

**Adhesive luting of buccal tubes to silica-based ceramic crowns  
– comparison of shear bond strength and surface properties**

Dissertation  
zur Erlangung des akademischen Grades  
Dr. med. dent.

an der Medizinischen Fakultät  
der Universität Leipzig

eingereicht von: Sarah Miersch

Geburtsdatum: 08.04.1987

Geburtsort: Rodewisch

angefertigt an: Universität Leipzig, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und  
Werkstoffkunde

Betreuer: Prof. Dr. med. dent. Sebastian Hahnel  
Dr. med. dent. Angelika Rauch, M.Sc.

Beschluss über die Verleihung des Doktorgrads vom: **18.05.2021**

*für meine Eltern und Großeltern*

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einführung</b> .....	<b>4</b>
1.1	Zahnbewegung .....	4
1.1.1	Translation .....	5
1.1.2	Rotation .....	5
1.1.3	Kombination aus Translation und Rotation .....	6
1.2	Kräfteysteme .....	6
1.3	Kieferorthopädische Hilfselemente .....	7
1.4	Auswahl des Probekörpers .....	8
1.5	Dentale Keramiken .....	9
1.6	Verbund zwischen kieferorthopädischem Attachment und Restauration ...	11
<b>2</b>	<b>Publikationsmanuskript</b> .....	<b>16</b>
<b>3</b>	<b>Zusammenfassung der Arbeit</b> .....	<b>24</b>
<b>4</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>27</b>
<b>5</b>	<b>Anlagen</b> .....	<b>31</b>
<b>6</b>	<b>Darstellung des eigenen Beitrags</b> .....	<b>31</b>
<b>7</b>	<b>Erklärung über die eigenständige Abfassung der Arbeit</b> .....	<b>32</b>
<b>8</b>	<b>Lebenslauf</b> .....	<b>33</b>
	Persönliche Daten .....	33
	Schule und Studium.....	33
	Berufstätigkeit.....	33
	Soziales Engagement.....	33
<b>9</b>	<b>Publikationen</b> .....	<b>34</b>
<b>10</b>	<b>Danksagung</b> .....	<b>35</b>

# 1 Einführung

In Zeiten, in denen *Social Media* Präsenz alltäglich und allgemein weit verbreitet ist, rückt das äußere Erscheinungsbild immer mehr in den Vordergrund. Nicht nur der Wunsch nach einem ästhetischen Äußeren, sondern auch eine ausgeprägte Selbstwahrnehmung und ein gesteigertes Bewusstsein für Zähne und Okklusion resultieren in einer Patientenklientel, in der viele aus nahezu allen Altersgruppen eine kieferorthopädische Behandlung wünschen. Sind Zahnhalteapparat und Zahnhartsubstanz ohne pathologischen Befund, gibt es auch für die kieferorthopädische Therapie keine Altersgrenze.

In einer aktuellen Studie aus dem Jahr 2020 konnte festgestellt werden, dass es eine starke Korrelation zwischen der Attraktivität des Lächelns und einer positiven Gesamtausstrahlung des Gesichtes gibt. Komponenten wie Haut- und Haarfarbe hingegen stehen in keiner statistisch signifikanten Korrelation zur wahrgenommenen Attraktivität des Gesichtes [1]. Die tägliche Praxis zeigt, dass es sich bei subjektiv wahrgenommenen Fehlstellungen, die als ursächlich für die mangelnde Attraktivität des Lächelns erkannt werden, meist um einen frontalen Engstand oder um Stellungsabweichungen im Front-Eckzahnbereich handelt. Über die Sinnhaftigkeit der alleinigen Optimierung der *Social 6* und die damit häufig verbundene Missachtung der gesamten Okklusion lässt sich streiten. So wenig, wie wir Zähne vom Kiefergelenk trennen können, sind Frontzähne unabhängig vom restlichen Gebiss zu betrachten. „Einfach“ oder „kompliziert“ ist nicht immer auf den ersten Blick ersichtlich – gleiches gilt für die verwendeten kieferorthopädischen Geräte: Wie bewegt sich ein Zahn von a nach b, welche Kräfte muss man wie generieren und wo ansetzen lassen, damit das Endergebnis kalkulierbar erreicht wird? Für alle Therapiemittel in der Kieferorthopädie gelten dieselben biomechanischen Regeln.

## 1.1 Zahnbewegung

Um eine Zahnbewegung zu initiieren, muss das den Zahn umgebende Gleichgewicht der Kräfte aus Wangen, Lippen, Zunge, Okklusion und desmodontaler Einspannung verändert bzw. gestört werden [2]. Daraus resultiert eine Zahnbewegung, die vereinfacht dargestellt in zwei Phasen abläuft. Die erste Phase ist durch die Auslenkung des Zahnes in der Alveole und der damit verbundenen Kompression bzw. Spannungserhöhung der Fasern des Desmodonts gekennzeichnet. Die zweite Phase

umfasst die biologische Antwort auf diese Spannungsveränderung. Knochen und Desmodont werden durch Apposition und Resorption aktiv umgebaut [2, 3]. Welcher der beiden Umbauvorgänge stattfindet, scheint durch die desmodontale Spannung geregelt zu werden. Wenn die Zugspannung im Desmodont erhöht wird, entsteht Osteoblastenaktivität, während Osteoklastenaktivität durch das Absinken der Spannung unter die sogenannte *Turnover*-Schwelle gesteuert wird [2, 4]. Bei einer optimalen Zahnbewegung darf die Spannung im Desmodont nur so groß sein, dass die Kapillaren nicht kollabieren und somit kein Gewebeschaden entsteht. Die anhand eines Finite-Elemente-Modells kalkulierten Kräfte, die somit am Bracket wirken, dürfen zwischen 20 und 150 cN/mm<sup>2</sup> liegen [2].

Bei der Bewegung eines Zahnes nach dem Einwirken einer Kraft unterscheidet man drei Hauptbewegungsarten: 1. Translation, 2. reine Rotation und 3. die Kombination aus Translation und Rotation [5]. Welche Bewegung resultiert, hängt vom Abstand des Kraftansatzes zum Widerstandszentrum des Zahnes ab. Das Widerstandszentrum ist der Punkt, in dem eine Einzelkraft ansetzt und eine translatorische Bewegung resultiert [5]. „Praktisch“ ist es die Mitte zwischen dem Schwerpunkt eines Zahnes und dem Einspannmittelpunkt seiner Alveole – betrachtet man einen einwurzeligen Zahn von vestibulär, liegt das Widerstandszentrum demzufolge am Übergang zwischen zervikalem und mittlerem Wurzeldrittel [6].

#### 1.1.1 Translation

Bei der Translation, der Parallelverschiebung eines Zahnes, setzt die Einzelkraft auf Höhe des Widerstandszentrums an. Das Rotationszentrum – der Punkt, um den sich ein Zahn scheinbar gedreht hat, wenn man Anfangs- und Endzustand einer Bewegung betrachtet [5] – liegt im Unendlichen [2].

#### 1.1.2 Rotation

Eine reine Rotationsbewegung kann nur durch ein Kräftepaar generiert werden [5]. Soll ein Zahn, von okklusal betrachtet, derotiert werden, muss eine Kraft lingual am Zahn ansetzen und nach mesial ziehen, während eine gleichgroße Kraft bukkal ansetzt und in die entgegengesetzte Richtung zieht – vice versa. Resultat ist eine reine Rotation ohne Kippung [2].

### 1.1.3 Kombination aus Translation und Rotation

Abgesehen von der reinen Translationsbewegung und der reinen Rotationsbewegung ergeben sich je nach Abstand des Kraftansatzes zum Widerstandszentrum Kombinationen aus beiden Bewegungsvarianten, die in einer Zahnkipfung resultieren.

Diese erfolgt unkontrolliert, wenn eine Einzelkraft (oranger Pfeil) im Abstand von 10-12 mm vom Widerstandszentrum (grüner Punkt) ansetzt. Krone und Wurzel kippen dann in entgegengesetzte Richtungen. (Abb. 1) Kontrolliert kippt ein Zahn, wenn die Einzelkraft auf Höhe der Schmelz-Zement-Grenze ansetzt und dabei die Krone in Richtung der Kraft kippt, während die Wurzelspitze kontrolliert am selben Ort verbleibt [2]. Kippt lediglich die Wurzel, während die Zahnkrone unverändert bleibt, muss eine Einzelkraft apikal des Widerstandszentrums angreifen und man spricht von einer Wurzelbewegung – die dritte Variante aus Translation und Rotation [2].

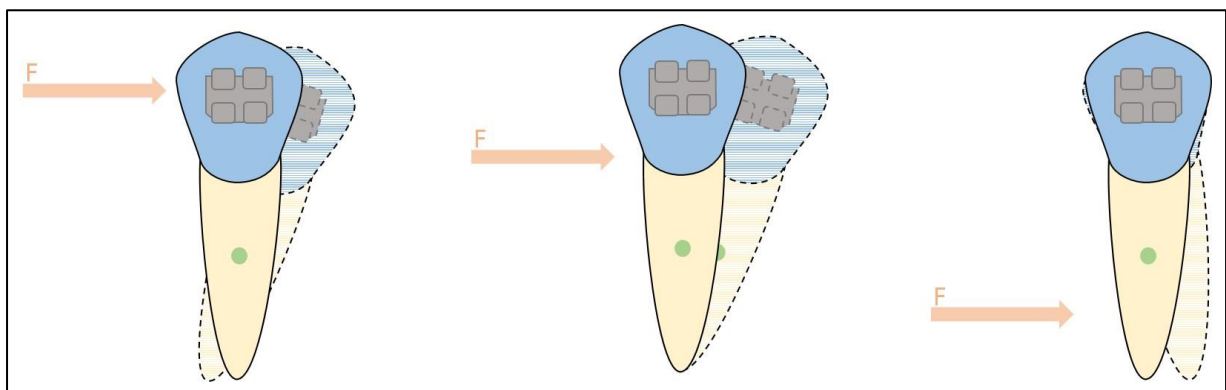


Abb. 1-3: Unkontrollierte Kippung, kontrollierte Kippung, Wurzelbewegung (links nach rechts)

## 1.2 Kräftesysteme

Könnten in der Kieferorthopädie nur Einzelkräfte angewendet werden, hätten diese Modelle keine klinische Relevanz. Um jede Zahnbewegung von der Zahnkrone aus steuern zu können, muss die ansetzende Kraft mittels Versetzungsmoment an die gewünschte Stelle parallel verschoben werden. Ein äquivalentes Kräftesystem wird geschaffen und die Wirkungslinie der am Bracket ansetzenden Kraft verläuft im gewünschten Abstand zum Widerstandszentrum. Welches Verhältnis aus Moment ( $M$  in Nmm) und Kraft ( $F$  in N) benötigt wird, berechnet sich aus der Formel  $h = M/F$ .  $h$  ist dabei der Abstand (in mm) zwischen Kraftansatz (Bracket) und Widerstandszentrum (grüner Punkt) des Zahnes. Um eine translatorische Bewegung

vom Bracket aus zu steuern, muss also der Quotient aus  $M/F$  ca. 12 mm ergeben, damit die Wirkungslinie der Kraft durch das Widerstandszentrum verläuft [2]. (Abb. 4)

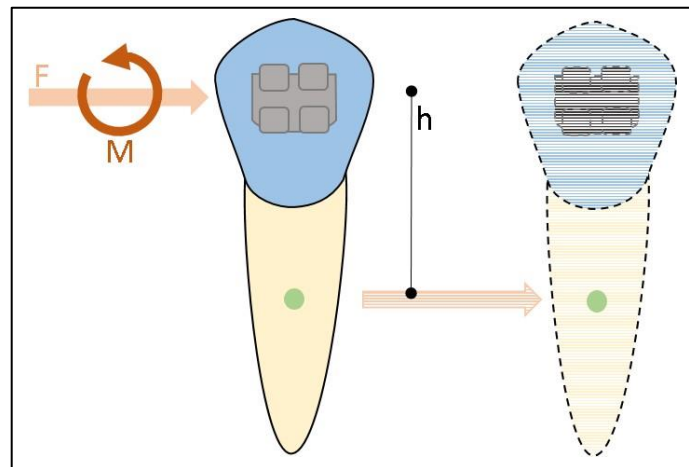


Abb. 4: Äquivalentes Kräftesystem bei Translation

### 1.3 Kieferorthopädische Hilfselemente

Um solche Kräftesysteme auf Zähne wirken zu lassen, benötigt man Verankerungsmöglichkeiten an Zahnkronen. In der Multibandtechnik sind es Brackets, Bänder oder Tubes, die an der Zahnkrone befestigt werden. Durch das Einligieren von Drahtbögen in diese Verankerungsmöglichkeiten resultiert dann eine entsprechende Zahnbewegung. In der Alignertechnik erfolgt die Zahnbewegung mittels durchsichtiger Kunststoffschienen. Auch hier ist es notwendig zusätzliche Hilfselemente auf den Zahnkronen zu verankern, wenn man bestimmte kontrollierte Zahnbewegungen generieren möchte. Diese sogenannten Attachments sind verschieden geformte Elemente aus Komposit die mittels Übertragungsschiene auf den zu bewegenden Zähnen (und auch auf denen die nicht bewegt werden sollen) befestigt werden. Die Notwendigkeit der Verwendung von Attachments in der Alignertechnik wird in einer Studie von Gomez et al. (2015) bestätigt. Diese kommt anhand einer Finite-Elemente-Untersuchung zu dem Schluss, dass, wenn Aligner zur körperlichen Distalisation eines Eckzahnes ohne die Hilfe von Attachments verwendet werden, es lediglich zu einer unkontrollierten Kippung kommt [7]. Bei Verwendung geeigneter Attachments hingegen wird der Zahn eine annähernd translatorische Bewegung durchführen [7]. Um also eine schonende, kontrollierte kieferorthopädische Behandlung in einem möglichst engen Zeitfenster durchzuführen, kommt man nicht umhin, Hilfselemente auf Zähnen zu verankern. Für den kieferorthopädischen Alltag ist es dabei wichtig, dass dieser Haftverbund zum einen zuverlässig die Therapie überdauert und zum

anderen der Aufwand, sowohl beim Etablieren des Haftverbundes als auch und beim Entfernen des Hilfselements nach abgeschlossener Therapie, möglichst gering ist. Das Prinzip des vorliegenden Studiendesigns war es, alle Parameter so zu wählen, dass der Versuchsaufbau die tatsächliche Situation in der täglichen Praxis so adäquat wie möglich wiedergibt.

#### **1.4 Auswahl des Probekörpers**

Nicht immer steht eine unbehandelte Schmelzoberfläche als Verankerungsfläche zur Verfügung. Mitunter müssen Brackets/Tubes/Attachments auch auf Restaurationsoberflächen befestigt werden. Bisherige Studien anderer Arbeitsgruppen, die ebenfalls den Haftverbund zwischen Restaurationmaterial und kieferorthopädischem Hilfselement untersuchten, verwendeten Probekörper in Form von *Specimen*, Veneers respektive Prämolarenkronen [8–10]. Im Gegensatz dazu führten wir die Versuche unserer Studie an der Krone eines ersten Molaren durch. Da 6-Jahres-Molaren das höchste Kariesrisiko der bleibenden Dentition aufweisen [11], ist anzunehmen, dass erste Molaren im Allgemeinen eine frühe Versorgungsnotwendigkeit mit einem indirekten Restaurationmaterial aufweisen. Aber nicht nur kariöse Läsionen führen zu einer notwendigen prothetischen Rehabilitation von Molaren, sondern auch entwicklungsbedingte Erkrankungen wie die Molaren-Inzisiven-Hypomineralisationen (MIH) sind Ursachen für ausgeprägte Zahnhartsubstanzschäden, die in einer Kronenversorgung des betroffenen Zahnes resultieren. In einer aktuellen systematischen Übersichtsarbeit, die 99 Studien umfasste, wurde die weltweite Prävalenz der MIH-Fälle 2015 auf 878 Millionen geschätzt, während die Inzidenz der MIH-Fälle 2016 bei 17,5 Millionen Menschen lag. Die MIH wurde dabei als globale Belastung bezeichnet, die relevant für Planungen im Gesundheitswesen, für die Politik und auch für perspektivische wissenschaftliche Untersuchungen ist [12]. Während die weltweite Prävalenz bei 15 % liegt [13], wertet auch die Deutsche Mundgesundheitsstudie V Daten bezüglich der MIH aus und gibt an, dass in Deutschland bei 28,7 % der 12-Jährigen mindestens einer der ersten bleibenden Molaren strukturell verändert ist. Je nach Ausprägungsgrad kann dann bereits im Jugendalter eine Überkronung notwendig sein. Wie häufig sich Zahnärzte im Praxisalltag für vollkeramische Restaurationen entscheiden, ist Gegenstand einer aktuellen Erhebung von Daten an der Universität Leipzig. Die Ergebnisse aus der Studie „Versorgungskompass Festsitzender Zahngetragener Zahnersatz“ zeigen,



dass sich keramische Materialien für Einzelkronen, unabhängig der Lokalisation des Zahnes, großer Beliebtheit unter den Zahnärzten in Deutschland erfreuen [14]. Dies bestätigt die Ergebnisse einer ähnlichen Studie aus den USA die feststellte, dass für Restaurationen im Front- und Seitenzahnbereich vollkeramische Werkstücke von Zahnärzten präferiert werden [15]. Warum sich häufig für keramische Restaurationen entschieden wird, ist mit den sehr guten materialtechnischen Charakteristika von Keramiken erklärbar: durch lichtleitende und lichtbrechende Eigenschaften in Kombination mit hoher Farbstabilität kann ein langzeitstabiles und ästhetisches Ergebnis erzielt werden. Die hohe Biokompatibilität, die Abrasionsstabilität, die chemischen Inertheit sowie die thermischen Isolatoreigenschaften machen Keramiken zu einem beliebten Werkstoff für Restaurationen in der Zahnmedizin [16].

### **1.5 Dentale Keramiken**

Dentale Keramiken lassen sich in folgende Hauptgruppen einteilen: Keramiken mit Glasphase (Silikatkeramiken) und Keramiken ohne Glasphase (Oxidkeramiken). Silikatkeramiken bestehen aus einer amorphen, transparenten Glasphase, in die Kristalle eingelagert sind. Diese Kristalle – zum Beispiel Leuzit oder Lithiumdisilikat – bestimmen die Eigenschaften der Keramik im Hinblick auf Ästhetik und Stabilität. Oxidkeramiken können entweder aus einem kristallinen Aluminiumoxid- oder Zirkoniumdioxid-Gerüst bestehen [16].

Weiterhin unterscheidet man Hybridkeramiken, die aus einem mit Polymeren infiltrierten Silikatkeramikgerüst bestehen. Auch Komposite, welche mittels *computer-aided design/computer-aided manufacturing* (CAD/CAM)-Verfahren hergestellt werden, sind verfügbar. Sie bestehen aus einer Polymermatrix mit Füllern aus beispielsweise Silikat- und Zirkoniumdioxid [16]. Für die tägliche Praxis sind besonders Werkstoffe, die mittels *Single-Visit*-Verfahren *chairside* verwendet werden können, attraktiv. Möchte der Zahnarzt im Rahmen der CAD/CAM-Technik eine zahnfarbene Restauration im *chairside*-Verfahren verwenden, stehen ihm verschiedene Produkte zur Verfügung: siehe Abb. 5 [16, 17].

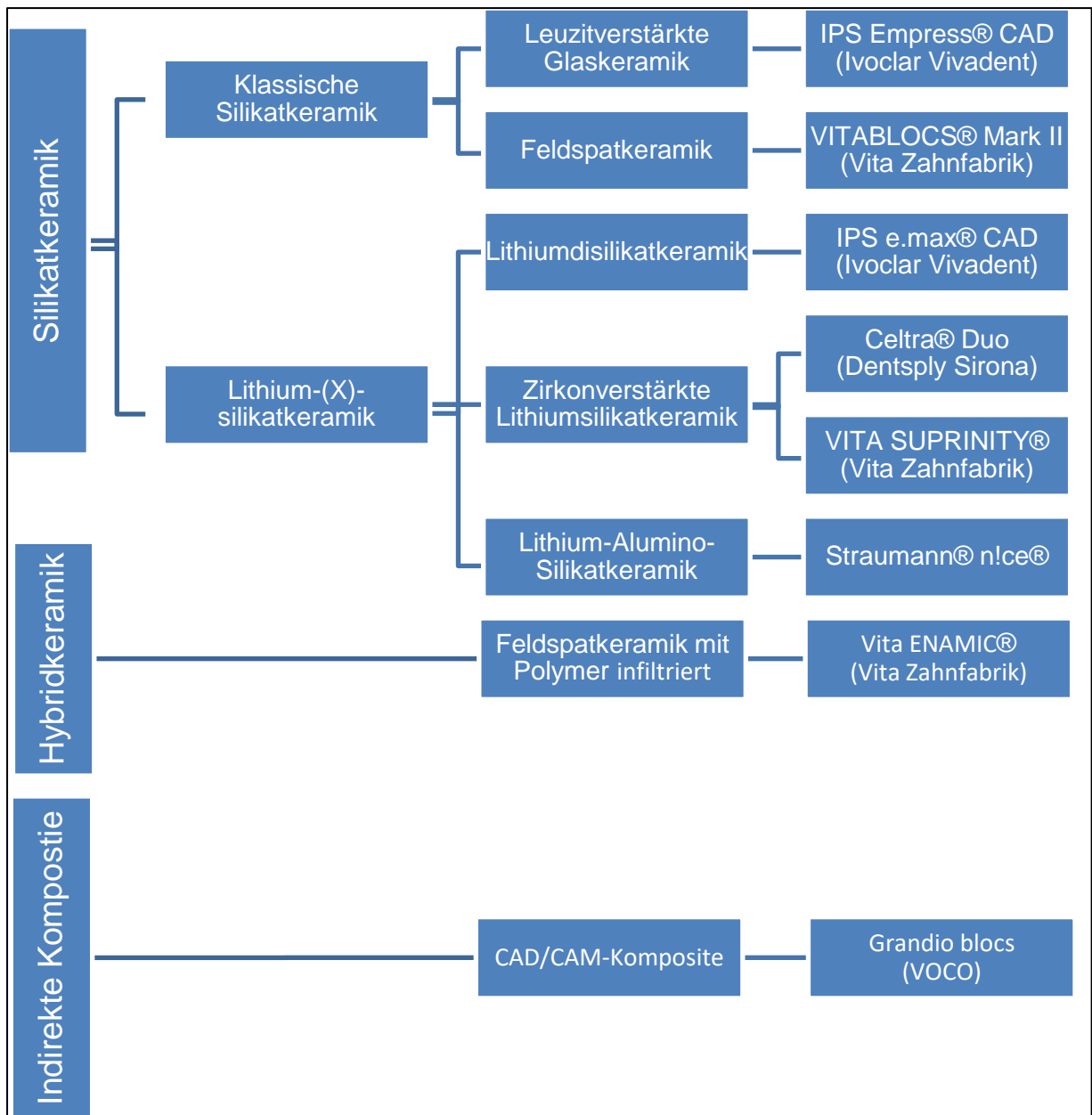


Abb. 5: Silikatkeramiken und deren assoziierte Werkstoffe inklusive eines Beispiels der auf dem dentalen Markt verfügbaren Produkte für CAD/CAM-Technologie

Dabei sind silikatkeramische Materialien als Verankerungsfläche für kieferorthopädische Hilfselemente von besonderer Bedeutung, da sie sowohl als Grundmaterial für Verblendungen, aber auch in monolithischer Anwendung als Restaurationsmaterial im Front- und Seitenzahngebiet genutzt werden können [15]. Ein großer Vorteil der Anwendung der CAD/CAM-Technologie im Zusammenhang mit der monolithischen Verwendung eines Materials ist, dass Restaurationen reliabel reproduziert werden können. Dies ist einerseits im klinischen Alltag interessant, da dezementierte und dabei verlorengegangene Restaurationen wieder aus dem alten Datensatz hergestellt werden können. Andererseits ergeben sich daraus sehr gute Rahmenbedingungen für in-vitro Versuche. Somit konnten für unsere Studie alle notwendigen Probekörper mittels CAD/CAM-Technologie unter monolithischer Verwendung des Materials IPS Empress CAD LT (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) gefräst und verlässlich reproduziert werden.

### **1.6 Verbund zwischen kieferorthopädischem Attachment und Restauration**

Die frühe Versorgungsnotwendigkeit erster Molaren, die stetig steigende Anzahl erwachsener Patienten, die häufig bereits mit Zahnersatz versorgt sind [18] und die Bevorzugung dentaler Keramiken als Restaurationsmaterial, stellt den Kieferorthopäden vor die Herausforderung, Brackets, Tubes und Attachments auch auf keramischen Oberflächen zuverlässig befestigen zu müssen. Die Anforderungen, die an diesen Haftverbund gestellt werden, sind vielseitig. Zum einen muss die Scherhaftfestigkeit (*shear bond strength*, SBS) ausreichen, um kieferorthopädischen Kräften standzuhalten [19]. Zum anderen sollte die Oberfläche der Restauration nach dem Entfernen der Befestigungselemente unverändert vorliegen [20, 21]. Die Angaben zur notwendigen Höhe der SBS variieren in der Literatur zwischen 5.90-11.80 MPa [22, 23]. Der Haftverbund muss stark genug sein, um den vorzeitigen Verlust des Hilfselements zu verhindern – ein Vorkommnis, das eine kieferorthopädische Therapie unnötig verlängern kann. Gleichzeitig muss er aber ausreichend schwach sein, um ein Entfernen des Elements ohne Zerstörung der Restauration zu gewährleisten. Zur Etablierung eines solchen Haftverbundes auf silikatkeramischen Oberflächen werden in der kieferorthopädischen Praxis verschiedenste Verfahren genutzt [9, 18, 21, 24]. Grundlage des Haftverbundes ist dabei die Etablierung einer mikroretentiven Oberfläche auf der Restauration [25]. Dies wird am häufigsten mittels Präparierdiamant, Ätzen durch Flußsäure oder

Sandstrahlen mit Aluminiumoxid erreicht [9, 18, 21, 24]. Nach Applikation eines Silans wird dann das Bracket/Tube/Attachment über das Befestigungskomposit an der Restauration verankert. Diese Methoden beinhalten aber einige verfahrensbedingte Nachteile: Die Ätzung durch Flusssäure produziert zwar gute SBS-Werte von 12.31-15.92 MPa [9, 18], ist aber aufgrund der hohen Toxizität potentiell gesundheitsschädlich und muss unter Einhaltung strikter Arbeitsschutzmaßnahmen verwendet werden [26]. Auch wenn die Flusssäure intraoral nur in gepufferter Form verwendet werden kann, besteht weiterhin ein toxisches Potential. Die Verwendung eines Kofferdams ist obligat und verlängert mit den weiteren notwendigen Arbeitsschritten die Stuhlzeit bei Bebänderung relevant. Bei dem Verfahren mit Sandstrahlen werden sehr gute SBS-Werte im Bereich von 11.60 MPa–67.76 MPa erreicht [21, 27]. Nachteilig sind bei dieser Methode vor allem die Verteilung der Aluminiumoxidpartikel im gesamten Mund- und Behandlungsraum sowie die potentielle Reizung der Gingiva, die eine Blutung nach sich ziehen kann. Unabhängig von verfahrenstechnischen Nachteilen der beiden Konditionierungsmethoden verändern sie die Restaurationsoberfläche irreversibel. Morphologische Veränderungen des Werkstoffes finden – sowohl durch das Anätzen der Silikatkeramik mit Flusssäure, das eine honigwabenartige Oberfläche erzeugt, als auch durch Sandstrahlen bzw. Anrauen mittels Präparierdiamant – statt [28].

Bei der Suche nach einem Haftvermittler, der ausreichende SBS-Werte unter Eliminierung der genannten Nachteile der bisherigen Methoden generiert, scheinen selbstätzende Keramikprimer eine vielversprechende Alternative zu sein. Sie konditionieren die silikatkeramische Oberfläche durch das enthaltene Ammoniumpolyfluorid und lassen den Haftverbund durch das ebenfalls enthaltene Trimethoxysilylpropyl-Methacrylat entstehen [29]. (Abb. 6)

Gegenstand aktueller Bemühungen der Industrie ist die Produktion von Haftvermittlern mit genau diesem Wirkprinzip, die auch für die intraorale Anwendung gemäß CE-Zertifizierung zugelassen sind. Ein solcher experimenteller Einkomponenten-Keramikprimer stand für den im Folgenden beschriebenen Versuchsaufbau zur Verfügung.

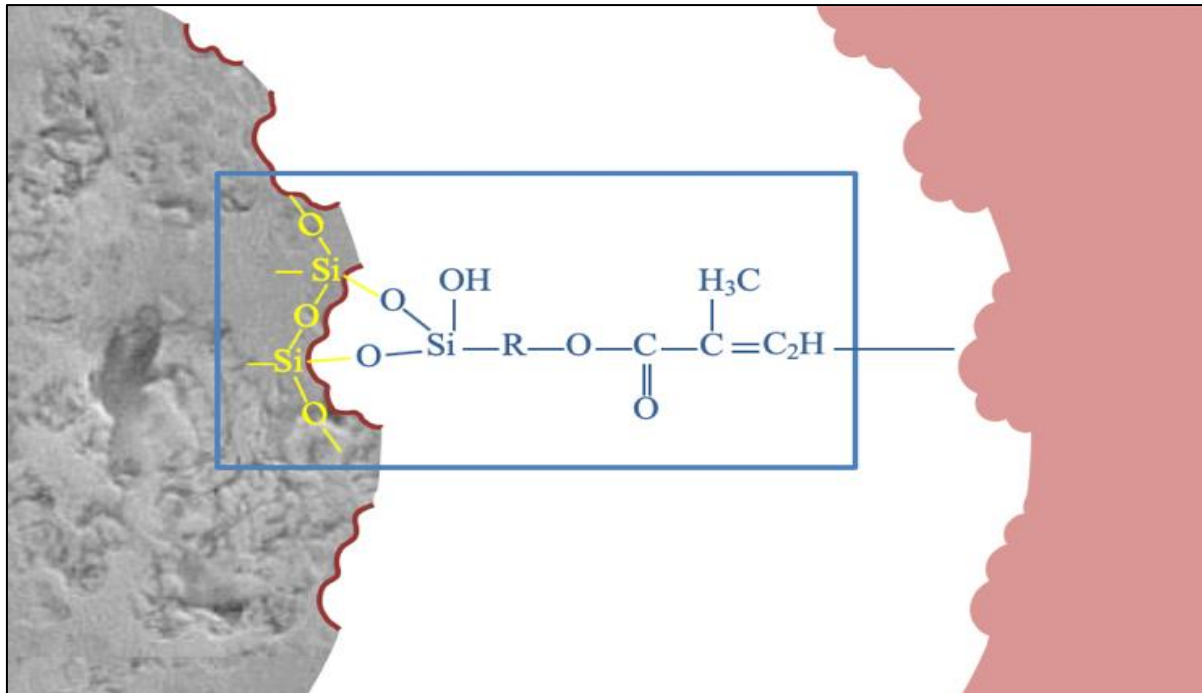


Abb. 6: Haftmechanismus des experimentellen Keramikprimers, links nach rechts: geätzte Silikatkeramikoberfläche, Methacrylat-Silikat-Verbund, Kompositmatrix.

Um die tatsächliche Situation im Mund nachzubilden, wurde die Alterung des Haftverbundes während einer aktiven kieferorthopädischen Behandlung von 2,5 Jahren simuliert. Der grundsätzliche Versuchsaufbau orientierte sich an der DIN 13990:2017-4 zum „Prüfverfahren für Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven für kieferorthopädische Befestigungselemente“ [30]. Diese DIN gibt eine optionale Temperaturwechselbehandlung von 500 Zyklen vor. Neben thermischen Einflüssen ist die mechanische Belastung durch Kaubewegungen – auch wenn sie nicht direkt auf dem Bracket-Kronen-Interface stattfindet – als Einflussfaktor auf die Höhe der SBS nicht auszuschließen.

Um eine Alterung von 2,5 Jahren zu simulieren, sind 500.000 Kauzyklen notwendig [31, 32]. In dem von uns verwendeten Kausimulator (CS-4.8 professional line, SD Mechantronik, Feldkirchen-Westerham, Germany) fand während der Simulation der mechanischen Belastung gleichzeitig das Thermocycling statt. Somit wurden an allen Probekörpern 2.000 Temperaturwechselbehandlungen durchgeführt. Um aus den anschließend bestimmten Bruchlast-Werten (in Newton) die Scherhaftfestigkeitswerte (in Megapascal) zu berechnen, war es notwendig, die Fläche der Bracketbasis genau zu bestimmen. Da die Größenangaben des Herstellers zu ungenau waren, wurde mittels eigens entwickeltem Makrofotografie-Setup mit *stacking unit* die genaue Größe

der Bracketbasis bestimmt. Im Rahmen dieser Untersuchung konnten hochauflösende 3D-Bilder der Basisoberfläche erstellt werden (Abb. 7-8), welche die besondere Struktur der Oberfläche des von uns verwendeten Tubes (Ortho-Cast-M-Series mini, Dentauro, Ispringen, Deutschland) zeigten: Die Oberfläche dieser Tubes wird zur Retentionserhöhung durch ein Verfahren mittels Laser strukturiert. Ein Neodym-dotierter Yttrium-Aluminium-Granat-Laser (Nd:YAG Laser) tastet dabei die Oberfläche ab und durch Schmelzen und Verdampfen des Metalls werden kreisförmig Retentionen in die Basis gebrannt. Im Gegensatz dazu weist das Basis-Design der meisten auf dem Dentalmarkt verfügbaren Brackets/Tubes eine *Mesh*-Struktur zur Erhöhung der Retention auf [33]. Diese *Mesh*-Struktur generiert, im Vergleich zur Oberflächenbehandlung mittels Laser, allerdings nur halb so hohe SBS-Werte [34].

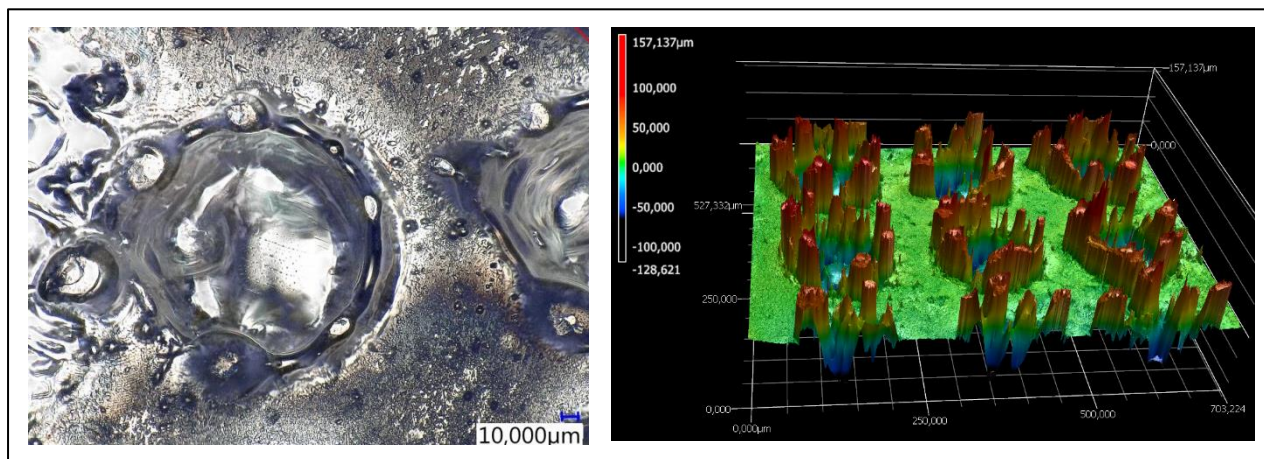


Abb. 7-8: Detailaufnahme Bracketbasis mittels Makrofotografie, animierte Aufnahme der Bracketbasis mit farblicher Codierung der Z-Achse (links nach rechts)

Wie eingangs erwähnt, sind im Rahmen der kieferorthopädischen Behandlung nicht nur die absoluten SBS-Werte relevant, sondern auch, wie die Oberfläche der Restauration nach dem Entfernen der kieferorthopädischen Elemente beschaffen ist: Dabei kann nicht nur der Debonding-Vorgang an sich die Restaurationsoberfläche verändern: Schon die verschiedenen Konditionierungsvorgänge lassen, zum Teil bereits makroskopisch, die beanspruchten Areale erkennen. Dieser ästhetische Aspekt mag im Bereich von Molarenkronen eher zweitrangig sein, doch auch dort sind Rauigkeiten nicht bedeutungslos, da durch sie die bakterielle Besiedlung der Kronenoberfläche begünstigt wird [35, 36]. Je größer die SBS, desto größer ist auch die Gefahr, dass durch das Entfernen der kieferorthopädischen Verankerungselemente irreversible Schäden, in Form von Rissen in/ Ausrissen aus

der keramischen Restaurationsoberfläche, verursacht werden. In Kombination mit den Umgebungsbedingungen in der Mundhöhle ist es denkbar, dass durch das Phänomen des subkritischen Risswachstums (*subcritical crack growth*, SCG) [37] diese Risse/ Ausrisse die Langzeitstabilität der Restaurationen negativ beeinflussen. SCG tritt durch die dauerhaften Belastungen im feuchten Milieu der Mundhöhle auf und beschreibt das langsame, kontinuierliche Wachstum von Defekten, die die Festigkeit der Keramik reduzieren, auch wenn die mechanische Belastung unter der eigentlichen Bruchfestigkeit des keramischen Materials liegt [38]. Über einen langen Zeitraum betrachtet, kann SCG zu kritischen Frakturen und somit zum vorzeitigen Verlust einer Restauration führen [37].

In Zeiten von *Social Media* und Patientenbewertungen bei Anbietern wie Jameda oder Google zählt vorrangig der subjektive Eindruck, den Patienten von ihrem behandelnden Zahnarzt haben – Spielraum für „Fehler“ bleibt kaum. Wiederholter Bracketverlust oder beschädigte keramische Restaurationsflächen bzw. Restaurationen in Folge einer kieferorthopädischen Behandlung können dabei von Patienten leicht be- und verurteilt werden. Die korrekte Inklination der Frontzähne, ein optimaler Overbite/Overjet oder eine perfekte Klasse I-Verzahnung hingegen sind für Laien schwerer zu erkennen. Dies bedeutet, dass auch der Weg zum Endergebnis möglichst komplikationsfrei erfolgen sollte. Für die kieferorthopädische Behandlung resultiert daraus, dass Brackets, Tubes und/oder Attachments zeitoptimiert und zuverlässig auf Zähnen resp. Restaurationen verankert werden müssen, ohne dass sie irreversible Schäden auf der Oberfläche hinterlassen. Für die intraorale Befestigung von kieferorthopädischen Elementen auf keramischen Oberflächen verspricht der neue Einkomponenten-Keramikprimer, der für unsere Studie von Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein) zur Verfügung gestellt wurde, den genannten Anforderungen zu entsprechen. Die Arbeitshypothese dieser in-vitro Studie war es, dass verschiedene Konditionierungsmethoden keinen Einfluss auf die Scherhaftfestigkeit der Tubes oder aber auf die Oberflächenbeschaffenheit der Silikatkeramik haben.

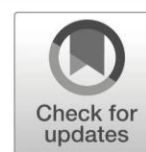


## 2 Publikationsmanuskript


Clinical Oral Investigations

<https://doi.org/10.1007/s00784-019-03168-5>

ORIGINAL ARTICLE



# Adhesive luting of orthodontic devices to silica-based ceramic crowns—comparison of shear bond strength and surface properties

Sarah Miersch<sup>1</sup> · Andreas König<sup>2</sup> · Sebastian Mehlhorn<sup>3</sup> · Florian Fuchs<sup>2</sup> · Sebastian Hahnel<sup>2</sup> · Angelika Rauch<sup>2</sup> 

Received: 13 August 2019 / Accepted: 25 November 2019

© Springer-Verlag GmbH Germany, part of Springer Nature 2019

### Abstract

**Objectives** The aim of this study was to analyse the impact of different clinical conditioning approaches and an ammonium polyfluoride- and trimethoxysilylpropyl methacrylate-based experimental primer for intraoral luting of buccal tubes on silica-based ceramic surfaces.

**Materials and methods** A total of 60 leucite-reinforced glass ceramic molar crowns were conditioned using different methods ( $n = 10$ ): I-roughening, hydrofluoric acid, silane; II-roughening, silane; III-roughening, experimental coupling agent; IV-experimental coupling agent; V-roughening; VI-no treatment. A buccal tube was adhesively luted to the ceramic surface. Subsequently, water storage, thermocycling and chewing simulation were carried out. The shear bond strength (SBS) was determined, and changes in the surface were assessed.

**Results** All tubes of the control group (group VI) debonded after incubation. The conditioning methods using coupling agents revealed mean values for SBS of 61.56 MPa (group I), 45.53 MPa (group III), 41.65 MPa (group II), and 23.14 MPa (group IV). In groups I–III, both composite residues and cracks/tear-outs were detected.

**Conclusions** The conditioning of silicate ceramic surfaces with a suitable coupling agent system appears to allow sufficient adhesive luting of buccal tubes. The intraoral luting of fixed appliance elements on silicate ceramic surfaces using an ammonium polyfluoride- and trimethoxysilylpropyl methacrylate-based ceramic primer can withstand orthodontic forces.

**Clinical relevance** Ammonium polyfluoride- and trimethoxysilylpropyl methacrylate-based ceramic primers revealed promising results for the intraoral adhesive luting of orthodontic devices to silica-based ceramic crowns.

**Keywords** ARI · CAD/CAM · Debonding · Dental ceramics · Shear bond strength · Surface treatment

### Introduction

The increasing occurrence of orthodontic treatment among adult patients implies that brackets, tubes, and attachments must be fixed to ceramic surfaces more frequently, as patients have often already had dental restorations [1]. In an era in which external appearance is becoming increasingly

personally important, silica-based ceramic materials are of particular relevance as anchoring surfaces, since they are used both as veneering ceramic and as monolithic material for tooth-coloured restorations in the anterior and posterior regions [2]. For orthodontic devices to be attached successfully to silicate ceramics, the shear bond strength (SBS) must be sufficient and the surface must be unaltered after the elements of the fixed appliance are debonded [3, 4]. The SBS of the bracket/buccal tube must be adequate to withstand orthodontic forces [5] and prevent premature bond failure during therapy, and the bracket/buccal tube should be easy to remove without destroying the restoration. The literature puts the target range for the SBS at between 5.90 and 11.80 MPa [6, 7].

In orthodontic clinical practice, a wide range of methods are applied for luting brackets/tubes to silicate ceramics [1, 4, 8, 9]. To establish a microretentive surface [10], the restoration is either roughened using a diamond burr, blasted with aluminium oxide, or etched with hydrofluoric acid. Then, a silane

Sarah Miersch and Andreas König contributed equally as first authors.

✉ Angelika Rauch  
angelika.rauch@medizin.uni-leipzig.de

<sup>1</sup> Praxis Dres. Gaitzsch, Mottelerstr. 8, 04155 Leipzig, Germany

<sup>2</sup> Department of Prosthodontics and Materials Science, University of Leipzig, Liebigstr. 12, 04103 Leipzig, Germany

<sup>3</sup> Praxis Dietrich Mehlhorn, Tannenbergesthaler Str. 7, 08269 Muldenhammer, Germany



is applied before the bracket/tube is anchored by means of the luting composite. Despite resulting in good SBS values of 12.31–15.92 MPa and 11.60 MPa–67.76 MPa, respectively, when etched with hydrofluoric acid [1, 8] or sandblasted [4, 11], both approaches have clear shortcomings. Although etching of silica-based ceramics with hydrofluoric acid followed by silanization is supposed to be the gold standard [12], the high toxicity of hydrofluoric acid makes it potentially harmful to patient health, and thus, it must be used with extreme care [13]. It can only be applied intraorally in buffered form, which is offered by just a few dental companies. The necessary associated steps extend the conditioning process considerably, and the toxic potential of hydrofluoric acid nonetheless remains, though in reduced dimensions. In addition, both conditioning methods alter the surface of the restoration. Etching the silicate ceramic with hydrofluoric acid creates a honeycomb-like surface texture, and roughening by means of sandblasting or diamond burr results in morphological changes in the material [14]. Reviewing the current literature in orthodontics, a combination of either hydrofluoric acid and silanization or sandblasting and silanization seems to be the most favourable conditioning methods for adhesive luting of orthodontic devices to silica-based ceramics [4, 9, 15].

Single-component ceramic primers have been available on the market for some time. These dispense with hydrofluoric acid, making use of ammonium polyfluoride instead to etch the silicate ceramic surface and of trimethoxysilylpropyl methacrylate (both contained in the single-component primer) for silanization (Fig. 1) [16]. At present, this bonding agent is approved for extraoral use only, e.g. for conditioning a silicate ceramic crown prior to adhesive cementation. However, coupling agents with the same active principle are currently under development, with the intention of obtaining approval for intraoral use. One such experimental coupling agent was made available for the present study.

The aim of this study was to investigate the influence of different clinically favoured conditioning methods and an experimental coupling agent for intraoral use on the shear bond strength of adhesively luted orthodontic buccal tubes on silicate ceramic crowns and the changes these methods caused in the ceramic surface. The working hypothesis of this study was that the different conditioning methods do not cause differences in the shear bond strength of the buccal tubes or differences in the surface of the silicate ceramic after debonding.

## Materials and methods

In this *in vitro* study, 60 identical molar crowns with the morphology of tooth 36 were computer-aided designed and computer-aided manufactured (CAD/CAM) from a leucite-reinforced glass ceramic (IPS Empress CAD LT, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein). The crowns were milled

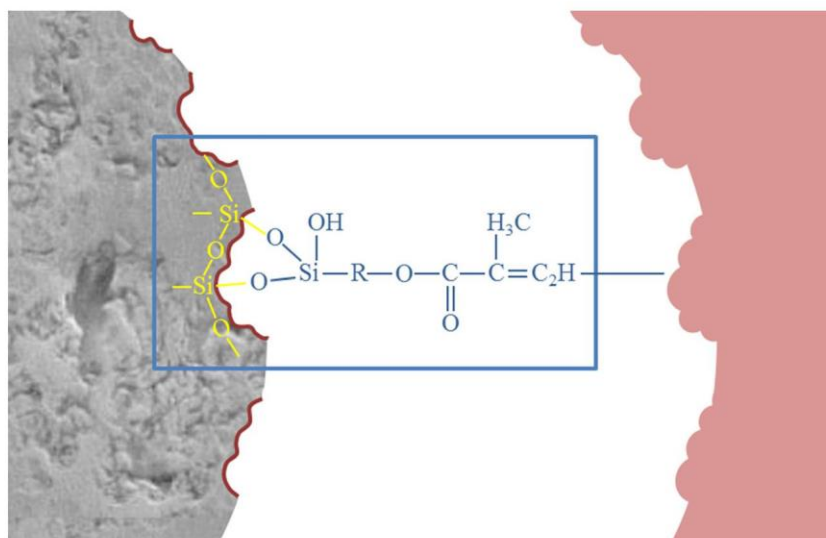
(CEREC software and CEREC MC XL, Dentsply Sirona, Bensheim, Germany), glazed (VITA AKZENT Plus Glaze LT, VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany), and fired at 404 °C for 12.5 min (Programat CS, Ivoclar Vivadent). Thereafter, a buccal tube (buccal tube 36, Ortho-Cast M-Series mini, Dentaaurum, Ispringen, Germany) was fixed by one experienced investigator using one of six conditioning methods (Table 1). The conditioning methods were assigned by a randomisation list. Each buccal tube was positioned on the buccal surface of the mesiobuccal surface of the ceramic crown using a positioning splint. Each group consisted of 10 crowns. Polymerisation was initiated by a light-curing unit (Bluephase, Ivoclar Vivadent) on each crown (20 s occlusal and 20 s vestibular) using a luting composite (Heliosit Orthodontic, Ivoclar Vivadent). The structure of the study was designed in accordance with DIN 13990:17-04.

The conditioning processes used are detailed in Table 1. In group I, the ceramic surface was roughened, etched with 9% buffered hydrofluoric acid, and neutralised before silanization in accordance with the manufacturer's instructions (Ultradent Porcelain Repair Kit, Ultradent Products GmbH, Cologne, Germany). In group II, the surface was sandblasted and a silane was applied. The ceramic surface of the samples in group III was roughened, and an experimental single-component ceramic primer containing ammonium polyfluoride and trimethoxysilylpropyl methacrylate was applied. In group IV, the experimental single-component ceramic primer was applied without prior roughening. The ceramic surface of group V was roughened. In group VI (control), the buccal tube was positioned directly on the untreated ceramic surface only using the luting composite, which was polymerised by light curing.

Afterwards, the samples were inserted into the sample holder of the chewing simulator (Kausimulator CS -4.8 professional line, SD Mechantronik, Feldkirchen-Westerham, Germany) using Technovit 4000 (Kulzer, Hanau, Germany); subsequently, the samples were stored in distilled water at 37 °C for 24 h. The chewing simulation was performed with ceramic antagonists of enstatite (SD Mechantronik, Feldkirchen-Westerham, Germany) using a linear 2-axis motion. The samples were subjected to 500,000 chewing cycles (50 N, 1.2 Hz) and 2000 cycles of thermocycling (5–55 °C for 60 s each, 15 s at each temperature) to simulate 2.5 years of ageing [17, 18].

To evaluate the SBS of the fixed buccal tubes, a universal testing machine (ZwickRoell, Ulm, Germany) was used. Therefore, the surface to be tested was aligned parallel to the acting shear force. The test was carried out at a constant crosshead speed of 1 mm/min up to the point of failure. The control of the test and continuous recording of the maximum load (in N) was performed using the software of the universal testing machine's manufacturer (testXpert II, ZwickRoell). The fracture behaviour and

**Fig. 1** Bonding mechanism of experimental ceramic primer. From left to right: etched silicate ceramic surface, methacrylate-silicate bond, composite matrix



the integrity of the surface of the crowns after debonding were assessed under  $\times 8$  magnification using a stereo light

microscope (SMZ660, Nikon, Minato, Japan). For the evaluation of the fracture behaviour, the Adhesive

**Table 1** Preparation of silicate ceramic crowns by group

Group	n	Recommended conditioning method according to manufacturer	Coupling agent	Fixing material
I	10	<ul style="list-style-type: none"> <li>Fine grain diamond burr, bud (Komet Dental, Lemgo, Germany)</li> <li>9% hydrofluoric acid (Porcelain Etch, LOT BF6DG, Ultradent Products GmbH)—90 s</li> <li>Etch Arrest, Ultradent Porcelain Repair Kit, LOT BFRC5, Ultradent Products GmbH</li> <li>Ultra Etch, Ultradent Porcelain Repair Kit, LOT B7ZQ1, Ultradent Products GmbH—5 s</li> </ul>	Silane—Monobond Plus, LOT X13205, Ivoclar Vivadent—60 s	Composite—Heliosit Orthodontic, LOT W88188, Ivoclar Vivadent
II	10	<ul style="list-style-type: none"> <li>Sandblasting (CoJet, 3 M, Neuss, Germany) (30 <math>\mu</math>m, 2–3 bar) until ceramic surface is thoroughly roughened (max. 10 s)</li> </ul>	Silane—Monobond Plus, LOT X13205, Ivoclar Vivadent—60 s	Composite—Heliosit Orthodontic, LOT W88188, Ivoclar Vivadent
III	10	<ul style="list-style-type: none"> <li>Fine grain diamond burr, bud (Komet Dental, Lemgo, Germany) until ceramic surface was thoroughly roughened</li> </ul>	Experimental ceramic primer with ammonium polyfluoride + trimethoxysilylpropyl methacrylate LOT V50918, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein—20 + 40 s	Composite—Heliosit Orthodontic, LOT W88188, Ivoclar Vivadent
IV	10	-	Experimental ceramic primer with ammonium polyfluoride + trimethoxysilylpropyl methacrylate LOT V50918, Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein—20 + 40 s	Composite—Heliosit Orthodontic, LOT W88188, Ivoclar Vivadent
V	10	<ul style="list-style-type: none"> <li>Fine grain diamond burr, bud (Komet Dental, Lemgo, Germany) until ceramic surface was thoroughly roughened</li> </ul>	-	Composite—Heliosit Orthodontic, LOT W88188, Ivoclar Vivadent
VI	10	-	-	Composite—Heliosit Orthodontic, LOT W88188, Ivoclar Vivadent



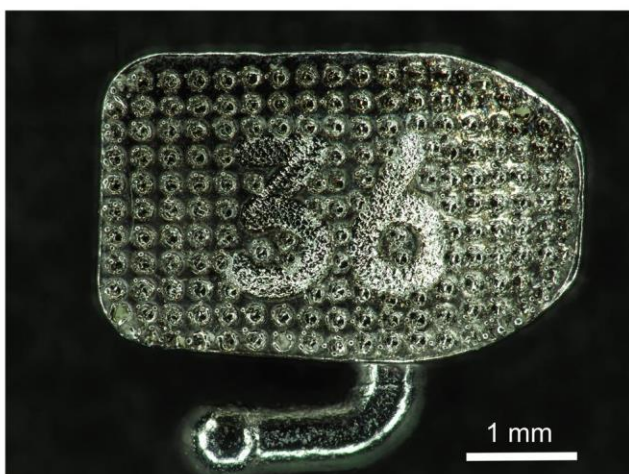
**Table 2** Classification of Adhesive Remnant Index and Crack/Tear-Out Index

Score	Adhesive Remnant Index (ARI)(19)	Crack/Tear-Out Index (20)
0	No composite on ceramic surface	No cracks or tear-outs visible in ceramic surface
1	< 50% composite on ceramic surface	Cracks in visible in ceramic surface
2	> 50% composite on ceramic surface	Tear-outs visible in ceramic surface
3	Ceramic surface largely covered with composite, impression of bracket base visible in composite	Cracks and tear-outs visible in ceramic surface

Remnant Index (ARI) [19] and the Crack/Tear-Out Index according to Aksakalli [15] (Table 2) were used. In addition, the surface of disc-shaped specimens made of the leucite-reinforced glass ceramic was examined for changes in roughness following the respective conditioning methods. The roughness in two different areas ( $250\ \mu\text{m} \times 200\ \mu\text{m}$ ) of each specimen was measured using a three-dimensional laser scanning confocal microscope (Keyence VK-X 1000/X1050, Keyence, Osaka, Japan; Nikon Plan 50x/0.8;  $\lambda = 661\ \text{nm}$ , Nikon). After the application of filtering operators (S-Filter:  $0.8\ \mu\text{m}$ , Gaussian; F-Filter: degree 3 polynomial) to the surface data, the arithmetical mean height (Sa) was determined.

To calculate the SBS (in MPa) from the tested breaking load (in N), the entire surface of an unstressed buccal tube was photographed in high resolution with a specially developed macro photography setup (Olympus OM-D E-M 1 Mark II, Olympus, Shinjuku, Japan; Canon MP-E 65 mm f/2.8 1-5x lens and stacking unit, Ōta, Japan), and the area in the image was measured (in  $\text{mm}^2$ ) (Fig. 2).

The sample size calculation was based on previous research results [8] assuming a difference in means of 10 MPa, a standard deviation of 6 MPa, and a power of 95%. This calculation revealed that 10 crowns per group



**Fig. 2** High definition 2D image of the buccal tube measured by macro photography

should be tested. The data analysis (SPSS 24, IBM, Ehningen, Germany) was carried out assuming a significance level of  $p < 0.050$ . The Shapiro-Wilk test was used to identify a normal distribution, and Wilcoxon rank-sum tests were performed to compare continuous non-normally distributed data. In the case of multiple testing, Bonferroni correction was applied.

## Results

### Incubation, thermocycling, and chewing simulation

In the course of the 24-h incubation at  $37\ ^\circ\text{C}$  in distilled water, all 10 tubes in group VI (control) debonded. The buccal tubes in groups I–V were still attached to the silicate ceramic surface at the end of the chewing simulation.

### Surface roughness after conditioning

The analysis of the results from the laser scanning confocal microscopy of the disc-shaped specimens revealed the greatest Sa roughness in groups I, II, and V ( $1.89\text{--}2.35\ \mu\text{m}$ ), followed by group III ( $1.02\text{--}1.13\ \mu\text{m}$ ) (Table 3). Group IV and the control group (group VI) showed low roughness values ( $0.04\text{--}0.09\ \mu\text{m}$ ) (Fig. 3).

### Surface of the buccal tube base and shear bond strength

The base of the buccal tubes was determined as an area of  $8.89\ \text{mm}^2$  (Fig. 2). The SBS was calculated on that basis. The values for SBS were not normally distributed (Shapiro-Wilk test  $p > 0.087$ ). The highest mean value of SBS (Fig. 4) was examined in group I (61.56 MPa), followed by group III (45.53 MPa), group II (41.65 MPa), and group IV (23.14 MPa) (Table 3). The comparison between groups I–IV (with coupling agent) and group V (without coupling agent) revealed statistically significant differences (all Wilcoxon rank-sum tests  $p \leq 0.002$ ), with the exception of the comparison between groups IV and V (Wilcoxon rank-sum tests  $p = 0.026$ , not statistically significant after

**Table 3** Comparison of Sa roughness after surface conditioning (range after two measurements of disc-shaped specimens), shear bond strength, and 95% confidence interval, Adhesive Remnant Index (ARI) and Crack/Tear-Out Index (molar crowns)

Group (n = 10)	Sa [ $\mu\text{m}$ ]	Mean $\pm$ SD [MPa]	95% CI of mean [MPa]	ARI [in %]				Crack/Tear-Out Index [in %]			
				0	1	2	3	0	1	2	3
I	1.89–2.13	61.56 $\pm$ 17.07	49.36–61.61	0	20	50	30	90	10	0	0
II	1.90–2.30	41.65 $\pm$ 19.51	27.70–55.61	0	70	30	0	80	0	20	0
III	1.02–1.13	45.53 $\pm$ 8.93	39.15–51.92	0	70	30	0	90	10	0	0
IV	0.04–0.09	23.14 $\pm$ 4.78	19.72–26.56	90	10	0	0	100	0	0	0
V	2.00–2.35	11.90 $\pm$ 11.78	3.47–20.33	100	0	0	0	100	0	0	0
VI	0.04–0.09	0.00 $\pm$ 0.00	-	100	0	0	0	100	0	0	0

Bonferroni correction) (Fig. 4). Within groups I–IV, statistically significant results were determined between groups I and IV as well as between groups III and IV (Wilcoxon rank-sum tests  $p < 0.001$ ) after Bonferroni correction. The SBS of group VI was not calculated as the buccal tubes debonded after the incubation period.

**Failure pattern (ARI and Crack/Tear-Out Index)**

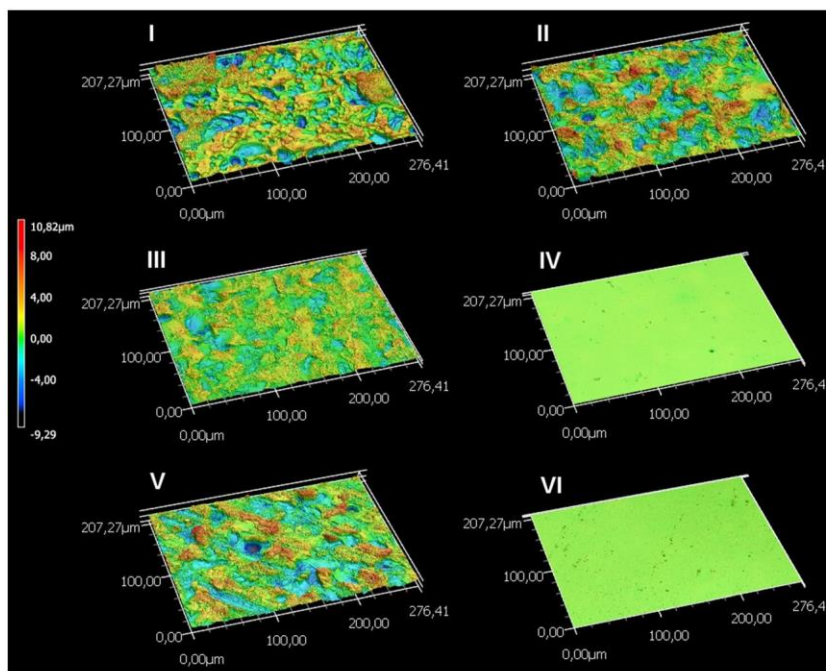
In groups I–III, the ARI score of 0 was not assigned; 90.0% in group IV and 100% in groups V–VI were as assigned an ARI score of 0 (Table 3). An ARI score of 3 was observed in 30.0% of group I crowns. Indications of cracks were detected in groups I and III (each 10.0%, score 1) and tear-outs were detected in group II (20.0%, score 2) (Fig. 5). Groups IV–VI showed a Crack/Tear-Out Index of 0 exclusively.

**Discussion**

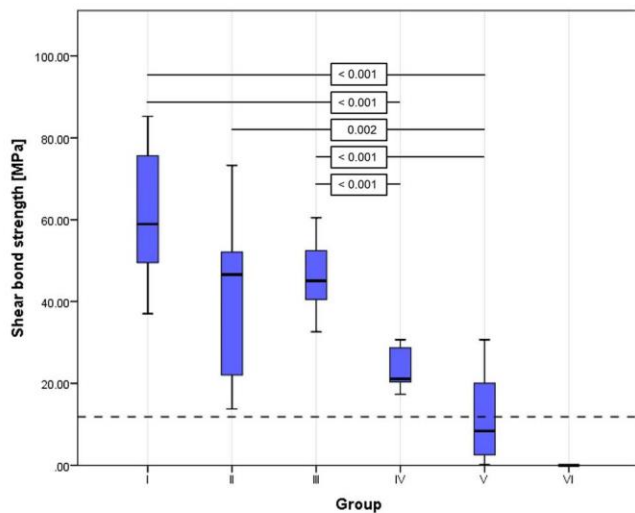
This in vitro study demonstrated that all conditioning procedures using a coupling agent (groups I–IV) could achieve shear bond strengths sufficient to withstand, and in some cases even exceed, orthodontic forces exerted on the bracket/tube [6, 7]. The examination of the surface after debonding revealed that conditioning groups I–IV had composite residuals on the ceramic surface. Cracks or tear-outs on the ceramic surface were examined in groups I–III. Therefore, the working hypothesis of the study can partially be rejected.

In contrast to studies undertaken by other working groups [8, 15, 20], which examined samples in the form of specimens, veneers, or premolar crowns, the experiments in this study were carried out on molar crowns after thermocycling and chewing simulation that replicates a clinical performance of 3 years. The reference crown 36 is of particular interest as it

**Fig. 3** Surface roughness of groups I–VI after surface conditioning ( $\times 50$  magnification)





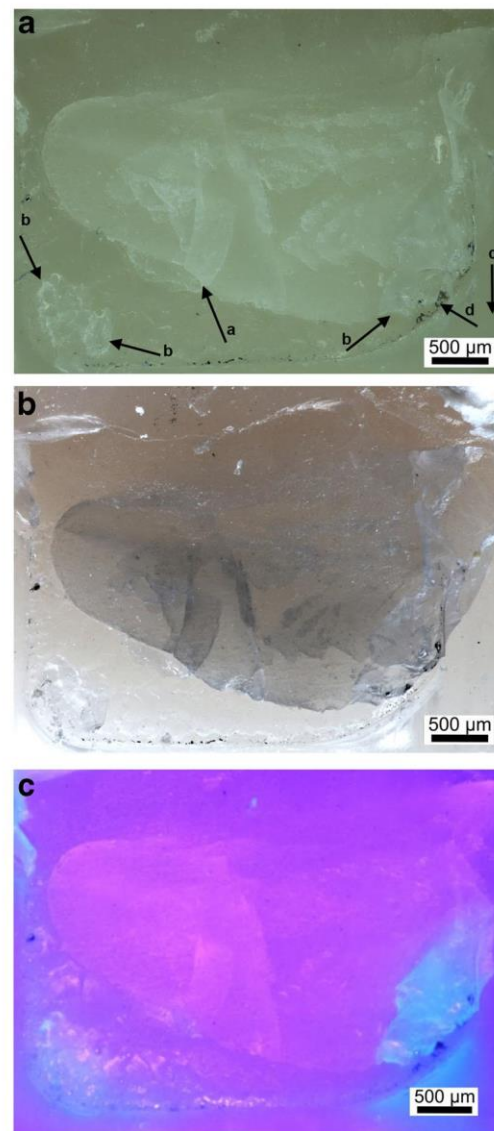


**Fig. 4** Comparison of shear bond strength within groups. *p* values for statistically significant results (Wilcoxon rank-sum tests) after Bonferroni correction ( $p < 0.005$ ). Broken line indicates mean orthodontic forces (6, 7). No comparison with group VI since the buccal tubes debonded before measurements of SBS

carries the highest risk of carious lesions among the permanent dentition [21]. It can therefore be assumed that this tooth generally requires early dental restoration with an indirect restorative material. In addition to carious lesions, there are also developmental defects, such as molar-incisor hypomineralisation (MIH), which occurs with a prevalence of 15.0% worldwide [22]. According to the Fifth German Oral Health Study (DMS V), up to 28.7% of 12 year olds are affected. At least one of the permanent molars is structurally involved and can require restorative intervention as early as during adolescence. Therefore, especially from an aesthetic point of view, all-ceramic restorations are particularly popular [2]. Thus, reliable bonding of brackets/tubes on ceramic restorations is a special challenge in the treatment of both adults and adolescents.

The conditioning methods applied in this study were oriented on practical methods used for intraoral bonding of brackets/tubes to a silicate ceramic surface [4, 8, 9, 15]. To provide a realistic indication of clinical relevance, the ageing of buccal tubes on a silicate ceramic surface was simulated by subjecting the samples to thermocycling (2000cycles) and mechanical stress (chewing simulation of 500,000 cycles). This was intended to replicate clinical conditions over a conventional treatment period of 2.5–3.0 years [17, 18].

The SBS values determined with hydrofluoric acid etching of the ceramic surface (group I) were clearly higher than the values determined in comparable studies [1, 8]. This can be explained by the additional roughening of the ceramic recommended by the manufacturer of the Ultradent Repair Kit. The SBS values after conditioning with sandblasting and silane (group II) were comparable to the values generated in other studies [4, 11]. In group III (roughening, experimental



**Fig. 5** Stressed silicate ceramic surface after debonding in group I. a Crack. b Luting composite. c Untreated glass-ceramic surface. d Remnants of buccal tube observed with dark-field microscopy (upper row), bright-field microscopy (middle), and UV-microscopy (lower row)

single-component ceramic primer), similar SBS values to group II were observed. Nonetheless, the application of the experimental single-component ceramic primer without prior roughening of the surface (group IV) revealed interesting and encouraging results. With values of  $23.14 \pm 4.78$  MPa, the bonding between the buccal tube and the silicate ceramic showed a sufficient SBS to withstand orthodontic forces (5.90–11.80 MPa) [6, 7]. In addition, the surface of these crowns remained unchanged visually and no difference in roughness could be detected under the laser scanning confocal microscope, similar to the control group. There were no statistically significant differences between group IV (no roughening, experimental ceramic primer) and group V (roughening, no coupling agent) with regard to the mean SBS values.



However, if the 95% confidence interval of the mean values is taken into account, the lower bounds of the SBS in group V are considerably below the values of 5.90–11.80 MPa required to withstand orthodontic forces. In addition, the silicate ceramic surface in group V was clearly altered by mechanical roughening (Sa roughness 2.00–2.35  $\mu\text{m}$ ).

Mechanical roughening of the silicate ceramic surface seems to have had a positive effect on SBS independent of the conditioning method applied subsequently; this is reflected in the value of the SBS in groups I–II. Nonetheless, due to the heterogeneity in study parameters, it is difficult to compare research results [23]. However, some studies have indicated that sandblasting does indeed increase the SBS of orthodontic devices on different surfaces [24, 25]. In the current study, the high SBS values were accompanied by higher ARI scores. In clinical practice, this debonding behaviour would increase the effort of the debonding process, making it very time-consuming to clean and polish the surface to minimise bacterial deposits [26, 27]. The high SBS in these groups also seems likely to increase the risk of irreversible damage being caused to the glass–ceramic crowns during the debonding process. A total of 20.0% of the samples in group II suffered tear-outs. Ten percent of the crowns in groups I and III showed cracks in the silicate ceramic crowns. These irregularities can impair the mechanical properties of silicate ceramics and should be avoided [28].

The limitations of this study are that despite the application of thermocycling and chewing simulation, the complex environment of the oral cavity (mechanical, chemical, microbiological, thermal stress) cannot be completely reproduced in vitro. In addition, despite standardisation in the experiment process (positioning splint, single operator), it is possible that minimal differences occurred in the positioning of the buccal tube (pressure exerted). Potential errors in applying the technique-sensitive conditioning methods, which can occur in clinical practice, were not taken into account in this study. Nonetheless, the authors believe this study to be the first to investigate the shear bond strength of buccal tubes on anatomically milled silicate ceramic molar crowns while imitating clinical conditions by simulating an ageing process of approximately 2.5 years.

Within the limitations of the current study, the results revealed that methods including a suitable coupling agent system produced clinically acceptable shear bond strengths capable of withstanding orthodontic forces. If the ceramic surface is to be preserved and the prosthetic restorations are to remain unaltered in situ after completion of treatment, a single-component ceramic primer based on ammonium polyfluoride and trimethoxysilylpropyl methacrylate appears to have the fewest disadvantages. It also offers the added user-friendly benefit of avoiding the use of hydrofluoric acid. In addition, a single step is sufficient to condition the silicate ceramic surface of the restoration in preparation for bonding a buccal tube/bracket.

**Acknowledgements** The authors would like to thank Dentaureum (Ispringen, Deutschland) and Ivoclar Vivadent (Schaan, Liechtenstein) for supplying the materials used in this study.

## Compliance with ethical standards

**Conflict of interest** The authors declare that they have no conflict of interest.

**Ethical approval** This article does not contain any studies with human participants or animals performed by any of the authors.

**Informed consent** For this type of study, formal consent was not required.

## References

1. Girish PV, Dinesh U, Bhat R et al (2012) Comparison of shear bond strength of metal brackets bonded to porcelain surface using different surface conditioning methods: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 13(4):487–493
2. Makhija SK, Lawson NC, Gilbert GH, Litaker MS, McClelland J, Louis DR, Gordan VV, Pihlstrom DJ, Meyerowitz C, Mungia R, McCracken M, National Dental PBRN Collaborative Group (2016) Dentist material selection for single-unit crowns: findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *J Dent* 55:40–47. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.09.010>
3. Özarslan MM, Üstün Ö, Buyukkaplan US, Barutçigil Ç, Türker N, Barutçigil K (2018) Assessment of the bond strength of ceramic brackets to CAD/CAM nanoceramic composite and interpenetrating network composite after different surface treatments. *Biomed Res Int* 2018:1871598. <https://doi.org/10.1155/2018/1871598>
4. Zhang Z-C, Qian Y-F, Yang Y-M, Feng QP, Shen G (2016) Bond strength of metal brackets bonded to a silica-based ceramic with light-cured adhesive: influence of various surface treatment methods (bond strength of metal brackets bonded to a silica-based ceramic with light-cured adhesive: influence of various surface treatment methods). *J Orofac Orthop* 77(5):366–372. <https://doi.org/10.1007/s00056-016-0044-2>
5. Sharma S, Tandon P, Nagar A, Singh GP, Singh A, Chugh VK (2014) A comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with four different orthodontic adhesives. *J Orthod Sci* 3(2): 29–33. <https://doi.org/10.4103/2278-0203.132892>
6. Reynolds IR (1975) A review of direct orthodontic bonding. *Br J Orthod* 2(3):171–178. <https://doi.org/10.1080/0301228X.1975.11743666>
7. Bishara SE, Olsen ME, Damon P, Jakobsen JR (1998) Evaluation of a new light-cured orthodontic bonding adhesive. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 114(1):80–87
8. Falkensammer F, Freudenthaler J, Pseiner B, Bantleon HP (2012) Influence of surface conditioning on ceramic microstructure and bracket adhesion. *Eur J Orthod* 34(4):498–504. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjr034>
9. Di Guida LA, Benetti P, Corazza PH et al (2019) The critical bond strength of orthodontic brackets bonded to dental glass-ceramics. *Clin Oral Invest* 23:4345–4353. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02881-5>
10. Zachrisson YO, Zachrisson BU, Büyükyılmaz T (1996) Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 109(4):420–430



11. Ebert T, Elsner L, Hirschfelder U, Hanke S (2016) Shear bond strength of brackets on restorative materials: comparison on various dental restorative materials using the universal primer Monobond® plus. *J Orofac Orthop* 77(2):73–84. <https://doi.org/10.1007/s00056-016-0011-y>
12. Tian T, Tsoi JK-H, Matinlinna JP et al (2014) Aspects of bonding between resin luting cements and glass ceramic materials. *Dent Mat* 30(7):e147–e162. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2014.01.017>
13. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkovska V, Georgieva S, Ivanovski K, Bajraktarova-Misevska C, Mijoska A, Grozdanov A (2018) Hydrofluoric acid: burns and systemic toxicity, protective measures, immediate and hospital medical treatment. *Open Access Maced J Med Sci* 6(11):2257–2269. <https://doi.org/10.3889/oamjms.2018.429>
14. Borges GA, Sophr AM, de Goes MF, Sobrinho LC, Chan DC (2003) Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 89(5):479–488. <https://doi.org/10.1016/S0022391302527049>
15. Aksakalli S, Ileri Z, Yavuz T, Malkoc MA, Ozturk N (2015) Porcelain laminate veneer conditioning for orthodontic bonding: SEM-EDX analysis. *Lasers Med Sci* 30(7):1829–1834. <https://doi.org/10.1007/s10103-014-1682-5>
16. Ivoclar Vivadent (2018) Monobond+Etch+&+Prime+Scientific+Report+Vol+01–2018. <https://www.ivoclarvivadent.ch/de-ch/produktkategorien/einsetzen/monobond-etch-prime-1>. Accessed 22 Oct 2019
17. Kern M, Strub JR, Lu XY (1999) Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 26(5):372–378
18. Naumann M, Metzdorf G, Fokkinga W, Watzke R, Sterzenbach G, Bayne S, Rosentritt M (2009) Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. *J Oral Rehabil* 36(4):299–312. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2009.01940.x>
19. Artun J, Bergland S (1984) Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod* 85(4):333–340
20. Alhaija A, Elham SJ, Abu AlReesh IA, AlWahadni AMS (2010) Factors affecting the shear bond strength of metal and ceramic brackets bonded to different ceramic surfaces. *Eur J Orthod* 32(3):274–280. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjp098>
21. Axelsson P (2006) The effect of a needs-related caries preventive program in children and young adults—results after 20 years. *BMC Oral Health* 6(Suppl 1):S7. <https://doi.org/10.1186/1472-6831-6-S1-S7>
22. Malmberg P, Norén JG, Bernin D (2019) Molecular insights into hypomineralized enamel. *Eur J Oral Sci*. <https://doi.org/10.1111/eos.12619>
23. Baumgartner S, Koletsi D, Verna C, Eliades T (2017) The effect of enamel sandblasting on enhancing bond strength of orthodontic brackets: a systematic review and meta-analysis. *J Adhes Dent* 19(6):463–473. <https://doi.org/10.3290/j.jad.a39279>
24. Reicheneder C, Hofrichter B, Faltermeier A, Proff P, Lippold C, Kirschneck C (2014) Shear bond strength of different retainer wires and bonding adhesives in consideration of the pretreatment process. *Head Face Med* 10:51. <https://doi.org/10.1186/1746-160X-10-51>
25. Kim J, Park C, Lee J-S, Ahn J, Lee Y (2017) The effect of various types of mechanical and chemical preconditioning on the shear bond strength of orthodontic brackets on zirconia restorations. *Scanning* 2017:6243179. <https://doi.org/10.1155/2017/6243179>
26. Dutra D, Pereira G, Kantorski KZ, Valandro LF, Zanatta FB (2018) Does finishing and polishing of restorative materials affect bacterial adhesion and biofilm formation? A systematic review. *Oper Dent* 43(1):E37–E52. <https://doi.org/10.2341/17-073-L>
27. Rashid H (2014) The effect of surface roughness on ceramics used in dentistry: a review of literature. *Eur J Dent* 8(4):571–579. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.143646>
28. Flury S, Peutzfeldt A, Lussi A (2012) Influence of surface roughness on mechanical properties of two computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM) ceramic materials. *Oper Dent* 37(6):617–624. <https://doi.org/10.2341/11-391-L>

**Publisher's note** Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

### **3 Zusammenfassung der Arbeit**

Dissertation zur Erlangung des akademischen Grades  
Dr. med. dent.

#### **Adhesive luting of buccal tubes to silica-based ceramic crowns – comparison of shear bond strength and surface properties**

eingereicht von: Sarah Miersch

angefertigt an: Universität Leipzig, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und  
Werkstoffkunde

betreut von: Prof. Dr. med. dent. Sebastian Hahnel  
Dr. med. dent. Angelika Rauch, M.Sc.

Einreichung: August 2020

#### **Zusammenfassung:**

Es liegt in der menschlichen Natur, nach Attraktivität zu streben. Zeit und Geld werden darauf verwendet, einem bestimmten Schönheitsideal zu entsprechen – je attraktiver man glaubt zu sein, umso besser fühlt man sich [39]. Unser Kauorgan betreffend, können Funktion und Ästhetik durch kieferorthopädische Therapie optimiert werden. Bei gegebener Indikation ist die Kieferorthopädie eine Therapieoption in jedem Lebensalter. Aufgrund der steigenden Anzahl erwachsener Patienten in der kieferorthopädischen Praxis ergibt sich, dass kieferorthopädische Hilfselemente immer häufiger auch auf keramischen Restaurationsflächen zuverlässig verankert werden müssen. Aus der Vielfalt der auf dem Markt verfügbaren Keramiken sind insbesondere Restaurationen aus Silikatkeramik sehr beliebt.

Um Zähne im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung kontrolliert bewegen zu können, ist die Befestigung von Hilfselementen wie Brackets, Tubes oder Attachments obligat. Die Anforderungen an den Haftverbund sind dabei komplex: Die Scherhaftfestigkeit (SBS) muss ausreichen, um kieferorthopädischen Kräften standzuhalten und ein vorzeitiges Versagen des Haftverbundes zu verhindern. Nur so



können kontinuierliche Zahnbewegungen zeitoptimiert ablaufen und ungewollte Bewegungen vermieden werden. Bei der Verankerung auf keramischen Oberflächen sollten weder durch den Konditionierungsvorgang, noch durch das Debonding nach abgeschlossener Behandlung irreversible Veränderungen auf der Restauraionsoberfläche resultieren. Je nach Ausmaß der Schädigung hat das nicht nur ästhetische Folgen: die erhöhte Rauigkeit begünstigt die bakterielle Besiedlung der Oberfläche und durch subkritisches Risswachstum (*subcritical crack growth*, SCG) ist die Beeinträchtigung der Langzeitstabilität der Restauration denkbar.

Um kieferorthopädische Hilfselemente zuverlässig auf silikatkeramischen Oberflächen zu verankern, müssen diese Oberflächen konditioniert werden. In der kieferorthopädischen Praxis stehen dafür verschiedene Methoden mit individuellen Vor- und Nachteilen zu Verfügung. Wirkprinzip der Konditionierungsmaßnahmen ist zunächst das Etablieren einer mikroretentiven Oberfläche mittels Anrauen durch einen Präparierdiamant, Ätzen durch Flusssäure oder Sandstrahlen mit Aluminiumoxid und anschließend das Herstellen des Haftverbundes durch Auftragen eines Silans. Diese Maßnahmen führen zu irreversiblen Veränderungen der Keramikoberfläche, die bereits makroskopisch sichtbar sind.

Ein alternatives Wirkprinzip versprechen neue Einkomponenten-Keramikprimer: Diese ätzen die Keramikoberfläche durch Ammoniumpolyfluorid und lassen dann den Haftverbund durch das ebenfalls enthaltene Trimethoxysilylpropyl-Methacrylat entstehen.

Im Rahmen dieser Studie wurden Probekörper nach Vorlage einer Molarenkrone des Zahnes 36 durch CAD/CAM-Verfahren hergestellt. Die Fläche zur Aufnahme des Tubes mit laserstrukturierter Basis wurde entsprechend der Randomisierungsliste konditioniert: In Gruppe 1 bestand der Konditionierungsvorgang aus Anrauen und Ätzen mittels Flusssäure sowie Auftragen eines Silans, in Gruppe 2 aus Sandstrahlen mit Aluminiumoxid und Auftragen eines Silans, in Gruppe 3 aus Anrauen und Auftragen des Einkomponenten-Keramikprimers, in Gruppe 4 aus Auftragen des Einkomponenten-Keramikprimers, in Gruppe 5 lediglich aus Anrauen und in Gruppe 6 (Kontrollgruppe) erfolgte keine Konditionierung. Abschließend wurde das Tube mittels Befestigungskomposit verankert.

Die Alterung des Haftverbundes wurde mittels Thermocycling unter Kaubelastung in einem Kausimulator entsprechend der durchschnittlichen Dauer einer aktiven

kieferorthopädischen Behandlung von 2,5 Jahren simuliert. Die SBS-Werte wurden bestimmt und die Integrität der Keramikoberfläche nach Debonding anhand des Adhesive-Remnant-Index (ARI) und des Crack-Tear-out-Index bewertet.

Die Konditionierungsmaßnahmen der Gruppen I-IV resultierten in SBS-Werten zwischen  $23,14 \pm 4,78$  MPa (Gruppe IV) und  $61,56 \pm 17,07$  MPa (Gruppe I). Lediglich in Gruppe V und Gruppe VI (Kontrollgruppe) konnten keine bzw. teilweise keine klinisch akzeptablen SBS-Werte generiert werden, die kieferorthopädischen Kräften standhielten. Deutliche Unterschiede zwischen den Gruppen konnten in Bezug auf Veränderungen an der Restaurationsoberfläche festgestellt werden. So kam es in den Gruppen I-III sowohl zu Rückständen von Befestigungskomposit auf der Oberfläche als auch zu Brüchen in/ Ausrissen aus der Keramik. Besonders geringe Veränderungen der Oberfläche bewirkte die Konditionierung mittels Einkomponenten-Keramikprimer.

Um dem stetig steigenden Anspruch der Patienten an die kieferorthopädische Behandlung zu genügen, muss der Kieferorthopäde auf die Verlässlichkeit der verwendeten Materialien vertrauen können. Die in naher Zukunft neu auf dem Dentalmarkt verfügbaren Einkomponenten-Keramikprimer scheinen ein aussichtsreiches Hilfsmittel zur intraoralen Befestigung kieferorthopädischer Hilfselemente auf silikatkeramischen Oberflächen zu sein und konnten die an sie im Rahmen dieser in-vitro-Studie gestellten Anforderungen erfüllen.

## 4 Literaturverzeichnis

1. Godinho J, Goncalves RP, Jardim L (2020) Contribution of facial components to the attractiveness of the smiling face in male and female patients: A cross-sectional correlation study. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 157: 98–104. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2019.01.022>
2. Schwindling F-P (2017) *Orthodontie verstehen: Ein Biomechanikatlas*. edition schwindling; Zahnärztlicher Fachverlag, Merzig
3. Goz G (1990) The age dependence of the tissue reaction in tooth movements (Die Altersabhängigkeit der Gewebereaktion bei Zahnbewegungen). *Fortschr Kieferorthop* 51: 4–7. <https://doi.org/10.1007/bf02165205>
4. Melsen B (2001) Tissue reaction to orthodontic tooth movement--a new paradigm. *Eur J Orthod* 23: 671–681. <https://doi.org/10.1093/ejo/23.6.671>
5. Smith RJ, Burstone CJ (1984) Mechanics of tooth movement. *Am J Orthod* 85: 294–307. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(84\)90187-8](https://doi.org/10.1016/0002-9416(84)90187-8)
6. Tanne K, Koenig HA, Burstone CJ (1988) Moment to force ratios and the center of rotation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 94: 426–431. [https://doi.org/10.1016/0889-5406\(88\)90133-3](https://doi.org/10.1016/0889-5406(88)90133-3)
7. Gomez JP, Pena FM, Martinez V et al. (2015) Initial force systems during bodily tooth movement with plastic aligners and composite attachments: A three-dimensional finite element analysis. *Angle Orthod* 85: 454–460. <https://doi.org/10.2319/050714-330.1>
8. Aksakalli S, Ileri Z, Yavuz T et al. (2015) Porcelain laminate veneer conditioning for orthodontic bonding: SEM-EDX analysis. *Lasers Med Sci* 30: 1829–1834. <https://doi.org/10.1007/s10103-014-1682-5>
9. Falkensammer F, Freudenthaler J, Pseiner B et al. (2012) Influence of surface conditioning on ceramic microstructure and bracket adhesion. *Eur J Orthod* 34: 498–504. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjr034>
10. Abu Alhajja, Elham S J, Abu AlReesh IA, AlWahadni AMS (2010) Factors affecting the shear bond strength of metal and ceramic brackets bonded to different ceramic surfaces. *Eur J Orthod* 32: 274–280. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjp098>
11. Axelsson P (2006) The effect of a needs-related caries preventive program in children and young adults - results after 20 years. *BMC Oral Health* 6 Suppl 1: S7. <https://doi.org/10.1186/1472-6831-6-S1-S7>

12. Schwendicke F, Elhennawy K, Reda S et al. (2018) Global burden of molar incisor hypomineralization. *J Dent*: 10–18. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.12.002>
13. Malmberg P, Norén JG, Bernin D (2019) Molecular insights into hypomineralized enamel. *Eur J Oral Sci*. <https://doi.org/10.1111/eos.12619>
14. Rauch A, Schrock A, Schierz O et al. (2020) Material selection for tooth-supported single crowns-a survey among dentists in Germany. *Clin Oral Investig*. <https://doi.org/10.1007/s00784-020-03363-9>
15. Makhija SK, Lawson NC, Gilbert GH et al. (2016) Dentist material selection for single-unit crowns: Findings from the National Dental Practice-Based Research Network. *J Dent* 55: 40–47. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2016.09.010>
16. Kern M (2015) Vollkeramik auf einen Blick: Leitfaden zur Indikation, Werkstoffauswahl, Vorbereitung und Eingliederung von vollkeramischen Restaurationen, 6. Aufl. Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde, Ettlingen
17. Rauch A, Häußler G, Hahnel S (2019) Monolithische Restaurationen aus CAD/CAM-Silikatkeramiken. *wissen kompakt* 13: 147–159. <https://doi.org/10.1007/s11838-019-00092-y>
18. Girish PV, Dinesh U, Bhat R et al. (2012) Comparison of shear bond strength of metal brackets bonded to porcelain surface using different surface conditioning methods: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 13: 487–493
19. Sharma S, Tandon P, Nagar A et al. (2014) A comparison of shear bond strength of orthodontic brackets bonded with four different orthodontic adhesives. *J Orthod Sci* 3: 29–33. <https://doi.org/10.4103/2278-0203.132892>
20. Özarslan MM, Üstün Ö, Buyukkaplan US et al. (2018) Assessment the Bond Strength of Ceramic Brackets to CAD/CAM Nanoceramic Composite and Interpenetrating Network Composite after Different Surface Treatments. *Biomed Res Int* 2018: 1871598. <https://doi.org/10.1155/2018/1871598>
21. Zhang Z-C, Qian Y-F, Yang Y-M et al. (2016) Bond strength of metal brackets bonded to a silica-based ceramic with light-cured adhesive : Influence of various surface treatment methods (Bond strength of metal brackets bonded to a silica-based ceramic with light-cured adhesive : Influence of various surface treatment methods). *Journal of Orofacial Orthopedics* 77: 366–372. <https://doi.org/10.1007/s00056-016-0044-2>

22. Reynolds IR (1975) A Review of Direct Orthodontic Bonding. *British Journal of Orthodontics* 2: 171–178. <https://doi.org/10.1080/0301228X.1975.11743666>
23. Bishara SE, Olsen ME, Damon P et al. (1998) Evaluation of a new light-cured orthodontic bonding adhesive. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 114: 80–87
24. Di Guida LA, Benetti P, Corazza PH et al. (2019) The critical bond strength of orthodontic brackets bonded to dental glass-ceramics. *Clin Oral Investig.* <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02881-5>
25. Zachrisson YO, Zachrisson BU, Büyükyılmaz T (1996) Surface preparation for orthodontic bonding to porcelain. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics* 109: 420–430
26. Bajraktarova-Valjakova E, Korunoska-Stevkowska V, Georgieva S et al. (2018) Hydrofluoric Acid: Burns and Systemic Toxicity, Protective Measures, Immediate and Hospital Medical Treatment. *Open Access Maced J Med Sci* 6: 2257–2269. <https://doi.org/10.3889/oamjms.2018.429>
27. Ebert T, Elsner L, Hirschfelder U et al. (2016) Shear bond strength of brackets on restorative materials: Comparison on various dental restorative materials using the universal primer Monobond® Plus. *Journal of Orofacial Orthopedics* 77: 73–84. <https://doi.org/10.1007/s00056-016-0011-y>
28. Borges GA, Sophr AM, Goes MF de et al. (2003) Effect of etching and airborne particle abrasion on the microstructure of different dental ceramics. *J Prosthet Dent* 89: 479–488. <https://doi.org/10.1016/S0022391302527049>
29. Ivoclar Vivadent (2018) Monobond+Etch+&+Prime+Scientific+Report+Vol+01-2018. <https://www.ivoclarvivadent.ch/de-dech/produktkategorien/einsetzen/monobond-etch-prime-1>. Accessed 10 Aug 2020
30. DIN Deutsches Institut für Normung e. V. (2017) DIN 13990:2017-04, Zahnheilkunde - Prüfverfahren für die Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven für kieferorthopädische Befestigungselemente
31. Kern M, Strub JR, Lu XY (1999) Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 26: 372–378
32. Naumann M, Metzdorf G, Fokkinga W et al. (2009) Influence of test parameters on in vitro fracture resistance of post-endodontic restorations: a structured review. *J Oral Rehabil* 36: 299–312. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2842.2009.01940.x>

33. Ahangar Atashi MH, Sadr Haghighi AH, Nastarin P et al. (2018) Variations in enamel damage after debonding of two different bracket base designs: An in vitro study. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospects* 12: 56–62. <https://doi.org/10.15171/jodddd.2018.009>
34. Sorel O, El Alam R, Chagneau F et al. (2002) Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 122: 260–266. <https://doi.org/10.1067/mod.2002.125834>
35. Dutra D, Pereira G, Kantorski KZ et al. (2018) Does Finishing and Polishing of Restorative Materials Affect Bacterial Adhesion and Biofilm Formation? A Systematic Review. *Oper Dent* 43: E37-E52. <https://doi.org/10.2341/17-073-L>
36. Rashid H (2014) The effect of surface roughness on ceramics used in dentistry: A review of literature. *Eur J Dent* 8: 571–579. <https://doi.org/10.4103/1305-7456.143646>
37. Salazar Marocho SM, Studart AR, Bottino MA et al. (2010) Mechanical strength and subcritical crack growth under wet cyclic loading of glass-infiltrated dental ceramics. *Dent Mater* 26: 483–490. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.01.007>
38. Wendler M, Belli R, Valladares D et al. (2018) Chairside CAD/CAM materials. Part 3: Cyclic fatigue parameters and lifetime predictions. *Dent Mater* 34: 910–921. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2018.03.024>
39. Yarosh DB (2019) Perception and Deception: Human Beauty and the Brain. *Behav Sci (Basel)* 9. <https://doi.org/10.3390/bs9040034>


## 5 Anlagen

keine

## 6 Darstellung des eigenen Beitrags

Hiermit bestätigen die Co-Autoren den Beitrag der Promovendin Sarah Miersch an folgenden Arbeitsschritten dieser wissenschaftlichen Arbeit:

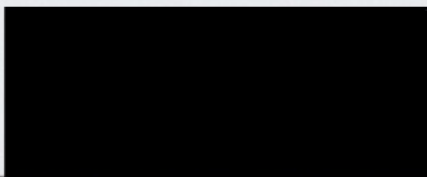
- Erarbeiten der Idee in Zusammenarbeit mit Dr. Angelika Rauch
- Entwicklung des Versuchsaufbaus in Zusammenarbeit mit Dr. Angelika Rauch, Sebastian Mehlhorn, Dr. Andreas König und Florian Fuchs, M.Sc.
- Konditionierung aller Probekörper und Befestigung der Tubes
- Einbetten der Probekörper in die Probenhalter des Kausimulators
- Verantwortung über die Alterung im Kausimulator
- Durchführung der Versuche zur Bestimmung der Scherhafffestigkeit
- Bewertung der Oberflächen der Probekörper nach Debonding in Zusammenarbeit mit Dr. Andreas König
- Erstellen des Manuskripts und Korrekturen gemäß Monita von Dr. Angelika Rauch, Dr. Andreas König und Professor Dr. Sebastian Hahnel



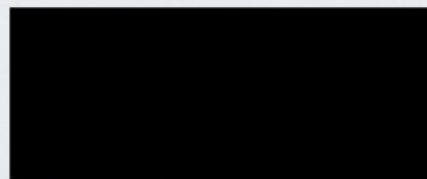
Dr. Andreas König



Florian Fuchs, M.Sc.



Professor Dr. Sebastian Hahnel



Dr. Angelika Rauch, M.Sc.

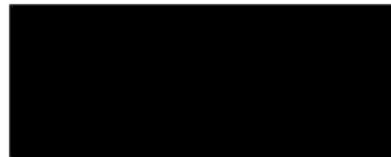
## **7 Erklärung über die eigenständige Abfassung der Arbeit**

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne unzulässige Hilfe oder Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Ich versichere, dass Dritte von mir weder unmittelbar noch mittelbar eine Vergütung oder geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten haben, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen, und dass die vorgelegte Arbeit weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde zum Zweck einer Promotion oder eines anderen Prüfungsverfahrens vorgelegt wurde. Alles aus anderen Quellen und von anderen Personen übernommene Material, das in der Arbeit verwendet wurde oder auf das direkt Bezug genommen wird, wurde als solches kenntlich gemacht. Insbesondere wurden alle Personen genannt, die direkt an der Entstehung der vorliegenden Arbeit beteiligt waren. Die aktuellen gesetzlichen Vorgaben in Bezug auf die Zulassung der klinischen Studien, die Bestimmungen des Tierschutzgesetzes, die Bestimmungen des Gentechnikgesetzes und die allgemeinen Datenschutzbestimmungen wurden eingehalten. Ich versichere, dass ich die Regelungen der Satzung der Universität Leipzig zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis kenne und eingehalten habe.

**24.08.2020**

---

Datum



---

Sarah Miersch



## **9 Publikationen**

„Interdisziplinäre Versorgung von multiplen Frakturen im Ober- und Unterkiefer“  
Zeitschrift der Deutschen Gesellschaft für Zahnärztliche Implantologie e. V., 01/2014

„Adhesive luting of orthodontic devices to silica-based ceramic crowns – comparison  
of shear bond strength and surface properties“  
Clinical Oral Investigations, 09/2020