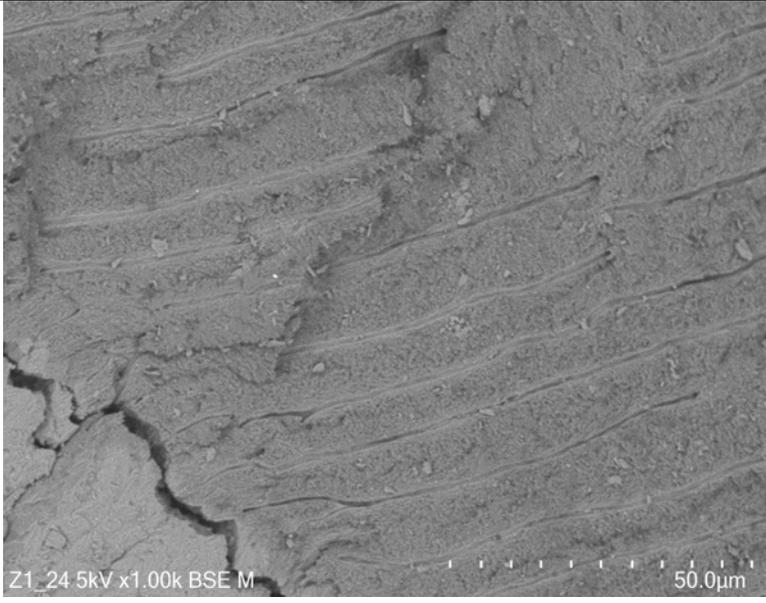
#### Schmelz

Mit 250-390 KHN („Knoop-Hardness-Number“) ist diese Substanz die härteste des menschlichen Körpers (Hellwig et al., 2013). Dies spiegelt sich auch in der chemischen Zusammensetzung der Substanz wider: 93-98-Gewichtsprozent (Gew.%) sind anorganisch, 1,5-4 Gewichtsprozent Wasser und der Rest organische Bestandteile wie Lipide und Proteine.

Die Hauptmasse, also die anorganische Phase, besteht aus Apatit-Kristallen, aus Calcium sowie Phosphat in einem Mischverhältnis von 1:1,2. Diese Kristalle zeigen eine hexagonale Struktur und ziehen von der Schmelz-Dentin-Grenze zur Oberfläche des Schmelzes. Je nach Mineralisationsvorkommen, können sich Hydroxylapatit bzw. Flourapatitkristalle ausbilden (Steiniger, Schwarzbach, & Stachniss, 2010). Flourapatitkristalle zeichnen sich durch einen sehr hohen Härtegrad, aufgrund der stabileren Kristallgitterstruktur aus. Die Dicke der Schmelzschicht, z.B. der Molaren, beträgt beim erwachsenen Menschen im Durchschnitt etwa 2,58mm (De Menezes Oliveira et al., 2010).

**Tabelle 1: Schmelz und Dentin Bestandteile**

Die Tabelle zeigt die Zusammensetzung der Zahnhartsubstanzen im Vergleich.  
Quelle: eigene Darstellung.

	<b>Schmelz</b>	
anorganisch	93-98 Gewichts-%	
organisch	1 Gewichts-%	
Wasser	1,5-4 Gewichts-%	
	<b>Dentin</b>	
anorganisch	70 Gewichts-%	
organisch	20 Gewichts-%	
Wasser	10 Gewichts-%	

Quelle Bilder: eigene Abbildung in Zusammenarbeit mit A. Schurig, Universität Würzburg

### Dentin

Dentin liegt auf der Härteskala mit 68 KHN deutlich unter der Härte des Schmelzes. Dies liegt daran, dass es bis zu 20 Gew.% aus organischen Bestandteilen, hauptsächlich Kollagen vom Typ 1, besteht. Nur 70 Gew.% der Masse, im Vergleich zum Schmelz bis zu 28 Gew.% weniger, sind anorganisch. Aber auch im Dentin sind die Hauptbestandteile der anorganischen Phase Kalzium und Phosphat. Sie liegen als Hydroxylapatit oder als amorphes Kalziumphosphat vor (Hellwig et al., 2013).

Die histologische Struktur zeichnet sich durch Dentinkanälchen, peri- und intertubuläres Dentin aus (Steiniger et al., 2010).

Das peritubuläre Dentin befindet sich an den Dentinkanälchen und weist einen höheren Mineralisationsgrad als das intertubuläre Dentin auf, das zwischen den Dentintubuli liegt (Ziskind, Hasday, Cohen, & Wagner, 2011).

Über die Tubuli können Schmerzreize mittels Pulpafortsätzen (sog. Odontoblastenfortsätze) vermittelt werden (Steiniger et al., 2010).

Wird Dentin angeätzt, etwa mit 38% Phosphorsäure, so demineralisieren die anorganischen Bestandteile im Bereich von einigen Millimetern und die Kollagenfibrillen werden unter dem Rasterelektronenmikroskop sichtbar.

Bei der Verwendung von Phosphorsäure auf Zahnschmelz entsteht ein retentives Ätzmuster (siehe in Tabelle 1, Schmelzbild) der anorganischen Phase (Fanchi & Breschi, 1995).

Die Ätzung der Zahnhartsubstanz mittels Säuren soll einerseits den Smearlayer, eine Schicht, die beim Präparieren der Zähne entsteht und nicht zum Verbund beitragen kann, entfernen. Andererseits wird durch das Ätzen die Oberfläche vergrößert um eine bessere Haftung des Befestigungsmaterials an der Zahnhartsubstanz zu erreichen.

Vergleicht man den Zustand der Zahnhartsubstanzen Schmelz und Dentin nach dem Ätzevorgang, so wird deutlich, dass zwei unterschiedliche Oberflächen vorliegen:

- organische Kollagenfibrillen im Dentin im Gegensatz zu
- aufgerauter Mineraloberfläche im Schmelz.

Um einen chemischen Verbund zu Restaurationsmaterialien eingehen zu können, müssen diese unterschiedlichen Oberflächenqualitäten beachtet werden.

## 2.2 Verbundsysteme Keramik-Zahn

In der Zahnmedizin gibt es eine Reihe von unterschiedlichen Befestigungsmaterialien (Manso et al., 2011; Rosenstiel, Land, & Crispin, 1998). Prinzipiell muss zwischen adhäsiver und konventioneller Befestigung unterschieden werden (Edelhoff & Ozcan, 2007).

- Bei der adhäsiven Befestigung wird die Zahnhartsubstanz zuerst durch eine Säure konditioniert, mit Primer und Bonding vorbehandelt und der kovalente Verbund mit einem Befestigungsmaterial auf Kunststoffbasis zur Keramik erzielt (Miotti et al., 2020). Die Keramik muss ebenfalls in spezieller Weise vorbehandelt werden.
- Die konventionelle Befestigung zeichnet sich durch retentive Verankerungstechniken des Zementes auf Zinkphosphat- oder Glasionomerbasis aus (Pröbster, 2003). Zum Teil finden auch hier molekulare Reaktionen statt (Wilson, 1991; Wilson, Prosser, & Powis, 1983), aber die Verankerung ist schwächer als beim adhäsiven Verbund.

Ob ein Werkstück adhäsiv oder konventionell befestigt werden kann, hängt von der klinischen Situation, dem Restaurationsmaterial und der Art der Versorgung ab (Hill, 2007; Kappert & Eichner, 2008; Manso & Carvalho, 2017; Pröbster, 2003).

**Tabelle 2: Indikationen zur Verwendung dentaler Befestigungszemente**

*Die nachfolgende Übersichtstabelle zeigt beispielhaft die Indikationen für konventionellen und adhäsiven Befestigungszement. Quelle: eigene Darstellung.*

<b>Adhäsiv</b>	<b>Konventionell</b>
Keramiken <350 MPa Biegefestigkeit	Keramiken >350 MPa Biegefestigkeit
Präparation ohne ausreichend Retention	Schlecht trockenlegbare Bereiche
Dünne Keramikarbeiten->Ästhetik	Provisorische Zementierung
Stabilisierung bei weitspannigen Brücken	Teilkronen aus Gold mit tiefen approximalen Defekten

In der nachfolgenden Arbeit wurde ein adhäsives Befestigungsmaterial der Firma Kuraray Noritake mit dem Namen Panavia™ V5 verwendet. Daher wird im Nachfolgenden näher auf die Bindung zwischen adhäsiven Befestigungsmaterialien und Schmelz bzw. Dentin eingegangen.

Die Zahnhartsubstanz muss bei einem adhäsiven, nicht selbstkonditionierendem Befestigungsmaterial in spezieller Weise vorbehandelt werden, ein richtiges Vorgehen ist dabei essentiell für den Verbund (Rohr & Fischer, 2017b):

Der mit Säure vorbehandelte Schmelz wird mit einem Adhäsivsystem konditioniert. Je nach Hersteller, besteht das Adhäsivsystem aus verschiedenen chemischen Verbindungen, enthält in der Regel aber immer ähnliche Bestandteile: ein Priming und ein Bonding (Sofan et al., 2017; Van Landuyt et al., 2007). Beim Schmelz findet eine mikro-mechanische Verankerung des Adhäsiv-Systems an der aufgerauten, vergrößerten Oberfläche statt. Über das Adhäsivsystem kann anschließend das Befestigungsmaterial auf Kunststoffbasis kovalent anbinden (Van Landuyt et al., 2007).

Beim Dentin muss in einem ersten Schritt über den Primer die hydrophile Phase der Kollagenanteile zuerst in eine hydrophobe Phase übermittelt werden. Anschließend folgt das Bonding mit dem Ziel, die Oberflächenspannung zu reduzieren.

Die Haftung des Kunststoffes an der vorkonditionierten Oberfläche erfolgt hauptsächlich über die sog. Hybridschicht (Nakabayashi, Kojima, & Masuhara, 1982). Die Schicht bildet den Bereich im Dentin, in den der Primer und das Bonding vordringen.

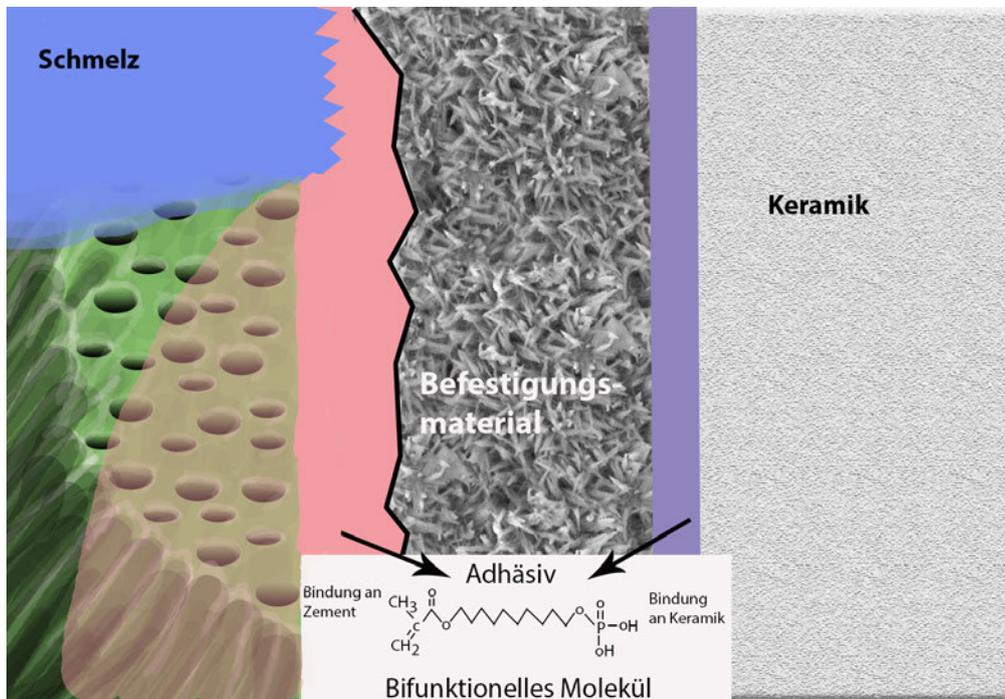
Hier zeigt sich, dass der Verbund zwischen Dentin und Komposit deutlich komplizierter ist, als zwischen Schmelz und Komposit (Edelhoff & Ozcan, 2007; Piemjai & Arksornnukit, 2007).

Diese Unterschiede in der Struktur der Zahnhartsubstanzen haben Einfluss auf den Verbund: Die Verankerung zwischen Schmelz und Befestigungskunststoff ist besser, als zwischen Dentin und Befestigungskunststoff (Pospiech, 2002).

Bei Panavia™ V5 handelt es sich um ein Einflaschen-Adhäsivsystem mit einem Methacryloyloxy-decyl-dihydrogen-phosphat-Molekül (=MDP Molekül), das als bifunktionelles Molekül agiert. Dieses kann zur einen Seite über eine Phosphatgruppe mit der Zahnhartsubstanz bzw. Keramik interagieren und zur anderen Seite über Kohlenstoffketten mit dem Befestigungsmaterial (Rohr & Fischer, 2017b). Studien zum MDP Molekül zeigen bessere mechanische Eigenschaften des Befestigungsmaterials, wenn dieses Molekül enthalten ist (Yoshida, Tsuo, & Atsuta,

2006). Eine Mindestmenge von 1 ppm (= parts per million) wird jedoch als sinnvoll erachtet (Nagaoka et al., 2017).

Das Befestigungsmaterial besteht in der Regel aus Monomeren, die sich über eine Polymerisationsreaktion zu einem dichten Geflecht aus Polymeren zusammenlagern.



**Abbildung 1: Schematische Darstellung des adhäsiven Verbunds**

*Zu sehen ist der Verbund zwischen Zahnhartsubstanz, Befestigungsmaterial und Keramik. Das Adhäsiv enthält jeweils ein bifunktionelles Molekül zur Verbindung an dem Befestigungsmaterial und Zahn bzw. Keramik und ist in violett und rot dargestellt. Links ist als blaue Struktur der Schmelz mit seiner angerauten Oberfläche zu sehen. Darunter ist in grün das Dentin mit den Tubuli abgebildet. Rechts am Bildrand ist die Keramik zu erkennen. In der Mitte befindet sich das Befestigungsmaterial. Quelle: eigene Abbildung.*

Untersuchungen zu adhäsiven Befestigungsmaterialien und Zirkoniumdioxidkeramiken haben gezeigt, dass das schwächste Glied der Verbindungskette die Grenzfläche zwischen Dentin und Befestigungsmaterial ist (Bottino et al., 2014; Edelhoff & Ozcan, 2007). Dies entspricht in Abbildung 1 der roten Struktur im Dentinbereich. In der Untersuchung von Bottino et al. (2014) konnte gezeigt werden, dass Versagenserscheinungen in 65% der Fälle an der Grenzfläche zwischen Dentin und Befestigungsmaterial auftraten und nur in 2,5% der Fälle an der Grenzfläche Befestigungsmaterial zu Keramik.

Auch die Keramiken müssen in spezieller Weise vorbehandelt werden. Eine adäquate und penible Ausführung ist hierbei entscheidend (Lümkemann, Eichberger, & Stawarczyk, 2019; Peumans et al., 2007).

## 2.3 Keramik

Dentale Keramiken lassen sich anhand ihrer molekularen Struktur grundsätzlich in zwei Gruppen einteilen (Pröbster, 2003):

- Glaskeramiken
- Oxidkeramiken

### Glaskeramiken

Glaskeramiken bestehen aus einer amorphen Glasphase (unregelmäßig angeordnete Atome im Gefüge) und je nach Keramik dispers eingelagerter Kristallpartikeln (Kelly, 2004). Diese Kristallpartikel sorgen dafür, dass die Keramik stabiler ist: Ein sich ausbreitender Riss innerhalb der Glasphase wird an den Kristallpartikeln gebremst (J.R. Strub, Türp, Witkowski, Hürzeler, & Kern, 2005). Glaskeramiken benötigen Sinteremperaturen unter 1000°C und weisen sehr gute optische Eigenschaften durch hohe Transluzenz auf (Rinke, 2012 ; Shenoy & Shenoy, 2010).

Die Glaskeramiken lassen sich in Feldspatkeramik und Silikatkeramik unterteilen. Die Feldspatkeramiken finden noch heute als Verblendmaterialien Anwendung. Die Verarbeitung erfolgte als additive, händische Schichttechnik und anschließender Sinterung im Ofen. Ihre Hauptmasse besteht aus Feldspat, Quarz und Kaolin (J.R. Strub et al., 2005).

Die nächste Entwicklungsstufe waren Leuzit verstärkte Glaskeramiken. Dabei ist der Anteil an Kalifeldspat besonders hoch. Diese zeigten durch dispers verteilte Leuzitkristalle bessere mechanische Eigenschaften wie beispielweise eine Biegefestigkeit zwischen 160-180 Megapascal (=MPa) (Dong, Luthy, Wohlwend, & Schärer, 1992; Höland, Frank, & Rheinberger, 1995; Höland et al., 2006). Die aktuell gängige Weiterentwicklung stellt die Lithiumdisilikatkeramik dar.

Lithiumdisilikatkeramik ( $\text{LiSi}_2$ ) hat eine amorphe Glasphase mit sekundär ausgebildeten polykristallinen Silikatkristallen, die durch einen Kristallisationsprozess entstehen (Kappert & Eichner, 2008; Rinke, 2012 ). Die Glasphase sorgt für die hervorragenden optischen Eigenschaften: die Transluzenz der Keramik (Oh et al., 2018). Sie verleiht der Restauration ein ähnliches optisches Aussehen wie der natürliche Zahn. Über den Anteil der kristallinen Partikel lassen sich die

physikalischen Eigenschaften wie Opazität bzw. Farbgebung, die Standfestigkeit beim Brennvorgang, sowie die endgültige Festigkeit steuern. Je mehr kristalline Partikel enthalten sind, desto höhere Festigkeitswerte weist die Keramik auf (Pospiech et al., 2004).

### Oxidkeramik

Zu den Oxidkeramiken zählen auch die glasinfiltrierten Oxidkeramiken. Diese stellen eine Mischung aus Glas- und Oxidkeramik dar und erreichen höhere Festigkeitswerte als leuzitverstärkte Keramiken (Seghi, Daher, & Caputo, 1990; Seghi, Denry, & Rosenstiel, 1995). Das Grundgerüst besteht aus einer Oxidkeramik, die in einer Schutzgasatmosphäre mit Glasanteilen infiltriert wird (Kappert & Eichner, 2008; Rinke, 2012). Dieses System ist heutzutage wegen des hohen technischen Aufwandes bei der Herstellung, den schwankenden Ergebnissen als Brückenrestauration im Seitenzahnggebiet sowie den verbesserten Eigenschaften der anderen Keramiken, in den Hintergrund gerückt (Fischer, Weber, & Marx, 2003).

Reine Oxidkeramiken bestehen aus einer polykristallinen (regelmäßige Gitterstruktur der Atome) Phase von Oxiden und weisen einen verschwindend geringen oder keinen Glasanteil auf (Kern et al., 2015). Die Oxide haben ein hohes Oxidationspotential und sind daher sehr inert. Diese Keramikart zeichnet sich durch eine höhere Biegefestigkeit aus (Borba et al., 2011; Schatz et al., 2016). Außerdem benötigen sie sehr hohe Sintertemperaturen von über 1350°C. Zu diesen Keramiken zählt die Zirkoniumdioxidkeramik und die Aluminiumoxidkeramik.

Heute gängige dentale Keramiken sind Lithiumdisilikatkeramik und Zirkoniumdioxidkeramik (Isabelle Denry & Holloway, 2010; DGPro & DGZMK, 2021; Zarone et al., 2019). Diese Keramiken lassen sich mit dem CAD/CAM System verarbeiten (Beuer et al., 2008; Miyazaki, Nakamura, Matsumura, Ban, & Kobayashi, 2013).

### 2.3.1 CAD/CAM Verarbeitung der Keramik

CAD/CAM steht für „Computer Aided Design“ und „Computer Aided Manufacturing“ (Flachsbart, Shuey, & Peters, 2003). Dies bedeutet, dass ein Werkstück zuerst virtuell am Computer erstellt wird und anschließend mittels computergesteuerter Fräs- oder Drucktechnik hergestellt wird.

Die in der Zahnmedizin angewendete CAD/CAM Verarbeitung nimmt dabei eine Sonderstellung ein: In der Zahnmedizin sollen patientenindividuelle Restaurationen, nicht wie in der Industrie möglichst große Stückzahlen gleicher Bauteile, virtuell erstellt und durch Fräs- oder Druckeinheiten umgesetzt werden. Diese Technologie ist in der Zahnmedizin populär geworden, da die CAD/CAM Technologie es ermöglicht, Restaurationen mit besseren mechanisch Eigenschaften und erhöhter Passgenauigkeit herzustellen (Beuer et al., 2009; Elrashid, AlKahtani, Alqahtani, Alajmi, & Alsultan, 2019). Dies ist in den letzten Jahrzehnten durch die Weiterentwicklung von Software und Schleifeinheiten erst möglich geworden (Filser, Kocher, & Gauckler, 2003).

Heutzutage gibt es CAD/CAM Verarbeitungstechniken für neuentwickelte Materialklassen und es können unterschiedlichste Arten von Restaurationen (Inlay, Teilkrone, Krone, Brücke, Implantat Prothetik) hergestellt werden (Lambert, Durand, Jacquot, & Fages, 2017).

Der Arbeitsprozess innerhalb der Zahnmedizin lässt sich in drei Schritte unterteilen:

1. Scannen: Die präparierten Zähne sowie die Nachbarzähne und Antagonisten werden mit einer optischen Kamera erfasst. Die Speicherung der Daten erfolgt auf dem Computer, meist im STL Format (Fasbinder, 2013).
2. Designen: Anhand der dreidimensional erfassten Daten wird eine Restauration virtuell erstellt. Wichtige Parameter wie Schichtstärke, Präparationsgrenze und Kontakte zum Antagonisten werden miteinbezogen.
3. Fräsen: Die Restauration wird anhand des Datensatzes mittels Schleifeinheit aus einem Rohling gefräst. Bei Bearbeitung von Metall oder Glaskeramik wird eine Wasserkühlung verwendet, beim Fräsen von Zirkoniumdioxidkeramik-weißlingen wird dies nicht benötigt (Beuer et al., 2008).

Im Folgenden werden die beiden Keramiken Lithiumdisilikatkeramik und Zirkoniumdioxidkeramik näher betrachtet.

### 2.3.2 Lithiumdisilikatkeramik

In der vorliegenden Arbeit wurde die Lithiumdisilikatkeramik der Firma Ivoclar, (Schaan, Lichtenstein) „IPS e.max“ verwendet. Dies ist eine verstärkte Glaskeramik mit hervorragenden optischen Eigenschaften (Willard & Gabriel Chu, 2018).

Es gibt zwei Herstellungsprozesse für Restaurationen aus IPS e.max:

Heißpressverfahren (IPS e.max Press) oder Schleifverfahren durch das CAD/CAM-System (IPS e.max CAD).

Bei dem CAD/CAM Verfahren werden die Blöcke für die Schleifeinheit durch ein Gussverfahren hergestellt (Ivoclar Vivadent AG, 2011). Es entstehen, durch die reine Glasphase bedingt, durchsichtige gläserne Blöcke (Kappert & Eichner, 2008).

Insgesamt bedeutet dieser Herstellungsprozess für die Keramik weniger Lufteinschlüsse und Fehlstellen im Gefüge. Dadurch können bessere mechanische Eigenschaften erzeugt werden, da an Fehlstellen die Rissausbreitung schneller voranschreitet und so die Keramik bei niedrigeren Belastungen versagen könnte (Gernet et al., 2017).

Damit Lithiumdisilikatkeramik im subtraktiven CAD/CAM Verfahren bearbeitet werden kann, gibt es zwei Stufen, in denen der Werkstoff vorliegt (Ivoclar Vivadent AG, 2017):

1. Halbgesinterte Stufe: Im ersten Schritt werden die gläsernen Blöcke des Gussverfahren vorgesintert. Der Anteil an Lithiummetasilikatkristallen beträgt 40%. Somit ist die Keramik gut beschleifbar, aber noch standfest genug, um keine Deformationen und damit Passungsungenauigkeiten der späteren Restauration zu provozieren. Die Biegefestigkeit beträgt  $130\pm 30$  MPa. In dieser Stufe erfolgt der Verarbeitungsvorgang durch den Schleifer des CAD/CAM Systems. Die Blöcke haben in dieser Phase ein opakes Aussehen und zeigen eine bläulich-livide Färbung. Dies ist durch Oxide bedingt, die in der Sinterung oxidieren und ist nützlich, um beide Phasen voneinander zu unterscheiden.

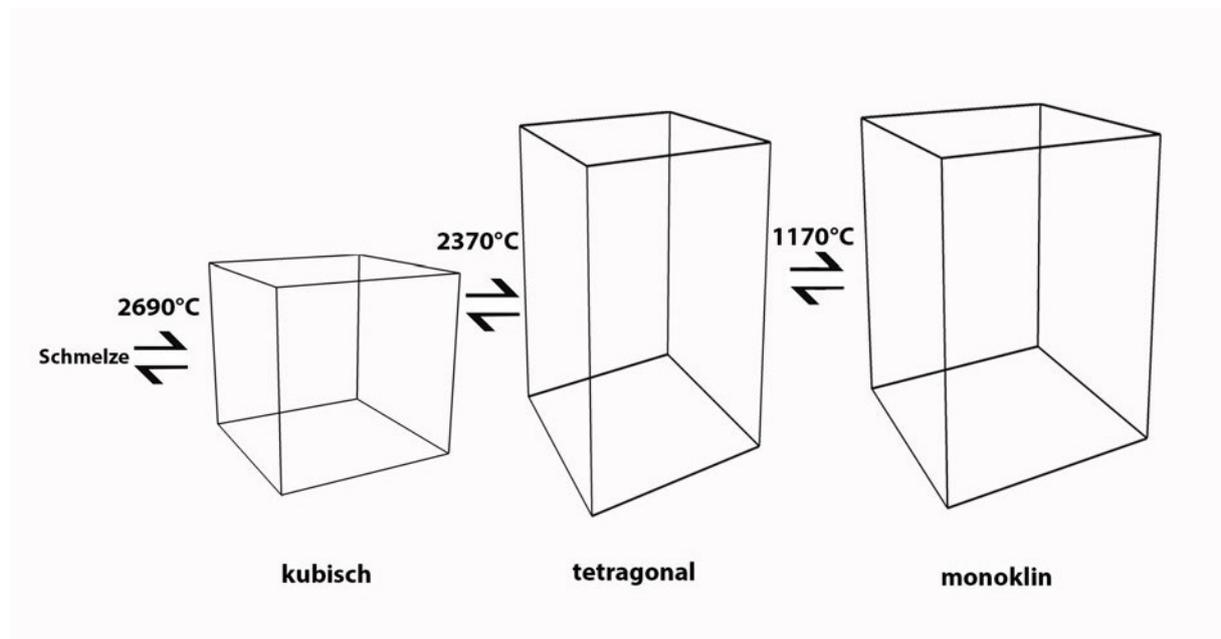
2. Vollgesinterte Stufe: Während des Sinterungsprozesses wachsen die Lithiumdisilikatkristalle auf ihre gewünschte Größe und nehmen 70% des Volumens der Keramik ein (Kracek, 1930; Shenoy & Shenoy, 2010). Dadurch erreicht die Keramik ihre Endhärte von 300-530 MPa (Ivoclar Vivadent AG, 2017; Lin, Ercoli, Feng, & Morton, 2012). Die Keramik erscheint nach dem Sinterungsvorgang in der gewünschten Farbgebung und Opazitätsstufe. Zur Fertigstellung wird gleichzeitig mit der Sinterung ein Glanzbrand im Ofen vollzogen.

In der Literatur finden sich bezüglich der Lithiumdisilikatkeramik, je nach betrachteter Studie und verwendeter Untersuchungsmethode, unterschiedliche Festigkeitswerte. Die Werte variieren zwischen 700-2.000 N Bruchfestigkeit und 300-450 MPa Biegefestigkeit und 1,8-2,15 m<sup>1/2</sup> für Bruchzähigkeit (Badawy, El-Mowafy, & Tam, 2016; Gonzaga, Cesar, Miranda, & Yoshimura, 2011; Guess et al., 2010; Hampe, Theelke, Lümke, Eichberger, & Stawarczyk, 2019; C. Johansson, Kmet, Rivera, Larsson, & Vult Von Steyern, 2014; Kwon, Lawson, McLaren, Nejat, & Burgess, 2018; Lin et al., 2012; Lümke & Stawarczyk, 2020; Schwindling, Rues, & Schmitter, 2017; Winter et al., 2019).

### 2.3.3 Zirkoniumdioxidkeramik

Zirkoniumdioxidkeramik liegt, abhängig von der Temperatur, in einer der drei verschiedenen Phasen vor: monoklin, tetragonal und kubisch (Terkia, Bertranda, Aouragb, & Coddeta, 2006).

Bei bestimmten Temperaturen kann eine Phasenumwandlung stattfinden: bei Raumtemperatur und bis zu 1170 °C liegt es als monokline Gitterstruktur, oberhalb von 1170°C als tetragonale sowie oberhalb von 2370 °C als kubische Struktur vor (Kisi & Howard, 1998). Danach geht es bei mehr als 2690°C in die Schmelze über.



**Abbildung 2: Phasenumwandlung von Zirkoniumdioxidkeramik**

*Auf dem Bild sind die verschiedenen Gitterstrukturen von Zirkoniumdioxidkeramik abgebildet. Je nach Temperatur findet ein Phasenwechsel statt und die Gitterstrukturen gehen ineinander über. Quelle: eigene Abbildung.*

Die tetragonale Phase ist diejenige mit den besten mechanischen Eigenschaften, aber diese Phase ist bei Raumtemperatur, aufgrund von zu starken inneren Spannungen, nicht stabil (Stawarczyk et al., 2018). Der Keramik werden verschiedene Zusätze wie zB  $Y_2O_3$ , MgO oder CaO hinzugefügt um die tetragonale Phase bei Raumtemperatur zu stabilisieren (Lughi & Sergio, 2010; Piconi et al., 1998).

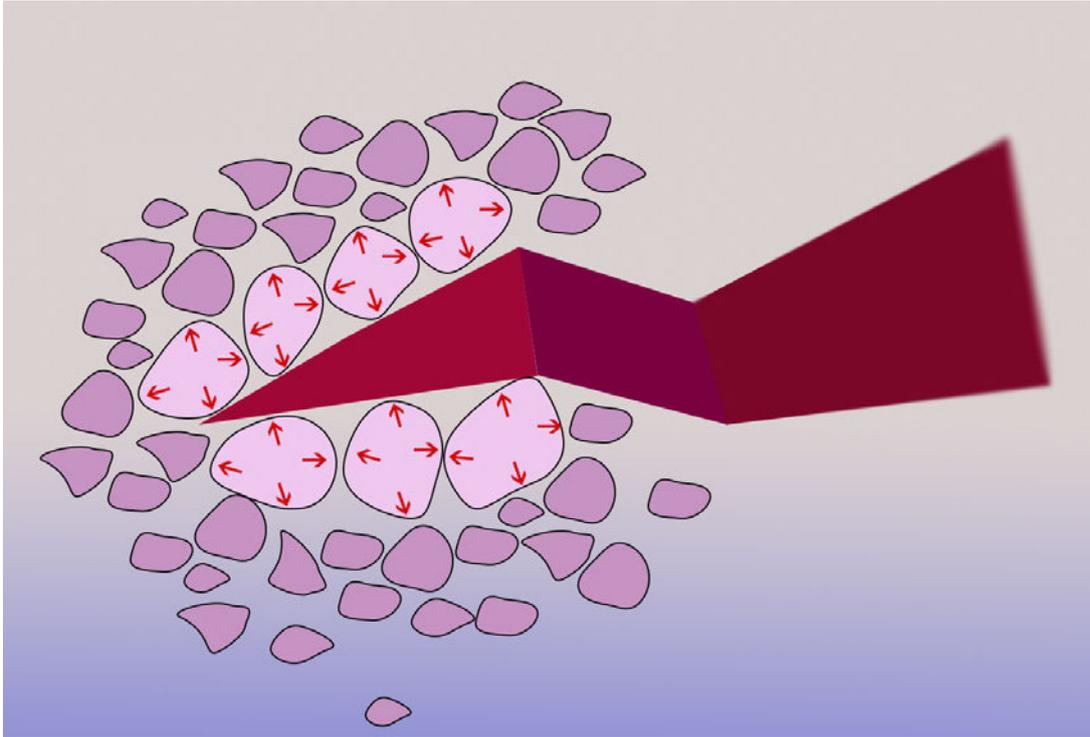
Ist die Zirkoniumdioxidkeramik mit 3 Mol% Yttriumoxid stabilisiert, so wird es als **3Y TZP** („3 Mol% Yttria Tetragonal Zirconia Polycrystal“) bezeichnet (Rinke, 2012 ). Je höher der Anteil an Yttriumoxid ist (bis zu 5%), desto eher entstehen auch kubische Anteile im Gefüge. Diese sorgen aufgrund der Lichtbrechung für bessere optische

Eigenschaften, aber auch eine geringere Festigkeit der Keramik (I. Denry, Abdelaal, Dawson, Holloway, & Kelly, 2020; Stawarczyk et al., 2018). Durch diese Anpassung werden die neueren Zirkoniumdioxidkeramiken den ästhetischen Ansprüchen eher gerecht und weisen verbesserte transluzente Eigenschaften auf (Kontonasaki, Rigos, Ilija, & Istantos, 2019). Denn sehr lange war der große Nachteil der Oxidkeramiken ihre reduzierte Ästhetik in Ermangelung von Transluzenz (Reale Reyes et al., 2021; Tong, Tanaka, Kaizer, & Zhang, 2016).

Bei Belastung der Keramik findet wieder eine Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase (t → m) an den Belastungsgrenzen statt (Hannink, Kelly, & Muddle, 2000; Kappert & Eichner, 2008). Hierzu zählt zum einen

- die Rissausbreitung innerhalb der Keramik, wobei die Keramik unter Zugspannung gesetzt wird.
- Zum anderen Beanspruchungen der Keramik an der Oberfläche durch z.B. zahnärztliche Bohrer mit großer Hitzeentwicklung, aber auch abrasive Prozesse in der Mundhöhle. Die Phasenumwandlung hierbei wird als spontane Umwandlung beschrieben.

Die Umwandlung der tetragonalen in die monokline Gitterstruktur ist mit einem Volumenzuwachs von 3-4 Gewichts-% verbunden (Kisi & Howard, 1998; Piconi & Maccauro, 1999). Dies bietet einen Vorteil, denn durch die Volumenzunahme an der Spitze eines Risses kann dieser an der weiteren Ausbreitung gestoppt werden (siehe Abbildung 3). Aufgrund dieses Mechanismus wird Zirkoniumdioxidkeramik als besonders widerstandsfähige Keramik beschrieben (Guazzato, Albakry, Ringer, & Swain, 2004).



**Abbildung 3: Rissausbreitung innerhalb der Zirkoniumdioxidkeramik**

*Auf dem Bild ist als roter Streifen ein Riss innerhalb der Zirkoniumdioxidkeramik abgebildet. Die Phasenumwandlung und damit verbundene Größenzunahme der kristallinen Partikel zeigt sich schematisch an der Risspitze. Quelle: eigene Abbildung.*

Zur CAD/CAM Bearbeitung wird Zirkoniumdioxidkeramik in Rohlinge gepresst und kann anschließend mit der Schleifeinheit bearbeitet werden.

Dazu hat sich ein stufenweises Verfahren etabliert (Miyazaki et al., 2013):

1. Herstellung eines Weißlings, also einer vorgesinterten Stufe, die sich gut bearbeiten lässt. Aus dem Weißling wird in die entsprechende Restauration gefräst und 20-30% größer dimensioniert.
2. Brennvorgang: Hierbei findet die Sinterung der Keramik statt. Dieser Vorgang ist mit einer Schrumpfung von 20-30% verbunden.

Das Durchsintern mit anschließender Bearbeitung hat sich aufgrund der hohen Härte des sog. geihten Zustandes (= durchgesintert) und des damit verbundenen Schleifkörperverlustes nicht durchgesetzt (Stawarczyk et al., 2018). Ein Vorteil bei dieser Art der Verarbeitung wäre, dass keine Schrumpfung des Materials miteinberechnet werden müsste (Vult von Steyern, Carlson, & Nilner, 2005).

In der Literatur finden sich unterschiedliche Angaben zu Festigkeitswerten der Zirkoniumdioxidkeramik. Je nach Hersteller und Untersuchungsmethode liegt die Biegefestigkeit zwischen 700-1400 MPa und die Bruchzähigkeit zwischen 3-8 MPa m<sup>1/2</sup> (Aboushelib, de Jager, Kleverlaan, & Feilzer, 2012; Borba et al., 2011; Guazzato et al., 2004; Juntavee, Juntavee, & Phattharasophachai, 2022; Lümckemann & Stawarczyk, 2020; Marinis et al., 2013; Mitov et al., 2011; Nemli, Yilmaz, Aydin, Bal, & Tıraş, 2012; Schatz et al., 2016; Studart, Filser, Kocher, & Gauckler, 2007a).

Kuraray Noritake, (Chiyoda, Japan) hat 2015 eine neue Serie von Zirkoniumdioxidkeramiken auf den Markt gebracht. Die Serie hat einen im Materialblock bereits eingearbeiteten Farbverlauf. Die Serie besteht aus 4 Gruppen (Kuraray Noritake):

- UTML: „Ultra Translucent Multi Layered“. Am stärksten transluzente Zirkoniumdioxidkeramik für Veneers, Frontzahnkronen und Teilkronen. Dieser Block hat keinen farblichen Verlauf. Die Biegefestigkeit liegt zwischen 250-470 MPa (Camposilvan et al., 2018; Pereira et al., 2018; Reale Reyes et al., 2021).
  - STML: „Super Translucent Multi Layered“ Zirkoniumdioxidkeramik mit vier Farbabstufungen und Transluzenz-Abstufungen. Dieses Material ist für den Frontzahnbereich und auch für 3-Gliedrige Brücken im Seitenzahngebiet zugelassen. Die Biegefestigkeit ist bei 350-500 MPa (Barizon et al., 2013; Pereira et al., 2018) .
  - ML: „Multi Layered“
  - HT: „High Translucent“
- } HT ist indiziert für Einzelzahngerüste und weitspannige Brücken.  
Biegefestigkeit liegt bei 1194 MPa.  
(Kwon et al., 2018)

In der vorliegenden Arbeit wurden Zirkoniumdioxidkeramikblöcke der Gruppe „STML“ verwendet.

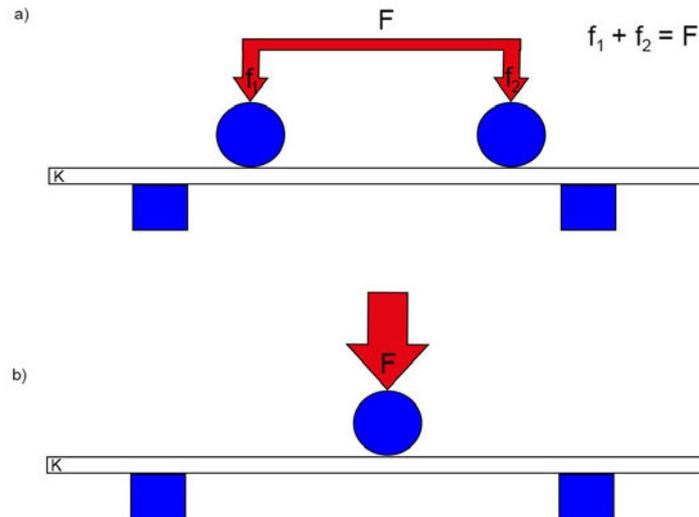
### 2.3.4 Wichtige Parameter der Keramiken

Für einen spröden Werkstoff wie Keramik sind, unter anderem, folgende technische Materialwerte relevant: Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit und Bruchfestigkeit.

Biegefestigkeit wird bestimmt, indem ein Material auf dessen Fähigkeit zur Verformung oder Bruch, unter Krafteinwirkung, getestet wird. Dabei wird die Oberseite des Werkstückes, an der die Kraft einwirkt, unter Druckspannung und die Unterseite, die sich durchbiegen kann, unter Zugspannung gesetzt. Spröde und steife Materialien, wie Keramik, können sich, aufgrund der starken kovalenten und ionischen Bindungen, nicht plastisch verformen und brechen bei übermäßiger Belastung (Gernet et al., 2017).

Deswegen ist hier die Zugspannung gleich der Biegefestigkeit, da dies das Versagensmoment der Keramik darstellt. Keramiken ertragen 10 mal mehr Druckspannung als Zugspannung (Pospiech et al., 2004).

Getestet wird diese Materialgröße im Dreipunkt- oder Vierpunktbiegeversuch (siehe Abbildung 4). Bestehende Fehlstellen im Gefüge bilden hierbei den entscheidenden Faktor, der zum Versagen der Keramik führt. Je weniger Fehlstellen vorhanden sind, desto mehr Belastung kann eine Keramik ertragen bis sie versagt. Beim Dreipunktbiegeversuch ist das belastete Volumen insgesamt kleiner als beim Vierpunktbiegeversuch. Somit treten statisch gesehen auch weniger Fehlstellen auf und daher kann die Keramik der Belastung länger standhalten. Dies resultiert in höheren Werten der getesteten Biegefestigkeit beim Dreipunktbiegeversuch als beim Vierpunktbiegeversuch (Gernet et al., 2017).

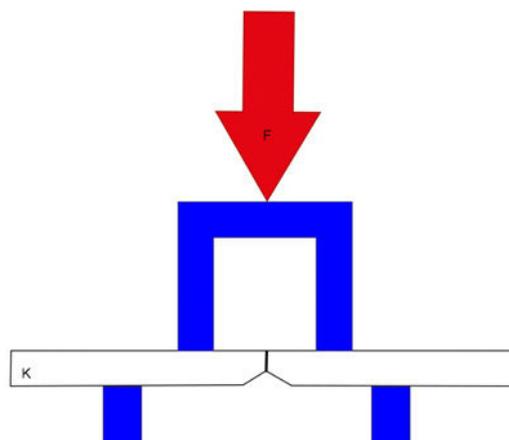


**Abbildung 4: Testung der Biegefestigkeit**

Abbildung a) zeigt den Vierpunktbiegeversuch. b) zeigt den Dreipunktbiegeversuch.  $F$  steht für die applizierte Kraft auf die Proben. Die angewendete Kraft bei a) und b) ist in Summe identisch.  $K$  steht für Keramik. Quelle: eigene Abbildung.

Risszähigkeit bzw. Bruchzähigkeit sind ein Maß für den Widerstand, den ein Material gegen Rissentwicklung aufbringen kann. Die Bruchzähigkeit wird durch den Kompaktzugversuch ermittelt (siehe Abbildung 5). Dabei wird ein Werkstück eingespannt, mit einer Kerbe versehen und bis zum Bruch durch Zugkräfte beansprucht (Freimann, 1979). Der Wert der Rissinitiation und Ausbreitung wird bestimmt. Die ermittelten Werte werden in  $\text{MPa m}^{1/2}$  angegeben.

Bei keramischen Werkstoffen wird die Prüfung dieser Materialeigenschaft häufig als 4-Punkt-Biegeversuch durchgeführt (Gernet et al., 2017).



**Abbildung 5: Testung der Risszähigkeit**

Die Abbildung zeigt die, im Vierpunktbiegeversuch, eingespannte Keramikprobe ( $K$ ). Diese wird mit der Kraft ( $F$ ) belastet, bis die, an der Unterseite eingebrachte, Kerbe zum Riss des Werkstückes führt. Quelle: eigene Abbildung.

Die Bruchfestigkeit ist ein Wert, der ermittelt wird, indem keramische Werkstücke bis zum Bruch belastet werden. Die Messung erfolgt in Newton (N). Für diesen Versuchsaufbau gibt es keine DIN-Norm. Der Aufbau variiert, abhängig von der Geometrie des getesteten Werkstücks (Krone, Brücke, Inlay, uvm.), sehr stark. Der Versuchsaufbau ist geeignet, um in-vitro Testungen durchzuführen, die der in-vivo Situation ähneln sollen.

Die Spannungskorrosion steht ebenfalls im Zusammenhang mit der Risszähigkeit einer Keramik. Sie besagt, dass sich Risse in der Keramik auch unterhalb der kritischen Belastungsgrenze weiter ausbreiten und so letztendlich zum Bruch der Keramik führen können (Pospiech et al., 2004). Dieser Prozess wird auch als unterkritisches Risswachstum bezeichnet (Rinke, 2012). Er ist abhängig von der Bruchzähigkeit des Materials, der Umgebung, der Temperatur, der Zeit und der Belastung. Keramiken in feuchter Umgebung altern schneller als an Luft (Okabe, Kido, & Miyahara, 1994).

In Betrachtung der beiden Keramiken Zirkoniumdioxidkeramik und Lithiumdisilikatkeramik lässt sich folgendes feststellen:

Zirkoniumdioxidkeramik erzielt im Vergleich zu Lithiumdisilikatkeramik bei in-vitro Testung signifikant höhere Biege- und Bruchfestigkeitswerte (C. Johansson et al., 2014; Lümke & Stawarczyk, 2020).

Daher sollte Zirkoniumdioxidkeramik, auch als mehrgliedrige Brücke, im Seitenzahnggebiet Anwendung finden (Studart, Filser, Kocher, & Gauckler, 2007b).

Lithiumdisilikatkeramik hingegen sollte für dreigliedrige Brücken nur bis zum 2.

Prämolaren verwendet werden. Lithiumdisilikatkeramik bietet jedoch, im Vergleich zu Zirkoniumdioxidkeramiken, optimierte optische Eigenschaft durch eine höhere Transluzenz (Barizon et al., 2013; Wang et al., 2021). Daher kann

Lithiumdisilikatkeramik bei schwierigen Indikationen im sichtbaren Frontzahnbereich Anwendung finden (Dartora, Wentz Tretto, de Carvalho, & Bacchi, 2019; Schmitter & Seydler, 2012).

Die Indikationen gegenübergestellt:

**Tabelle 3: Indikationen für Lithiumdisilikatkeramik**

<b>Restauration</b>	<b>Mindestschichtstärke</b>
Veneers	cervical: 0,4mm labial: 0,5mm
Okklusale Veneers	1,0mm
Inlays, Onlay	1,0mm
Teilkronen	okklusal:1,5 mm cervical:1,0 mm
Front-/ Seitenzahnkronen	inzisal/okklusal: 1,5mm cervical:1,0mm
3-gliedrige Brücken, Bis zum 2. Prämolaren	inzisal/okklusal: 1,5mm cervical:1,0mm Mindestquerschnitt Verbinder: 3,5 mm

(Bajraktarova-Valjakova et al., 2018; Belli et al., 2016; Garling, Sasse, Becker, & Kern, 2019; Ivoclar Vivadent AG, 2017; Rauch, Reich, Dalchau, & Schierz, 2018; Studart et al., 2007b; Valenti & Valenti, 2015)

**Tabelle 4: Indikationen Zirkoniumdioxidkeramik**

<b>Restauration</b>	<b>Mindestschichtstärke</b>
Veneers	UTML/STML/HT/ML:0,4mm
Einflügelige Adhäsivbrücke Frontzahnbereich	-
Inlays, Onlay	UTML/STML:1,0mm HT/ML:0,5mm
Front-/Seitenzahnkronen	UTML/STML: 0,8-1,0mm HT/ML: 0,4-0,5mm
Brücke: 3 Glieder	Mindestquerschnitt Verbinder: 2,5 mm
Brücke: 4 Glieder	Mindestquerschnitt Verbinder: 4,1 mm
Brücke: 5 Glieder	Mindestquerschnitt Verbinder: 4,9 mm

(Bajraktarova-Valjakova et al., 2018; Belli et al., 2016; Burke et al., 2013; C. Johansson et al., 2014; Kern, Passia, Sasse, & Yazigi, 2017; Kerschbaum et al., 2009; Kuraray Noritake; Soleimani, Jalali, Mostafavi, Zeighami, & Memarian, 2020; Studart et al., 2007a, 2007b)

Diese Studie hatte als Ziel zu evaluieren, ob die Substruktur, auf welche die Keramik befestigt wurde, einen Einfluss auf das Bruchlastverhalten der Keramik nimmt. Zudem wurden weitere Cofaktoren wie Einfluss des Alterungsprozesses und Schichtstärke der Keramikprobe ausgewertet.

Daher wurde ein Hauptzielkriterium, sowie zwei Nebenzieldkriterien formuliert:

1. Nullhypothese des Hauptzielkriteriums: Der Schmelzanteil in der Echtzahnprobe hat keinen Einfluss auf die Bruchlast
2. Nullhypothese des ersten Nebenzieldkriteriums: Der Einfluss der Alterung auf Lithiumdisilikatkeramik und Zirkoniumdioxidkeramik unterscheidet sich nicht.
3. Nullhypothese des zweiten Nebenzieldkriteriums: Die Schichtstärke der Keramik hat keinen Einfluss auf die Bruchlastwerte der Keramik.

Im Weiteren wird der Aufbau der Studie, sowie deren Ablauf erläutert.

### 3 Material und Methode

Ziel dieser Studie war es, die Bruchlast von Keramikechtzahnproben in Abhängigkeit von der Substruktur (Schmelz oder Dentin) zu testen. Die Prüfkörper bestanden aus einem runden Zahnsegment mit Anteilen der Zahnhartsubstanzen Dentin und/oder Schmelz sowie einem verklebten Keramikanteil auf der Oberseite der Probe. Der Durchmesser betrug 5 mm, die Höhe insgesamt 4 mm. Die Herstellung erfolgte mit 3D gedruckten Vorrichtungen zur Standardisierung des Prozesses (Höhne & Schmitter, 2020).

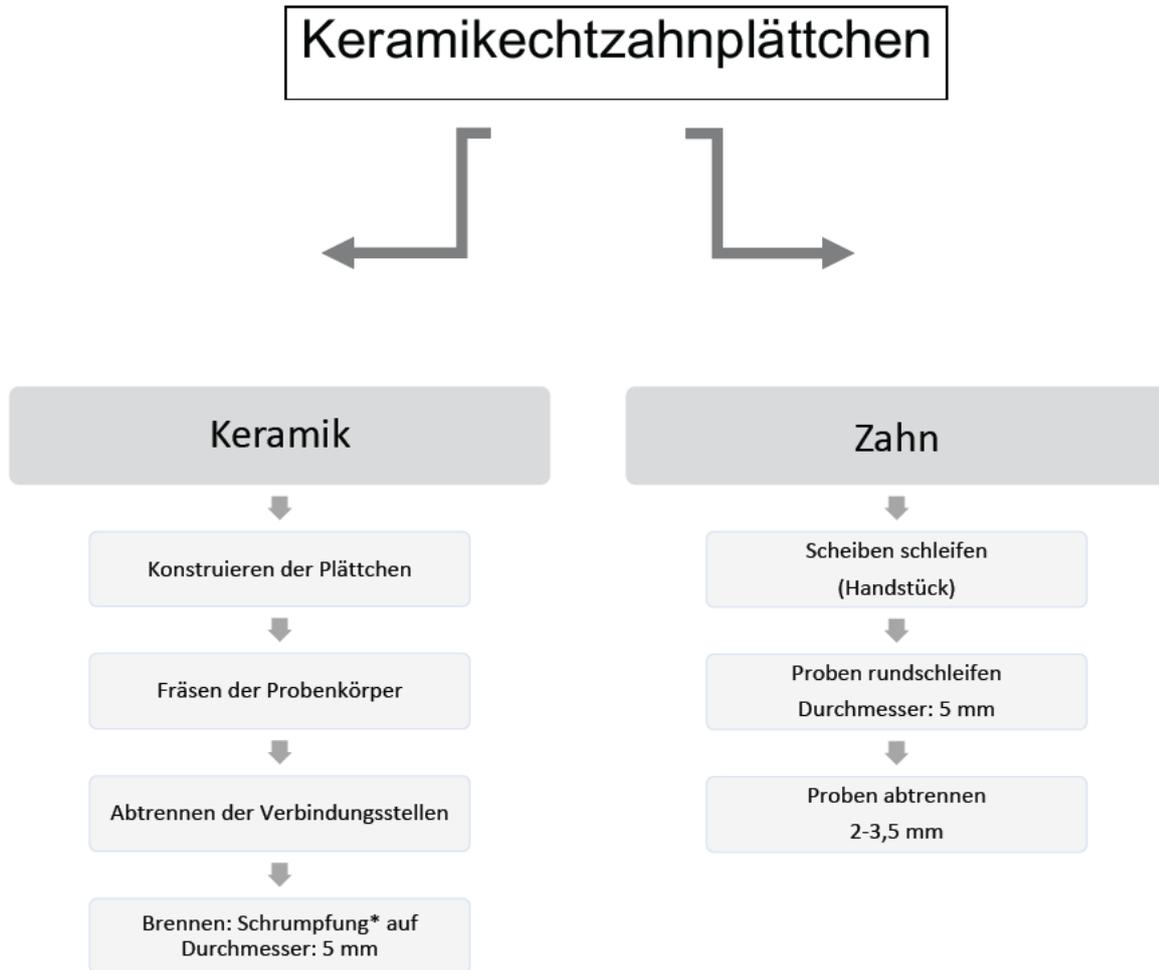
Als Keramiken wurden Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max® CAD Ivoclar Vivadent) und Zirkoniumdioxidkeramik (Katana™ STML Kuraray Noritake) verwendet. Der Haftverbund zwischen Echtzahn und Keramik wurde bei allen Proben mit dem adhäsiven Befestigungsmaterial „Panavia V5“ (Kuraray Noritake) erzielt. Die Echtzähne wurden von verschiedenen Patienten gesammelt. Zur Verwendung der Echtzähne lag bereits ein Ethikvotum vor #15/15 (2015), siehe Anhang. Mit dieser Studie nehmen wir Bezug auf das vorliegende Ethikvotum.

Untersucht wurde der Einfluss der Substruktur (Schmelz vs. Dentin) auf die Bruchlastwerte der beiden Keramiken. Zusätzlich sollte die Auswirkung des Alterungsprozesses und die Schichtdicke der Keramik auf die Bruchlast ausgewertet werden.

Insgesamt wurden 256 Proben hergestellt, 128 pro Keramik. Jede Keramik hatte 6 verschiedene Probentypen mit unterschiedlich dicken Anteilen von Dentin/Schmelz/Keramik und 4 reine Keramik Prüfkörper. Die 6 Echtzahnkeramikproben wurden jeweils in 2 Ausfertigungen hergestellt, wobei die Hälfte den Alterungsprozess mit Kausimulation und Thermocycling durchlief, die andere Hälfte ohne simulierte Alterung auf Bruchlast getestet wurde. Die Anzahl pro Probentyp war n=8.

Im Nachfolgenden ist der Aufbau des Versuchsdesigns schematisch dargestellt.

### 3.1 Versuchsdesign

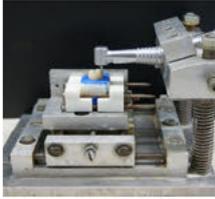


\*Die Sinterschrumpfung bezieht sich auf Zirkonoxidkeramik. Lithiumdisilikatkeramik unterliegt beim Sinterprozess nur einem geringen Maß an Größendvergrößerung, die in der CAD/CAM Software berücksichtigt wird.

**Abbildung 6: Aufbau des Versuchsdesigns**

*Auf der Abbildung ist der Herstellungsprozess der Keramik und Echtzahnproben schrittweise dargestellt. Die Probenkörper der Keramik wurde mittels CAD/CAM Technologie hergestellt. Quelle: eigene Abbildung.*

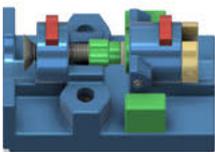
#### Der Ablauf des Arbeitsprozesses :



Die Echtzähne wurden in einer Vorrichtung fixiert und die Zahnkrone mittels Parallelschleifvorrichtung in Scheiben geschliffen.



An den Scheiben der Zahnkronen wurden Halterungen angebracht und die Scheiben in rundliche Plättchen von 5 mm Durchmesser gekürzt.



Im letzten Schritt wurden die Plättchen an der gewünschten Höhe abgetrennt.



Die Herstellung der Keramikplättchen wurde mittels CAD/CAM Technologie durchgeführt. Es wurden runde Plättchen gefräst.



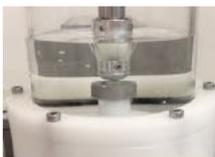
Es folgte die Sinterung der Keramikplättchen im Ofen.



Die Keramik Plättchen wurden händisch poliert.



Anschließend wurden die Zahn- und Keramikplättchen vorbehandelt und mit adhäsivem Befestigungsmaterial verklebt.



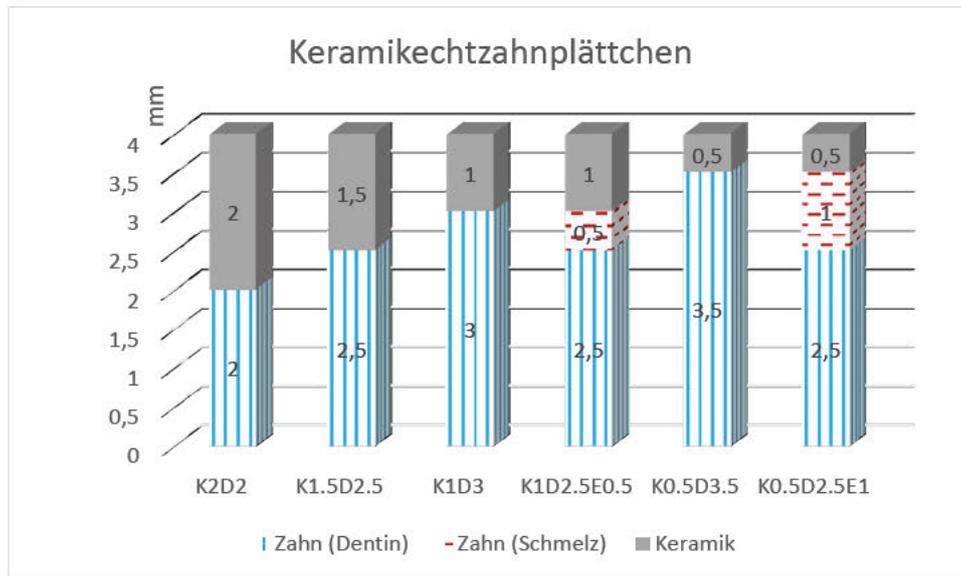
Nun wurden die Proben im Thermocycler und Kausimulator belastet.



Abschließend folgte die Bruchlasttestung der Keramikechtzahnproben.

**Abbildung 7: Übersicht des Arbeitsprozesses**

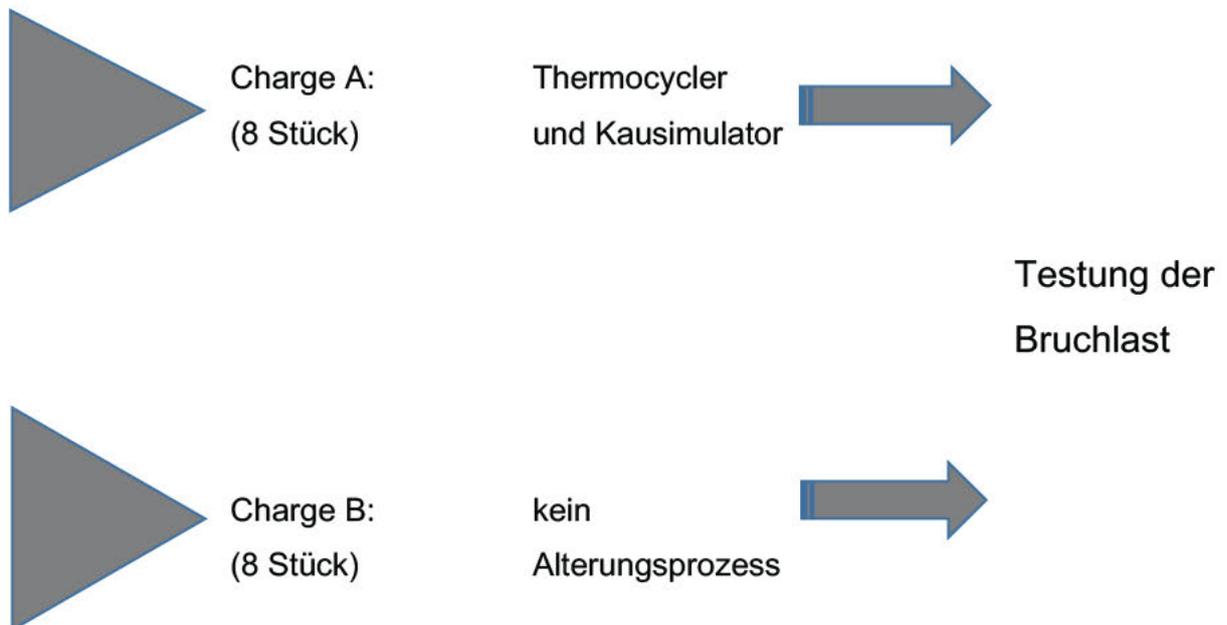
*Zu sehen sind die einzelnen Schritte des Arbeitsprozesses. Quelle: eigene Abbildungen und mit freundlicher Genehmigung von Dr. Höhne.*



	mm	mm	mm	mm	mm	mm
Keramik	2	1,5	1	1	0,5	0,5
Zahn	2(D)	2,5(D)	3(D)	2,5(D)+0,5(E)	3,5(D)	2,5(D)+1(E)
Probe	A	B	C	D	E	F

**Abbildung 8:** Darstellung der verschiedenen Probentypen

*Es sind die unterschiedlichen Echtzahnkeramikproben schematisch dargestellt. Die blauen Anteile stellen die Dicke der Dentinschicht, die roten Anteile die Dicke der Schmelzschicht und die grauen Anteile die Dicke der Keramik dar. Die darunterliegende Tabelle zeigt die Werte in Millimeter auf. Quelle: eigene Abbildung.*



**Abbildung 9:** Darstellung der weiteren Testung der Proben

*Von jedem Probentyp wurde jeweils Charge A und B hergestellt. Charge A durchlief einen Alterungsprozess, Charge B nicht. Anschließend wurden alle Proben der Bruchlasttestung unterzogen. Quelle: eigene Abbildung.*

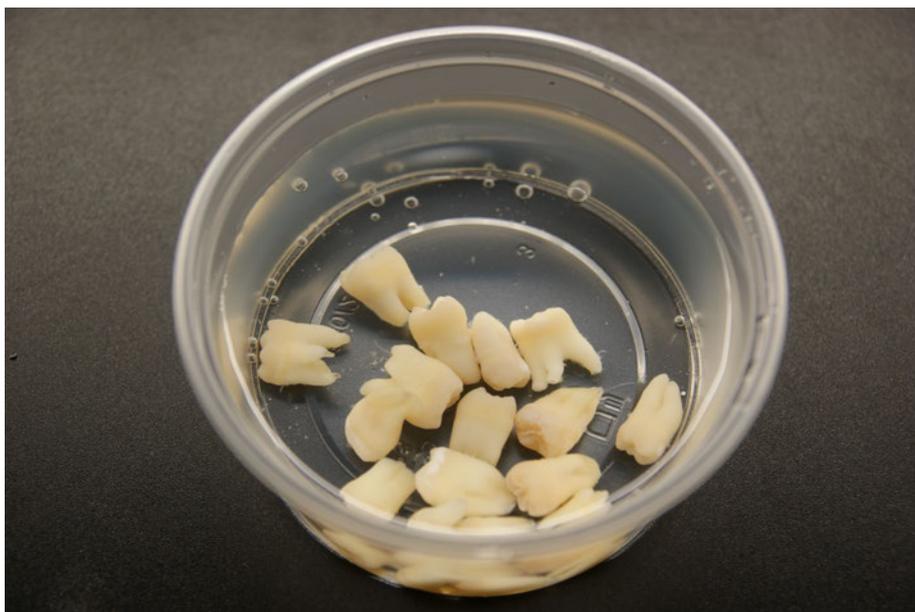
### 3.2 Zahnauswahl (Ein- und Ausschlusskriterien)

Zur Herstellung der Proben wurden extrahierte dritte Molaren verwendet.

Die Extraktion der Zähne erfolgte aus medizinisch relevanten Gründen und nicht aufgrund dieser Studie. Die Echtzähne wurden in Zahnarztpraxen und Kliniken gesammelt und in Chloramin-T-Lösung (1%) gelagert. Die Lagerungszeit betrug zwischen 2-10 Wochen. Chloramin-T ist in der Zahnmedizin allgemein gebräuchlich als bakterizide Lösung für extrahierte Zähne.

Die Vergleichbarkeit von Proben ist generell ein wichtiger Parameter in der Forschung. Aus diesem Grund wurde im vorliegenden Versuchsaufbau ein standardisiertes Verfahren zur Herstellung der Plättchen etabliert und es mussten festgelegte Kriterien bei der Auswahl der Zähne berücksichtigt werden. Im Folgenden werden diese Kriterien näher erläutert:

Die Echtzähne mussten eine intakte Zahnkrone aufweisen, d.h. es durften keine großen Füllungen oder restaurative Versorgung vorhanden sein. Das fertige Probenplättchen musste aus reinem Zahnmaterial (Dentin, Schmelz) bestehen. Zähne mit kariösen Defekten wurden ausgeschlossen. Die Krone durfte keine großen Kerben von der Extraktion aufweisen. Eine ausreichend lange Wurzel wurde benötigt, um den Zahn in die Halterung einbetten zu können.



**Abbildung 10:** extrahierte Zähne

*Quelle: eigene Abbildung.*

Besonders passend stellten sich dritte Molaren heraus, da sie meistens unbeschädigt, nicht restaurativ versorgt und ausreichend groß waren. Um sich auf eine ähnliche Morphologie der Zähne festzulegen, wurden ausschließlich Zähne dieser Kategorie verwendet.

Insgesamt musste genügend gesunde Zahnhartsubstanz vorhanden sein, um entweder ein Plättchen aus reinem Dentin oder ein Mischplättchen aus Schmelz und Dentin herstellen zu können.

### 3.3 Herstellung der Zahnplättchen

Die Größe des Plättchens betrug im Durchmesser 5 mm. Die Schichtstärke der Zahnhartsubstanz variierte von

- A: 2 mm Dentinschicht
- B: 2,5 mm Dentinschicht
- C: 3,0 mm Dentin
- D: 2,5 mm Dentin plus 0,5 mm Schmelz
- E: 3,5 mm Dentin
- F: 2,5 mm Dentin plus 1 mm Schmelz

Somit gab es insgesamt 6 verschiedene Serien an Keramikechtzahnproben.

Insgesamt wurden so viele Proben produziert, bis 16 Plättchen von jeder Serie den Qualitätskriterien (Abweichung der Größe von max. 0,1 mm, gleichmäßiges Relief an Zahnhartsubstanz, gleichmäßige Klebefuge) entsprachen.

#### 3.3.1 Zähne in Scheiben schleifen

Das Schleifen der Plättchen erfolgte mit einem Schnellläuferwinkelstück (Firma Kavo, Biberach, Deutschland), in welches rotierende Instrumente (Firma Komet, Lemgo, Deutschland) eingespannt wurden.

Zuerst wurden die Zahnkronen der Echtzähne mittels einer Schieblehre (Firma FINO, Bad Bocklet, Deutschland) vermessen. Dies ermöglichte eine gute Planung, welches Plättchen aus dem entsprechenden Zahn gewonnen werden konnte. Gleichzeitig wurde mit der Messung auch bestimmt, in welcher Längsachse der Zahn zum Parallelschleifen eingebettet werden sollte.

Anschließend wurde der Zahn aus der Lösung genommen, die Wurzeloberfläche mit einem Scaler (HuFriedy, Chicago, USA) gesäubert und mit Isopropyl Alkohol gereinigt. Sodann wurde er mit einem schnellabbindenden, additionsvernetzenden Silikon (Virtual Putty, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) in die Halterung eingebettet. Überreste wurden mit einem Skalpell entfernt.

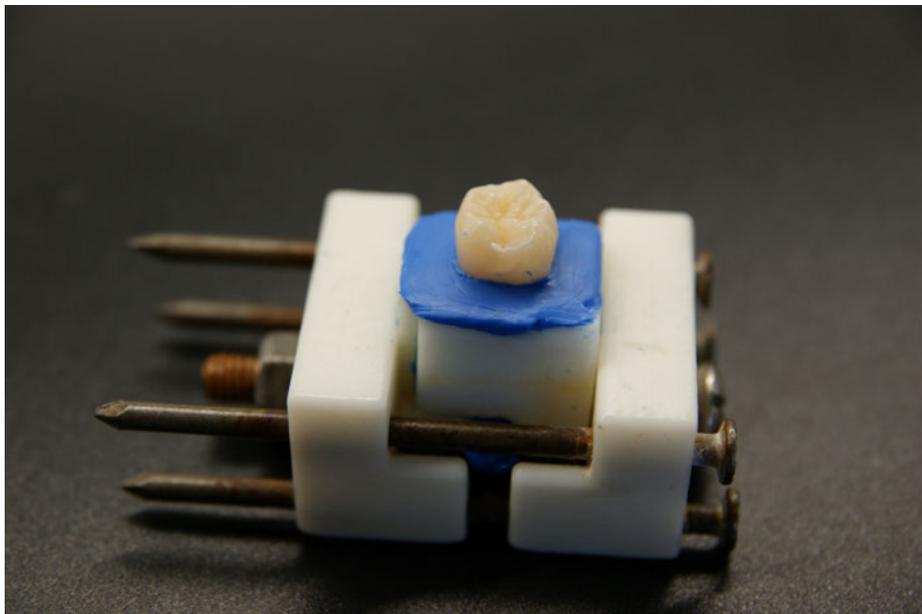
Die Halterung (siehe Abbildung 11) für den Zahn wurde vorher mittels 3D-Drucker speziell für diesen Versuchsaufbau designt und angefertigt. Es handelte sich um eine

Vorrichtung, die den Zahn zum einen gut körperlich fassen konnte, zum anderen eine flexible Ausrichtung bezüglich des Schleifers gewährleisten sollte.

Zwei 3D-gedruckte Randpfeiler wurden über vier lange Nägel miteinander verbunden und bildeten so das variable Gerüst für den Zahn. In der Mitte zwischen den zwei Randpfeilern befanden sich zwei Halterungen. Diese fassten die Zahnwurzel und waren über eine lange Schraube mit den Randpfeilern verbunden. Die mittleren Anteile waren in einer Raumrichtung frei beweglich, um die richtige Achse zum festgeklemmten Winkelstück einstellen zu können. Erst wenn die Schraube festgezogen wurde, war der Sitz gesichert und der Schleifvorgang konnte gestartet werden.

Im mittleren Anteil wurde die Zahnwurzel eingebettet. Die Zahnkrone sollte diesen Anteil überragen, damit sie beschliffen werden konnte. Je länger die Wurzel war, desto leichter konnten die Zähne mit sicherem Halt eingebettet werden. Eine zu kurze oder stark gekrümmte Wurzel stellte sich als nachteilig heraus.

Der eingebettete Zahn (siehe Abbildung 12) wurde dann auf die Plattform des Parallelschleifers gestellt und der Schleifer danach ausgerichtet.



**Abbildung 11:** fixierter Zahn in Halterung zum Beschleifen der Zahnkrone

*Auf der Abbildung ist die 3D gedruckte Halterung, mit dem in Silikon fixiertem Zahn, zu erkennen. Quelle: eigene Abbildung.*

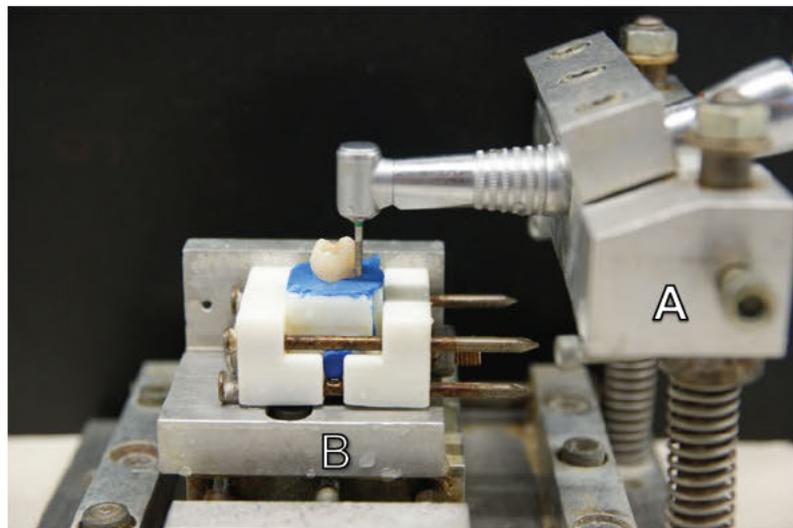
Der Parallelschleifer (Abbildung 13) war ein Eigenbau der Universität Würzburg und diente dem Zweck, ein Handstück fest einzuspannen und Probenkörper parallel dazu auszurichten. So konnten Prüfkörper standardisiert hergestellt werden.

Am Parallelschleifer gab es mittig unter der Aufstellplatte zwei Schrauben, mit denen die Platte seitlich verschoben werden konnte. So konnte die transversale Position des Schleifens festgelegt werden. Wenn beide Schrauben gegeneinander festgeschraubt wurden, war die Position fixiert.

Anschließend wurde die Höhe des Parallelschleifers mittels einer Stellschraube eingestellt. Nun konnte der Schleifvorgang gestartet werden.

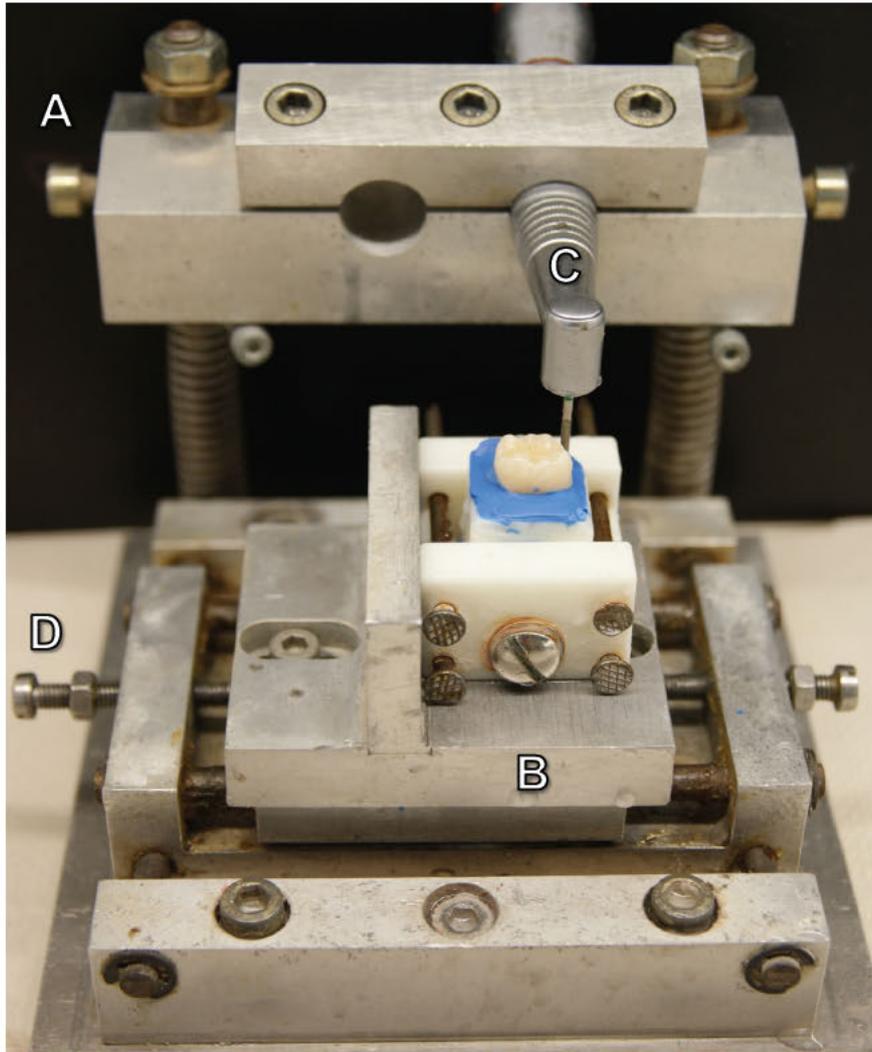
Als Schleifeinheit wurde der Motor C4+ (Sirona, Bensheim, Deutschland), sowie ein Winkelstück „Intra matic Lux 2“ (Kavo) benutzt. Zum Schleifen wurden rotierende Instrumente (Komet) in Form einer Walze mit der Körnung 80-120 µm verwendet. Bei 40.000 Umdrehungen pro Minute und mit dauerhafter Wasserkühlung wurden die Echtzähne parallel beschliffen.

Als nächster Schritt folgte die Abtrennung der Wurzel von der beschliffenen Krone. Dazu wurde der Zahn aus der 3D Halterung ausgebettet und die Scheiben der Zahnkrone von den Wurzeln abgetrennt. Als rotierendes Instrument diente die gleiche Walze wie im ersten Schritt. Schließlich wurden die geschliffenen Zahnstückchen bis zur weiteren Bearbeitung in 1%-Chloramin-T-Lösung gelagert.



**Abbildung 12: Parallelschleifer in der Seitenansicht**

*Auf der Abbildung ist der Parallelschleifer mit eingespanntem Winkelstück zu erkennen. Die Höhe des Winkelstücks kann an den Schrauben A eingestellt werden. Die Höhe des Platzierungstisches B für die Probe ist nicht verstellbar. Quelle: eigene Abbildung.*



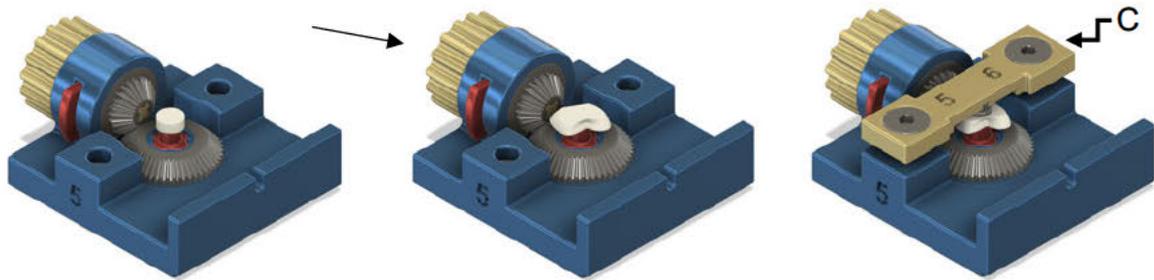
**Abbildung 13: Parallelschleifer in der Frontansicht**

*Auf dem Bild ist der Parallelschleifer der Universität Würzburg zu sehen. Die Bezeichnung A und B ist aus Beschreibung Abbildung 12 zu entnehmen. Das eingespannte Winkelstück ist Teil C. Die Stellschrauben D dienen zur Einstellung der transversalen Achse des Platzierungstisches. Quelle: eigene Abbildung.*

#### 3.3.2 Rundscheifen der Zahnplättchen

Der nächste Schritt bei der Herstellung der Zahnplättchen war das Rundscheifen der Zahnstücke, um gleich große Plättchen mit einem Durchmesser von 5 mm zu erhalten.

Dazu wurden die parallel geschliffenen Stücke mit Sekundenkleber auf eine Halterung geklebt. Die Halterung wurde vorher mittels 3D-Design entwickelt und mit einem 3D-Drucker (Formlabs, Somerville, Massachusetts, USA) gedruckt.



**Abbildung 14: Rundscheifer**

*Zu sehen ist der Rundscheifer mit der eingespannten Zahnprobe. Durch Drehen an dem mit Pfeil markiertem Rad, kann die Zahnprobe bewegt werden. Halterung C ist gelb abgebildet und mit einem eckigen Pfeil versehen. Quelle: mit freundlicher Genehmigung von Dr. Höhne.*

Der Rundscheifer bestand aus einem Zahnrad, in dessen Mitte sich eine Aussparung für die Halterung der Zahnprobe befand. Das Zahnrad war mit einem anderen Rad verbunden und wurde über dieses gedreht.

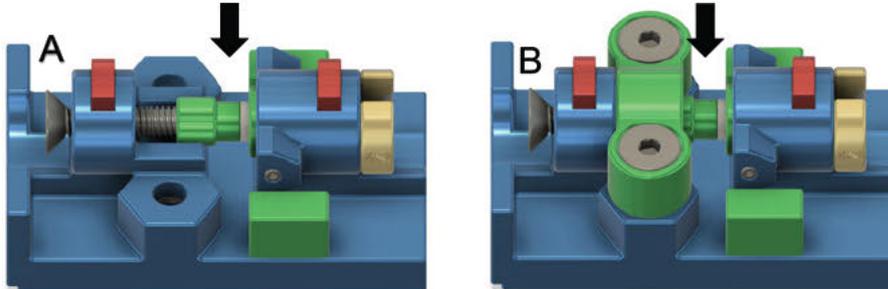
Über dem eingespannten Zahnplättchen befand sich eine Halterung C. Diese sollte verhindern, dass das Zahnstück während des Rundscheifens die vertikale Position ändert. Die Halterung wurde mittels kleiner Schrauben rechts und links vom Zahnrad befestigt.

Der erste Prototyp dieses Objektes zum Rundscheifen wurde vollständig aus Kunststoff hergestellt, weitere Typen schließlich mit einem Metallrad versehen.

Die Proben wurden auf einen Durchmesser von 5 mm geschliffen. Als Abweichung der einzelnen Proben wurde maximal 0,1 mm toleriert. Gemessen wurde der Durchmesser mittels der Schieblehre 59112 von FINO. Diese hat eine Ablesbarkeit von 0,01mm.

#### 3.3.3 Abtrennen der Zahnplättchen auf die exakte Höhe

Anschließend wurden die Zahnproben der gewünschten Höhe nach abgetrennt. Dazu wurde ebenfalls mittels 3D Design ein Modell entworfen, um die Proben samt Halterung einzuspannen und die Schichtdicke kontrollieren zu können.



**Abbildung 15:** Abtrennen der Proben auf die entsprechende Höhe

*Die Abbildung zeigt in A die eingespannte Zahnprobe ohne Verschluss. In B ist der aufgebrachte Verschluss zu sehen. Der Pfeil zeigt, wo der Bohrer die Probe abtrennt. Mit der eingelegten Scheibe (gelb) am Ende der Apparatur kann die Höhe der Probe definiert werden. Quelle: mit freundlicher Genehmigung von Dr. Höhne.*

Die Zahnprobe konnte samt der Halterung für den Zahn in die Vorrichtung eingespannt werden. Abstandshalterscheiben am Ende der Apparatur regulierten die Tiefe des Einschubs der Probe und damit die entsprechende Größe der Probe. Zur Sicherung der Probe wurde der Verschluss (grün) mit zwei Schrauben angebracht.

Der Bohrer wurde mit dem Parallelschleifer an der Position des Pfeils ausgerichtet. Bevor die eigentliche Zahnprobe abgetrennt werden konnte, musste zuerst die Größe mittels Kunststoffhülsen kalibriert werden.

Das Abtrennen erfolgte wieder mit einem Schnellläuferwinkelstück und einer Walze der Krönung 80-120  $\mu\text{m}$ , hochtourig auf 40.000 Umdrehungen und unter ständiger Wasserkühlung.

Zum Schluss des Herstellungsprozesses der Zahnproben erfolgte eine Überprüfung der richtigen Größe der Zahnhartsubstanzanteile mittels Mikroskops (Axio LAP A1, Carl Zeiss, Oberkochen).

### 3.4 Herstellung der Keramikplättchen

#### 3.4.1 CAD/CAM Herstellung

Die Plättchen aus Lithiumdisilikatkeramik und Zirkoniumdioxidkeramik wurden per CAD/CAM Technik hergestellt. Die runden Probenkörper wurden mit der Software Autodesk Inventor 2020 (San Rafael, USA) designt.

Bei den Zirkoniumdioxidkeramikplättchen musste die Sinterschrumpfung, die während des Brennvorgangs auftrat und das Material um ca. 25% reduziert, vorher beachtet und die Proben dementsprechend größer dimensioniert werden.

Als Fräseinheit diente eine MC XL von Sirona (Bensheim, Deutschland) mit der Version Cerec 5.1.1. Die Zirkoniumdioxidkeramik von Katana wurde im Trockenfräsverfahren verarbeitet.

Es wurde der längerer Brennvorgang gewählt (Kuraray Noritake, 2017a). Die Keramik wurde um 10°C pro Minute, bis zu einer Temperatur von 1550 °C erwärmt, dann zwei Stunden bei dieser Temperatur gehalten und anschließend wieder in gleichem Maße abgekühlt, bis sie Zimmertemperatur erreichte (23°C).

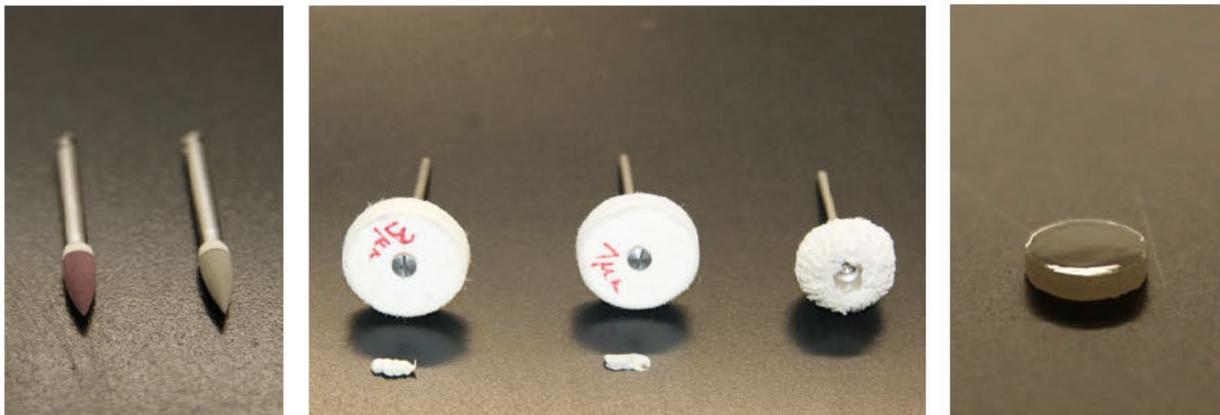
Als Brennofen wurde bei beiden Keramiken der Programat CS2 von Ivoclar Vivadent (Schaan, Lichtenstein) verwendet.

Lithiumdisilikatkeramik erfuhr während der Sinterung lediglich eine Schrumpfung von 0,2 %. Diese war in der Software hinterlegt und wurde automatisch ausgeglichen (Ivoclar Vivadent AG, 2017). Bei Lithiumdisilikatkeramik erfolgte der Schleifvorgang mit Wasserkühlung. Vor dem nachfolgenden Brennvorgang wurden die Proben sorgfältig getrocknet.

### 3.4.2 Politur der Keramik

Die Keramikproben mussten anschließend händisch auf der Oberseite poliert werden. Die Polierer wurden, in aufsteigender Reihenfolge von grob nach fein, für die jeweilige Keramik verwendet (siehe Abbildung 16).

Zum Abschluss wurden Leinenschwabbel mit Diamantpolierpaste (Finocara, Bad Bocklet, Deutschland) in der Größe 3 Mikrometer ( $= \mu\text{m}$ ) und danach  $1 \mu\text{m}$  verwendet. Ein Wollschwabbel ohne Polierpaste entfernte die Reste der Polierpaste und beendete die Politur. Die Proben wurden stichprobenartig im Mikroskop (Carl Zeiss) auf Genauigkeit der Politur überprüft.



**Abbildung 16: Polierer für die Keramikproben und polierte Keramikprobe**

*Links: Polierer für die Lithiumdisilikatkeramik. Mitte: Leinen- und Wollschwabbel mit Polierpaste für beide Keramiken. Rechts: polierte Keramikprobe. Quelle: eigene Abbildung.*

### 3.5 Verklebung der Plättchen

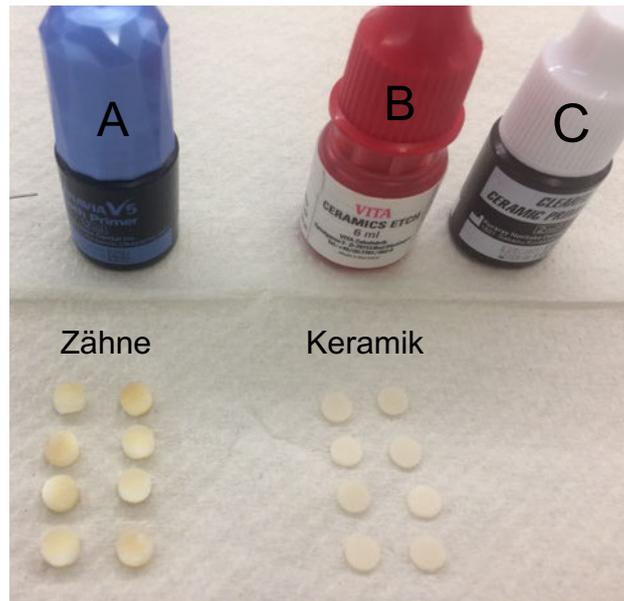
Zur Verklebung der Echtzahnplättchen mit den Keramikplättchen wurde ein dualhärtendes Befestigungsmaterial der Firma Kuraray Noritake mit dem Namen Panavia V5 verwendet. Dualhärtend bedeutet, dass das Material, sowohl mit Lichtpolymerisation, als auch ohne zusätzliche Lichtquelle, aushärtet. Das Befestigungsmaterial bestand aus einer Paste A und B, die in einer Mischkanüle geliefert wurden. Beim Verwenden der Mischkanüle mischten sich diese beiden Pasten automatisch in dem Spritzenaufsatz, der als Einmalartikel bei jeder Verwendung zum Einsatz kam. Zusätzlich im Lieferumfang enthalten war ein Primer für den Zahn (Tooth Primer). Dieser diente der Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz. Außerdem wurde ein Primer für die Keramik (Clearfil Ceramic Primer) mitgeliefert. Nur in Kombination mit diesen Primern konnte das Befestigungsmaterial seine hohe Haftkraft erzielen.

Das Besondere an diesem Material war, dass die Primer für den Zahn und die Keramik ein Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat-Molekül (MDP) enthielten.

#### 3.5.1 Vorbereitung

Um die Echtzahnplättchen mit den Keramikplättchen verkleben zu können, mussten beide zuerst vorbehandelt werden. Die Vorbehandlung diente dazu, die Oberfläche anzurauen (Phosphorsäure, Sandstrahlen oder Flusssäure), um die Oberflächenstruktur zu vergrößern, damit anschließend der Primer bzw. später das Befestigungsmaterial einen besseren Halt fand.

Der Primer hat die Aufgabe, die Oberflächenspannung herab zu setzen und eine bessere Benetzbarkeit zu erreichen. Zudem bildet er das erste Bindeglied zwischen Befestigungsmaterial und Zahn bzw. Keramik.



**Abbildung 17: Vorbereitung der Proben zum Verkleben**

*Auf dem Bild sind die Zahnproben und Keramikproben (Lithiumdisilikatkeramik) zu sehen. Flasche A ist der Tooth Primer, B ist die Flusssäure und C der Ceramic Primer. Quelle: eigene Abbildung.*

Die Echtzahnplättchen wurden folgendermaßen vorbehandelt:

Die Plättchen wurden zur Unterscheidung der beiden Seiten auf der Seite, die nicht verklebt wurde, mit einem Punkt markiert (Filzstift Staedtler, Nürnberg, Deutschland). In die andere Seite wurde der Tooth Primer von Panavia für 20 sec eingebürstet. Anschließend wurden die Proben mit dem Luftbläser vorsichtig trocken geblasen, aber ohne das Dentin dabei auszutrocknen. Dies wurde visuell überprüft.

Die Keramikplättchen wurden je nach Keramik unterschiedlich vorbereitet:

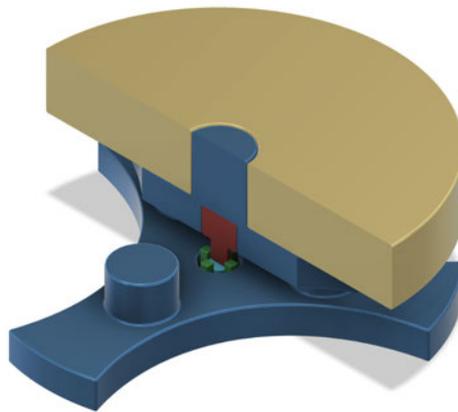
Es wurde jeweils die Seite, die nicht abgestrahlt werden sollte, mit dem Filzstift markiert. Bei Zirkoniumdioxidkeramik (Katana) wurde die unmarkierte Seite mit Aluminiumoxid Pulver mit 50µm Körnung mit 1 bar in einer Entfernung von 10-12 mm abgestrahlt.

Bei Lithiumdisilikatkeramik wurde diese Seite mit 5% Flusssäure vorbehandelt: Die Säure wurde für 20 sec appliziert und anschließend für 60 sec gründlich mit Wasser abgewaschen.

Anschließend wurden die Keramikplättchen im Ultraschallbad mit 95% Isopropanol für 2 min gereinigt und danach getrocknet. Nun konnte der Keramik-Primer (Clearfil) auf die vorbehandelte Seite aufgetragen werden. Dieser wurde für 20 sec auf die Oberfläche eingebürstet und danach mit dem Luftbläser sanft verblasen, sodass keine Überschüsse mehr vorhanden waren.

### 3.5.2 Verklebung

Für die Verklebung wurden 3D gedruckte Halterungen gefertigt. Diese waren rund und hatten einen Durchmesser von ca. 7 cm (auf Abbildung 18 blau). In der Mitte hatten sie eine Vertiefung von ca. 1cm Durchmesser. In die Vertiefung ließ sich ein kleiner Silikongitterring mit einem Innendurchmesser von 5 mm stecken (auf Abbildung 18 grün). Auf diese Weise wurden die Proben fixiert. Das gesamte Gestell ließ sich mit einem Deckel (rot und blau) mit einem integrierten Drehverschluss schließen. Auf dem Deckel konnten Gewichte (gelb) platziert werden.



**Abbildung 18:** Verklebung der Proben

*Quelle: mit freundlicher Genehmigung von Dr. Höhne.*

Zuerst wurde das vorbehandelte Zahnplättchen in den Gitterring platziert. Die vorbehandelte Seite zeigte nach oben. Eine kleine Portion des Panavia V5 wurde verworfen, um zu verhindern, dass der anfängliche, eventuell nicht gut vermischte Anteil zur Verwendung kommen würde. Dann wurde eine stecknadelkopfgroße Menge des Befestigungsmaterials auf das Zahnplättchen aufgetragen.

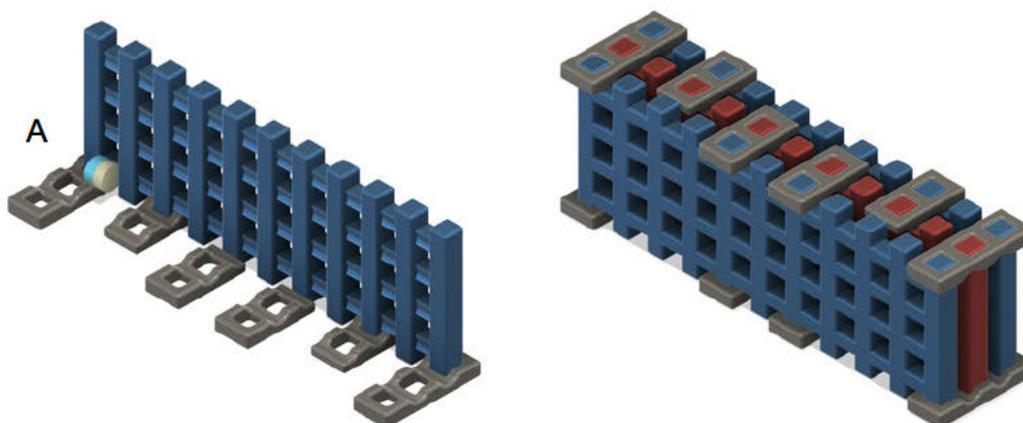
Nun folgte das Keramikplättchen: die vorbehandelte Seite zeigte Richtung Befestigungsmaterial. Mit leichtem händischen Druck wurde das Keramikplättchen auf das Zahnplättchen gedrückt. Das überschüssige Befestigungsmaterial wurde zur Seite herausgedrückt. Anschließend wurde der Deckel auf die Halterung gesetzt und mit einem Gewicht von 1 kg beschwert. Die Proben wurden für 6 min bei Raumtemperatur (23°C) ausgehärtet und anschließend mit der Polymerisationslampe für 30 sec durchgehärtet. Die Überschüsse des Befestigungsmaterials wurden mit einem Skalpell entfernt und es folgte eine Lagerung im Wärmeschrank bei 37°C für 24 Stunden. Zum Abschluss wurden die Proben visuell auf parallele Verklebung überprüft.

#### 3.6 Thermische Wechselbelastung der Proben

Jeweils acht Proben einer Schichtstärke wurden dem Alterungsprozess unterzogen und anschließend zur Testung der Bruchlast mittels Zwick-Testmaschine Z010 (Zwick Roell, Ulm, Deutschland) zerstört. Bei den anderen acht Stück wurde direkt, ohne Alterungsprozess, die Bruchlast bestimmt.

Zur Simulation der thermischen Wechselbelastung der Mundhöhle wurden die Proben dem Prozess des Thermocyclings (thermisches Wechselbad) unterzogen. Der Thermocycler bestand aus zwei getrennten Kammern, die mit Wasser gefüllt waren. In jeder Kammer herrschte eine bestimmte, vorher festgelegte, Wassertemperatur. Über einen Steg und mittels druckluftbetriebenen Hebeseystem wurde der Behälter mit den Proben von der einen Kammer in die andere bewegt. Die Wasserbecken wurden über externe Heiz- bzw. Kühlkammern versorgt. Zur Reinheit des Wassers in den Probenbecken waren bei Zu- und Ablauf Wasserfilter zwischengeschaltet.

Der Thermocycler der Zahnklinik Würzburg ist ein Eigenbau der Universität Würzburg. Daher können an dieser Stelle keine genauen Angaben zum Modell und Hersteller gemacht werden. Die Anzahl der Zyklen war auf 5.000 festgesetzt und die Verweildauer in einem Bad betrug jeweils  $30 \text{ sec} \pm 5 \text{ sec}$ . Das Kaltwasserbecken wies eine Temperatur von  $5 \text{ }^\circ\text{C}$  auf. Die Temperatur im Warmwasserbecken betrug  $55 \text{ }^\circ\text{C}$ . Die Temperatur sowie der Wasserstand wurden regelmäßig überprüft und ggf. nachjustiert.



**Abbildung 19:** Platzierung der Proben in der Halterung zum Thermocycling.

*Die Echtzahnkeramikprobe ist auf Abbildung A zu sehen. Die grauen Anteile stellen die Verbinder zum Fixieren der Gitter dar. Als blaue und rote Strukturen sind die Gitter aus flexiblem Kunststoff abgebildet. Quelle: mit freundlicher Genehmigung von Dr. Höhne.*

Die Proben wurden zum Thermocycling in ein 3D gedrucktes Gitter platziert. Dieses Gitter gewährleistete eine Durchspülung des temperierten Wassers zu allen Seiten. Nur ca. 20% der Oberfläche der Proben grenzte an das Gitter an. Die Proben wurden mit ausreichend gleichem Abstand im Gitter platziert. Insgesamt konnten ca. 80 Proben auf einmal in diesem Gitter dem Prozess des Thermocyclings unterzogen werden.

#### **Übersicht**

- 5.000 Zyklen
- Wechselbad zwischen 5°C und 55 °C
- 30 ± 5 sec pro Bad
- 60 sec pro Zyklus (entspricht max. 1.440 Zyklen am Tag)

### 3.7 Mechanische Belastung der Proben



**Abbildung 20:** Kausimulator mit Proben

*Auf der Abbildung ist der Kausimulator der Firma SD Mechatronik zu sehen. Die 8 Kammern sind mit Wasser gefüllt und mit Proben bestückt. Es wurden je Kammer 5kg Gewichte aufgelegt. Quelle: eigene Abbildung.*

Nach der Thermowechselbelastung folgte die mechanische Belastung im Kausimulator CS-4 (SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland). Hierbei befanden sich die Proben in acht einzelnen Kammern, die mit Wasser gefüllt und über ein Ausgleichs- und Filtersystem miteinander verbunden waren. In jeder Kammer fuhr eine Kugel mit einer definierten Kraft und Geschwindigkeit auf die Probe herab und simulierte damit das Aufeinandertreffen zweier antagonistischer Zähne in der Mundhöhle. Bei diesem Versuch wurde nur die senkrechte, also axiale Krafteinwirkung auf das Zahnkeramikplättchen untersucht.

Die Proben wurden mit kaltpolymerisierendem Kunststoff (Technovit 7072 von Kulzer, Hanau, Deutschland) in die Haltevorrichtungen eingebettet. Das Anmischverhältnis des Kunststoffes betrug 8 Gramm Pulver auf 5 Gramm Flüssigkeit. Zur gleichmäßigen und parallelen Einbettung der Proben wurden die Haltevorrichtungen in ein 3D gedrucktes Gitter gelegt. Dort fixiert, konnten sie mit dem Kunststoff befüllt und die Proben in der Mitte platziert werden. Nach 2 min Verarbeitungszeit wurden die Proben in der Halterung umgedreht und durch Streichen über eine Glasplatte endgültig parallelisiert und die Überschüsse entfernt.



**Abbildung 21: Probe in der Kammer des Kausimulators**

*Zu sehen ist eine Kammer des Kausimulators. In der Kammer befindet sich, in Technovit eingebettet, die Keramikechtzahnprobe. Der rote Punkt auf der Probe ist ein Abdruck vom Okklusionspapier, mit dem der Kausimulator auf Symmetrie und Gleichstellung der Kammern ausgerichtet wurde. Quelle: eigene Abbildung.*

Anschließend wurden die Proben im Kausimulator in die Kammern eingebracht und mittels Feststellschrauben fixiert. Zum Schluss wurde die Stahlkugel als Prüfkörper, die auf dieselbe Weise wie die Proben mit Kunststoff, in eine Halterung eingebettet und an der dafür vorgesehenen Stelle im Kausimulator festgeschraubt.

Die Anzahl der Zyklen betrug 1 Mio., das verwendete Gewicht 5 kg pro Kammer. Als Geschwindigkeit wurden 90 mm/s gewählt und als Frequenz 1,2 Hz.

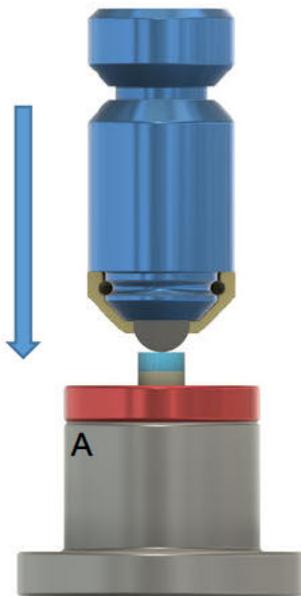
#### Übersicht

- 1 Mio. Zyklen
- 5kg Gewicht
- Abwärtshub: 2 mm, Abwärtshub: 5 mm
- Auf-und Abwärtsgeschwindigkeit: 90 mm/s
- Frequenz 1,2 Hz

#### 3.8 Testung der Bruchlast

Die Testung der Bruchlast erfolgte mit der Universalprüfmaschine Z010 von Zwick Roell (Ulm, Deutschland). Der Prüfkörper wurde mittig in der Haltung (A) justiert und parallel zum Gestell ausgerichtet. Mit definierter Kraft (1 mm/min) fuhr ein Prüfkörper auf die Probe herab, bis diese zerbrach. Das Zerschneiden der Keramik war hörbar und sichtbar im Diagramm, das die Prüfmaschine aufzeichnete. Die Aufzeichnung der Bruchlast erfolgte in Newton.

Als Wert für die Bruchlast wurde der erste relevante Abfall des Diagramms gewertet.

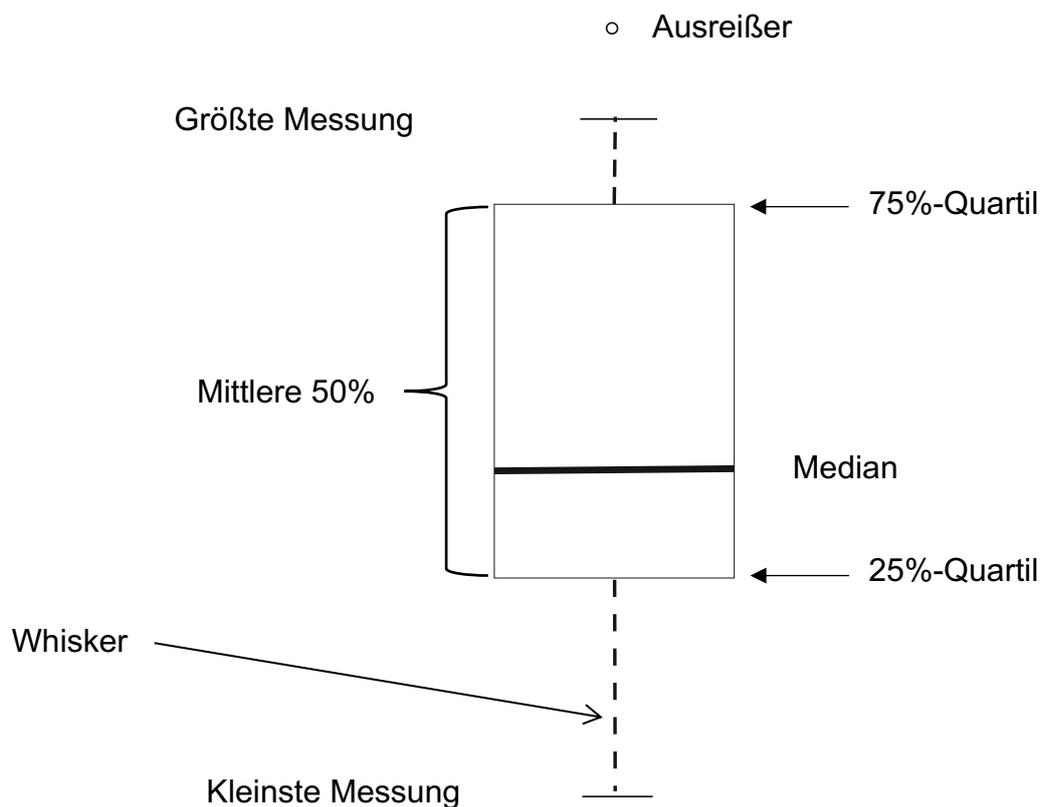


**Abbildung 22: Testung der Bruchlast**

*Die Abbildung zeigt die Probe in der Prüfmaschine Zwick Roell. A zeigt die Halterung der Probe. Der Pfeil zeigt die Richtung der Belastung der Probe. Quelle: mit freundlicher Genehmigung von Dr. Höhne.*

### 3.9 Statistische Auswertung

Für die Erstellung und Auswertung der deskriptiven und schließenden Statistik wurde das Software Programm SPSS (SPSS Statistics 25, IBM Chicago, Illinois 60606, USA) verwendet. Die Ergebnisse des Bruchlasttests wurde mittels Balkendiagramm und Kolmogorov-Smirnov Test auf Verteilungsform untersucht. Für die Werte der Bruchlastuntersuchung der unterschiedlichen Proben wurde der Median, die Standardabweichung und der Interquartilsabstand ermittelt. Graphisch erfolgte die Darstellung mittels Whiskers-Boxplot-Diagrammen. Der Hauptteil der statistischen Auswertung erfolgte durch Dr. med. dent. Christian Höhne. Es fand dennoch eine kritische und intensive Auseinandersetzung mit statistischen Analysen und Bedienungsweisen der Software SPSS durch die Promovendin statt. Zudem wurde eine statistische Beratung durch die Universität Würzburg in Anspruch genommen.



**Abbildung 23: Boxplot**

*Die Abbildung zeigt ein Boxplot Diagramm. Quelle: eigene Abbildung.*

Ein Boxplot, auch Whiskers-Boxplot oder Kastendiagramm genannt, dient der graphischen Darstellung von Messdaten. Die Box gibt dabei die mittleren 50% aller Messwerte wieder und wird auch als Interquartilsabstand bezeichnet. Der Median,

also der Kennwert, bei dem sich der geordnete Datensatz exakt in der Mitte teilt, befindet sich als Linie in der Box. So befinden sich oberhalb und unterhalb des Medians jeweils die Hälfte der Datenreihe.

Der untere Strich der Box markiert das 25%-Quartil, also der Wert, bei dem 25% aller Daten kleiner oder gleich diesem Wert sind. Der obere Strich kennzeichnet das 75%-Quartil.

Der Abstand von der Box zur kleinsten bzw. größten Messung wird auch als Whisker oder Antenne bezeichnet. Der Whisker hat dabei eine maximale Distanz zum 25% bzw. 75% Quartil vom 1,5fachen Interquartilsabstand. Ausreißer, also einzelne Werte, die das Minimum oder Maximum darstellen, werden als Punkte dargestellt. Gibt es keine Ausreißer, so stellen die Whiskers das Minimum und Maximum der Messdaten dar.

Zur schließenden Statistik wurden unter explorativem Ansatz nicht parametrische Tests angewandt, da von keiner Normalverteilung (Ergebnisse der Balkendiagramme, Kolmogorov-Smirnov-Test) ausgegangen werden konnte. Hierfür wurde als globaler Test der Kruskal-Wallis Test und anschließend im paarweisen Vergleich der Mann-Whitney-U Test verwendet. Das Signifikanzniveau wurde nach der Bonferoni Korrektur von  $\alpha=0,05$  auf  $\alpha=0,0063$  korrigiert.

Folgende Fragestellungen wurden untersucht:

4. Nullhypothese des Hauptzielkriteriums: Der Schmelzanteil in der Echtzahnprobe hat keinen Einfluss auf die Bruchlast
5. Nullhypothese des ersten Nebenzielkriteriums: Der Einfluss der Alterung auf Lithiumdisilikatkeramik und Zirkoniumdioxidkeramik unterscheidet sich nicht.
6. Nullhypothese des zweiten Nebenzielkriteriums: Die Schichtstärke der Keramik hat keinen Einfluss auf die Bruchlastwerte der Keramik.

Bei einem Signifikanzniveau über 0,05 (bzw. nach Korrektur über 0,0063) ist die Nullhypothese anzunehmen, bei Werten unter  $\alpha=0,05$  (bzw. unter 0,0063) ist die Nullhypothese abzulehnen.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Messdaten

Die nachfolgenden Tabellen (Tabelle 5 und Tabelle 6) zeigen die einzelnen Ergebnisse der Messungen. Tabelle 5 gibt alle Werte der Zirkoniumdioxidkeramik Katana an. Dabei beziehen sich die Werte im ersten Block der Tabelle auf die Messungen nach dem Alterungsprozess (Wechselbad und Kausimulation). Die Werte im zweiten Block auf die Ergebnisse ohne Alterungsprozess. Der letzte Block beschreibt die Bruchlast der reinen Keramikproben ohne Echtzahnanteil. Die Probenhöhe betrug hier nicht 4 mm, sondern variierte zwischen 2-0,5 mm Gesamthöhe, da der Anteil der Zahnhartsubstanz wegfiel. Diese Proben dienten zum Vergleich der Keramikmesswerte mit Echtzahnanteil. Diese Gruppe stellte sozusagen die Kontrollgruppe dar, um zu prüfen, wie stark die Messdaten mit Echtzahnanteil abwichen. Was dabei beachtet werden sollte, ist, dass die reinen Keramikproben auch keinen Anteil an adhäsivem Befestigungsmaterial aufwiesen. Auf Seite 53 sind die Werte der Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max CAD dargestellt. Die Anordnung der Werte ist analog zu denen von Katana STML (Zirkoniumdioxidkeramik).

Während des Alterungsprozesses sind zwei der 0,5 mm zirkoniumdioxidkeramik und fünf der 0,5 mm lithiumdisilikatkeramik Proben ohne Schmelzunterstützung zerbrochen. Eine Probe von Lithiumdisilikatkeramik mit 1,0 mm Schichtdicke, ohne Schmelzunterstützung war ebenfalls nach Alterungsprozess defekt. Bei diesen Proben war ein Bruchlasttest mit der Prüfmaschine nicht mehr möglich. So wurden für diese Proben Bruchlastwerte von 50N in der Tabelle eingetragen. Das ist die Kraft, die bei jedem Zyklus im Kausimulator zum Tragen kommt.

Der Median gibt jeweils die mittlere Verteilung der einzelnen acht Prüfwerte an. Werden die acht Prüfwerte der Reihe nach aufgelistet, so ist der Median genau der mittlere Wert.

Die Standardabweichung zeigt, wie breit die Ergebnisse gestreut sind. Sie gibt im Durchschnitt an, wie groß der Abstand der Werte vom arithmetischen Mittel ist. Eine kleine Standardabweichung zeigt sich im Boxplot als kleine Box (=wenig Streuung).

## 4 Ergebnisse

**Tabelle 5: Bruchbelastung der Keramikechtzahnproben Katana**

*Die Tabelle zeigt die Ergebnisse des Bruchlasttests der Proben mit der Keramik Katana (=Zirkoniumdioxidkeramik). Das K steht für „Katana“ und die Schichtdicke der Keramik ist als Zahl hinter dem K zu sehen. D bedeutet Dentin und gibt die Schichtdicke dieser Einheit der Probe an. E steht für Enamel und gibt die Dicke des Schmelzes am Gesamtanteil der Probe an. Quelle: eigene Darstellung.*

Katana	Alterung					
Probendicke	K2D2	K1.5D2.5	K1E0.5D2.5	K0.5E1D2.5	K1D3	K0.5D3.5
1	2350	981	953	764	617	217
2	2644	703	1330	951	392	466
3	2298	865	1196	753	611	314
4	2109	1123	1061	1074	599	339
5	1981	1330	946	787	647	437
6	2010	1125	1167	1039	531	623
7	1881	1196	1043	893	667	50
8	1674	1029	971	1227	515	50
Median	2060	1076	1052	922	605	327
SD	284	184	128	159	84	188

Katana	direkt					
Probendicke	K2D2	K1.5D2.5	K1E0.5D2.5	K0.5E1D2.5	K1D3	K0.5D3.5
1	2089	1329	897	1204	544	308
2	2188	1484	993	641	989	166
3	2511	1532	689	794	358	578
4	2436	1306	1254	977	516	166
5	1788	1779	1164	827	453	143
6	3232	1499	1155	736	524	213
7	2404	1563	1194	868	537	373
8	2596	1388	1254	1110	552	343
Median	2420	1491	1160	848	530	260
SD	397	142	187	178	173	138

Katana	Material			
Probendicke	K2	K1.5	K1	K0.5
1	2902	1749	692	138
2	2717	1951	654	142
3	2289	1577	609	186
4	2847	1581	705	145
5	2480	1168	643	101
6	2654	1333	543	103
7	3158	1144	692	151
8	3243	1090	654	119
Median	2782	1455	654	140
SD	301	294	50	26

## 4 Ergebnisse

**Tabelle 6: Bruchbelastung der Keramikechtzahnproben IPS**

*Die Tabelle zeigt die Ergebnisse der Keramikechtzahnprobe aus Lithiumdisilikatkeramik (IPS e.max CAD). Die Schichtdicke ist hier äquivalent wie in Tabelle 5 angegeben. Auch die Buchstaben D und E sind äquivalent zu Tabelle 5. Quelle: eigene Darstellung.*

IPS e.max	Alterung					
Probendicke	IPS2D2	IPS1.5D2.5	IPS1E0.5D2.5	IPS0.5E1D2.5	IPS1D3	IPS0.5D3.5
1	1430	738	872	579	371	465
2	1239	906	848	320	600	1011
3	1026	870	863	693	464	458
4	1198	1235	735	704	387	50
5	1098	583	1242	927	516	50
6	1039	549	1297	1045	346	50
7	893	1135	894	589	444	50
8	862	810	822	787	50	50
Median	1068	840	868	698	416	50
SD	176	226	192	209	153	329

IPS e.max	direkt					
Probendicke	IPS2D2	IPS1.5D2.5	IPS1E0.5D2.5	IPS0.5E1D2.5	IPS1D3	IPS0.5D3.5
1	1857	933	977	1025	577	115
2	1754	1146	981	635	664	321
3	1812	1024	1110	967	624	168
4	1353	1057	1338	760	430	163
5	1697	1220	1206	837	535	161
6	2017	1021	934	940	477	162
7	1894	797	895	817	527	343
8	1573	1065	1097	1066	538	179
Median	1783	1040	1039	889	536	165
SD	193	120	141	135	70	78

IPS e.max	Material			
Probendicke	IPS2	IPS1.5	IPS1	IPS0.5
1	1792	892	558	87
2	1466	969	291	39
3	1513	1085	372	123
4	1433	1436	391	111
5	2026	741	400	73
6	1763	1067	468	150
7	2069	1178	245	169
8	1550	1092	555	55
Median	1657	1076	395	99
SD	234	192	106	43

## 4.2 Statistik

Zur besseren Veranschaulichung sind die Tabellen auf Seite 52 und 53 in einzelnen Diagrammen im Folgenden abgebildet.

Nachstehende Übersicht (Tabelle 7) zeigt die Kriterien zur Untersuchung der Ergebnisse. Für jedes Kriterium wurde ein eigenes Diagramm erstellt.

**Tabelle 7: Kriterien zur Untersuchung der Proben**

*Diese Tabelle zeigt die Kriterien A-G die herangezogen wurden, um Ergebnisse des Bruchlasttests zu evaluieren und darzustellen. Quelle: eigene Darstellung.*

Kriterium	Beschreibung
A	Zirkoniumdioxidkeramik (Katana) im Überblick: Proben ohne Alterungsprozess, Proben mit Alterungsprozess, Testung der Keramik ohne Zahn
B	Lithiumdisilikatkeramik (IPS) im Überblick: Proben ohne Alterungsprozess, Proben mit Alterungsprozess, Testung der Keramik ohne Zahn
C	Vergleich der Keramiken (Katana und IPS) ohne Zahnplättchen
D	Vergleich der Keramikechtzahnproben (Katana und IPS) ohne Alterungsprozess
E	Einfluss des Alterungsprozesses (Wechselbad & Kausimulation) auf die Proben von Katana und IPS
F	Einfluss des Schmelzanteils bei Zirkoniumdioxidkeramik und Lithiumdisilikatkeramik Proben ohne Alterungsprozess
G	Einfluss des Schmelzes bei Katana und IPS Proben mit Alterungsprozess

## 4.2.1 A: Zirkoniumdioxidkeramik (Katana) im Überblick

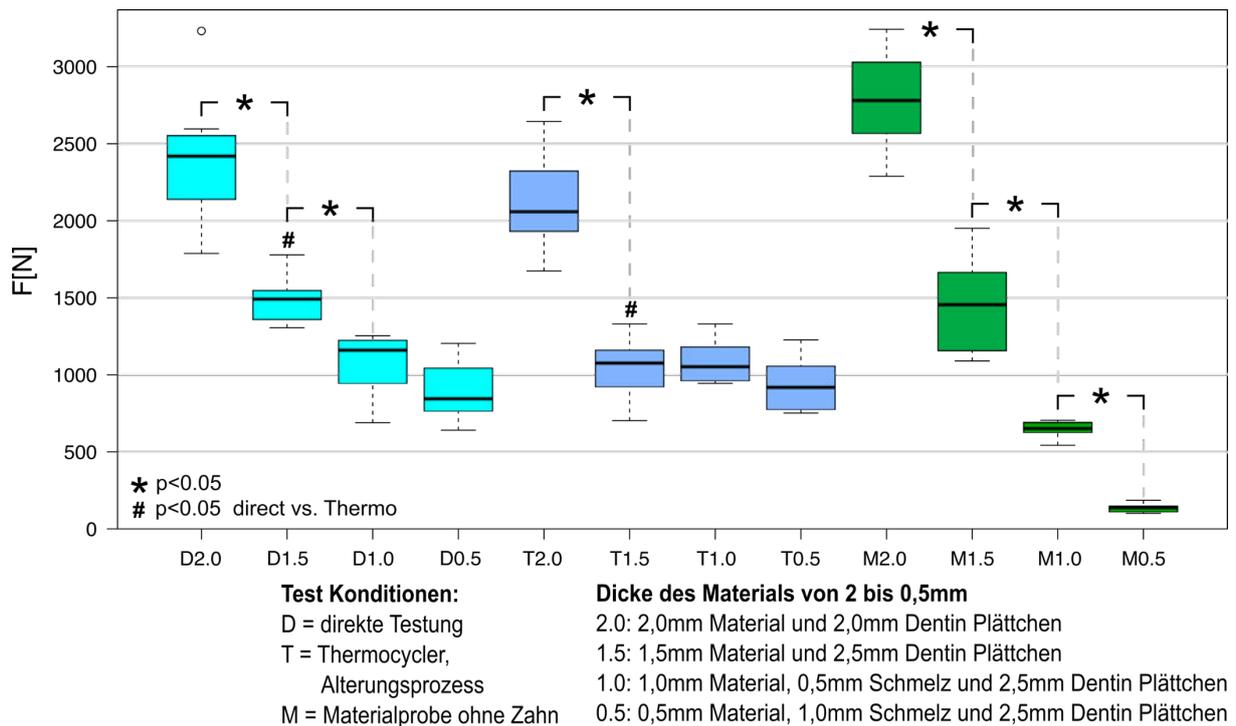


Abbildung 24: Übersicht der Bruchlastwerte von Zirkoniumdioxidkeramik

Auf der Y-Achse stehen die Werte der Bruchlast in Newton. Auf der X Achse sind die Probengruppen angegeben. \* kennzeichnet das Signifikanzniveau  $p < 0,05$  innerhalb der Gruppe D oder T oder M. # beschreibt das Signifikanzniveau  $p < 0,05$  im Vergleich der zwei Proben Arten D, T. Quelle: mit freundlicher Genehmigung von Dr. Höhne, modifiziert durch Promovendin.

Die erste Gruppe der Proben: „D“ wurde nach ihrer Herstellung dem Bruchlasttest unterzogen, ohne den Prozess der Alterung zu durchlaufen. „D“ steht hierbei für direkte Testung der Proben. Jede Gruppe (D2.0 bis M0.5) umfasst jeweils 8 Proben. Die Proben mit dünnem Keramikanteil und reinen Dentinplättchen sind in dieser Graphik nicht enthalten, da sie separat unter 4.2.7 betrachtet werden.

- 2.0 beschreibt den Probentyp mit 2 mm Keramikanteil und 2 mm Dentinanteil.
- 1.5 beschreibt den Probentyp mit 1,5 mm Keramikanteil und 2,5 mm Dentinanteil.
- 1 beschreibt die Probentyp mit 1 mm Keramikanteil, 0,5 mm Schmelzanteil und 2,5 mm Dentinanteil.
- 0.5 beschreibt den Probentyp mit 0,5 mm Keramikanteil, 1 mm Schmelzanteil und 2,5mm Dentinanteil.

Für die Gruppe D2.0 wurde ein Median von 2420 Newton ermittelt. Dieser liegt signifikant höher ( $p=0,001$ ) als für die Probengruppe D1.5 mit knapp 1.500 N. Die Bruchlastwerte der Gruppe D1.5 liegen bedeutsam höher als D1.0 mit 1.160 N mit einem Signifikanzniveau von  $p=0,001$ . Bei den Gruppen D1 und D0.5 (848 N) konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Hierbei muss bedacht werden, dass diese Proben Typen einen Schmelzanteil enthielten.

„T“ steht für die Gruppe der Proben, die die Alterung im Thermocycler und Kausimulator durchlaufen haben. Innerhalb dieser Gruppe zeigt sich nur zwischen den Proben T2.0 mit einem Median von 2060 N und T1.5 mit einem Median von 1076 ein signifikanter Unterschied ( $p=0,001$ ). Nach dem Abfall der Bruchlast bei T1.5 pendelt sich der Wert für die weiteren Proben (T1.0 und T0.5) bei ca. 1000 N ein und zwischen den Proben T1.5, T1.0 und T0.5 ist kein statistisch relevanter Unterschied bei den Messdaten zu sehen.

Vergleicht man die Direktproben (D) mit denen des Alterungsprozesses (T), so fällt auf, dass sich ein signifikanter Unterschied in der Gruppe mit 1,5 mm Keramik und 2,5 mm Dentin (D1.5 und T1.5) abzeichnet ( $p=0,002$ ). In den anderen Gruppen ist auch ein Abfall der Bruchlast bei den Proben, die den Alterungsprozess durchlaufen haben, zu sehen. Allerdings ist dieser nicht statistisch relevant.

Die Probengruppe der Echtzahnkeramikplättchen mit 2,0 mm und 1,5 mm Keramikanteil simulieren den Ersatz von Zahnhartsubstanzdefekten im stark ausgeprägten Abrasionsgebiss. Hierbei sollen Substanzdefekte bis ins Dentin vorhanden sein, zur Wiederherstellung der ursprünglichen Kauhöhe werden dickere Keramikschichten benötigt.

Die Testgruppe der Keramikechtzahnproben mit 1,0 und 0,5 mm Keramikanteil repräsentieren Substanzdefekte, die noch auf den Schmelz begrenzt sind. Hierbei werden kleinere Schichtstärken der Keramik benötigt und im Echtzahnanteil ist eine Schmelzschicht enthalten. Dies simuliert die intraorale Situation bei einem mäßig ausgeprägten Abrasionsgebiss.

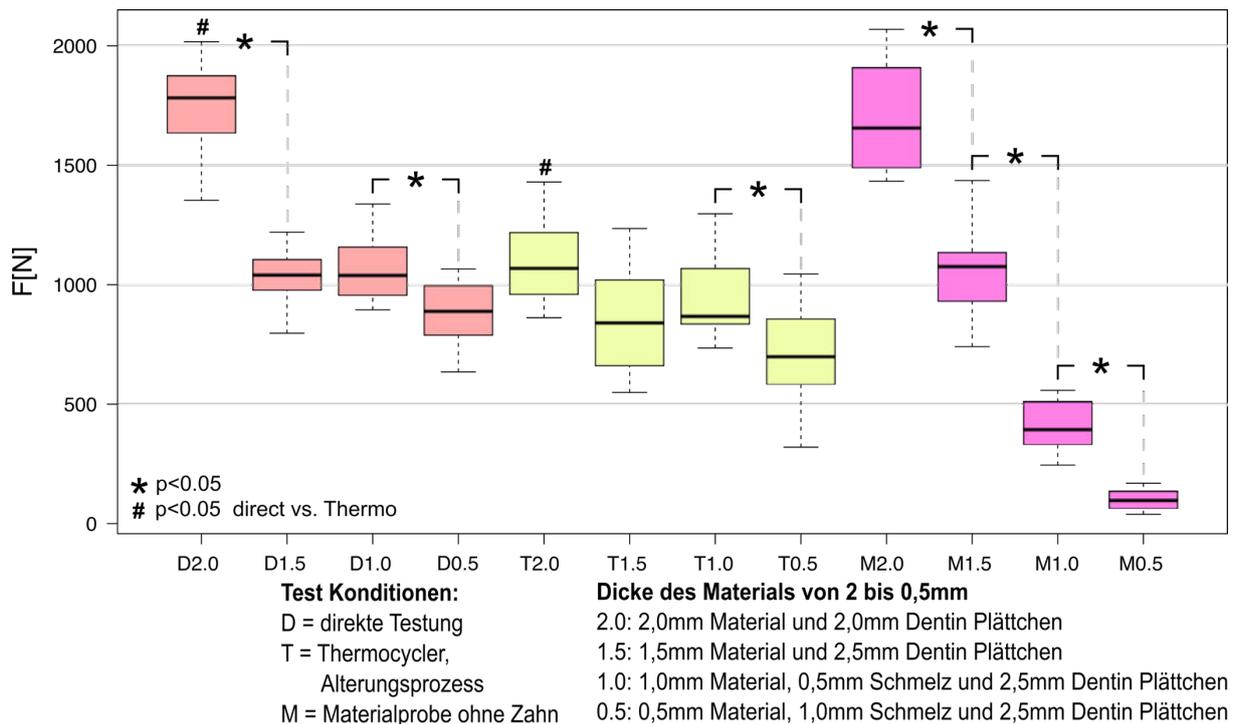
Die Bruchlastwerte deuten an, dass der Schmelz einen unterstützenden Effekt hat, da die Messwerte bei den Proben mit Schmelzanteil konstant auf einem Niveau bleiben und nicht weiter abfallen.

Um dies explizit zu untersuchen, wurde Abbildung 29 und Abbildung 30 erstellt. „M“ bezeichnet die Materialgruppe. Hier wurden reine Keramikplättchen, ohne einen verklebten Anteil von Echtzahn getestet. Bei dieser Gruppe ist in jeder Gruppe ein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Materialdicken zu bemerken. Interessant ist der Unterschied zu den Gruppen mit den Echtzähnen (D und T). Bei der größten Materialstärke 2.0 ist der Wert der reinen Materialtestung höher als der Wert der Echtzahnkeramikgruppen. Die letzten beiden Schichtstärken (M1.0 und M0.5) weisen deutlich niedrigere Bruchlastwerte als die Direktproben und auch die Alterungsproben auf.

### **Zusammenfassung der Zirkoniumdioxidkeramik Bruchlastwerte:**

- Es zeigt sich ein signifikanter Unterschied der Bruchlastwerte zwischen D/T 2 und D/T 1.5. Diese beiden Probentypen enthielten nur Dentinanteil im Echtzahnanteil. Zwischen den weiteren Gruppen differieren die Bruchlastwerte nicht so deutlich. Dies könnte an dem Schmelzanteil liegen, der bei den übrigen Probentypen enthalten war.
- Die zirkoniumdioxidkeramikechtzahn Proben zeigen nur in einer Probengruppe einen statistisch signifikanten Unterschied beim Alterungsprozess (Keramik 1,5 mm, Dentin 2,5 mm). In den anderen drei Probengruppen sind die Werte etwas vermindert oder gleich.
- Die Kontrollgruppe mit reinen Keramikproben zeigt in den Stärken 2 mm und 1,5 mm deutlich höhere Bruchlastwerte, als die Proben mit Echtzahn. In den beiden anderen Gruppen von 1 mm und 0,5 mm Keramikschichtstärke schneiden die losen Keramikproben schlechter ab, als das 4 mm dicke Plättchen mit Zahnhartsubstanzanteil.
- Die Streuung der Werte, vor allem in der reinen Keramikgruppe, ist bei den dickeren Keramik Schichtstärken größer als bei den dünneren Proben.

## 4.2.2 B: Lithiumdisilikatkeramik (IPS) im Überblick



**Abbildung 25: Übersicht der Bruchlastwerte von Lithiumdisilikatkeramik (IPS)**

Auf der Y-Achse stehen die Werte der Bruchlast in Newton. Auf der X-Achse sind die Probengruppen der Keramik IPS abgebildet. \* kennzeichnet das Signifikanzniveau  $p < 0,05$  innerhalb der Gruppe D oder T oder M. # beschreibt das Signifikanzniveau  $p < 0,05$  im Vergleich der zwei Proben Arten D, T. Quelle: mit freundlicher Genehmigung von Dr. Höhne, modifiziert durch Promovendin.

Die Beschriftung des Diagramms ist analog zu Kap 4.2.1 aufgebaut und auch in Abschnitte: „D“ Direktproben= Keramikechtzahnproben ohne Alterungsprozess, „T“ Keramikechtzahnproben mit Alterungsprozess und „M“ Testung der Keramik ohne Zahn als reine Materialprüfung unterteilt. Die Proben mit dünnem Keramikanteil und reinem Dentinplättchen sind in dieser Graphik nicht enthalten, da sie separat unter 4.2.6 betrachtet werden.

Im ersten Abschnitt „D“ weist die Gruppe der Proben mit 2 mm IPS Keramik und 2 mm Dentin Anteil die höchsten Bruchlastwerte bei einem Median von 1.783 N auf. Auch die Streuung ist bei dieser Probengruppe vom Typ „D“ am größten. Diese Gruppe zeigt einen signifikanten Unterschied ( $p = 0,001$ ) zur Probengruppe D1.5 mit einem Median von 1.040 N. Die Gruppen D1.5 und D1.0 unterscheiden sich von ihrem Median nicht (1.040 N vs. 1.039 N). Die Streuung ist allerdings bei der Probengruppe D1.0 größer und auf das Minimum und Maximum bezogen, liegen die Whiskers höher als bei D1.5.

Die letzte Probengruppe vom Typ „D“ (D0.5) zeigt wieder einen Unterschied zu D1.0 mit  $p=0,036$ . Hier ist ein deutlicher Abfall der Bruchlast zu sehen mit einem Median von 889 N.

Bei den Probengruppen „T“, die den Alterungsprozess durchlaufen haben, hat die Gruppe T2.0 zur Gruppe T1.5 einen sichtbaren, aber keinen statistisch relevanten Unterschied in den Messwerten (Median von 1068 N vs. 840 N). Die Probengruppen T1.5 und T1.0 haben annähernd die gleichen Medianmesswerte (840 N vs. 868 N). Dies ist insbesondere interessant, da T1.5 aus einem reinen Dentinplättchen des Zahnanteils der Probe besteht und T1.0 einen Anteil Schmelz im Zahnanteil aufweist. Einen signifikanten Unterschied gibt es zwischen T1.0 mit 868 N und T0.5 mit 698 N. Beide weisen im Gegensatz zu T2.0 und T1.5 einen Anteil an Schmelz auf.

Vergleicht man die Proben, die den Alterungsprozess durchlaufen haben mit denen, die ohne Alterung den Bruchlasttests unterzogen wurden, so fällt auf, dass es nur bei der Gruppe D2.0 und T2.0 einen signifikanten Unterschied gibt. Generell liegen die Werte der Proben mit Alterung niedriger als ihre Vergleichspartner ohne Alterung.

Die Werte der reinen Materialprüfung der Lithiumdisilikatkeramik weisen im Vergleich aller Probengruppen einen signifikanten Unterschied auf. Es ist ein Abfall der Bruchlast zu sehen, von der Schichtstärke 2 mm mit einem Median von 1.657 N, zu 1,5 mm mit einem Median von 1.076 N, zu der Schichtstärke 1 mm mit einem Median von 395 N und zur Schichtstärke 0,5 mm mit einem Median von 99 N.

Die reine Materialprüfung hat in fast allen Probengruppen eine niedrigere Bruchlast als die Proben, die mit Echtzahnmaterial verklebt wurden.

Außer die Gruppe M1.5, die einen Median von 1.076 N hat, im Vgl. zu D1.5 mit 1.040 N und T1.5 mit 840 N.

Sowie die Gruppe M2.0 mit einem Median von 1.657 N im Vgl. zu D2.0 mit 1.783 N.

### **Zusammenfassung der Lithiumdisilikatkeramik Werte**

- Die Keramikproben ohne Zahnanteil zeigen im Vergleich zur ersten Testgruppe, der Echtzahnkeramikproben ohne Alterungsprozess, einen ähnlich hohen Wert der Bruchlast. Dies gilt nicht für die beiden letzten Gruppen mit Keramiksichtstärken von 0,5 mm und 1,0 mm: Diese zeigen deutlich niedrigere Bruchlastwerte als alle anderen Probegruppen.
- Die Alterungsgruppen der Keramikechtzahnproben zeigen nur in einer Gruppe (2 mm Keramik und 2 mm Dentin) einen signifikanten Unterschied zu Echtzahnkeramikproben ohne Alterungsprozess. Allerdings sind in allen Gruppen mit Alterungsprozess niedrigere Bruchlastwerte als in der Vergleichsgruppe erkennbar.
- Die Streuung der Werte ist in fast allen Gruppen ähnlich, außer in den Gruppen T1.5 und M2.0, diese zeigten einen größeren Bereich der Streuung und M0.5 einen kleineren.

## 4.2.3 C: Vergleich der Keramiken (Katana und IPS) ohne Zahnplättchen

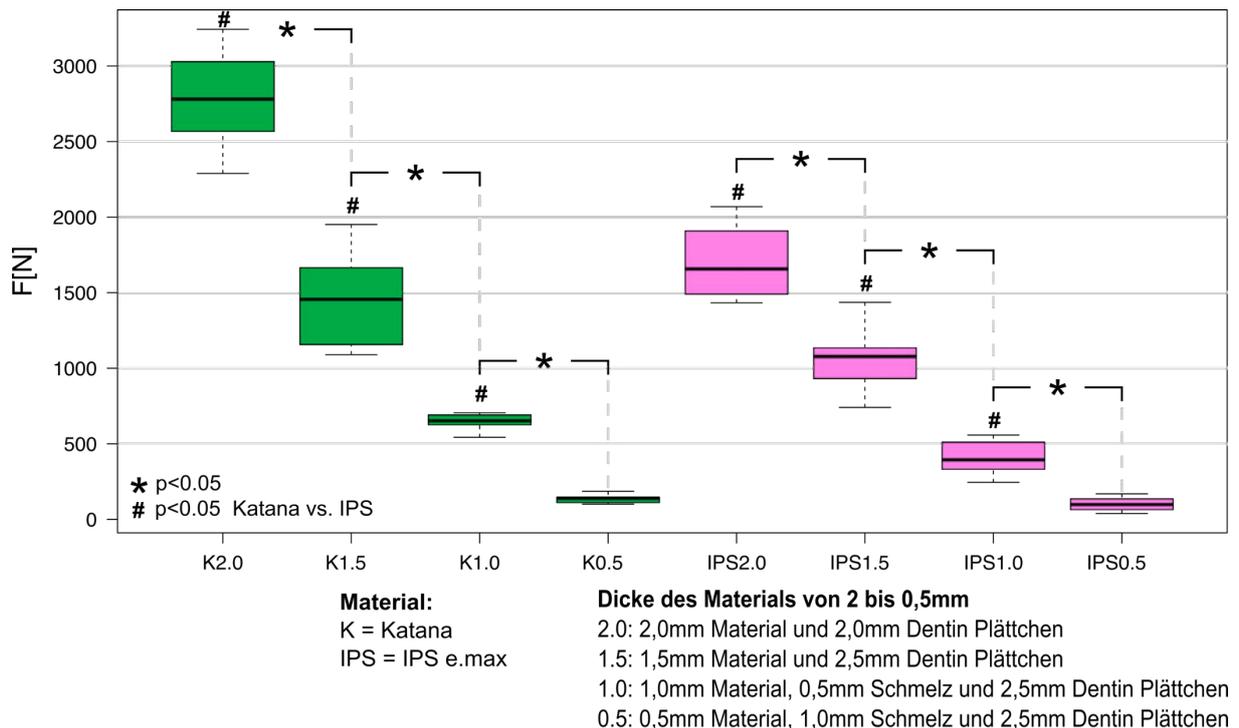


Abbildung 26: Vergleich der Keramiken ohne Zahnanteil

Auf der Y-Achse stehen die Werte der Bruchlast in Newton. Auf der X-Achse sind die beiden Keramiken abgebildet. \* kennzeichnet das Signifikanzniveau  $p < 0,05$  innerhalb der Gruppe K oder IPS. # beschreibt das Signifikanzniveau  $p < 0,05$  im Vergleich der beiden Proben Arten K und IPS. Quelle: mit freundlicher Genehmigung von Dr. Höhne, modifiziert durch Promovendin.

In diesem Diagramm wurden die Werte der reinen Keramikproben der Keramik Katana (Zirkoniumdioxidkeramik) und IPS e.max CAD (Lithiumdisilikatkeramik) jeweils ohne Echtzahnanteil schematisch dargestellt. „K“ steht für Katana und „IPS“ für IPS e.max CAD. Die Zahl hinter dem Buchstaben gibt die Dicke der Probe an. In diesem Fall entspricht dies der Gesamtdicke der Probe. Eine Probengruppe z.B. K2.0 beschreibt die Bruchlastwerte von insgesamt 8 Proben, die getestet wurden.

Wie schon in Kapitel 4.2.1 und 4.2.2 beschrieben, ist der Unterschied der Materialprobengruppen (2.0, 1.5, 1.0, 0.5) sowohl bei Zirkoniumdioxidkeramik, als auch bei Lithiumdisilikatkeramik statistisch signifikant.

Der Vergleich der beiden Materialien zeigt, dass auch hier signifikante Unterschiede zwischen Zirkoniumdioxidkeramik und Lithiumdisilikatkeramik vorliegen:

Zirkoniumdioxidkeramik hat einen Wertebereich aller Proben von 101 N bis 3234 N.

Bei der Keramik Lithiumdisilikat liegen die Proben zwischen 39 N bis 2069 N.

Zirkoniumdioxidkeramik mit der Dicke 2,0 mm weist einen deutlich höheren Bruchlastwert (Median bei 2.782 N) auf, als Lithiumdisilikatkeramik (Median bei 1.657 N) mit derselben Dicke. Hierbei ist bei  $p=0,001$ .

Auch bei einer Schichtstärke von 1,5 mm hat Zirkoniumdioxidkeramik (Median bei 1.455 N) eine höhere Bruchlast als Lithiumdisilikatkeramik (Median bei 1.076 N).

Jedoch ist die Differenz der Ergebnisse (= 379N) nicht so deutlich wie bei der Schichtstärke 2,0 mm (= 1.125N). Bei 1,0 mm Dicke der Keramik ist der Unterschied

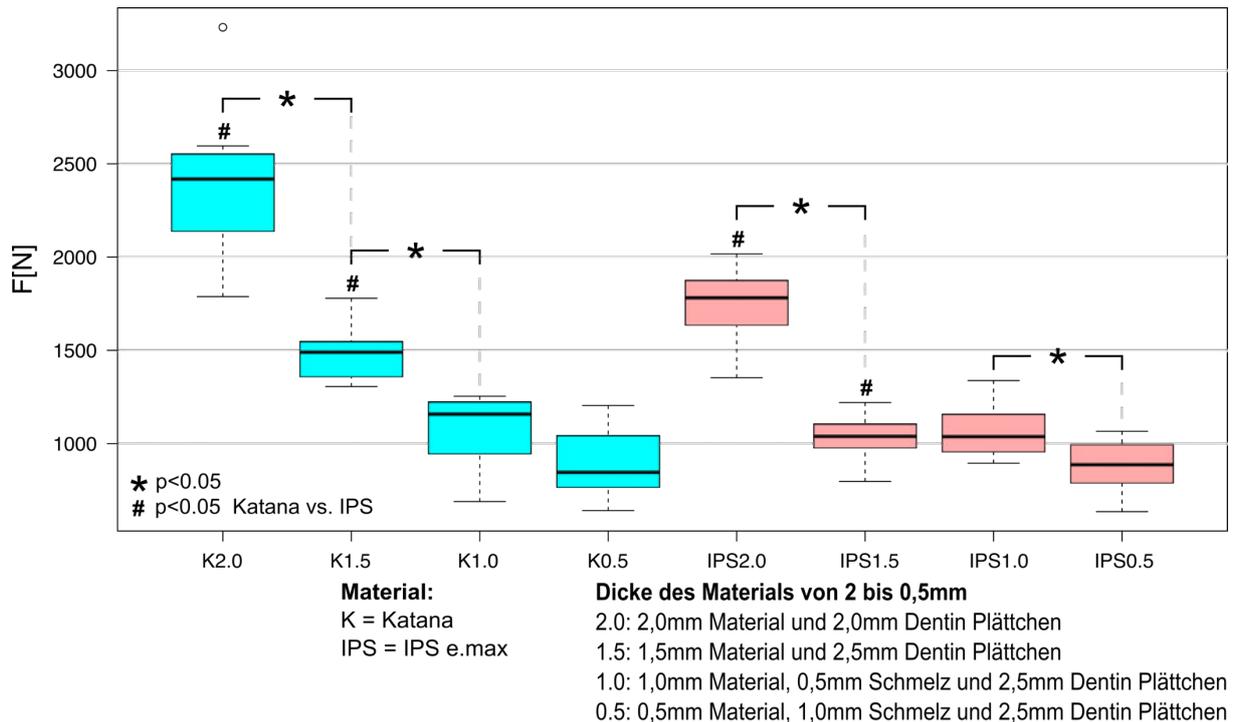
zwischen Zirkoniumdioxidkeramik (Median bei 654 N) und Lithiumdisilikatkeramik (Median bei 395 N) noch statistisch signifikant. Wohingegen bei 0,5 mm

Schichtstärke keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Keramikproben feststellbar sind und beide Werte im niedrigen Bereich liegen vgl. 140 N zu 99 N.

### **Zusammenfassung der reinen Keramikproben im Vergleich**

- Es zeigt sich, dass die Werte der Zirkoniumdioxidkeramik, vor allem bei dickeren Schichtstärken, deutlich über denen der Lithiumdisilikatkeramik liegen. Die Streuung der beiden Keramiken ist ungefähr vergleichbar: Bei dickeren Keramiksichten war sie größer als bei dünneren.
- Interessant ist auch zu sehen, dass bei dickeren Keramiksichten die Streuung von Zirkoniumdioxidkeramik größer ist als bei Lithiumdisilikatkeramik.

## 4.2.4 D: Vergleich der Keramikechtzahnproben ohne Alterungsprozess



**Abbildung 27: Proben von Katana und IPS ohne Alterungsprozess**

Auf der Y-Achse stehen die Werte der Bruchlast in Newton. Auf der X-Achse sind die beiden Keramiken abgebildet. \* kennzeichnet das Signifikanzniveau  $p < 0,05$  innerhalb der Gruppe K oder innerhalb IPS. # beschreibt das Signifikanzniveau  $p < 0,05$  im Vergleich der beiden Proben Arten K und IPS. Quelle: mit freundlicher Genehmigung von Dr. Höhne, modifiziert durch Promovendin.

Als „Direktproben“ werden diejenigen bezeichnet, die keinen Alterungsprozess durchlaufen haben. Im Vergleich der beiden Keramiken fällt auf, dass Zirkoniumdioxidkeramik einen stufenweisen Abfall der Messwerte zeigt. Lithiumdisilikatkeramik hingegen zu Beginn (bei Keramikdicken von 2 mm) hohe Werte aufweist und sich dann bei den anderen Probentypen bei ca. 1.000 N einpendelt.

Im Einzelnen zeigt sich, dass die Probengruppe 2.0 Zirkoniumdioxidkeramik deutlich höhere Messergebnisse als Lithiumdisilikatkeramik aufwies ( $p=0.003$ ; Median bei 2.420 N vs. 1.783 N).

In der Probengruppe mit einem Keramikanteil von 1,5 mm liegen die Werte von Zirkoniumdioxidkeramik (Median bei 1.491 N) um 451 N höher als von Lithiumdisilikatkeramik (Median bei 1.040 N). Auch hier war der Unterschied statistisch signifikant.

In der Gruppe mit 1,0 mm Keramikanteil liegen die Ergebnisse weniger deutlich auseinander: Zirkoniumdioxidkeramik weist einen Median von 1.160 N auf, Lithiumdisilikatkeramik 1.039 N.

Bei den Proben, die 0,5 mm Keramikanteil in ihrer Probe enthielten und daher deutlich mehr Zahnanteil, sind die Messergebnisse annähernd gleich. Hier liegt sogar der Median von Lithiumdisilikatkeramik (Median von 889 N) höher als der von Zirkoniumdioxidkeramik (848 N). Allerdings sind die Maximalwerte von Zirkoniumdioxidkeramik höher als die der anderen Keramik. Die Minimalwerte sind vergleichbar.

### **Zusammenfassung der Keramikechtzahnproben ohne Alterung**

- Die Messdaten der Keramikechtzahnproben von Zirkoniumdioxidkeramik mit großer Schichtstärke (2 mm) liegen signifikant höher, als die von Lithiumdisilikatkeramik. Dies zeigt sich auch in den reinen Materialtestungen (siehe Kap. 4.2.3) ohne Echtzahnanteil. Insgesamt fällt auf: Je dünner die Schichtstärke der Keramik, desto weniger relevant sind die Differenzen zwischen den beiden Keramiken.

## 4.2.5 E: Einfluss des Alterungsprozesses auf die Proben von Katana und IPS

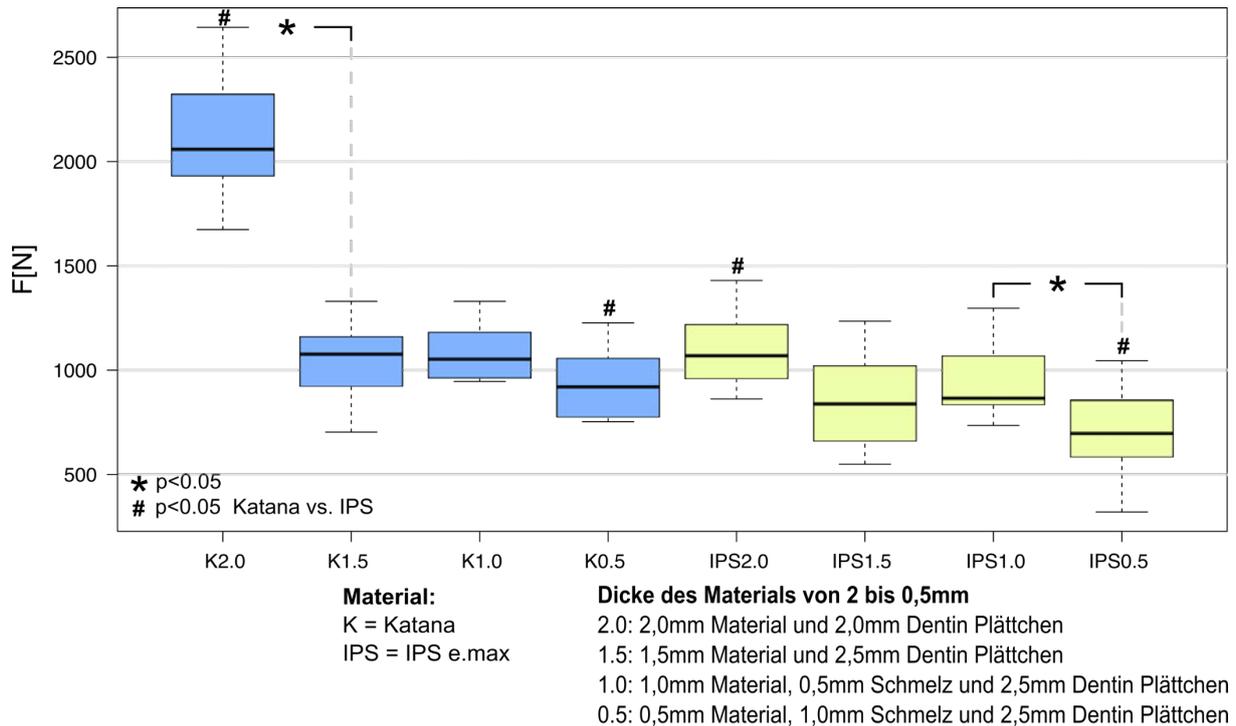


Abbildung 28: Proben von Katana und IPS mit Alterungsprozess

Auf der Y-Achse stehen die Werte der Bruchlast in Newton. Auf der X-Achse sind die beiden Keramiken abgebildet. \* kennzeichnet das Signifikanzniveau  $p < 0,05$  innerhalb der Gruppe K oder innerhalb IPS. # beschreibt das Signifikanzniveau  $p < 0,05$  im Vergleich der beiden Proben Arten K und IPS. Quelle: mit freundlicher Genehmigung von Dr. Höhne, modifiziert durch Promovendin.

In der Übersicht der Proben aus Zirkoniumdioxidkeramik und Lithiumdisilikatkeramik, die den Alterungsprozess durchlaufen haben, wird deutlich, dass die Werte von Katana mit einer Schichtdicke von 2 mm einen höheren Wert (Boxplot zwischen 1900 N und 2300 N) aufweisen als alle anderen Proben. Die übrigen Proben liegen in einem Bereich zwischen 750 N und 1200 N. Außer dem Probenotyp IPS0.5, der mit Werten zwischen 600 N bis 800 N unterhalb der restlichen Proben liegt.

Betrachtet man die Unterschiede in der Graphik auf statistischer Ebene, zeigt sich, dass nur die erste Probengruppe K2.0 einen signifikanten Unterschied zu den anderen Proben vom Typ K (markiert mit \*) aufweist. Bei den IPS Proben zeigt nur die letzte Probengruppe einen statistisch relevanten Unterschied zu den andere IPS Probengruppe (markiert mit \*).

Im Vergleich der Proben aus Katana mit den Proben aus IPS, fällt auf, dass es auch nur in der ersten und letzten Gruppe der Proben signifikante Unterschiede gibt:

⇒ K2.0 zu IPS2.0:  $p=0,001$

⇒ K0.5 zu IPS0.5:  $p=0,04$ .

### **Zusammenfassung der Keramikechtzahnproben mit Alterungsprozess**

- Die Daten zeigen, dass Proben aus Zirkoniumdioxidkeramik in 2 mm Schichten die besten Messwerte aller Gruppen aufweist.  
Lithiumdisilikatkeramik in 0,5 mm Schichten schneiden im statistischen Vergleich am schlechtesten ab.

## 4.2.6 F: Einfluss des Schmelzanteils auf Proben ohne Alterungsprozess

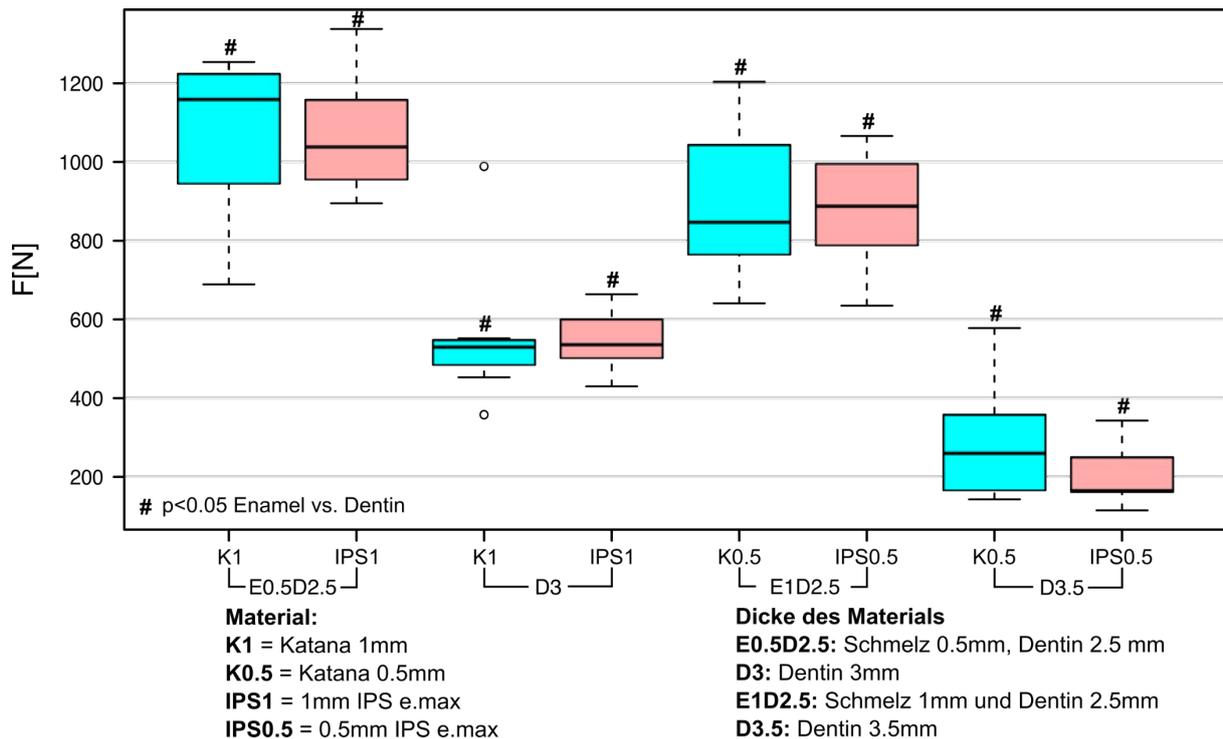


Abbildung 29: Einfluss des Schmelzanteils auf Proben ohne Alterung

Auf der Y-Achse stehen die Werte der Bruchlast in Newton. Auf der X-Achse sind die beiden Keramiken abgebildet. # kennzeichnet das Signifikanzniveau  $p < 0,05$  zwischen den Gruppe Enamel vs. Dentin. Quelle: mit freundlicher Genehmigung von Dr. Höhne, modifiziert durch Promovendin.

Bei den Proben, die einen Anteil an Schmelz enthalten, ist dies mit einem E gekennzeichnet. Die Zahl dahinter zeigt die Höhe des Schmelzanteiles in mm der Keramikechtzahnprobe.

Zur genaueren Untersuchung, ob der Anteil des Schmelzes einen Einfluss auf die Bruchlast der Proben hat, wurden Proben mit dem gleichen Anteil an Keramik, aber ohne Schmelzbeteiligung, also einer dickeren Schichtstärke von Dentin angefertigt. Somit lässt sich ein Probentyp mit einer Schichtstärke der Keramik von 1 mm in 2 Varianten vergleichen:

- A1: 1 mm Keramik: 0,5 mm E (=Schmelz) und 2,5 mm Dentin
- A2: 1 mm Keramik: 3 mm Dentin

Auch mit einer Schichtstärke der Keramik von 0,5 mm lässt sich ein Vergleich von Probe mit Schmelzanteil zu Probe ohne Schmelzanteil ziehen:

- B1: 0,5 mm Keramik: 1 mm E (=Schmelz), 2,5 mm Dentin
- B2: 0,5 mm Keramik: 3.5 mm Dentin

Alle abgebildeten Proben wurden auf Bruchlast getestet ohne den Alterungsprozess durchlaufen zu haben.

Die ersten zwei Diagramme zeigen die Proben mit 1 mm Keramikanteil und 0,5 mm Schmelzanteil. Der Median von Katana liegt mit 1160 N über dem von IPS (1039 N), aber das Signifikanzniveau ( $p > 0,5$ ) zeigt, dass kein statistisch relevanter Unterschied vorliegt.

Vergleicht man allerdings die Proben mit Schmelzanteil der Keramiken (ersten zwei Boxplots) mit denen ohne Schmelzanteil (drittes und viertes Boxplot), so zeigt sich ein signifikanter Unterschied (Katana  $p < 0,002$  und IPS  $p < 0,001$ ).

Auch bei den letzten vier Boxplot Diagrammen zeigen sich diese Resultate: die Proben mit einer Keramikdicke von 0,5 mm zeigten bei Verklebung auf Schmelzanteile signifikant höhere Bruchlastwerte als bei Verklebung auf Dentinplättchen:

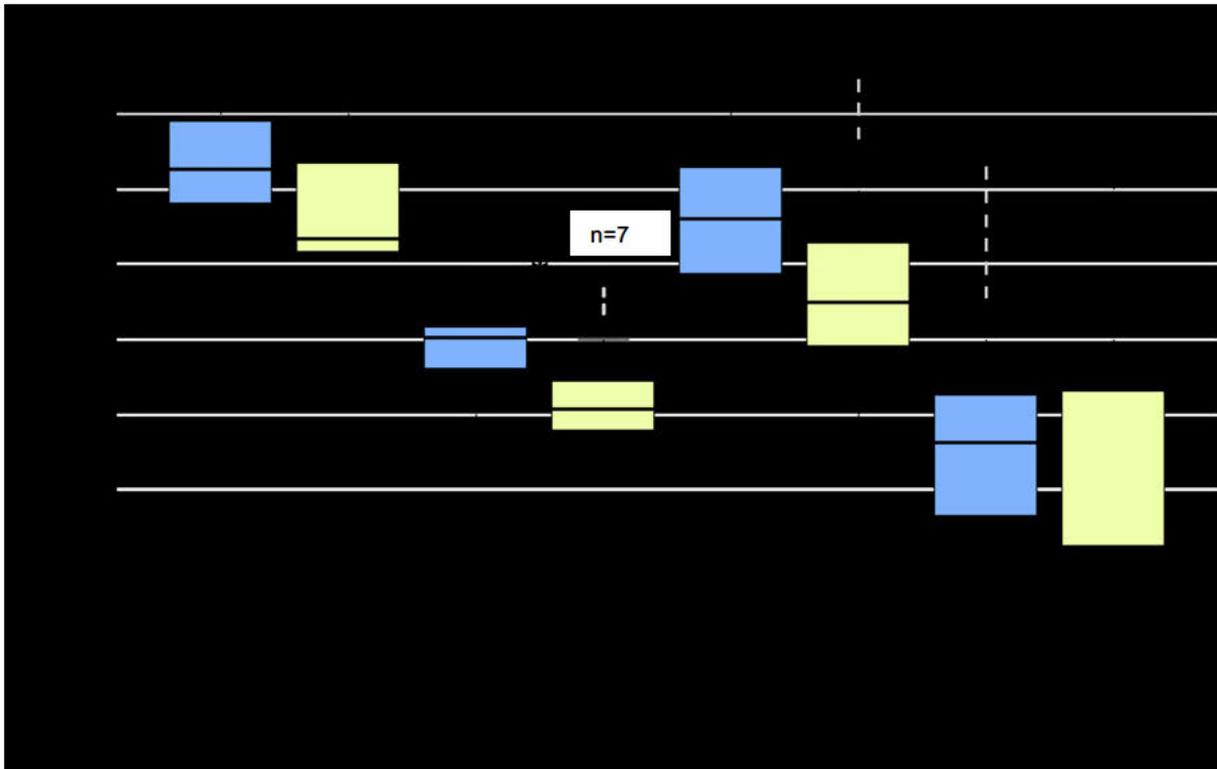
⇒ Katana:  $p < 0,001$

⇒ IPS:  $p < 0,001$

### **Zusammenfassung der Werte mit und ohne Schmelzanteil ohne Alterungsprozess**

- Proben mit Schmelzanteil zeigen signifikant höhere Bruchlastwerte als Proben ohne Schmelzanteil. Dies hat sich bei beiden Keramiken, auch in beiden Schichtstärken (0,5 mm und 1,0 mm) gezeigt.
- Die Unterschiede zwischen den beiden Keramiken in diesen Schichtstärken ohne Alterungsprozess sind in den Diagrammen zwar sichtbar, aber nicht statistisch signifikant.

## 4.2.7 G: Einfluss des Schmelzanteils mit Alterungsprozess



**Abbildung 30: Untersuchung des Schmelzanteils mit Alterung**

Auf der Y-Achse stehen die Werte der Bruchlast in Newton. Auf der X-Achse sind die beiden Keramiken abgebildet. \* kennzeichnet das Signifikanzniveau  $p < 0,05$  zwischen den Gruppen K oder IPS. # beschreibt das Signifikanzniveau  $p < 0,05$  im Vergleich der beiden Proben Arten Enamel vs. Dentin. Quelle: mit freundlicher Genehmigung von Dr. Höhne, modifiziert durch Promovendin.

Einige Proben sind bereits während des Alterungsprozesses im Kausimulator zerbrochen. Bei der dünnsten Probengruppe (Keramik = 0,5 mm) waren es fünf Stück mit Lithiumdisilikatkeramik und zwei Stück mit Zirkoniumdioxidkeramik. In der Gruppe bei der Keramikschichtstärke von 1 mm war es eine Probe mit  $\text{LiSi}_2$ .

Alle Proben, die vorzeitig defekt waren, hatten keinen Schmelzanteil im Bereich der Zahnhartsubstanz.

In Abbildung 30 sind die Gruppen gekennzeichnet, bei denen Proben vorzeitig zerbrachen, „n“ zeigt an, wie viele Proben bei dem Bruchlasttest getestet wurden.

In Abbildung 30 wurden links zuerst die Proben, die einen Keramikanteil von 1 mm aufweisen, dargestellt. Die ersten zwei Boxplots zeigen die Proben von Katana und IPS mit einem Anteil des Schmelzes von 0,5 mm.

Die darauffolgenden zwei Boxplots zeigen die gleiche Schichtstärke der Keramik, aber ohne Schmelzanteil und mit einem Dentinanteil von 3 mm.

Hierbei fällt auf, dass die Proben beider Keramiken die einen Schmelzanteil enthalten, deutlich höhere Bruchlastwerte aufweisen als die Proben ohne Schmelzanteil: Der Medianwert der Zirkoniumdioxidkeramikproben mit Schmelzanteil liegt bei 1160 N, der ohne bei 530 N.

Bei den Lithiumdisilikatkeramikproben liegt der Median mit Schmelzanteil bei 1039 N, ohne Schmelzanteil bei 536 N ( $p < 0,001$ ).

Im Vergleich der Keramiken IPS und Katana zeigt sich ein signifikanter Unterschied ( $p = 0,012$ ).

Die letzten vier Boxplots rechts in Abbildung 30 zeigen jeweils die Keramikechtzahnproben mit 0,5 mm Keramikanteil: zuerst mit Schmelzunterstützung (KT0.5E1D2.5 und IPST0.5E1D2) und anschließend die gleiche Keramikdicke ohne Schmelzanteil (KT0.5D3.5 und IPST0.5D3.5).

Im Vergleich wird deutlich, dass auch hier die Werte der Proben mit Schmelzanteil höher liegen als ohne Schmelzanteil: Median von Katana 922 N zu 327 N mit  $p < 0,001$ , Median von IPS 698 N zu 50 N, mit  $p = 0,014$ .

### **Zusammenfassung der Proben mit und ohne Schmelzanteil mit Alterung**

- Lithiumdisilikatkeramik zeigt nach Alterung niedrigere Bruchlastwerte als Zirkoniumdioxidkeramik. Es gingen mehr Proben ohne Schmelzanteil bei Lithiumdisilikatkeramik vorzeitig im Alterungsprozess zu Bruch als bei Zirkoniumdioxidkeramik.
- Dünne Schichtstärken der Keramiken zeigen bessere Bruchlastwerte bei zusätzlichem Schmelzanteil.

### 4.2.8 Zusammenfassung der Ergebnisse

Zirkoniumdioxidkeramik:

- Ein ist ein deutlicher Unterschied in den Bruchlastwerten der Keramikschichten 2,0 mm zu 1,5 mm bei den Echtzahnkeramikplättchen, sowohl mit Alterungsprozess als auch ohne zu sehen. Dünnere Keramikschichten (1,0 und 0,5 mm) mit Schmelzanteil zeigen keine deutlichen Unterschiede zu Keramikschichtdicke von 1,5 mm mit reinem Dentinanteil.
- Der Einfluss des Alterungsprozesses ist hauptsächlich in der Probengruppe 1,5 mm Keramikanteil und 2,5 mm Dentinanteil sichtbar.
- Dünne Keramikschichten (1,0 und 0,5 mm) ohne Echtzahnanteil zeigen niedrigere Bruchlastwerte als Proben verklebt auf Echtzahnplättchen. Dies zeigt sich bei beiden Keramikarten.

Lithiumdisilikatkeramik:

- Nur in der Gruppe ohne Alterungsprozess war ein deutlicher Unterschied in den Bruchlastwerten bei der Keramikschichtdicke von 2,0 zu 1,5 mm, verklebt auf Echtzahnplättchen zu erkennen.
- Alle Proben zeigen eine Tendenz zu niedrigeren Bruchlastwerten nach Alterung. Größter Einfluss war in der Probengruppe 2,0 mm Keramikanteil zu 2,0 mm Dentinanteil sichtbar.

Alterungsprozess:

- Zirkoniumdioxidkeramik in 2 mm Schichten zeigt beim Alterungsprozess die besten Messwerte. Lithiumdisilikatkeramik in 0,5 mm Schichten zeigt die niedrigsten Werte. Zirkoniumdioxidkeramik in 0,5mm Schichtstärke weist signifikant höhere Bruchlastwerte auf als Lithiumdisilikatkeramik. Bei Lithiumdisilikatkeramik brachen insgesamt 6 Proben bereits im Kausimulator, bei Zirkoniumdioxidkeramik lediglich zwei Stück.

Vergleich mit und ohne Schmelzanteil

- Proben mit Schmelzanteil erzielten signifikant höhere Bruchlastwerte bei der Testung als diejenigen ohne Schmelzanteil. Dies zeigte sich bei beiden Keramiken, auch in beiden Schichtstärken (0,5 mm und 1,0 mm).

## 5 Diskussion

### 5.1 Diskussion der Ergebnisse

Zuerst werden die Ergebnisse der vorliegenden Studie mit der aktuellen Literatur verglichen und die Einflüsse des Alterungsprozesses und der Schichtstärke, des Befestigungsmaterials sowie der Substruktur untersucht. Anschließend folgt eine Aufarbeitung des Herstellungsprozesses sowie möglicher einflussnehmender Parameter und Störfaktoren.

#### 5.1.1 Alterungsprozess und Schichtstärke der Keramik

Wie aus den Ergebnissen dieser Studie hervorgeht, verringern sich die Bruchlastwerte beider Keramiken, nachdem sie den Alterungsprozess durchlaufen haben. Insbesondere ist dies bei Zirkoniumdioxidkeramik in der Gruppe von 1,5 mm Keramikschichtstärke (Signifikanzniveau von  $p=0,002$ ) und bei Lithiumdisilikatkeramik in der Gruppe 2,0 mm sichtbar. Dies zeigt sich auch in einer Studie von (Borges et al., 2009), in der sie den Einfluss der Alterung auf verschiedene Keramiken untersuchten. In ihrer Studie wurden drei verschiedene Keramiken verwendet: eine Aluminiumoxid verstärkte Keramik, eine Lithiumdisilikatkeramik und eine leuzitverstärkte Keramik. Es zeigte sich, dass der Einfluss des Alterungsprozesses von der Keramik selbst, aber auch von anderen Bedingungen wie der Lagerung und der Wahl des Zementes abhängt.

Auch in der vorliegenden Untersuchung unterschied sich der Einfluss der Wechselbelastung abhängig von der verwendeten Keramik. Die künstliche Alterung zeigte bei Lithiumdisilikatkeramik einen größeren Einfluss auf die Bruchlastwerte als bei Zirkoniumdioxidkeramik:

- Fünf der acht Proben der dünnsten Schichtstärke (0,5 mm) von Lithiumdisilikatkeramik ohne Schmelzunterstützung versagten bereits im Kausimulator. Bei Zirkoniumdioxidkeramik waren es lediglich zwei.
- Eine der Proben mit dünnen Schichtstärken (1,0 mm) von Lithiumdisilikatkeramik ohne Schmelzunterstützung versagten während des Alterungsprozess vorzeitig. Bei Zirkoniumdioxidkeramik versagte kein Prüfkörper.

- Bei Prüfkörpern aus Lithiumdisilikatkeramik der dicksten Keramikschiechtdicke von 2,0 mm hatte die Alterung einen signifikanten Einfluss ( $p=0,001$ ), bei Zirkoniumdioxidkeramik hingegen nicht.

Dies lässt sich damit erklären, dass Lithiumdisilikatkeramik anfälliger für Alterung ist als Zirkoniumdioxidkeramik (Rinke, 2012). Auch andere Studien zeigen ähnliche Ergebnisse (Bankoglu Gungor & Karakoca Nemli, 2018; Belli, Geinzer, Muschweck, Petschelt, & Lohbauer, 2014; Schwindling et al., 2017; F. Zhang et al., 2019).

Somit decken sich die Ergebnisse der vorliegenden Arbeit mit der aktuellen Literatur. In der Studie von Belli et al. (2014) wurde festgestellt, dass die Ermüdung von Lithiumdisilikatkeramik nach einem Alterungsprozess bis zu 53,4% (IPS e.max CAD) im Vergleich zu Zirkoniumdioxidkeramik (IPS e.max ZirCAD) 42,7% betrug. Für Glaskeramiken wurde als Hauptalterungsgrund Spannungskorrosion angegeben. Dies wird dadurch erklärt, dass die Spannungskorrosion und der Angriff von Wassermoleküle auf die Glasphase von Keramiken (wie z.B.  $\text{LiSi}_2$ ) zu einer Schwächung der Keramik führen kann (Zhu, With, Dortmans, & Feenstra, 2003). Demnach scheint die Lagerung auch eine wichtige Rolle zu spielen: feuchte Lagerung führt zu einer schnelleren Alterung (Borges et al., 2009).

Eine weitere Erklärung für die Alterung der Keramik ist zyklische Wechsellast. Dies stellt eine große Belastung für die Keramik dar (Drummond, King, Bapna, & Koperski, 2000). Das Versagensverhalten ist abhängig von der Menge der Glasphase bzw. der Kristalle und deren Verteilung innerhalb der Keramik (Belli et al., 2014; Drummond et al., 2000). Je mehr Kristalle vorhanden sind, desto strapazierfähiger ist die Keramik. Bei größeren Anteilen der Glasphase kann sich ein Riss schneller ausbreiten.

Die meisten Frakturen werden Ermüdungsmechanismen zugeschrieben. Ein Riss, der sich innerhalb der Keramik durch Beanspruchung ausbreitet, führt letztendlich zum Versagen der Keramik (Guo et al., 2013; Kamiya & Kamigaito, 1978).

In einer Studie von Yazigi et al. (2018) wies Lithiumdisilikatkeramik nach Alterung mit 1.200.000 Zyklen im Kausimulator (10 kg Last) und 5.500 Zyklen im Thermocycler (5/55°C) in 23% der Fälle Mikrorisse auf.

Bei der Zirkoniumdioxidkeramik in der vorliegenden Untersuchung wies besonders die Gruppe mit 2 mm Keramikschichtstärke einen geringen Einfluss der Alterung auf. Dies könnte durch die stressinduzierte Umwandlung der Zirkoniumdioxidkeramik begründet werden (Sato, Ohtaki, Endo, & Shimada, 1985; Sato & Shimada, 1984, 1985a, 1985b). Bei der Umwandlung von der tetragonalen zur monoklinen Phase geschieht eine Volumenzunahme, was ein unterkritisches Risswachstum primär verzögert (I. Denry & Kelly, 2008).

Dennoch ist auch bei Zirkoniumdioxidkeramik eine Abnahme der Festigkeitswerte unter zyklischer Belastung und in feuchter Umgebung in der vorliegenden Untersuchung zu beobachten. Dies stimmt überein mit Werten der Literatur (I. Denry & Kelly, 2008; Okabe et al., 1994; Sato & Shimada, 1985b). Drummond (1989, 1992) zeigte eine Abnahme der Biegefestigkeit durch Lagerung oder Autoklavieren dieser Keramik in feuchtem Milieu. Dies bedeutet, dass sowohl rein zyklische Belastung, als auch das Spannungskorrosionsmodell zum schnelleren Versagen der Keramik führen (Chevalier, Olagnon, & Fantozzi, 1999). Wassermoleküle reagieren mit den Bestandteilen in der Keramik und es kommt zur Phasenumwandlung innerhalb der Keramik (Chevalier et al., 1999; Drummond, 1989; Sato & Shimada, 1985b). Da in der vorliegenden Studie alle Proben der Keramiken in feuchter Umgebung gelagert wurden, ist letztlich der Alterungsprozess die entscheidende einflussnehmende Größe. Die Lagerung in einem feuchten Medium wurde bewusst gewählt, da dies eine Simulation der Keramik in der Mundhöhle widerspiegelt.

Die Alterung des Zahnes unter der Keramik, könnte auch einen Einfluss auf die Bruchlast der Proben nehmen. Es gibt verschiedene Studien, die sich mit der Alterung der Zähne durch zyklische Belastung oder durch biologische Prozesse im natürlichen Gebiss beschäftigen (Arola, Gao, Zhang, & Masri, 2017; Bajaj, Sundaram, Nazari, & Arola, 2006; Ivancik, Majd, Bajaj, Romberg, & Arola, 2012; Nazari, Bajaj, Zhang, Romberg, & Arola, 2009)

Besonders in der Studie von Ivancik et al. (2012) zeigte sich, dass die Alterung durch zyklische Wechselbelastung zu einer Zunahme des Ermüdungsrisswachstums führt. Es bleibt allerdings schwierig zu beurteilen, welchen Einfluss die Alterung des Zahnmaterials auf die Echtzahnkeramikprobe im Gesamten hat. Diesbezüglich ist in der aktuellen Literatur wenig zu finden. Um dies genauer zu untersuchen, müssten

Folgestudien mit gealterten Zahnproben, verklebt auf Keramik, im Vergleich zu nicht gealterten Zahnproben, getestet werden.

### 5.1.2 Befestigungsmaterial

Um zu beurteilen, ob das verwendete Befestigungsmaterial einen Einfluss auf das Bruchlastverhalten der Keramikechtzahnproben hat, müssen verschiedene Aspekte berücksichtigt werden: Dicke des Befestigungsmaterials, Alterung des Befestigungsmaterials, Art des verwendeten Befestigungsmaterials, Technik der Anwendung und Substruktur, auf die das Befestigungsmaterial verklebt wurde. In einer Studie wurde festgestellt, dass die Dicke der Schichtstärke des Befestigungsmaterials scheinbar keinen Einfluss auf das Belastungsverhalten und Spannungsspitzen innerhalb der Keramik hat (Tribst, Dal Piva, Penteadó, Borges, & Bottino, 2018).

Die Alterung des Befestigungsmaterials könnte jedoch das Belastungsverhalten von Keramikrestorationen beeinflussen (Lu, Wang, Mao, Arola, & Zhang, 2013). Ein geringer Effekt der Alterung konnte bei Panavia V5 nach 20.000 Zyklen festgestellt werden (Rohr & Fischer, 2017a). Zudem konnte beobachtet werden, dass bei Panavia V5 die Reduktion der Festigkeitswerte nach Alterung bei Autopolymerisation größer ausfiel als bei Lichtpolymerisation (Rohr & Fischer, 2017a). Daraus lässt sich ableiten, dass eine Lichtpolymerisation für dieses Befestigungsmaterial sinnvoll erscheint, um den Einfluss der Alterung zu reduzieren.

Eine weitere Studie von Maaßen, Wille, and Kern (2021) mit 37.500 Zyklen Thermocycling kam zu dem Ergebnis, dass die Zugfestigkeit von Panavia V5 nicht statistisch relevant beeinflusst wurde.

Da in dieser Studie die Zyklen Anzahl mit 5.000 deutlich unter den oben genannten Zyklenzahlen lag, kann der Einfluss der Alterung auf das Befestigungsmaterial wohl vernachlässigt werden. Es ist sogar davon auszugehen, dass die adhäsive Befestigung einen stabilisierenden Effekt auf die Keramikechtzahnprobe ausübt (Borges et al., 2009; J.R. Strub et al., 2005).

Dies ist in einer weiteren Studie, mit ähnlichem Studiendesign zur vorliegenden Arbeit, untersucht worden: De Angelis, D'Arcangelo, and Vadini (2021) stellten 96 Proben aus Rinderzähnen, die mit Keramikvierecken (Lithiumdisilikatkeramik) verbunden wurde, her. Die meisten Proben wurden mit einem adhäsivem

Befestigungsmaterial verklebt. Dabei variierte die Dicke der Keramikvierecke (0,6-1,5 mm). Als Kontrollgruppe dienten Proben, die mit einem konventionellem Befestigungsmaterial (kunststoffmodifizierter Glasionomerkement) und einer festgelegten Keramikdicke von 1,5mm befestigt wurden. In den Ergebnissen zeigte sich, dass die Rinderzahnkeramikplättchen mit der dünnsten Schichtstärke von 0,6 mm und adhäsiver Befestigung die gleichen Bruchlastwerte wie konventionell befestigte Rinderzahnkeramikplättchen in einer Dicke von 1,5mm erzielten. Dies bedeutet, dass die reduzierte Keramikschichtdicke von 0,6 mm, die nachweislich niedrigere Bruchlastwerte erzielt, durch die adhäsive Befestigung mit einer Keramikschichtdicke von 1,5 mm konkurrieren konnte.

Pospiech (2002) beschrieb in einem Review, dass bezüglich des Befestigungsmaterials unterschiedliche Studienergebnisse vorliegen. Gerade bei der adhäsiven Befestigung, ist der wichtige Faktor die richtig und sorgfältig angewandte Technik. Hierbei scheint auch die richtige Vorbehandlung der Keramik einen wesentlichen Einfluss zu nehmen. Lümke et al. (2019) untersuchten sowohl verschiedene Adhäsivsysteme, als auch verschiedene Vorbehandlungen der Zirkoniumdioxidkeramik. Sie stellten fest, dass das Sandstrahlen mit  $\text{Al}_2\text{O}_3$  und das Verwenden eines MDP-haltigen Adhäsivsystems die besten Ergebnisse erzielte.

In der vorliegenden Arbeit wurde bei allen Proben dasselbe Befestigungsmaterial verwendet. Die Verwendung von Panavia V5 wurde entsprechend der Herstellerempfehlung für die Keramiken Zirkoniumdioxidkeramik und Lithiumdisilikatkeramik angewandt (Ivoclar Vivadent AG, 2017; Kuraray Noritake, 2017b). Zirkoniumdioxidkeramik wurde mit Sandstrahlen vorbehandelt und Lithiumdisilikatkeramik zuerst mit Flusssäure geätzt, anschließend mit Wasser abgewaschen und getrocknet. Auf beide Keramiken wurde der Clearfil Ceramic Primer (Kuraray) appliziert. Die Echtzahnproben wurden ebenfalls entsprechend der Anleitung mit dem Tooth Primer (Kuraray) vorbehandelt.

Wenn Schmelz als Klebefläche zur Verfügung steht, stellt die adhäsive Befestigung einen Vorteil dar, weil die Verklebung an Schmelz gute Ergebnisse erzielt (Kern et al., 2015). Auch in der vorliegenden Studie schien der Schmelzanteil einen Einfluss auf die Bruchlastwerte der Keramikechtzahnproben zu nehmen.

### 5.1.3 Schmelz als Substruktur

Es gab insgesamt zwei Probentypen mit Schmelzanteil: **Probe A**=E0.5K1D2.5 mit jeweils 0,5 mm Schmelz und **Probe B** =E1K0,5D2.5 mit 1,0 mm Schmelz. Die Dicke der Keramik lag bei Probe A bei 1 mm und bei Probe B bei 0,5 mm. Um im direkten Vergleich zu untersuchen, ob der Schmelzanteil einen Einfluss hat, wurden Proben mit der gleichen Keramikdicke, aber ohne Schmelz mit einem höheren Dentinanteil erstellt: **Probe C**=K1D3 (Keramik 1,0 mm, Dentin 3 mm) und **Probe D**=K0.5D3.5 (Keramik 0,5 mm, Dentin 3,5 mm). Bei beiden Proben mit Schmelzanteil konnten höhere Bruchlastwerte beobachtet werden ( $p < 0,002$ ). Ebenfalls bei den Proben, die den Alterungsprozess durchliefen ( $p < 0,001$ ). Daher könnte man schlussfolgern, dass der Schmelzanteil unter der Keramik einen positiven Einfluss auf das Bruchlastverhalten nimmt. Dies sollte aber in weiteren Untersuchung überprüft werden.

In einer Studie von Ioannidis et al. (2019) zeigten sehr dünne Proben verschiedener Keramiken, verklebt auf Schmelz, gute Ergebnisse nach der Alterung. Keine der Proben zerbrach während des Alterungsprozesses, wie auch in der vorliegenden Arbeit. In einer Studie Krummel, Garling, Sasse, and Kern (2019) zeigten dünne Keramik Veneers (0,3-0,6 mm) aus Lithiumdisilikatkeramik hohe Bruchlastwerte. In dieser Studie erzielten auf Dentin verklebte Veneers bessere Werte als auf Schmelz verklebte. Somit zeigen sich hier widersprüchliche Ergebnisse zur vorliegenden Arbeit. Bei genauerer Betrachtung fällt auf, dass die auf Dentin verklebten Veneers einen Schmelzrand am Randbereich besaßen und nicht eine ausschließliche Dentinstruktur vorhanden war. Zudem war das Veneers deutlich größer als die 5 mm Plättchen in diesem Versuch. Damit ist die Vergleichbarkeit der Ergebnisse fraglich.

Eine weitere Untersuchung zeigte eine Tendenz zu besseren Ergebnissen, wenn Lithiumdisilikatkeramik auf Schmelz anstatt Dentin verklebt ist (Clausen, Abou Tara, & Kern, 2010).

Guess, Schultheis, Wolkewitz, Zhang, and Strub (2013) stellten in einer Untersuchung zu Teilkronen und Veneers auf Prämolaren fest, dass Proben, die auf reines Dentin verklebt wurden zum Teil ein katastrophales Frakturmuster zeigten und Teile des Zahnes abfrakturierten. In der vorliegenden Arbeit konnte das Frakturmuster nicht untersucht werden, da keine ganzen Zähne, sondern 5 mm Plättchen als Proben zum Einsatz kamen.

Es zeigte sich aber, dass die 0,5 mm Keramikplättchen, die auf Dentin verklebt wurden, stellenweise schon während des Alterungsprozesses im Kausimulator, zwei der acht bei Zirkoniumdioxidkeramik und fünf der acht bei LiSi<sub>2</sub>, brachen. Dies lässt darauf schließen, dass der Schmelzanteil die Keramikechtzahnproben stabilisiert und deswegen in der Gruppe mit Schmelz keine Proben vorzeitig brachen bzw. höhere Bruchlastwerte erzielt werden konnten. Kern et al. (2015) spricht von einem stabilisierenden Effekt durch das hohe E-Modul des Schmelzes auf die Keramik. Ähnliches zeigt auch Arola et al. (2017) in seinem Review: Die Haltbarkeit von Restaurationen wird reduziert, sobald der Schmelzanteil beim Präparieren entfernt wird und tiefere Schichten des Dentins angeschnitten werden.

Es gibt Autoren, die eine Mindestschichtstärke von Lithiumdisilikatkeramik von 0,7-1,0 mm vorschlagen, damit sie ohne Kompromisse den Belastungen in der Mundhöhle standhält (Sasse, Krummel, Klosa, & Kern, 2015).

Zirkoniumdioxidkeramik hingegen scheint bessere Ergebnisse bei Alterung als auch bei der geringen Schichtstärke zu erzielen (Stawarczyk et al., 2018). Allerdings ist es bei dieser Keramik schwieriger, dünne Restaurationen herzustellen (Ioannidis et al., 2019), da Zirkoniumdioxidkeramik im vorgesinterten Zustand fragiler ist und die dünnen Proben schneller brechen können.

Abschließend gilt zu beachten, dass die Anzahl an Studien zu sehr dünnen Keramikrestaurationen noch gering ist und weitere Studien folgen müssen (Kontonasaki et al., 2019).

## **5.2 Limitationen des Versuchsaufbaus**

### **5.2.1 Echtzähne**

In der vorliegenden Studie wurden Echtzähne von verschiedenen Patienten verwendet. Das Alter der Patienten und der Zähne sowie der Zeitpunkt der Extraktion differierten untereinander. Humane Zähne unterliegen einem Alterungsprozess (Arola et al., 2017). Diese Aspekte könnten die Ergebnisse der Bruchlasttestung beeinflusst haben. Dennoch stellt die Verwendung von Echtzähnen eine realitätsnahe Simulation der Situation in der Mundhöhle dar.

Menschlichen Zähne weisen eine unterschiedliche Morphologie auf: ein Frontzahn im Unterkiefer hat deutlich weniger Zahnhartsubstanz als ein Molar. Daher ist es sinnvoll, sich zumindest auf eine Zahnkategorie zu begrenzen (z.B. Molaren). Dies wurde in der vorliegenden Studie umgesetzt. Durch die Verwendung von 8ern (=Weisheitszähnen) wurde versucht, möglichst junge, unbeschädigte Zähne zu verwenden. 8er werden in vielen Fällen bereits in jungen Jahren extrahiert (Eklund & Pittman, 2001). Somit sollte der Einfluss von Karies, Schleiftraumata oder Versprödung durch Wurzelkanalbehandlung reduziert werden. Allerdings ist nicht auszuschließen, dass bereits vor Herstellung der Proben Zahnschäden vorlagen, die sich negativ auf die Bruchlastwerte auswirkten. Um insgesamt die Einflussnahme des unterschiedlichen Zahnmaterials zu vermindern, wurden die Zahnplättchen randomisiert auf die Keramikproben verteilt.

### **5.2.2 Zahnschäden durch Präparation**

Die Echtzähne wurden mit einem Winkelstück, welches in einer Klemmvorrichtung zur Parallelisierung ausgerichtet wurde und mit handelsüblichen Diamantbohrern (siehe Materialverzeichnis), beschliffen.

Die Parallelisierung ermöglichte es, standardisierte Proben zu erstellen. Durch den Schleifvorgang mit einem Winkelstück wurde der Arbeitsablauf beim Patienten in-vivo simuliert.

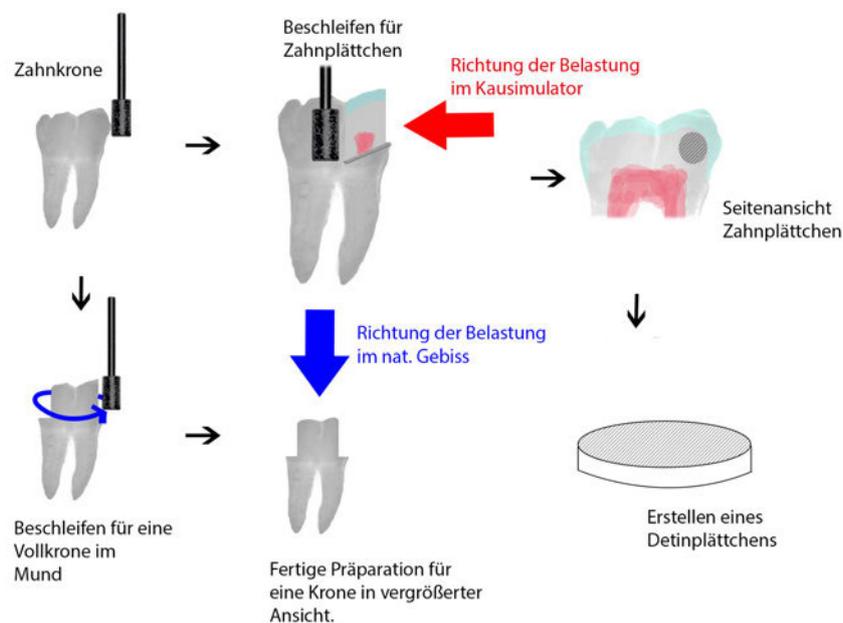
Eine Limitation dieses Versuchsaufbaus ist, dass der Anpressdruck des Handstücks beim Präparieren des Zahnes nicht individuell eingestellt werden konnte. Dies geschieht üblicherweise bei der Präparation eines Zahnes in der Mundhöhle. Das Handstück wurde nicht manuell geführt, sondern die Zahnprobe parallel an dem

befestigten Winkelstück bewegt. Das könnte möglicherweise zu einer Überhitzung und Versprödung des Dentins oder Mikrorissen im Zahnmaterial geführt haben. Ein Einfluss auf die Werte der Bruchlasttestung ist hierbei nicht auszuschließen.

Xu, Kelly, Jahanmir, Thompson, and Rekow (1997) zeigten, dass bei der Präparation mit Diamantschleifern unter normalen Voraussetzungen schon Mikrorisse und Sprünge im Schmelz entstehen. Majd, Majd, Porter, Romberg, and Arola (2016) untersuchten die Ermüdungsfestigkeit des Dentins, die bei der Präparation mit Diamantbohrern, unabhängig von der Schleifrichtung, abnimmt.

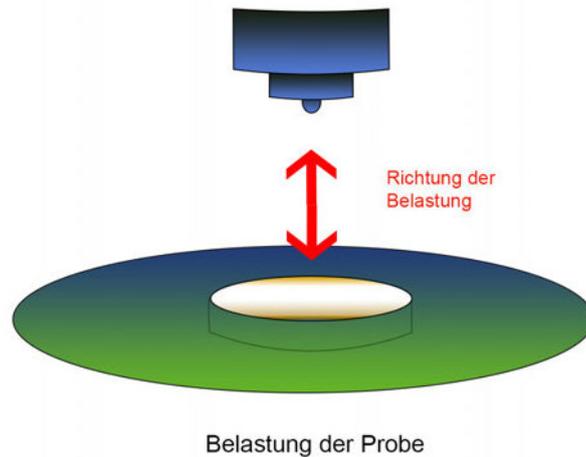
### 5.2.3 Schleifrichtung

Eine weitere Limitation des Versuchsaufbaus ist die vertikale Schleifrichtung der Zähne. Dies entspricht dem zirkulären Beschleifen des Zahnes in der Mundhöhle zur Aufnahme einer Restauration. Die Restauration bedeckt die beschliffenen Anteile der Zahnkrone vollständig. Auch in diesem Versuchsaufbau wurde die Keramik bündig auf das Zahnplättchen geklebt. Allerdings erfolgt die Belastung der Keramik im vorliegenden Versuchsaufbau im zirkulären Anteil und nicht wie in der Mundhöhle von okklusal. Siehe Abbildung 31 und Abbildung 32.



**Abbildung 31: Richtung des Schleifvorgangs**

*Die Abbildung zeigt den Schleifvorgang der Echtzähne. Die Zähne werden in Scheiben geschliffen und anschließend entstehen runde Plättchen. Die Schleifrichtung ist hierbei parallel zur Längsachse des Zahnes und entspricht damit einem zirkulären Schleifprozess in-vivo bei Vollkronen. Die Belastung der Zahnprobe später findet im Vgl. zur Schleifrichtung in vertikaler Dimension statt. Quelle: eigene Abbildung.*



**Abbildung 32: Richtung der Belastung der Proben**

*Die Richtung der Belastung der Proben im Kausimulator sowie in der Zwick-Maschine ist auf der Zeichnung zu erkennen. Quelle: eigene Abbildung.*

Die Last, die im Kausimulator und in der Zwick-Prüfmaschine auf die Probe bei diesem Versuchsaufbau einwirkt, hat strenggenommen, verglichen mit der Keramikkrone im Mund, eine horizontale Ausrichtung. Dies entspricht nicht den anatomischen Gegebenheiten in der Mundhöhle. Ob dies eine Auswirkung auf die Bruchlastwerte der Proben hatte, müsste in weiteren Untersuchungen geprüft werden. Habelitz, Marshall, Marshall, and Balooch (2001) untersuchten die Krafteinwirkung aus verschiedenen Richtungen auf Schmelzprismen. Sie fanden heraus, dass das E-modul und die Härte höher sind, wenn die Kraft parallel (87.5 GPa) zur Prismenrichtung eintritt, anstatt senkrecht (72.7 GPa) (Habelitz et al., 2001).

Eine Alternative wäre, die Zahnoberfläche von okklusal zu beschleifen. Das Problem hierbei stellt die Anatomie und Morphologie der Zähne dar. Die Okklusalfäche zeichnet sich durch Höcker und Fissuren aus und enthält unterschiedlich dicke Anteile von Schmelz und Dentin. Es wäre nicht gelungen, standardisierte Prüfkörper herzustellen, die an allen Stellen die gleiche Dicke der gewünschten Zahnhartsubstanz vorweisen. Da Dentin und Schmelz unterschiedliche Eigenschaften in der Haftung des Zements aufweisen (Piemjai & Arksornnukit, 2007), wäre ein weiterer Störfaktor hinzugekommen. In einer Studie von Ioannidis et al. (2019) wurde dieses Design gewählt, allerdings wurde nur der Einfluss des Schmelzes, verklebt mit Keramik, untersucht. In der vorliegenden Arbeit wurde gezielt die unterschiedliche Substruktur, Schmelz und Dentin, unter der Keramik untersucht.

### 5.2.4 Lagerung der Proben

Die Lagerung von biologischem Material (Zähnen) ist an einige Herausforderungen geknüpft. Mikroorganismen und Bakterien sollen abgetötet werden, damit sich diese nicht vermehren und zu einer Schädigung oder Zersetzen des Materials oder zur Übertragung infektiöser Krankheiten führen. Eine Studie von Curylofo-Zotti et al. (2018) untersuchte, inwieweit sich die Temperatur des Lagerungsmediums auf die Ausbreitung der Bakterien auswirkt. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass weder Temperaturen unterhalb des Gefrierpunkts ( $-10^{\circ}\text{C}$ ), noch oberhalb ( $4^{\circ}\text{C}$ ) nach zweimonatiger Lagerung einen relevanten Unterschied ergaben (Curylofo-Zotti et al., 2018).

Die Temperatur des Lagerungsmediums spielt scheinbar eine untergeordnete Rolle. Interessanter erscheint die Lagerungslösung als solche. Als bekanntes Lagerungsmedium für extrahierte Zähne gilt Chloramin-T 1%. Diese Lösung soll die Zähne desinfizieren und die Übertragung von infektiösen Krankheiten verhindern. Es wird schon sehr lange zur Desinfektion eingesetzt (Dakin, Cohen, & Kenyon, 1916). DeWald (1997) hingegen sagen, dass die desinfizierende Wirkung nicht ausreichend untersucht sei und Chloramin T als Standardmedium ohne Referenz festgelegt wurde.

Kantoor, Srivastava, Rana, and Adlakha (2015) untersuchten vier verschiedene Lagerungsmedien (künstlicher Speichel, orale Rehydratationslösung, Kokosnusswasser und Kontaktlinsenflüssigkeit) und stellten fast keine Unterschiede in der mechanischen Beanspruchung der Zähne fest. Es wurde für günstig erklärt, wenn die Lagerung einen Zeitraum von 3-4 Wochen nicht überschritt (Kantoor et al., 2015). Dies wurde in der vorliegenden Studie versucht zu berücksichtigen. Die Proben wurden nach der Herstellung zuerst im Thermocycler und anschließend im Kausimulator gealtert. Da maximal acht Proben gleichzeitig im Kausimulator Platz hatten, wurden die Proben nacheinander produziert, um die Lagerungszeit kurz zu halten.

### 5.2.5 Einbettung der Proben in Kunststoff

Die Probenkörper wurden mit Technovit Kunststoff in die Halterungen für den Kausimulator eingebettet. Dieselbe Halterung konnte auch beim Bruchlasttest mit der Zwick-Maschine verwendet werden. Der Kunststoff stellt ein weicheres und elastischeres Material als die Echtzahnkeramikprobe dar. Daher ist davon auszugehen, dass die Belastung durch den Prüfkörper der Zwick-Maschine zuerst die Elastizitätsgrenze des Kunststoffes überwinden muss, bis die Kraft ausschließlich auf den Prüfkörper weitergeleitet wird. Somit federt der Kunststoff die initiale Belastung ab und es sind größere Bruchlastwerte zu erwarten. Dies kann anhand der E-Module der verwendeten Materialien erklärt werden. Das E-Modul ist ein Maß für die Steifigkeit eines Werkstoffes. Es beschreibt das Verhältnis von Spannung und Dehnung pro Fläche eines Materials. Je steifer der Werkstoff ist, desto höher ist sein E-Modul und desto weniger gibt der Werkstoff bei Belastung nach. Gummi hat ein niedriges E-Modul, Stahl ein hohes. Von den verwendeten Werkstoffen im vorliegenden Versuch hat der Kunststoff das niedrigste E-Modul und Zirkoniumdioxidkeramik das Höchste.

Keramik:      Zirkoniumdioxidkeramik: 240 GPa  
                  Lithiumdisilikatkeramik 105 ± 5 GPa  
Zahn:          Schmelz 50– 85 GPa  
                  Dentin 15 – 20 GPa  
Zement:        Panavia V5 6,3 GPa  
Kunststoff    Technovit 4071 2,5 GPa  
(Guazzato et al., 2004; Hellwig et al., 2013).

Da dieses Verfahren bei allen Proben angewandt wurde, ist dieser Effekt zu vernachlässigen. Die Erhöhung der Bruchlast müsste bei allen Proben im gleichen Umfang stattgefunden haben.

### **5.2.6 Axiale Belastung im Kausimulator**

In dem vorliegenden Versuchsaufbau wurden die Proben im Kausimulator einer axialen Belastung unterzogen. Dies entspricht nur zum Teil den vorkommenden Kau- und Beißkräften in der Mundhöhle. In-vivo kommt es sehr viel häufiger zu extraaxialen Belastungen der Zähne während des Kauvorgangs (Martinez Choy, Lenz, Schweizerhof, Schmitter, & Schindler, 2017). Doch diese Belastungen sind deutlich geringer als die Axialen. Die maximale Beißkraft wird durch axiale Krafteinwirkung erzielt. Aus diesem Grund wurde in der vorliegenden Studie die axiale Belastung als repräsentative Beanspruchung der Zähne in der Mundhöhle gesehen. In weiteren Studien könnte der Einfluss der extraaxialen Belastungen untersucht werden.

### **5.2.7 Folgestudien**

Die vorliegende Arbeit ist Teil eines größer angelegten Projektes. In dieser Studie wurden zwei Keramiken untersucht und miteinander verglichen: Zirkoniumdioxidkeramik und Lithiumdisilikatkeramik. Diese repräsentieren die aktuell gängigsten Keramiken auf dem dentalen Markt (DGPro & DGZMK, 2021; Zarone et al., 2019). Weitere Studien bezüglich anderer neuartiger Keramiken (Verbundkeramik: Lava Ultimate, Hybridkeramik: Vita Enamic) sind bereits in Arbeit und können nach Vorliegen der Ergebnisse zum Vergleich herangezogen werden. Der Vorteil dieses großen Projektes besteht in der guten Vergleichbarkeit der Ergebnisse, da alle Proben mit dem gleichen standardisierten Verfahren hergestellt werden (Höhne & Schmitter, 2020).

## 6 Schlussfolgerung

Generell lässt sich feststellen, dass Zirkoniumdioxidkeramiken höheren Bruchlastwerten standhält, der Alterungsprozess einen geringeren Einfluss auf diese Keramik hat und mit Schmelzunterstützung sehr gute Ergebnisse auch bei dünner Schichtstärke erzielt werden konnten. Daher ist Zirkoniumdioxidkeramik auch für höherer Belastungen wie Restaurationen im Seitenzahnggebiet geeignet.

Auch Lithiumdisilikatkeramik ist eine Keramik, die den Kau-und Beißkräften in der Mundhöhle standhält. Ohne Schmelzunterstützung haben in der vorliegenden Studie dünne Keramikproben, mit 0,5 mm Schichtstärke verklebt auf Dentin, zum Teil schon im Kausimulator versagt.

Die Nullhypothese, dass der Schmelz keinen Einfluss auf die Bruchlastwerte der Keramik hat, wird abgelehnt. Es konnte in der vorliegenden Arbeit gezeigt werden, dass die Werte der mechanischen Testung höher waren, wenn eine dünne Schmelzschicht unter der Keramik vorhanden war.

Daher sollte in weiteren Studien der Einfluss des Schmelzes auf Keramikechtzahnproben untersucht werden und dies gegebenenfalls bei der Präparation von Zähnen berücksichtigt werden.

### 7 Zusammenfassung

Restaurationen aus Vollkeramik sind im Fokus der modernen Zahnmedizin. Die aktuell gängigen Keramiken sind Lithiumdisilikatkeramik ( $=\text{LiSi}_2$ ), eine Glaskeramik mit eingelagerten Silikatkristallen und Zirkoniumdioxidkeramik ( $=\text{ZrO}_2$ ), eine Oxidkeramik. Erstere zeichnet sich durch exzellente optische und letztere durch hervorragende mechanische Eigenschaften aus.

In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss der Schichtdicke der beiden Keramiken, des künstlichen Alterungsprozesses und der Substruktur, auf die die Keramik verklebt wurde, untersucht.

Insgesamt wurden 256 Proben nach einem standardisierten Verfahren hergestellt: 64 reine Materialproben und 192 Echtzahnkeramikproben. Von den Zahnproben durchlief die Hälfte einen Alterungsprozess.

Sechs der  $\text{LiSi}_2$  und zwei der  $\text{ZrO}_2$  Echtzahnkeramikproben brachen bereits beim Alterungsprozess. Die höchsten Bruchlastwerte bei den Keramikechtzahnproben erzielte  $\text{ZrO}_2$  (2420 N) und  $\text{LiSi}_2$  (1.783 N) in einer Schichtdicke von 2 mm jeweils ohne Alterung. Die zu Bruch gegangenen außer Acht gelassen, entstanden die niedrigsten Werte bei den dünnen Keramikproben ohne Zahnanteil in 0,5 mm Schichtdicke (140 N  $\text{ZrO}_2$  Vgl. 99 N  $\text{LiSi}_2$ ).

Außerdem veranschaulichen die Ergebnisse, dass die Keramikproben mit Schmelzanteil signifikant höhere Bruchlastwerte ( $p < 0,002$ ) erzielten, als ihre Vergleichspartner mit mehr Dentinanteil. Zudem zeigt sich, dass Zirkoniumdioxidkeramik höhere Bruchlastwerte erreichte als Lithiumdisilikatkeramik, sowohl nach dem Alterungsprozess, als auch bei sehr dünner Schichtstärke.

Im Vergleich zur aktuellen Literatur fällt auf, dass es bisher wenige standardisierte Verfahren zur Herstellung von Keramikechtzahnproben gibt.

Andere, aber dennoch vergleichbare Studien, kommen zu ähnlichen Ergebnissen: Scheinbar hat der Zahnschmelz einen unterstützenden Effekt auf die Keramikechtzahnprobe. Der Einfluss des Alterungsprozesses bei den Proben darf nicht unterschätzt werden und die Schichtdicke der Keramik wirkt sich auf das Bruchlastverhalten der Probenkörper aus.

In der Simulation einer möglichst realitätsnahen Situation der Mundhöhle gilt es viele Variablen wie etwa Lagerung der Proben, Schleifrichtung der Zahnhartsubstanz, Verklebung der Proben und Belastung im Kausimulator zu beachten.

---

## 8 Literaturverzeichnis

- Aboushelib, M. N., de Jager, N., Kleverlaan, C. J., & Feilzer, A. J. (2012). The influence of pigments on the slow crack growth in dental zirconia. *Dental Materials*, 28(4), 410-415. doi:10.1016/j.dental.2011.11.011
- Albashaireh, Z. S., Ghazal, M., & Kern, M. (2010). Two-body wear of different ceramic materials opposed to zirconia ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 104(2), 105-113. doi:10.1016/s0022-3913(10)60102-3
- Arola, D., Gao, S., Zhang, H., & Masri, R. (2017). The Tooth: Its Structure and Properties. *Dental Clinics of North America*, 61(4), 651-668. doi:10.1016/j.cden.2017.05.001
- Badawy, R., El-Mowafy, O., & Tam, L. E. (2016). Fracture toughness of chairside CAD/CAM materials - Alternative loading approach for compact tension test. *Dental Materials*, 32(7), 847-852. doi:10.1016/j.dental.2016.03.003
- Bajaj, D., Sundaram, N., Nazari, A., & Arola, D. (2006). Age, dehydration and fatigue crack growth in dentin. *Biomaterials*, 27(11), 2507-2517. doi:10.1016/j.biomaterials.2005.11.035
- Bajraktarova-Valjakova, E., Korunoska-Stevkovska, V., Kapusevska, B., Gigovski, N., Bajraktarova-Misevska, C., & Grozdanov, A. (2018). Contemporary Dental Ceramic Materials, A Review: Chemical Composition, Physical and Mechanical Properties, Indications for Use. *Open Access Maced J Med Sci*, 6(9), 1742-1755. doi:10.3889/oamjms.2018.378
- Bankoglu Gungor, M., & Karakoca Nemli, S. (2018). Fracture resistance of CAD-CAM monolithic ceramic and veneered zirconia molar crowns after aging in a mastication simulator. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(3), 473-480. doi:10.1016/j.prosdent.2017.05.003
- Barclay, C. W., Boyle, E. L., Williams, R., & Marquis, P. M. (2002). The effect of thermocycling on five adhesive luting cements. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29(6), 546-552. doi:10.1046/j.1365-2842.2002.00882.x
- Barclay, C. W., Spence, D., & Laird, W. R. E. (2005). Intra-oral temperatures during function. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(12), 886-894. doi:10.1111/j.1365-2842.2005.01509.x
- Barizon, K. T., Bergeron, C., Vargas, M. A., Qian, F., Cobb, D. S., Gratton, D. G., & Geraldeli, S. (2013). Ceramic materials for porcelain veneers. Part I:

- Correlation between translucency parameters and contrast ratio. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(5), 397-401. doi:10.1016/j.prosdent.2013.06.008
- Barkmeier, W. W., Latta, M. A., Erickson, R. L., & Lambrechts, P. (2004). Comparison of laboratory and clinical wear rates of resin composites. *Quintessence International*, 35(4), 269-274.
- Bates, J. F., Stafford, G. D., & Harrison, A. (1976). Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *Journal of Oral Rehabilitation*, 3(1), 57-67. doi:10.1111/j.1365-2842.1976.tb00929.x
- Belli, R., Geinzer, E., Muschweck, A., Petschelt, A., & Lohbauer, U. (2014). Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dental Materials*, 30(4), 424-432. doi:10.1016/j.dental.2014.01.003
- Belli, R., Petschelt, A., Hofner, B., Hajt6, J., Scherrer, S. S., & Lohbauer, U. (2016). Fracture Rates and Lifetime Estimations of CAD/CAM All-ceramic Restorations. *Journal of Dental Research*, 95(1), 67-73. doi:10.1177/0022034515608187
- Beuer, F., Schweiger, J., & Edelhoff, D. (2008). Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations. *British Dental Journal*, 204(9), 505-511. doi:10.1038/sj.bdj.2008.350
- Beuer, F., Schweiger, J., Eichberger, M., Kappert, H. F., Gernet, W., & Edelhoff, D. (2009). High-strength CAD/CAM-fabricated veneering material sintered to zirconia copings--a new fabrication mode for all-ceramic restorations. *Dental Materials*, 25(1), 121-128. doi:10.1016/j.dental.2008.04.019
- Borba, M., de Ara6jo, M. D., Fukushima, K. A., Yoshimura, H. N., Cesar, P. F., Griggs, J. A., & Della Bona, A. (2011). Effect of the microstructure on the lifetime of dental ceramics. *Dental Materials*, 27(7), 710-721. doi:10.1016/j.dental.2011.04.003
- Borges, G. A., Caldas, D., Taskonak, B., Yan, J., Sobrinho, L. C., & de Oliveira, W. J. (2009). Fracture loads of all-ceramic crowns under wet and dry fatigue conditions. *Journal of Prosthodontics*, 18(8), 649-655. doi:10.1111/j.1532-849X.2009.00498.x
- Bottino, M. A., Bergoli, C., Lima, E. G., Marocho, S. M., Souza, R. O., & Valandro, L. F. (2014). Bonding of Y-TZP to dentin: effects of Y-TZP surface conditioning,

- resin cement type, and aging. *Operative Dentistry*, 39(3), 291-300.  
doi:10.2341/12-235-L
- Braun, S., Bantleon, H. P., Hnat, W. P., Freudenthaler, J. W., Marcotte, M. R., & Johnson, B. E. (1995). A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthodontist*, 65(5), 367-372.  
doi:10.1043/0003-3219(1995)065<0367:Asobfp>2.0.Co;2
- Braun, S., Hnat, W. P., Freudenthaler, J. W., Marcotte, M. R., Hönigle, K., & Johnson, B. E. (1996). A study of maximum bite force during growth and development. *Angle Orthodontist*, 66(4), 261-264. doi:10.1043/0003-3219(1996)066<0261:Asombf>2.3.Co;2
- Burke, F. J., Crisp, R. J., Cowan, A. J., Lamb, J., Thompson, O., & Tulloch, N. (2013). Five-year clinical evaluation of zirconia-based bridges in patients in UK general dental practices. *Journal of Dentistry*, 41(11), 992-999.  
doi:10.1016/j.jdent.2013.08.007
- Camposilvan, E., Leone, R., Gremillard, L., Sorrentino, R., Zarone, F., Ferrari, M., & Chevalier, J. (2018). Aging resistance, mechanical properties and translucency of different yttria-stabilized zirconia ceramics for monolithic dental crown applications. *Dental Materials*, 34(6), 879-890.  
doi:10.1016/j.dental.2018.03.006
- Chevalier, J., Olagnon, C., & Fantozzi, G. (1999). Subcritical Crack Propagation in 3Y-TZP Ceramics: Static and Cyclic Fatigue. *Journal of the American Ceramic Society*, 82(11), 3129-3138. doi:10.1111/j.1151-2916.1999.tb02213.x
- Clausen, J. O., Abou Tara, M., & Kern, M. (2010). Dynamic fatigue and fracture resistance of non-retentive all-ceramic full-coverage molar restorations. Influence of ceramic material and preparation design. *Dental Materials*, 26(6), 533-538. doi:10.1016/j.dental.2010.01.011
- Curylofo-Zotti, F. A., Lorencetti-Silva, F., de Almeida Coelho, J., Monteiro, R. M., Watanabe, E., & Corona, S. A. M. (2018). Human teeth biobank: Microbiological analysis of the teeth storage solution. *Microscopy Research and Technique*, 81(3), 332-337. doi:10.1002/jemt.22984
- Dahlberg, B. (1946). The masticatory habits; an analysis of the number of chews when consuming food. *Journal of Dental Research*, 25, 67-72.  
doi:10.1177/00220345460250020201

- Dakin, H. D., Cohen, J. B., & Kenyon, J. (1916). STUDIES IN ANTISEPTICS (II): ON CHLORAMINE: ITS PREPARATION, PROPERTIES, AND USE. *British Medical Journal*, 1(2874), 160-162. doi:10.1136/bmj.1.2874.160
- Dartora, G., Wentz Tretto, P. H., de Carvalho, R. V., & Bacchi, A. (2019). Replacement of maxillary incisor crowns over discolored substrates in a single visit with a CAD-CAM system and lithium silicate ceramic. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 121(1), 22-25. doi:10.1016/j.prosdent.2018.03.031
- De Angelis, F., D'Arcangelo, C., & Vadini, M. (2021). The Effect of Dentin Bonding and Material Thickness on the Flexural Properties of a Lithium-Disilicate Glass-Ceramic. *Journal of Adhesive Dentistry*, 23(4), 309-318. doi:10.3290/j.jad.b1650013
- De Boever, J. A., McCall, W. D., Jr., Holden, S., & Ash, M. M., Jr. (1978). Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 40(3), 326-333. doi:10.1016/0022-3913(78)90042-2
- De Menezes Oliveira, M. A., Torres, C. P., Gomes-Silva, J. M., Chinelatti, M. A., De Menezes, F. C., Palma-Dibb, R. G., & Borsatto, M. C. (2010). Microstructure and mineral composition of dental enamel of permanent and deciduous teeth. *Microscopy Research and Technique*, 73(5), 572-577. doi:10.1002/jemt.20796
- DeLong, R., Sakaguchi, R. L., Douglas, W. H., & Pintado, M. R. (1985). The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dental Materials*, 1(6), 238-242. doi:10.1016/s0109-5641(85)80050-6
- Deng, D., Yang, H., Guo, J., Chen, X., Zhang, W., & Huang, C. (2014). Effects of different artificial ageing methods on the degradation of adhesive-dentine interfaces. *Journal of Dentistry*, 42(12), 1577-1585. doi:10.1016/j.jdent.2014.09.010
- Denry, I., Abdelaal, M., Dawson, D. V., Holloway, J. A., & Kelly, J. R. (2020). Effect of crystalline phase assemblage on reliability of 3Y-TZP. *Journal of Prosthetic Dentistry*. doi:10.1016/j.prosdent.2020.05.023
- Denry, I., & Holloway, J. A. (2010). Ceramics for Dental Applications: A Review. *Materials*, 3(1), 351-368. Retrieved from <https://www.mdpi.com/1996-1944/3/1/351>
- Denry, I., & Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299-307. doi:10.1016/j.dental.2007.05.007

- DeWald, J. P. (1997). The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dental Materials*, 13(2), 74-81.  
doi:10.1016/s0109-5641(97)80015-2
- DGPro, & DGZMK. (2021). S3-Leitlinie Vollkeramische Kronen und Brücken.  
Retrieved from <https://www.awmf.org/leitlinien/detail/II/083-012.html>
- Dong, J. K., Luthy, H., Wohlwend, A., & Schärer, P. (1992). Heat-pressed ceramics: technology and strength. *International Journal of Prosthodontics*, 5(1), 9-16.
- Drummond, J. L. (1989). In Vitro Aging of Yttria-Stabilized Zirconia. *Communications of the American Ceramic Society*, Vol. 72, No. 4, 675-676. Retrieved from <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1989.tb06194.x>
- Drummond, J. L. (1992). Effect of in Vitro Aging of Magnesia-Stabilized Zirconia. *Communications of the American Ceramic Society*, Vol. 75, No. 5, 1278-1280.  
Retrieved from <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1992.tb05571.x>
- Drummond, J. L., King, T. J., Bapna, M. S., & Koperski, R. D. (2000). Mechanical property evaluation of pressable restorative ceramics. *Dental Materials*, 16(3), 226-233. doi:10.1016/s0109-5641(00)00013-0
- Edelhoff, D., & Ozcan, M. (2007). To what extent does the longevity of fixed dental prostheses depend on the function of the cement? Working Group 4 materials: cementation. *Clinical Oral Implants Research*, 18 Suppl 3, 193-204.  
doi:10.1111/j.1600-0501.2007.01442.x
- Eklund, S. A., & Pittman, J. L. (2001). Third-molar removal patterns in an insured population. *Journal of the American Dental Association*, 132(4), 469-475.  
doi:10.14219/jada.archive.2001.0209
- Elrashid, A. H., AlKahtani, A. H., Alqahtani, S. J., Alajmi, N. B., & Alsultan, F. H. (2019). Stereomicroscopic Evaluation of Marginal Fit of E.Max Press and E.Max Computer-Aided Design and Computer-Assisted Manufacturing Lithium Disilicate Ceramic Crowns: An In vitro Study. *J Int Soc Prev Community Dent*, 9(2), 178-184. doi:10.4103/jispcd.JISPCD 18 19
- Fanchi, M., & Breschi, L. (1995). Effects of acid-etching solutions on human enamel and dentin. *Quintessence International*, 26(6), 431-435.
- Fasbinder, D. J. (2013). Computerized technology for restorative dentistry. *American Journal of Dentistry*, 26(3), 115-120.

- Filser, F., Kocher, P., & Gauckler, L. J. (2003). Net-shaping of ceramic components by direct ceramic machining. *Assembl. Autom.*, 23(4), 382–390.  
doi:10.1108/01445150310501217
- Fischer, H., Weber, M., & Marx, R. (2003). Lifetime prediction of all-ceramic bridges by computational methods. *Journal of Dental Research*, 82(3), 238-242.  
doi:10.1177/154405910308200317
- Flachsbart, B., Shuey, D., & Peters, G. (2003). Computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM). In *Encyclopedia of Computer Science* (pp. 268–274): John Wiley and Sons Ltd.
- Fontijn-Tekamp, F. A., Slagter, A. P., Van Der Bilt, A., Van, T. H. M. A., Witter, D. J., Kalk, W., & Jansen, J. A. (2000). Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *Journal of Dental Research*, 79(7), 1519-1524. doi:10.1177/00220345000790071501
- Fontijn-Tekamp, E., Slagter, A. P., van't Hof, M. A., Geertman, M. E., & Kalk, W. (1998). Bite Forces with Mandibular Implant-retained Overdentures. *Journal of Dental Research*, 77(10), 1832-1839. doi:10.1177/00220345980770101101
- Freimann, S. W. (1979). *Fracture mechanics applied to brittle materials*. Baltimore: American Society for Testing and Material.
- Garling, A., Sasse, M., Becker, M. E. E., & Kern, M. (2019). Fifteen-year outcome of three-unit fixed dental prostheses made from monolithic lithium disilicate ceramic. *Journal of Dentistry*, 89, 103178. doi:10.1016/j.jdent.2019.08.001
- Gernet, W., Biffar, R., Schwenzer, N., & Ehrenfeld, M. (2017). *Zahnärztliche Prothetik* (Vol. 5). Stuttgart: Thieme.
- Gonzaga, C. C., Cesar, P. F., Miranda, W. G., Jr., & Yoshimura, H. N. (2011). Slow crack growth and reliability of dental ceramics. *Dental Materials*, 27(4), 394-406. doi:10.1016/j.dental.2010.10.025
- Göstemeyer, G., Jendras, M., Borchers, L., Bach, F. W., Stiesch, M., & Kohorst, P. (2012). Effect of thermal expansion mismatch on the Y-TZP/veneer interfacial adhesion determined by strain energy release rate. *J Prosthodont Res*, 56(2), 93-101. doi:10.1016/j.jpor.2011.09.002
- Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P., & Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449-456.  
doi:10.1016/j.dental.2003.05.002

- Guess, P. C., Schultheis, S., Wolkewitz, M., Zhang, Y., & Strub, J. R. (2013). Influence of preparation design and ceramic thicknesses on fracture resistance and failure modes of premolar partial coverage restorations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(4), 264-273. doi:10.1016/s0022-3913(13)60374-1
- Guess, P. C., Zavanelli, R. A., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Coelho, P. G., & Thompson, V. P. (2010). Monolithic CAD/CAM lithium disilicate versus veneered Y-TZP crowns: comparison of failure modes and reliability after fatigue. *International Journal of Prosthodontics*, 23(5), 434-442.
- Guo, D., Hou, X., & Liu, S. (2013). Thermal Fatigue of Ceramics: Theory, Life Predication and Characterization methods. *Key Engineering Materials, Vol. 544*, 455-459. Retrieved from doi:10.4028/www.scientific.net/KEM.544.455
- Habelitz, S., Marshall, S. J., Marshall, G. W., Jr., & Balooch, M. (2001). Mechanical properties of human dental enamel on the nanometre scale. *Archives of Oral Biology*, 46(2), 173-183. doi:10.1016/s0003-9969(00)00089-3
- Hampe, R., Theelke, B., Lümekemann, N., Eichberger, M., & Stawarczyk, B. (2019). Fracture Toughness Analysis of Ceramic and Resin Composite CAD/CAM Material. *Operative Dentistry*, 44(4), E190-e201. doi:10.2341/18-161-l
- Hannink, R. H. J., Kelly, P. M., & Muddle, B. C. (2000). Transformation Toughening in Zirconia-Containing Ceramics. *Journal of the American Ceramic Society*, 83(3), 461-487. doi:https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.2000.tb01221.x
- Heintze, S. D. (2006). How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dental Materials*, 22(8), 712-734. doi:10.1016/j.dental.2006.02.002
- Helkimo, E., Carlsson, G. E., & Helkimo, M. (1977). Bite force and state of dentition. *Acta Odontologica Scandinavica*, 35(6), 297-303. doi:10.3109/00016357709064128
- Hellwig, E., Klimek, J., & Attin, T. (2013). *Einführung in die Zahnerhaltung* (6th ed.): Deutscher Zahnärzte Verlag.
- Helvatjoglu-Antoniades, M., Koliniotou-Kubia, E., & Dionyssopoulos, P. (2004). The effect of thermal cycling on the bovine dentine shear bond strength of current adhesive systems. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(9), 911-917. doi:10.1111/j.1365-2842.2004.01318.x

- Hill, E. E. (2007). Dental cements for definitive luting: a review and practical clinical considerations. *Dental Clinics of North America*, 51(3), 643-658, vi.  
doi:10.1016/j.cden.2007.04.002
- Höhne, C., & Schmitter, M. (2020). CAD/CAM supported production process of standardized enamel and dentin tooth discs with different thicknesses for in vitro material testing. *Dental Materials*, 36(5), e143-e148.  
doi:10.1016/j.dental.2020.01.021
- Höland, W., Frank, M., & Rheinberger, V. (1995). Surface crystallization of leucite in glasses. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 180(2-3). Retrieved from [https://doi.org/10.1016/0022-3093\(94\)00464-1](https://doi.org/10.1016/0022-3093(94)00464-1)
- Höland, W., Rheinberger, V., Apel, E., van 't Hoen, C., Höland, M., Dommann, A., . . . Graf-Hausner, U. (2006). Clinical applications of glass-ceramics in dentistry. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 17(11), 1037-1042.  
doi:10.1007/s10856-006-0441-y
- Ioannidis, A., Mühlemann, S., Özcan, M., Hüsler, J., Hämmerle, C. H. F., & Benic, G. I. (2019). Ultra-thin occlusal veneers bonded to enamel and made of ceramic or hybrid materials exhibit load-bearing capacities not different from conventional restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 90, 433-440. doi:10.1016/j.jmbbm.2018.09.041
- Ivancik, J., Majd, H., Bajaj, D., Romberg, E., & Arola, D. (2012). Contributions of aging to the fatigue crack growth resistance of human dentin. *Acta Biomaterialia*, 8(7), 2737-2746. doi:10.1016/j.actbio.2012.03.046
- Ivoclar Vivadent AG. (2011). *Wissenschaftliche Dokumentation IPS e.max® CAD*. Retrieved from
- Ivoclar Vivadent AG. (2017). Monolithic Solutions LABSIDE. Gebrauchsinformation. In *IPS e.max*.
- Jiménez-Silva, A., Peña-Durán, C., Tobar-Reyes, J., & Frugone-Zambra, R. (2017). Sleep and awake bruxism in adults and its relationship with temporomandibular disorders: A systematic review from 2003 to 2014. *Acta Odontologica Scandinavica*, 75(1), 36-58.  
doi:10.1080/00016357.2016.1247465
- Johansson, A., Omar, R., & Carlsson, G. E. (2011). Bruxism and prosthetic treatment: a critical review. *J Prosthodont Res*, 55(3), 127-136.  
doi:10.1016/j.jpor.2011.02.004

- Johansson, C., Kmet, G., Rivera, J., Larsson, C., & Vult Von Steyern, P. (2014). Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns made of high translucent yttrium oxide-stabilized zirconium dioxide compared to porcelain-veneered crowns and lithium disilicate crowns. *Acta Odontologica Scandinavica*, 72(2), 145-153. doi:10.3109/00016357.2013.822098
- Juntavee, N., Juntavee, A., & Phattharasophachai, T. (2022). Biaxial Flexural Strength of Different Monolithic Zirconia upon Post-Sintering Processes. *Eur J Dent*. doi:10.1055/s-0041-1735937
- Kamiya, N., & Kamigaito, O. (1978). Prediction of thermal fatigue life of ceramics. *JOURNAL OF MATERIALS SCIENCE*, 212-214. Retrieved from <https://doi.org/10.1007/BF00739295>
- Kantoor, P., Srivastava, N., Rana, V., & Adlakha, V. K. (2015). Alterations in the mechanical properties of the extracted human teeth to be used as biological restorations on storing them in different storage media: an in vitro study. *Dental Traumatology*, 31(4), 308-313. doi:10.1111/edt.12158
- Kappert, H., & Eichner, K. (2008). *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung* (Vol. 6th). Stuttgart: Thieme.
- Kelly, J. R. (2004). Dental ceramics: current thinking and trends. *Dental Clinics of North America*, 48(2), viii, 513-530. doi:10.1016/j.cden.2004.01.003
- Kern, M., Beuer, F., Frankenberger, R., Kohal, R., Kunzelmann, K., Mehl, A., . . . Reiss, B. (2015). *Vollkeramik auf einen Blick: AG Keramik*.
- Kern, M., Passia, N., Sasse, M., & Yazigi, C. (2017). Ten-year outcome of zirconia ceramic cantilever resin-bonded fixed dental prostheses and the influence of the reasons for missing incisors. *Journal of Dentistry*, 65, 51-55. doi:10.1016/j.jdent.2017.07.003
- Kerschbaum, T., Faber, F. J., Noll, F. J., Keiner, M., Hürther, W., Schumacher, S., & Keller, E. (2009). Komplikationen von Cercon-Restaurationen in den ersten fünf Jahren. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 66 (2).
- Kisi, E. H., & Howard, C. J. (1998). Crystal Structures of Zirconia Phases and their Inter-Relation. *Key Engineering Materials*, 153-154, 1 - 36.
- Kohyama, K., Hatakeyama, E., Sasaki, T., Dan, H., Azuma, T., & Karita, K. (2004). Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Archives of Oral Biology*, 49(10), 805-816. doi:10.1016/j.archoralbio.2004.04.006

- Kontonasaki, E., Rigos, A. E., Iliä, C., & Istantosos, T. (2019). Monolithic Zirconia: An Update to Current Knowledge. Optical Properties, Wear, and Clinical Performance. *Dent J (Basel)*, 7(3). doi:10.3390/dj7030090
- Kracek, F. C. (1930). The Binary System Li<sub>2</sub>O–SiO<sub>2</sub>. *The Journal of Physical Chemistry*, 34(12), 2641-2650. doi:10.1021/j150318a001
- Krummel, A., Garling, A., Sasse, M., & Kern, M. (2019). Influence of bonding surface and bonding methods on the fracture resistance and survival rate of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic after cyclic loading. *Dental Materials*, 35(10), 1351-1359. doi:10.1016/j.dental.2019.07.001
- Kuraray Noritake. Technische Informationen KATANA ZIRCONIA Multilayered Serie Retrieved from <https://www.kuraraynoritake.eu/de/katana-zirconia-html>
- Kuraray Noritake. (2017a). Gebrauchsanweisung KATANA Zirconia ST & STML version 5. Retrieved from [https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/KATANA Zirconia HT ML HTML IFU 202005 25 EU languages 22.pdf](https://www.kuraraynoritake.eu/pub/media/pdfs/KATANA_Zirconia_HT_ML_HTML_IFU_202005_25_EU_languages_22.pdf)
- Kuraray Noritake. (2017b). Gebrauchsanweisung Panavia V5. *Kuraray Noritake* Retrieved from <https://www.kuraraynoritake.eu/de/panavia-v5-anwendung>
- Kwon, S. J., Lawson, N. C., McLaren, E. E., Nejat, A. H., & Burgess, J. O. (2018). Comparison of the mechanical properties of translucent zirconia and lithium disilicate. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(1), 132-137. doi:10.1016/j.prosdent.2017.08.004
- Lambert, H., Durand, J. C., Jacquot, B., & Fages, M. (2017). Dental biomaterials for chairside CAD/CAM: State of the art. *J Adv Prosthodont*, 9(6), 486-495. doi:10.4047/jap.2017.9.6.486
- Lambrechts, P., Debels, E., Van Landuyt, K., Peumans, M., & Van Meerbeek, B. (2006). How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dental Materials*, 22(8), 693-701. doi:10.1016/j.dental.2006.02.004
- Lin, W. S., Ercoli, C., Feng, C., & Morton, D. (2012). The effect of core material, veneering porcelain, and fabrication technique on the biaxial flexural strength and weibull analysis of selected dental ceramics. *Journal of Prosthodontics*, 21(5), 353-362. doi:10.1111/j.1532-849X.2012.00845.x

- Lobbezoo, F., Ahlberg, J., Glaros, A. G., Kato, T., Koyano, K., Lavigne, G. J., . . . Winocur, E. (2013). Bruxism defined and graded: an international consensus. *Journal of Oral Rehabilitation*, *40*(1), 2-4. doi:10.1111/joor.12011
- Lohbauer, U., Krämer, N., Petschelt, A., & Frankenberger, R. (2008). Correlation of in vitro fatigue data and in vivo clinical performance of a glassceramic material. *Dental Materials*, *24*(1), 39-44. doi:10.1016/j.dental.2007.01.011
- Lu, C., Wang, R., Mao, S., Arola, D., & Zhang, D. (2013). Reduction of load-bearing capacity of all-ceramic crowns due to cement aging. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *17*, 56-65. doi:10.1016/j.jmbbm.2012.08.003
- Lughi, V., & Sergo, V. (2010). Low temperature degradation -aging- of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*, *26*(8), 807-820. doi:10.1016/j.dental.2010.04.006
- Lümkemann, N., Eichberger, M., & Stawarczyk, B. (2019). Different surface modifications combined with universal adhesives: the impact on the bonding properties of zirconia to composite resin cement. *Clinical Oral Investigations*, *23*(11), 3941-3950. doi:10.1007/s00784-019-02825-z
- Lümkemann, N., & Stawarczyk, B. (2020). Impact of hydrothermal aging on the light transmittance and flexural strength of colored yttria-stabilized zirconia materials of different formulations. *Journal of Prosthetic Dentistry*. doi:10.1016/j.prosdent.2020.01.016
- Maaßen, M., Wille, S., & Kern, M. (2021). Bond strength of adhesive luting systems to human dentin and their durability. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *125*(1), 182-188. doi:10.1016/j.prosdent.2019.07.012
- Majd, B., Majd, H., Porter, J. A., Romberg, E., & Arola, D. (2016). Degradation in the fatigue strength of dentin by diamond bur preparations: Importance of cutting direction. *Journal of Biomedical Materials Research: Part B, Applied Biomaterials*, *104*(1), 39-49. doi:10.1002/jbm.b.33348
- Manso, A. P., & Carvalho, R. M. (2017). Dental Cements for Luting and Bonding Restorations: Self-Adhesive Resin Cements. *Dental Clinics of North America*, *61*(4), 821-834. doi:10.1016/j.cden.2017.06.006
- Manso, A. P., Silva, N. R., Bonfante, E. A., Pegoraro, T. A., Dias, R. A., & Carvalho, R. M. (2011). Cements and adhesives for all-ceramic restorations. *Dental Clinics of North America*, *55*(2), 311-332, ix. doi:10.1016/j.cden.2011.01.011

- Marinis, A., Aquilino, S. A., Lund, P. S., Gratton, D. G., Stanford, C. M., Diaz-Arnold, A. M., & Qian, F. (2013). Fracture toughness of yttria-stabilized zirconia sintered in conventional and microwave ovens. *Journal of Prosthetic Dentistry*, *109*(3), 165-171. doi:10.1016/s0022-3913(13)60037-2
- Martinez Choy, S. E., Lenz, J., Schweizerhof, K., Schmitter, M., & Schindler, H. J. (2017). Realistic kinetic loading of the jaw system during single chewing cycles: a finite element study. *Journal of Oral Rehabilitation*, *44*(5), 375-384. doi:10.1111/joor.12501
- Miotti, L. L., Follak, A. C., Montagner, A. F., Pozzobon, R. T., da Silveira, B. L., & Susin, A. H. (2020). Is Conventional Resin Cement Adhesive Performance to Dentin Better Than Self-adhesive? A Systematic Review and Meta-Analysis of Laboratory Studies. *Operative Dentistry*, *45*(5), 484-495. doi:10.2341/19-153-l
- Mitov, G., Gessner, J., Lohbauer, U., Woll, K., Muecklich, F., & Pospiech, P. (2011). Subcritical crack growth behavior and life data analysis of two types of dental Y-TZP ceramics. *Dental Materials*, *27*(7), 684-691. doi:10.1016/j.dental.2011.03.010
- Miyazaki, T., Nakamura, T., Matsumura, H., Ban, S., & Kobayashi, T. (2013). Current status of zirconia restoration. *J Prosthodont Res*, *57*(4), 236-261. doi:10.1016/j.jpor.2013.09.001
- Morresi, A. L., D'Amario, M., Capogreco, M., Gatto, R., Marzo, G., D'Arcangelo, C., & Monaco, A. (2014). Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *29*, 295-308. doi:10.1016/j.jmbbm.2013.09.013
- Naenni, N., Bindl, A., Sax, C., Hämmerle, C., & Sailer, I. (2015). A randomized controlled clinical trial of 3-unit posterior zirconia-ceramic fixed dental prostheses (FDP) with layered or pressed veneering ceramics: 3-year results. *Journal of Dentistry*, *43*(11), 1365-1370. doi:10.1016/j.jdent.2015.07.013
- Nagaoka, N., Yoshihara, K., Feitosa, V. P., Tamada, Y., Irie, M., Yoshida, Y., . . . Hayakawa, S. (2017). Chemical interaction mechanism of 10-MDP with zirconia. *Scientific Reports*, *7*, 45563. doi:10.1038/srep45563
- Nakabayashi, N., Kojima, K., & Masuhara, E. (1982). The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *Journal of Biomedical Materials Research*, *16*(3), 265-273. doi:10.1002/jbm.820160307

- Nazari, A., Bajaj, D., Zhang, D., Romberg, E., & Arola, D. (2009). Aging and the reduction in fracture toughness of human dentin. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2(5), 550-559.  
doi:10.1016/j.jmbbm.2009.01.008
- Nemli, S. K., Yilmaz, H., Aydin, C., Bal, B. T., & Tıraş, T. (2012). Effect of fatigue on fracture toughness and phase transformation of Y-TZP ceramics by X-ray diffraction and Raman spectroscopy. *Journal of Biomedical Materials Research: Part B, Applied Biomaterials*, 100(2), 416-424.  
doi:10.1002/jbm.b.31964
- Oh, S., Shin, S. M., Kim, H. J., Paek, J., Kim, S. J., Yoon, T. H., & Kim, S. Y. (2018). Influence of glass-based dental ceramic type and thickness with identical shade on the light transmittance and the degree of conversion of resin cement. *Int J Oral Sci*, 10(1), 5. doi:10.1038/s41368-017-0005-7
- Okabe, T., Kido, M., & Miyahara, T. (1994). Fatigue fracture behavior of oxide ceramics in water. *Engineering Fracture Mechanics*, 48(1), 137-146.
- Palmer, D. S., Barco, M. T., & Billy, E. J. (1992). Temperature extremes produced orally by hot and cold liquids. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 67(3), 325-327.  
doi:10.1016/0022-3913(92)90239-7
- Pereira, G. K. R., Guilardi, L. F., Dapieve, K. S., Kleverlaan, C. J., Rippe, M. P., & Valandro, L. F. (2018). Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 85, 57-65. doi:10.1016/j.jmbbm.2018.05.029
- Peumans, M., Hikita, K., De Munck, J., Van Landuyt, K., Poitevin, A., Lambrechts, P., & Van Meerbeek, B. (2007). Effects of ceramic surface treatments on the bond strength of an adhesive luting agent to CAD-CAM ceramic. *Journal of Dentistry*, 35(4), 282-288. doi:10.1016/j.jdent.2006.09.006
- Piconi, C., Burger, W., Richter, H. G., Cittadini, A., Maccauro, G., Covacci, V., . . . Marmo, E. (1998). Y-TZP ceramics for artificial joint replacements. *Biomaterials*, 19(16), 1489-1494. doi:10.1016/s0142-9612(98)00064-7
- Piconi, C., & Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25. doi:10.1016/s0142-9612(98)00010-6

- Piemjai, M., & Arksornnukit, M. (2007). Compressive fracture resistance of porcelain laminates bonded to enamel or dentin with four adhesive systems. *Journal of Prosthodontics*, 16(6), 457-464. doi:10.1111/j.1532-849X.2007.00227.x
- Pospiech, P. (2002). All-ceramic crowns: bonding or cementing? *Clinical Oral Investigations*, 6(4), 189-197. doi:10.1007/s00784-002-0183-2
- Pospiech, P., Tinschert, J., & Raigrodski, A. J. (2004). Keramik-Vollkeramik- Ein Kompendium für die keramikgerechte Anwendung vollkeramischer Systeme in der Zahnmedizin In *3M Espe*.
- Pröbster, L. (2003). Wissenschaftliche Stellungnahme. Sind Vollkeramische Kronen- und Brücken wissenschaftlich anerkannt? In Deutsche Gesellschaft für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde (Ed.). Wiesbaden, Thüringen.
- Rauch, A., Reich, S., Dalchau, L., & Schierz, O. (2018). Clinical survival of chair-side generated monolithic lithium disilicate crowns:10-year results. *Clinical Oral Investigations*, 22(4), 1763-1769. doi:10.1007/s00784-017-2271-3
- Reale Reyes, A., Dennison, J. B., Powers, J. M., Sierraalta, M., & Yaman, P. (2021). Translucency and flexural strength of translucent zirconia ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*. doi:10.1016/j.prosdent.2021.06.019
- Rinke, S. (2012 ). *Vollkeramik - ein Praxiskonzept*. Berlin: Quintessence Verlag.
- Rohr, N., & Fischer, J. (2017a). Effect of aging and curing mode on the compressive and indirect tensile strength of resin composite cements. *Head & Face Medicine*, 13(1), 22. doi:10.1186/s13005-017-0155-z
- Rohr, N., & Fischer, J. (2017b). Tooth surface treatment strategies for adhesive cementation. *J Adv Prosthodont*, 9(2), 85-92. doi:10.4047/jap.2017.9.2.85
- Rosenstiel, S. F., Land, M. F., & Crispin, B. J. (1998). Dental luting agents: A review of the current literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 280-301. doi:10.1016/s0022-3913(98)70128-3
- Sakaguchi, R. L., Douglas, W. H., DeLong, R., & Pintado, M. R. (1986). The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dental Materials*, 2(6), 235-240. doi:10.1016/s0109-5641(86)80034-3
- Sasse, M., Krummel, A., Klosa, K., & Kern, M. (2015). Influence of restoration thickness and dental bonding surface on the fracture resistance of full-coverage occlusal veneers made from lithium disilicate ceramic. *Dental Materials*, 31(8), 907-915. doi:10.1016/j.dental.2015.04.017

- Sato, T., Ohtaki, S., Endo, T., & Shimada, M. (1985). Transformation of Yttria-Doped Tetragonal ZrO<sub>2</sub> Polycrystals by Annealing under Controlled Humidity Conditions. *Communications of the American Ceramic Society*, 68, 320-322. doi:10.1111/j.1151-2916.1985.tb10133.x
- Sato, T., & Shimada, M. (1984). Crystalline Phase Change in Yttria-Partially-Stabilized Zirconia by Low-Temperature Annealing. *Journal of the American Ceramic Society*, 67(10), 212-213. Retrieved from <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1984.tb19668.x>
- Sato, T., & Shimada, M. (1985a). Control of the tetragonal-to-monoclinic phase transformation of yttria partially stabilized zirconia in hot water. *JOURNAL OF MATERIALS SCIENCE*, 20, 3988–3992. Retrieved from <https://doi.org/10.1007/BF00552389>
- Sato, T., & Shimada, M. (1985b). Transformation of Yttria-Doped Tetragonal ZrO<sub>2</sub> Polycrystals by Annealing in Water. *The American Ceramic Society*, 86(6), 356-356. Retrieved from <https://doi.org/10.1111/j.1151-2916.1985.tb15239.x>
- Schatz, C., Strickstock, M., Roos, M., Edelhoff, D., Eichberger, M., Zylla, I. M., & Stawarczyk, B. (2016). Influence of Specimen Preparation and Test Methods on the Flexural Strength Results of Monolithic Zirconia Materials. *Materials (Basel)*, 9(3). doi:10.3390/ma9030180
- Schindler, H. J., Stengel, E., & Spiess, W. E. (1998). Feedback control during mastication of solid food textures--a clinical-experimental study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 80(3), 330-336. doi:10.1016/s0022-3913(98)70134-9
- Schmitter, M., & Seydler, B. B. (2012). Minimally invasive lithium disilicate ceramic veneers fabricated using chairside CAD/CAM: a clinical report. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(2), 71-74. doi:10.1016/s0022-3913(12)00012-1
- Schwindling, F. S., Rues, S., & Schmitter, M. (2017). Fracture resistance of glazed, full-contour ZLS incisor crowns. *J Prosthodont Res*, 61(3), 344-349. doi:10.1016/j.jpor.2016.12.008
- Seghi, R. R., Daher, T., & Caputo, A. (1990). Relative flexural strength of dental restorative ceramics. *Dental Materials*, 6(3), 181-184. doi:10.1016/0109-5641(90)90026-b
- Seghi, R. R., Denry, I. L., & Rosenstiel, S. F. (1995). Relative fracture toughness and hardness of new dental ceramics. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 74(2), 145-150. doi:10.1016/s0022-3913(05)80177-5

- Shenoy, A., & Shenoy, N. (2010). Dental ceramics: An update. *Journal of Conservative Dentistry*, 13(4), 195-203. doi:10.4103/0972-0707.73379
- Sofan, E., Sofan, A., Palaia, G., Tenore, G., Romeo, U., & Migliaiu, G. (2017). Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di Stomatologia*, 8(1), 1-17. doi:10.11138/ads/2017.8.1.001
- Soleimani, F., Jalali, H., Mostafavi, A. S., Zeighami, S., & Memarian, M. (2020). Retention and Clinical Performance of Zirconia Crowns: A Comprehensive Review. *Int J Dent*, 2020, 8846534. doi:10.1155/2020/8846534
- Soriano-Valero, S., Román-Rodríguez, J. L., Agustín-Panadero, R., Bellot-Arcís, C., Fons-Font, A., & Fernández-Estevan, L. (2020). Systematic review of chewing simulators: Reality and reproducibility of in vitro studies. *J Clin Exp Dent*, 12(12), e1189-e1195. doi:10.4317/jced.57279
- Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D., & Lümke, N. (2018). Werkstoffkunde-Update: Zirkonoxid und seine Generationen – von verblendet bis monolithisch. Retrieved from <https://www.quintessence-publishing.com/deu/de/news/zahntechnik/materialien/werkstoffkunde-update-zirkonoxid-und-seine-generationen-von-verblendet-bis-monolithisch>
- Steiner, M., Mitsias, M. E., Ludwig, K., & Kern, M. (2009). In vitro evaluation of a mechanical testing chewing simulator. *Dental Materials*, 25(4), 494-499. doi:10.1016/j.dental.2008.09.010
- Steiniger, B., Schwarzbach, H., & Stachniss, V. (2010). *Mikroskopische Anatomie der Zähne und des Parodonts*: Thieme Verlag.
- Strub, J. R., & Beschmidt, S. M. (1998). Fracture strength of 5 different all-ceramic crown systems. *International Journal of Prosthodontics*, 11(6), 602-609.
- Strub, J. R., Türp, J. C., Witkowski, S., Hürzeler, M. B., & Kern, M. (2005). *Curriculum Prothetik Bd. 2*. Berlin: Quintessenz.
- Studart, A. R., Filser, F., Kocher, P., & Gauckler, L. J. (2007a). Fatigue of zirconia under cyclic loading in water and its implications for the design of dental bridges. *Dental Materials*, 23(1), 106-114. doi:10.1016/j.dental.2005.12.008
- Studart, A. R., Filser, F., Kocher, P., & Gauckler, L. J. (2007b). In vitro lifetime of dental ceramics under cyclic loading in water. *Biomaterials*, 28(17), 2695-2705. doi:10.1016/j.biomaterials.2006.12.033

- Tekin, Y. H., & Hayran, Y. (2020). Fracture resistance and marginal fit of the zirconia crowns with varied occlusal thickness. *J Adv Prosthodont*, 12(5), 283-290. doi:10.4047/jap.2020.12.5.283
- Terkia, R., Bertranda, G., Aouragb, H., & Coddeta, C. (2006). Structural and electronic properties of zirconia phases: A FP-LAPW investigations. *Materials Science in Semiconductor Processing*, 9, 1006-1013.
- Tong, H., Tanaka, C. B., Kaizer, M. R., & Zhang, Y. (2016). Characterization of three commercial Y-TZP ceramics produced for their high-translucency, high-strength and high-surface area. *Ceram Int*, 42(1 Pt B), 1077-1085. doi:10.1016/j.ceramint.2015.09.033
- Tribst, J. P. M., Dal Piva, A. M. O., Pentead, M. M., Borges, A. L. S., & Bottino, M. A. (2018). Influence of ceramic material, thickness of restoration and cement layer on stress distribution of occlusal veneers. *Braz Oral Res*, 32, e118. doi:10.1590/1807-3107bor-2018.vol32.0118
- Valenti, M., & Valenti, A. (2015). Retrospective survival analysis of 110 lithium disilicate crowns with feather-edge marginal preparation. *Int J Esthet Dent*, 10(2), 246-257.
- Van Landuyt, K. L., Snauwaert, J., De Munck, J., Peumans, M., Yoshida, Y., Poitevin, A., . . . Van Meerbeek, B. (2007). Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials*, 28(26), 3757-3785. doi:10.1016/j.biomaterials.2007.04.044
- Vult von Steyern, P., Carlson, P., & Nilner, K. (2005). All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(3), 180-187. doi:10.1111/j.1365-2842.2004.01437.x
- Waltimo, A., & Könönen, M. (1993). A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scandinavian Journal of Dental Research*, 101(3), 171-175. doi:10.1111/j.1600-0722.1993.tb01658.x
- Wang, C. C., Fu, P. S., Wang, J. C., Lan, T. H., Lai, P. L., Du, J. K., . . . Hung, C. C. (2021). Comparison of optical and crystal properties of three translucent yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals with those of lithium disilicate glass-ceramic material. *J Dent Sci*, 16(4), 1247-1254. doi:10.1016/j.jds.2021.01.004

- Willard, A., & Gabriel Chu, T. M. (2018). The science and application of IPS e.Max dental ceramic. *Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 34(4), 238-242. doi:10.1016/j.kjms.2018.01.012
- Wilson, A. D. (1991). Glass-ionomer cement--origins, development and future. *Clinical Materials*, 7(4), 275-282. doi:10.1016/0267-6605(91)90070-v
- Wilson, A. D., Prosser, H. J., & Powis, D. M. (1983). Mechanism of adhesion of polyelectrolyte cements to hydroxyapatite. *Journal of Dental Research*, 62(5), 590-592. doi:10.1177/00220345830620051801
- Winter, A., Schurig, A., Rasche, E., Rosner, F., Kanus, L., & Schmitter, M. (2019). The flexural strength of CAD/CAM polymer crowns and the effect of artificial ageing on the fracture resistance of CAD/CAM polymer and ceramic single crowns. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 31(1), 9. doi:10.1007/s10856-019-6347-2
- Xu, H. H., Kelly, J. R., Jahanmir, S., Thompson, V. P., & Rekow, E. D. (1997). Enamel subsurface damage due to tooth preparation with diamonds. *Journal of Dental Research*, 76(10), 1698-1706. doi:10.1177/00220345970760101201
- Yazigi, C., Schneider, H., Chaar, M. S., Rüger, C., Haak, R., & Kern, M. (2018). Effects of artificial aging and progression of cracks on thin occlusal veneers using SD-OCT. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 88, 231-237. doi:10.1016/j.jmbbm.2018.08.017
- Yoshida, K., Tsuo, Y., & Atsuta, M. (2006). Bonding of dual-cured resin cement to zirconia ceramic using phosphate acid ester monomer and zirconate coupler. *Journal of Biomedical Materials Research: Part B, Applied Biomaterials*, 77(1), 28-33. doi:10.1002/jbm.b.30424
- Youngson, C. C., & Barclay, C. W. (2000). A pilot study of intraoral temperature changes. *Clinical Oral Investigations*, 4(3), 183-189. doi:10.1007/s007840000060
- Zarone, F., Di Mauro, M. I., Ausiello, P., Ruggiero, G., & Sorrentino, R. (2019). Current status on lithium disilicate and zirconia: a narrative review. *BMC Oral Health*, 19(1), 134. doi:10.1186/s12903-019-0838-x
- Zhang, F., Spies, B. C., Vleugels, J., Reveron, H., Wesemann, C., Muller, W. D., . . . Chevalier, J. (2019). High-translucent yttria-stabilized zirconia ceramics are wear-resistant and antagonist-friendly. *Dental Materials*, 35(12), 1776-1790. doi:10.1016/j.dental.2019.10.009

- Zhang, Y. R., Du, W., Zhou, X. D., & Yu, H. Y. (2014). Review of research on the mechanical properties of the human tooth. *Int J Oral Sci*, 6(2), 61-69.  
doi:10.1038/ijos.2014.21
- Zhu, Q., With, G. d., Dortmans, L. J. M. G., & Feenstra, F. (2003). Subcritical crack growth behavior of Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-glass dental composites. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 65B(2), 233-238.  
doi:10.1002/jbm.b.10007
- Ziskind, D., Hasday, M., Cohen, S. R., & Wagner, H. D. (2011). Young's modulus of peritubular and intertubular human dentin by nano-indentation tests. *Journal of Structural Biology*, 174(1), 23-30. doi:10.1016/j.jsb.2010.09.010
- Zohrabian, V. M., Poon, C. S., & Abrahams, J. J. (2015). Embryology and Anatomy of the Jaw and Dentition. *Seminars in Ultrasound, CT and MR*, 36(5), 397-406.  
doi:10.1053/j.sult.2015.08.002

## Appendix

### I Abkürzungsverzeichnis

3D	dreidimensional
°C	Grad Celsius
Abb.	Abbildung
CAD/CAM	Computer Aided Design / Computer Aided Manufacturing
CMD	Cranio-Mandibulären-Dysfunktionen
E-Modul	Elastizitätsmodul
Gew. %	Gewichtsprozent
H0	Nullhypothese
HT	High translucent
LiSi <sub>2</sub>	Lithiumdisilikatkeramik
MDP	Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat
ML	Multilayered
MPa	Megapascal
n	Stichprobengröße
N	Newton
ppm	Parts per million
sec	Sekunden
STML	Super translucent multi layered
UTML	Ultra translucent multi layered
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient
ZrO <sub>2</sub>	Zirkoniumdioxidkeramik
µm	Mikrometer

## II Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	Schmelz und Dentin Bestandteile .....	8
Tabelle 2:	Indikationen zur Verwendung dentaler Befestigungszemente .....	10
Tabelle 3:	Indikationen für Lithiumdisilikatkeramik.....	25
Tabelle 4:	Indikationen Zirkoniumdioxidkeramik .....	25
Tabelle 5:	Bruchbelastung der Keramikechtzahnproben von Katana .....	52
Tabelle 6:	Bruchbelastung der Keramikechtzahnproben von IPS.....	53
Tabelle 7:	Kriterien zur Untersuchung der Proben.....	54

### III Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Schematische Darstellung des adhäsiven Verbunds .....	12
Abbildung 2:	Phasenumwandlung von Zirkoniumdioxidkeramik.....	18
Abbildung 3:	Rissausbreitung innerhalb der Zirkoniumdioxidkeramik .....	20
Abbildung 4:	Testung der Biegefestigkeit .....	23
Abbildung 5:	Testung der Risszähigkeit .....	23
Abbildung 6:	Aufbau des Versuchsdesigns .....	28
Abbildung 7:	Übersicht des Arbeitsprozesses .....	29
Abbildung 8:	Darstellung der verschiedenen Probentypen.....	30
Abbildung 9:	Darstellung der weiteren Testung der Proben .....	30
Abbildung 10:	extrahierte Zähne .....	31
Abbildung 11:	fixierter Zahn in Halterung zum Beschleifen der Zahnkrone .....	34
Abbildung 12:	Parallelschleifer in der Seitenansicht .....	35
Abbildung 13:	Parallelschleifer in der Frontansicht .....	36
Abbildung 14:	Rundschleifer .....	37
Abbildung 15:	Abtrennen der Proben auf die entsprechende Höhe.....	38
Abbildung 16:	Polierer für die Keramikproben und polierte Keramikprobe .....	40
Abbildung 17:	Vorbereitung der Proben zum Verkleben.....	42
Abbildung 18:	Verklebung der Proben .....	43
Abbildung 19:	Platzierung der Proben in der Halterung zum Thermocycling.....	44
Abbildung 20:	Kausimulator mit Proben .....	46
Abbildung 21:	Probe in der Kammer des Kausimulators .....	47
Abbildung 22:	Testung der Bruchlast.....	48
Abbildung 23:	Boxplot .....	49
Abbildung 24:	Übersicht der Bruchlastwerte von Zirkoniumdioxidkeramik .....	55
Abbildung 25:	Übersicht der Bruchlastwerte von Lithiumdisilikatkeramik (IPS) ...	58
Abbildung 26:	Vergleich der Keramiken ohne Zahnanteil .....	61
Abbildung 27:	Proben von Katana und IPS ohne Alterungsprozess.....	63
Abbildung 28:	Proben von Katana und IPS mit Alterungsprozess .....	65
Abbildung 29:	Einfluss des Schmelzanteils auf Proben ohne Alterung.....	67
Abbildung 30:	Untersuchung des Schmelzanteils mit Alterung.....	69
Abbildung 31:	Richtung des Schleifvorgangs.....	80
Abbildung 32:	Richtung der Belastung der Proben .....	81

## IV Materialverzeichnis

<b>Material</b>	<b>Herstellerangaben</b>
Echtzähne	Intakte 3.Molaren Gesammelt in Zahnarztpraxen
Scaler	H6/H7 HuFriedy 3232 Chicago, USA
Alkohol	100% Isopropanol VWR International 19087 Radnor, PA, USA
Lagerungsmedium	Chloramin-T 1%, hergestellt in Uniklinikapotheke
3D-Drucker	Form 2 Formlabs Inc Somerville, 02143 Massachusetts, USA
Abformmasse	Virtual Putty Ivoclar vivadent AG 9494 Schaan, Lichtenstein
Skalpell	Nr 15 BRAUN Aesculap AG 78532 Tuttlingen, Deutschland
Bohrer	Komet Dental: ZR6881 314 012 ZR6881 314 016 Gebr. Brasseler GmbH & Co KG 32657 Lemgo, Deutschland

Schleifmotor	Modell Nr D3412, Sirona C4+ Sirona Dental Systems GmbH 64625 Bensheim, Deutschland
Winkelstück	INTRA matic, LUX 2 Kavo Dental GmbH 88400 Biberach, Deutschland
Sekundenkleber	Der Universelle, No 17330100 Renfert GmbH 78247 Hilzingen, Deutschland
Schieblehre	No 59112 FINO GmbH 97708 Bad Bocklet, Deutschland
Mikroskop	Axio LAP.A1 Carl Zeiss Microscopy Deutschland GmbH 73446 Oberkochen, Deutschland
Keramik	Lithiumdisilikatkeramik IPS e.max® CAD Ivoclar Vivadent 9494 Schaan, Lichtenstein
Keramik	Zirkoniumdioxidkeramik Katana™ STML Kuraray Noritake Chiyoda, Japan
Design Software	Autodesk Inventor (Version 2020) Autodesk Inc. San Rafael, 94903 CA, USA

Cerec Software	Cerec Version 5.1.1 Dentsply Sirona GmbH 64625 Bensheim, Deutschland
Fräser	MC XL Dentsply Sirona GmbH 64625 Bensheim, Deutschland
Brennofen	Programat CS2 Ivoclar Vivadent 9494 Schaan, Lichtenstein
Ultraschallbad	Super RK 102H Sonorex BANDELIN electronic GmbH & Co. KG 12207 Berlin, Deutschland
Befestigungsmaterial	Panavia V5 Kuraray Noritake Chiyoda, Japan
Thermocycler	Eigenbau Universität Würzburg
Einbettkunststoff	Technovit 7072 Kulzer GmbH 63450 Hanau, Deutschland
Kausimulator	CS-4 SD Mechatronics GmbH 83620 Feldkirchen-Westerham, Deutschland

Testmaschine

Z010

Zwick Roell GmbH & Co. KG

89079 Ulm, Deutschland

Diamantpolierpaste

FINOCARAT:

Typ I: 68029

Typ II: 68030

FINO GmbH

97708 Bad Bocklet, Deutschland

Polierer

Komet Dental:

Polierset Nr 4637A

Polierset Nr 4313B

Gebr. Brasseler GmbH & Co KG

32657 Lemgo, Deutschland

## **V Danksagung**

Ein großer Dank geht an Herrn Professor Schmitter, meinen Doktorvater, für die Bereitstellung des Themas und die gute Hilfestellung. Besonders während der statistischen Analyse und der Überarbeitung der Dissertation war er eine große Hilfe. Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. Höhne, der mir stets mit Rat und Tat zur Seite stand und mich gut anleitete den Versuchsteil durchzuführen. Bei aufkommenden Fragen war er ein guter Ansprechpartner. Seine Kreativität und sein mechanisches Geschick haben diese Dissertation erst möglich gemacht.

Herr Schurig war auch ein wichtiger Teil dieses Projektes, der in vielerlei Hinsicht behilflich war und stets sein Wissen und seine Arbeitskraft miteinbrachte. Vielen Dank hierfür!

Frau Professor Wermke möchte ich noch für das gut organisierte Doktorandenseminar danken. Durch dieses Seminar gelang es mir, Einblicke in die Welt des wissenschaftlichen Arbeitens zu erhalten.

Zum Abschluss möchte ich mich noch ausdrücklich bei meiner Familie und meinen Freunden bedanken. Ohne diese Unterstützung hätte ich das Projekt nicht erfolgreich abschließen können. Danke!

## VII Publikation

The International Journal of Prosthodontics, 3 März 2021

**“Influence of dental tissue substructure and dimension on the fracture strength of lithium disilicat and zirconia ceramics”**

Marc Schmitter, Axel Schurig, Mona Simon, Christian Höhne

PMID: 33662062      DOI: 10.11607/ijp.7451

## VIII Ergebnisse der statistischen Auswertung

### Mann-Whitney U Test

#### Tests Keramik Katana und Test IPS

##### Katana komplett

Katana	direkt	
K2D2	vs.	K1.5D2.5
	<b>0,001</b>	
K1.5D2.5	vs.	K1E0.5D2.5
	<b>0,001</b>	
K1E0.5D2.5	vs.	K0.5E1D2.5
	<b>0,074</b>	

Katana	Alterung	
KT2D2	vs.	KT1.5D2.5
	<b>0,001</b>	
KT1.5D2.5	vs.	KT1E0.5D2.5
	<b>0,793</b>	
KT1E0.5D2.5	vs.	KT0.5E1D2.5
	<b>0,093</b>	

Katana	Material	
K2	vs.	K1.5
	<b>0,001</b>	
K1.5	vs.	K1
	<b>0,001</b>	
K1	vs.	K0.5
	<b>0,001</b>	

Katana	direkt vs. Alterung	
K2D2	vs.	KT2D2
	<b>0,141</b>	
K1.5D2.5	vs.	KT1.5D2.5
	<b>0,002</b>	
K1E0.5D2.5	vs.	KT1E0.5D2.5
	<b>0,916</b>	
K0.5E1D2.5	vs.	KT0.5E1D2.5
	<b>0,674</b>	

Katana	direkt vs. Alterung	
KT2D2	vs.	KT1.5D2.5
	<b>0,001</b>	
KT1.5D2.5	vs.	KT1E0.5D2.5
	<b>0,793</b>	
KT1E0.5D2.5	vs.	KT0.5E1D2.5
	<b>0,093</b>	

### IPS komplett

IPS	direkt	
IPS2D2	vs.	IPS1.5D2.5
	<b>0,001</b>	
IPS1.5D2.5	vs.	IPS1E0.5D2.5
	<b>0,834</b>	
IPS1E0.5D2.5	vs.	IPS0.5E1D2.5
	<b>0,036</b>	

IPS	Alterung	
IPST2D2	vs.	IPST1.5D2.5
	<b>0,059</b>	
IPST1.5D2.5	vs.	IPST1E0.5D2.5
	<b>0,401</b>	
IPST1E0.5D2.5	vs.	IPST0.5E1D2.5
	<b>0,046</b>	

IPS	Material
-----	----------

IPS2	vs.	IPS1.5
	<b>0,001</b>	
IPS1.5	vs.	IPS1
	<b>0,001</b>	
IPS1	vs.	IPS0.5
	<b>0,001</b>	

IPS	direkt vs. Alterung	
IPS2D2	vs.	IPST2D2
	<b>0,001</b>	
IPS1.5D2.5	vs.	IPST1.5D2.5
	<b>0,115</b>	
IPS1E0.5D2.5	vs.	IPST1E0.5D2.5
	<b>0,059</b>	
IPS0.5E1D2.5	vs.	IPST0.5E1D2.5
	<b>0,740</b>	

IPS	direkt vs. Alterung	
IPST2D2	vs.	IPST1.5D2.5
	<b>0,059</b>	
IPST1.5D2.5	vs.	IPST1E0.5D2.5
	<b>0,401</b>	
IPST1E0.5D2.5	vs.	IPST0.5E1D2.5
	<b>0,046</b>	

## Vergleiche Kanta vs. IPS

### Katana vs. IPS Alterung

Katana	Alterung	IPS
KT2D2	vs.	IPST2D2
	<b>0,001</b>	
KT1.5D2.5	vs.	IPST1.5D2.5
	<b>0,172</b>	
KT1E0.5D2.5	vs.	IPST1E0.5D2.5
	<b>0,059</b>	
KT0.5E1D2.5	vs.	IPST0.5E1D2.5
	<b>0,040</b>	

### Katana vs. IPS Material

Katana	Material	IPS
K2	vs.	IPS2
	<b>0,001</b>	
K1.5	vs.	IPS1.5
	<b>0,012</b>	
K1	vs.	IPS1
	<b>0,002</b>	
K0.5	vs.	IPS0.5
	<b>0,141</b>	

### 3 Katana vs. IPS direkt

Katana	direkt	IPS
K2D2	vs.	IPST2D2
	<b>0,003</b>	
KT1.5D2.5	vs.	IPST1.5D2.5
	<b>0,001</b>	
K1E0.5D2.5	vs.	IPST1E0.5D2.5
	<b>0,599</b>	
K0.5E1D2.5	vs.	IPST0.5E1D2.5
	<b>0,916</b>	

### Katana vs. IPS Dentin mit und ohne Schmelz - Alterung

KT1E0.5D2.5	vs.	IPST1E0.5D2.5
		<b>0,059</b>
KT1D3	vs.	IPST1D3
		<b>0,012</b>
KT0.5E1D2.5	vs.	IPST0.5E1D2.5
		<b>0,040</b>
KT0.5D3.5	vs.	IPST0.5D3.5
		<b>0,443</b>
KT1E0.5D2.5	vs.	KT1D3
		<b>0,001</b>
IPST1E0.5D2.5	vs.	IPST1D3
		<b>0,001</b>
KT0.5E1D2.5	vs.	KT0.5D3.5
		<b>0,001</b>
IPST0.5E1D2.5	vs.	IPST0.5D3.5
		<b>0,014</b>

**Katana vs. IPS Dentin mit und ohne Schmelz - direkt**

K1E0.5D2.5	vs.	IPS1E0.5D2.5
		<b>0,599</b>
K1D3	vs.	IPS1D3
		<b>0,600</b>
K0.5E1D2.5	vs.	IPS0.5E1D2.5
		<b>0,916</b>
K0.5D3.5	vs.	IPS0.5D3.5
		<b>0,189</b>
K1E0.5D2.5	vs.	K1D3
		<b>0,002</b>
IPS1E0.5D2.5	vs.	IPS1D3
		<b>0,001</b>
K0.5E1D2.5	vs.	K0.5D3.5
		<b>0,001</b>
IPS0.5E1D2.5	vs.	IPS0.5D3.5
		<b>0,001</b>

**Katana vs. IPS Dentin ohne Schmelz - direkt vs.**

**Alterung**

K1D3	vs.	KT1D3
	<b>0,294</b>	
K0.5D3.5	vs.	KT0.5D3.5
	<b>0,674</b>	
IPS1D3	vs.	IPST1D3
	<b>0,021</b>	
IPS0.5D3.5	vs.	IPST0.5D3.5
	<b>0,394</b>	
K1D3	vs.	K0.5D3.5
	<b>0,012</b>	
IPS1D3	vs.	IPS0.5D3.5
	<b>0,001</b>	
KT1D3	vs.	KT0.5D3.5
	<b>0,012</b>	
IPST1D3	vs.	IPST0.5D3.5
	<b>0,258</b>	

## IX Ethikvotum