

Debonding von Keramikbrackets für die kieferorthopädische Zahnbewegung und deren Aufbereitung und Wiederverwendung

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Katharina Grosch

aus Pforzheim

2024

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: Prof. Dr. Stefan Lossdörfer

Tag der Mündlichen Prüfung: 17.07.2024

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark

- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie -

Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Meinen Eltern und meinen Großeltern
in Dankbarkeit für ihre Unterstützung und Liebe gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis	6
1.	Deutsche Zusammenfassung	7
1.1	Einleitung	7
1.2	Material und Methoden	9
1.3	Ergebnisse	12
1.4	Diskussion	13
1.5	Zusammenfassung	15
1.6	Literaturverzeichnis der deutschen Zusammenfassung	16
2.	Veröffentlichung	19
	Abstract	20
	Introduction	21
	Materials and Methods	22
	Results	25
	Discussion	27
	References	31
3.	Danksagung	33

Abkürzungsverzeichnis

ANOVA	Varianzanalyse (ANalysis Of VAriance)
ARI	Adhesive Remnant Index
C2C	Cradle-to-Cradle
Er:YAG-Laser	Erbium-Yttrium-Aluminium-Granat-Laser
OMSS	Orthodontisches Mess- und Simulations-System
REM	Rasterelektronenmikroskop

1. Deutsche Zusammenfassung

Kieferorthopädische Behandlungen bilden eine wichtige Basis für eine langfristige Zahngesundheit. Für viele dieser Behandlungen werden Multibracketapparaturen verwendet. Dabei werden häufig Keramikbrackets aufgrund der Ästhetik den günstigeren Metallbrackets vorgezogen. Die verwendeten Keramikbrackets werden nach der Behandlung entsorgt, auch wenn die Brackets noch einen einwandfreien Zustand aufweisen. Ein Grund dafür ist, dass Wissen zur Aufbereitung und Wiederverwendung der Brackets nicht ausreichend vorhanden ist. Um die Wiederverwendung von Brackets zu ermöglichen, muss untersucht werden, wie sich die Material- und Produkteigenschaften durch das Entfernen und die Aufbereitung der Brackets verändern. Diese Eigenschaften sind bisher für Keramikbrackets nicht ganzheitlich untersucht. Aus diesem Grund wird in dieser Arbeit eine In-vitro-Analyse verschiedener Debonding- und Aufbereitungsmethoden durchgeführt.

1.1 Einleitung

Die Aufbereitung von Keramikbrackets im Anschluss an kieferorthopädische Behandlungen erscheint aus zwei entscheidenden Gründen notwendig. Einerseits kann eine effiziente Wiederverwendung eine kostengünstigere Anwendung der Brackets ermöglichen. Somit erhält eine breitere Bevölkerungsschicht Zugang zu kieferorthopädischer Versorgung mit Keramikbrackets. Andererseits ist heute mehr denn je ein bewusster und nachhaltiger Umgang mit natürlichen Ressourcen unabdingbar. Dies dient der Minimierung des Ressourcen- und Energieverbrauchs. Bestehende Produkte sollten daher so konzipiert sein, dass sie einen möglichst langen Lebenszyklus aufweisen. Diese Herangehensweise kann durch das Cradle-to-Cradle (C2C) Konzept veranschaulicht werden (McDonough und Braungart, 2002). Das Hauptziel besteht darin, Produkte nach ihrer Nutzungsphase nicht zu entsorgen, sondern in einen technischen Kreislauf zu integrieren.

Damit Keramikbrackets wiederverwendet werden können, muss bekannt sein, wie sich die Material- und Produkteigenschaften durch die Aufbereitungsprozesse verändern.

Forschung, die bisher zur Aufbereitung von Brackets betrieben wurde, bezieht sich größtenteils auf Metallbrackets. Die Forschungsergebnisse sind deshalb nur begrenzt auf Keramikbrackets übertragbar. Die durchgeführten Studien zu Keramikbrackets deuten bisher an, dass die Wiederverwendung von Keramikbrackets möglich ist (Han et al., 2016; Mirhashemi et al., 2018; Yassaei et al., 2017). Jedoch haben die Studien noch nicht ganzheitlich alle maßgeblichen Eigenschaften analysieren können, die für die Wiederverwendung notwendig sind.

Zudem ist darauf zu achten, dass es durch konventionelles Debonding mit einer Zange (Debonding = Entfernen der Brackets) zum Bruch der Keramik führen kann. Durch die Kraft, die dabei über das Bracket und das Adhäsiv auf den Zahn aufgebracht wird, kann es weiterhin zu Mikrorissen im Zahnschmelz kommen. (Redd und Shivapuja, 1991; Russell 2005) Eine bereits untersuchte alternative Debondingmethode ist das Laser-Debonding (Grzech-Leśniak et al., 2018; Mocuta et al., 2022). Bei dieser Methode werden Brackets mithilfe eines Lasers entfernt. Dabei wird das Adhäsiv durch den Energieeintrag geschwächt und dadurch sowohl Bracket als auch Zahnschmelz geschont (Oztoprak et al., 2010). Aus diesem Grund ist es sinnvoll, den Einfluss des Laser-Debondings auf die Wiederverwendung zu analysieren.

In der durchgeführten Studie sollten aufgrund der oben genannten Gründe drei zentrale Fragestellungen beantwortet werden:

- Inwieweit werden durch konventionelles Debonding und Laser-Debonding von Keramikbrackets mit nachfolgender Aufbereitung die materialtechnischen Eigenschaften (Scherhaftfestigkeit, Reibungsverhalten, Bruchfestigkeit) verändert?
- Entstehen durch das Debonding Veränderungen im Bereich des Slots und der Retentionsbasis?
- Inwiefern kommt es zu Farbveränderungen der Keramikbrackets als Folge des Debondings und der Aufbereitung?

Alle Experimente und Auswertungen wurden im Rahmen der wissenschaftlichen Arbeit selbstständig durchgeführt. Die Publikation wurde auf Basis der Forschungsergebnisse eigenständig verfasst.

1.2 Material und Methoden

Für diese Studie wurden Keramikbrackets der Firma Ormco verwendet (Damon® Clear™ 2, Ormco, Brea, USA). Von insgesamt 120 Brackets wurden 90 Brackets konventionell und 30 Brackets mit einem Laser vom Zahn debondet. Das Debonding wurde in einer kieferorthopädischen Praxis durchgeführt. Für das konventionelle Debonding wurde eine Zange verwendet. Das Laser-Debonding wurde mit dem KaVo Key III Laser (Er:YAG-Laser, Wellenlänge 2.94 µm, KaVo Dental GmbH, Biberach) mit 0,75 W, 250 mJ und 3 Hz durchgeführt. Nach dem Entfernen wurden die Brackets nach Typ sortiert (Frontzahn, Eckzahn, Seitenzahn) und anschließend sterilisiert. Im Labor wurden alle Brackets unter dem Stereomikroskop (Wild M8, Heerbrugg, Schweiz) betrachtet, beschädigte Brackets aussortiert und die verbliebenen Brackets entsprechend des Adhesive Remnant Index (ARI) (Årtun und Bergland, 1984) geordnet: ARI 0 = Adhäsiv vollständig auf der Bracketbasis; ARI 1 \geq 50 % Adhäsiv auf der Bracketbasis; ARI 2 \leq 50 % Adhäsiv auf der Bracketbasis; ARI 3 = kein Adhäsiv auf der Bracketbasis. Daraufhin wurden drei Gruppen mit einem gleichmäßigen Vorkommen von ARI 0 - 3 gebildet. Damit sollte der Einfluss des ARI auf die Messergebnisse nivelliert werden. Nach der Aufbereitung wurden die Brackets nochmals unter dem Stereomikroskop betrachtet und der neue ARI ermittelt, um die Effizienz der Aufbereitungsmethode zu beurteilen.

Aufbereitungsmethoden

In dieser Arbeit wurden drei Methoden zur Aufbereitung der Brackets untersucht: In der ersten Gruppe wurden Brackets mechanisch durch Sandstrahlen aufbereitet. Dafür wurde im ersten Schritt der Klebstoff vom Bracket abgeflammt. Dazu wurde das Bracket bis zu 20-mal für 5 Sekunden über eine Flamme (Alcohol Torch, Buffalo Dental Manufacturing Co. Inc., Syosset, USA) gehalten und anschließend in Ethanol eingetaucht. Die nicht durch das Abflammen entfernbaren Klebstoffreste wurden anschließend mittels Sandstrahlen (Perlablast, BEGO, Bremen) entfernt. Abschließend erfolgte die Reinigung der Brackets von verbliebenen Pulverresten mithilfe eines Luftstrahls.

In der zweiten Gruppe wurden Brackets wie zuvor abgeflammt. Verbliebene Klebstoffreste wurden anschließend 45 min in einem Ultraschall-Säurebad (32 %-ige Salzsäure

und 55 %-ige Salpetersäure im Verhältnis 1:4) bei 80 °C abgelöst. Danach wurden die Brackets unter fließendem Wasser gesäubert.

In der dritten Gruppe wurden Brackets mit einem Laser aufbereitet. Für die Aufbereitung wurde die Bracketbasis mit dem Er:YAG-Laser für 10 Sekunden bestrahlt (6 W, 400 mJ, 15 Hz) und anschließend kurz in Ethanol getaucht. Dieser Prozess wurde bis zu 20-mal wiederholt, bis keine Klebstoffreste mehr sichtbar waren.

Materialtechnische Untersuchungen

Bei den aufbereiteten Brackets wurden Scherhaftfestigkeit, Reibungsverhalten, Veränderung der Slotgröße, Bruchfestigkeit, Farbveränderungen und Veränderungen an der Bracketbasis analysiert.

Die Scherhaftfestigkeit beschreibt die Haftkraft des Brackets am Zahn und wurde gemäß DIN 13990 (2017) in der Materialprüfmaschine (Zwick ZMART.PRO, Zwick, Ulm) geprüft. Dafür wurden Rinderschneidezähne in Kunststoff (Technovit 4004; Kulzer GmbH, Hanau) eingebettet. Anschließend wurden die zu untersuchenden Brackets mit Transbond XT™ (3M Unitek, Monrovia, CA, USA) auf die Zähne geklebt. Im Versuch wurden die Brackets mit einer von okklusal nach gingival wirkenden Scherkraft bei 1 mm/min Traversengeschwindigkeit abgeschert.

Die Analyse des Reibungsverhaltens befasst sich mit Reibungsverlusten durch die Bewegung des Drahts im Slot. Diese Untersuchung ist von Bedeutung, da hohe Reibungsverluste die Zahnbewegung verringern und damit die Effektivität einer kieferorthopädischen Behandlung reduzieren. Das Reibungsverhalten wurde im Orthodontischen Mess- und Simulations-System (OMSS) untersucht. Im OMSS lassen sich klinische Zahnbewegungen ähnlich zum praktischen Anwendungsfall simulieren (Bourauel et al., 1992; Drescher et al., 1991). Dazu wurde ein Frasco-Modell mit Brackets bestückt und ein $0,46 \times 0,64 \text{ mm}^2$ Bogen (18 × 25, remanium®, Dentaurum, Ispringen) einligiert. Anschließend wurde eine Retraktion des Eckzahns simuliert (siehe S. 23 Abb. 2 in der Publikation). Die aufgebrachte Kraft für die Zahnverschiebung wurde durch eine Nickel-Titan (NiTi)-Zugfeder erzeugt. Das Gerät ermöglicht in allen drei Raumebenen die Auf-

zeichnung aller auf das Bracket und die Zugfeder wirkenden Kräfte und Drehmomente. Die Differenz zwischen eingesetzter Kraft der NiTi-Zugfeder und effektiver Kraft am Zahn wurde ermittelt. Daraus wurde dann im Weiteren der Reibungsverlust in % berechnet.

Die Slotgröße wurde mit Lehdornen der Firma Azurea (Azurea Jauges SA, Belprahon, Schweiz) bestimmt, indem die Lehdornen in aufsteigender Größe in den Slot eingeführt wurden. Der größte in den Slot passende Lehdorn bestimmte die Slotgröße (siehe S. 24 Abb. 3 in der Publikation). Die Slotgröße der hier untersuchten Keramikbrackets beträgt 0,022 Zoll (0,56 mm). Damit sollte untersucht werden, ob der Slot durch Nutzung oder anderweitige Einwirkungen zum Beispiel durch Aufbereitungsmethoden vergrößert wird, was eine Wiederverwendung nach der DIN 13996 (2012) ausschließen würde.

Die Bruchfestigkeit gibt an, bei welcher Kraft das Material des Brackets versagt. Untersucht wurde dafür das Versagen eines Bracketflügels durch Belastung über einen Draht. Für die Ermittlung der Bruchfestigkeit kieferorthopädischer Brackets existieren keine Vorschriften. Daher wurde das Verfahren von Sanchez et al. (2008) als Orientierung herangezogen. Mit einem Zweikomponenten-Kunstharzkleber (Pattex Stabilit Express, Henkel, Düsseldorf) wurden Prämolarenbrackets auf einem Probenhalter befestigt. Der Probenhalter wurde in CAD entworfen, sodass dessen Oberflächenkrümmung der eines Zahnes entspricht und aus Epoxidharz gefertigt. Anschließend wurde der Probenhalter in der Materialprüfmaschine (Zwick ZMART.PRO, Zwick, Ulm) montiert und es wurde über einen Draht Zug auf den Bracketflügel bis zum Versagen ausgeübt (siehe S. 24 Abb. 4 in der Publikation). Die Bruchfestigkeit wurde aus der maximal gemessenen Kraft und der unter einem Mikroskop ermittelten Bruchfläche berechnet.

Farbunterschiede wurden ermittelt, da die Keramik sich durch den Kontakt mit Lebensmitteln verfärben kann (Guignone et al., 2015). Brackets sollten jedoch zur Wiederverwendung möglichst geringe Verfärbungen aufweisen. Für die Messung der Farbunterschiede wurde das VITA Easyshade V[®] Spektralphotometer (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen) verwendet. Das Gerät ermittelt die Farbe eines Objekts im CIEL*a*b*-Farbraum (DIN 11664-4, 2020). Die Farbkoordinaten (L^* , a^* , b^*) wurden für jedes Bracket bestimmt. Daraus wurde dann der Farbunterschied

$$\Delta E_{ab}^* = \sqrt{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2}$$

zur Kontrollgruppe berechnet.

Im letzten Schritt wurde aus jeder Gruppe nach dem Zufallsprinzip ein einzelnes Bracket ausgewählt, welches mit dem Rasterelektronenmikroskop (REM; Philips XL 30 CP, Philips, Eindhoven, Niederlande) untersucht wurde. Die Bracketbasis wurde mit 300-facher Vergrößerung betrachtet. Dabei sollte analysiert werden, inwiefern es durch die Aufbereitung zu Veränderungen der retentiven Basis kommt. Veränderungen können Materialabnutzung, Materialversagen oder Verschmutzung sein.

Die Ergebnisse der Untersuchungen wurden mit GraphPad Prism Version 9.4.1 für macOS statistisch ausgewertet. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt. Der Shapiro-Wilk-Test wurde verwendet, um die Normalverteilung der Variablen zu verifizieren. Für die normalverteilten Ergebnisse der Scherhafffestigkeit, des Reibungsverhaltens, der Slotgröße, der Farbparameter (L^* , a^* , b^*) und der Bruchfestigkeit wurde eine Varianzanalyse (ANOVA) mit anschließendem Bonferroni-Test durchgeführt. Für die ARI-Werte wurde der nichtparametrische Kruskal-Wallis-Test mit anschließendem Dunn-Test durchgeführt. Für ΔE_{ab}^* wurde die Gaußsche Fehlerfortpflanzung angewandt und es wurden Konfidenzintervalle berechnet.

1.3 Ergebnisse

Alle untersuchten Brackets konnten für die Auswertung herangezogen werden.

Die Scherhafffestigkeit der aufbereiteten Brackets zeigte nur für die Säureaufbereitung eine signifikante Verringerung zu neuen Brackets (siehe S. 25 Tab. 2 in der Publikation). Während neue Brackets eine Scherhafffestigkeit von $12,9 \pm 2,9$ MPa aufwiesen, lag die Scherhafffestigkeit säurebehandelter Brackets bei $8,0 \pm 3,1$ MPa ($p = 0,002$). Die laserdebondeten Brackets wiesen eine ähnliche Scherhafffestigkeit zu neuen Brackets auf ($12,8 \pm 2,8$ MPa; $p > 0,99$).

Das Reibungsverhalten wies nach der Laser-Aufbereitung ($32,8 \pm 2,7$ %, $p < 0,001$) und dem Laser-Debonding ($30,9 \pm 2,4$ %, $p < 0,001$) signifikant niedrigere Werte im Ver-

gleich zu neuen Brackets ($38,3 \pm 3,0$ %) auf. Die anderen Gruppen haben sich nicht signifikant von neuen Brackets unterschieden (siehe S. 26 Abb. 5 in der Publikation).

Es konnte keine signifikante Abweichung der Slotgröße festgestellt werden (siehe S. 26 Abb. 6 in der Publikation). Alle Brackets lagen in dem von der Norm vorgegebenen Toleranzbereich von $0,560 + 0,040$ mm (DIN 13996, 2012).

Auch bei der Messung der Bruchfestigkeit gab es keine signifikante Unterscheidung zwischen den Gruppen. Die Brackets wiesen konsistent Bruchfestigkeiten im Bereich von 20 bis 30 MPa auf (siehe S. 26 Abb. 7 in der Publikation).

Bis auf die säurebehandelten Brackets wurden alle Brackets durch den Aufbereitungsprozess dunkler, mit einem signifikant geringeren L^* -Wert im Vergleich zu neuen Brackets ($p < 0,05$). Das ΔE^*_{ab} der Brackets vor der Aufbereitung lag zwischen 6,3 und 7,4. Durch die Behandlung im Säurebad zeigten die Brackets ein ΔE^*_{ab} von $2,9 \pm 1,1$. Die größte Abweichung konnte nach dem Laser-Debonding ($9,4 \pm 0,6$) und der Laser-Aufbereitung ($9,8 \pm 1,8$) festgestellt werden (siehe S. 27 Tab. 3 in der Publikation).

Durch die Aufbereitungsmethoden konnte das Adhäsiv im Wesentlichen von der Bracketbasis entfernt werden. Der mittlere ARI betrug nach der Aufbereitung 2,53 - 2,97 (siehe S. 27 Tab. 4 in der Publikation). Unter den verschiedenen Aufbereitungsmethoden konnte nur die Säurebehandlung das Adhäsiv nicht signifikant entfernen (ARI = 2,53; $p < 0,001$).

Unter der Betrachtung der Brackets im REM konnte festgestellt werden, dass es durch das Sandstrahlen zu einer Abnutzung der Bracketbasis gekommen ist. Zusätzlich wiesen Brackets nach dem Säurebad weiterhin Adhäsivreste in der Retentionsbasis auf (siehe S. 28 Abb. 8 in der Publikation).

1.4 Diskussion

Laser-Debonding, Sandstrahlen und Laser-Aufbereitung zeigten keine signifikanten Abweichungen der Scherhaftfestigkeit im Vergleich zur Kontrollgruppe. Im Gegensatz dazu führte die Säurebehandlung zu einer signifikant reduzierten Scherhaftfestigkeit. Dieses

Phänomen kann anhand der REM-Aufnahmen erklärt werden. Adhäsivreste verbleiben trotz der Aufbereitung auf der retentiven Basis und beeinträchtigen somit die erneute Adhäsion der Brackets (siehe S. 28 Abb. 8c in der Publikation). Bei sandgestrahlten Brackets war unter dem REM kein Adhäsiv an der Basis zu erkennen, jedoch konnte eine Erosion der retentiven Basis festgestellt werden (siehe S. 28 Abb. 8b in der Publikation). Es wird aus diesem Grund davon ausgegangen, dass das mehrmalige Aufbereiten eines Brackets über Sandstrahlen zur Verschlechterung der Eigenschaften führt. Untersuchungen hierzu müssen noch durchgeführt werden. Das Bracket nach dem Laser-Debonding zeigte keine Adhäsivreste und Beschädigungen der retentiven Basis unter dem REM (siehe S. 28 Abb. 8e in der Publikation) und bestätigt damit die Untersuchungen von Yassaei et al. (2017) und Mirhashemi et al. (2018).

Die Reibungsverluste der laseraufbereiteten und laserdebondeten Brackets im OMSS waren signifikant geringer als die der Kontrollgruppe ($p < 0,05$). Eine eindeutige Begründung konnte nicht gefunden werden. Jedoch wird vermutet, dass der Slot Unebenheiten durch den Fertigungsprozess aufweist. Während der Behandlung werden diese Unebenheiten durch das Gleiten des Drahts im Slot verringert. Eine schonende Aufbereitung hat keinen Einfluss auf die Slotoberfläche, wohingegen während des Sandstrahlens der Slot aufgeraut werden kann. Wie bereits andere Studien zeigten (Nishio et al., 2004; Reimann et al., 2016), ist ein Vergleich der Ergebnisse mit anderen Untersuchungen komplex und wurde deshalb nicht vorgenommen. Der Grund dafür sind die unterschiedlichen Wechselwirkungen aus der Kombination von Brackets, Ligaturen und Drähten und der damit eingehende variierende Einfluss auf die Reibungsverluste.

Die Slotgröße wurde durch keine Aufbereitungsmethode signifikant verändert. Die Ergebnisse liegen, wie bereits erwähnt, weiterhin im Toleranzbereich $0,560 + 0,040$ mm der DIN 13996 (2012). Somit ist die Effektivität einer Behandlung mit wiederverwendeten Brackets nicht durch eine Veränderung der Slotgröße eingeschränkt. Vielmehr beeinflussen Herstellungsungenauigkeiten maßgeblich die Slotgröße, wie es auch durch Demling et al. (2009) und Divya et al. (2021) gezeigt wird.

Die Bruchfestigkeit wurde in dieser Arbeit als Quotient von maximal aufgebrachtener Kraft auf den Bracketflügel und entstandener Bruchfläche ermittelt (Matek et al., 1986). Bei den Messungen konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den Aufbereitungsme-

thoden festgestellt werden. Somit wird die Bruchfestigkeit nicht als maßgebende Einflussgröße auf den Wiederverwendungsprozess betrachtet. Ein Vergleich mit den Studien von Johnson et al. (2005) und Sanchez et al. (2008) wurde nicht vorgenommen, da in diesen die Bruchfestigkeit als Quotient von maximal aufgebrachtener Kraft auf den Bracketflügel und Kontaktfläche zwischen Draht und Bracket berechnet wurden. Dieser Ansatz wurde nicht gewählt, da der mechanische Zusammenhang zwischen Bruchfestigkeit und Kontaktfläche Draht-Bracket nicht nachvollzogen werden kann.

Es konnte bereits vor der Aufbereitung eine Verfärbung der Brackets gemessen werden, die durch den Kontakt der Brackets mit Lebensmitteln und Speichel während der Behandlung begründet werden kann (Mendonça et al., 2011). Bei der Aufbereitung mittels Sandstrahlen, Laser und dem Laser-Debonding kam es zu einer Erhöhung des L^* -Werts, also zu einer Verdunklung, die auf die Wärmeeinwirkung bei der Aufbereitung zurückgeführt wurde. Die genaue Ursache der Verfärbung wurde nicht ermittelt. Jedoch konnte der Grad der Verfärbung durch rasches Abkühlen der Brackets reduziert werden. Trotz der gemessenen Verfärbung konnte der Farbunterschied mit dem menschlichen Auge nur schwer wahrgenommen werden. Die Verfärbung lag damit innerhalb klinisch akzeptabler Grenzen $\Delta E^*_{ab} < 10$ (Wriedt et al., 2007).

Alle Aufbereitungsmethoden konnten die Wiederverwendung der Keramikbrackets ermöglichen. Das Laser-Debonding erweist sich dabei als vielversprechende Methode, da zur Aufbereitung keine Behandlung der Bracketbasis nötig ist. Außerdem wird es von Patienten angenehmer empfunden und ist zeiteffizienter als konventionelles Debonding (Mocuta et al., 2022). Während diese Ergebnisse auf das Potenzial zur Wiederverwendung von Keramikbrackets hinweisen, müssen praktische Aspekte, wie bakterielle Kontamination und Kosteneffizienz, noch erforscht werden. Weitere Untersuchungen sind erforderlich, um die praktische Anwendbarkeit der Wiederverwendung zu beurteilen.

1.5 Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es, das Potenzial der Wiederverwendung von Keramikbrackets zu untersuchen. Aus diesem Grund wurde der Einfluss unterschiedlicher Aufbereitungs- und Debonding-Methoden auf relevante Bracketeigenschaften analysiert. Insgesamt

konnten mit allen Recyclingmethoden adäquate Bracketeigenschaften zur Wiederverwendung erzielt werden. Die Bruchfestigkeit wurde nicht durch Debonding und Aufbereitung beeinflusst. Weiterhin konnte keine Dimensionsveränderung der Slots festgestellt werden. Die Scherhaftfestigkeit wurde nur durch die Säureaufbereitung signifikant reduziert. Farbveränderungen waren bei allen Brackets messbar, jedoch für das menschliche Auge kaum wahrnehmbar und lagen innerhalb klinisch akzeptabler Grenzen. Die vollständige Entfernung aller Klebstoffreste von der intakten Bracketbasis ist das vorrangige Ziel bei der Wiederaufbereitung von Keramikbrackets. Dieses Ziel wurde ausschließlich durch Laser-Aufbereitung und Laser-Debonding erreicht. Wird die Notwendigkeit berücksichtigt, den Zahnschmelz und das Bracket zu schützen, ist das Laser-Debonding die am besten geeignete Methode für das Entfernen und Recyceln von Keramikbrackets. Aus ökologischen und wirtschaftlichen Gesichtspunkten erscheint es sinnvoll, Aufbereitungsmethoden in die klinische Praxis zu implementieren.

1.6 Literaturverzeichnis der deutschen Zusammenfassung

Årtun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod* 1984; 85: 333-340

Bourauel C, Drescher D, Thier M. An experimental apparatus for the simulation of three-dimensional movements in orthodontics. *J Biomed Eng* 1992; 14: 371-378

Demling A, Dittmer MP, Schwestka-Polly R. Comparative analysis of slot dimension in lingual bracket systems. *Head Face Med* 2009; 5

DIN EN ISO/CIE 11664-4. Farbmeterik - Teil 4: CIE 1976 L*a*b* Farbraum (ISO/CIE 11664-4:2019); Deutsche Fassung EN ISO/CIE 11664-4:2019. Berlin: Beuth-Verlag, 2020

DIN 13990. Zahnheilkunde – Prüfverfahren für die Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven für kieferorthopädische Befestigungselemente. Berlin: Beuth-Verlag, 2017

DIN 13996. Zahnheilkunde – Maße für Drähte und Befestigungselemente für kieferorthopädische Anwendungen. Berlin: Beuth-Verlag, 2012

Divya P, Banswada SR, Kukururu SR, Kavya KB, Rathod RR, Polavarapu KC. To Compare the Accuracy of 0.022 Inch Slot of Stainless Steel and Ceramic Orthodontic Brackets Marketed by Different Manufacturers. *J Pharm Bioallied Sci* 2021; 13: 1037-1041

Drescher D, Bourauel C, Thier M. Orthodontisches Meß- und Simulationssystem (OMSS) für die statische und dynamische Analyse der Zahnbewegung. *Fortschr Kieferorthop* 1991; 52: 133-140

Grzech-Leśniak K, Matys J, Zmuda-Stawowiak D, Mroczka K, Dominiak M, Brugnera Junior A, Gruber R, Romanos GE, Sculean A. Er:YAG Laser for Metal and Ceramic Bracket Debonding: An In Vitro Study on Intrapulpal Temperature, SEM, and EDS Analysis. *Photomed Laser Surg* 2018; 36: 595-600

Guignone BC, Silva LK, Soares RV, Akaki E, Goiato MC, Pithon MM, Oliveira DD. Color stability of ceramic brackets immersed in potentially staining solutions. *Dental Press J Orthod* 2015; 20: 32-38

Han RQ, Yang K, Ji LF, Ling C (2016) Analysis of Shear Bond Strength and Morphology of Er:YAG Laser-Recycled Ceramic Orthodontic Brackets. *Biomed Res Int* 2016; 2016

Johnson G, Walker MP, Kula K Fracture Strength of Ceramic Bracket Tie Wings Subjected to Tension. *Angle Orthod* 2005; 75: 95-100

Matek W, Muhs D, Wittel H. Roloff/Matek Maschinenelemente - Normung, Berechnung, Gestaltung. Braunschweig: Friedr. Vieweg & Sohn Verlagsgesellschaft mbH, 1986

McDonough W, Braungart M. Cradle to cradle: remaking the way we make things. New York: North Point Press, 2002

Mendonça MRD, Fabre AF, Goiatto MC, Cuoghi OA, Martins LP, Verri ACG. Spectrophotometric evaluation of color changes of esthetic brackets stored in potentially staining solutions. *RPG Rev Pós Grad* 2011; 18: 20-27

Mirhashemi AH, Hosseini MH, Chiniforush N, Soudi A, Moradi M. Shear Bond Strength of Rebonded Ceramic Brackets Using Four Different Methods of Adhesive Removal. *J Dent (Tehran)* 2018; 15: 54-62

Mocuta DE, Miron MI, Lungeanu D, Mateas M, Ogodescu E, Todea CD. Laser Er:YAG-Assisted Debonding May Be a Viable Alternative to the Conventional Method for Monocrystalline Ceramic Brackets. *Int J Environ Res Public Health* 2022; 19

Nishio C, da Motta AFJ, Elias CN, Mucha JN. In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2004; 125: 56-64

Oztoprak MO, Nalbantgil D, Erdem AS, Tozlu M, Arun T. Debonding of ceramic brackets by a new scanning laser method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2010; 138: 195-200

Redd TB, Shivapuja PK. Debonding Ceramic Brackets: Effects on Enamel. *J Clin Orthod* 1991; 25: 475-481

Reimann S, Bourauel C, Weber A, Dirk C, Lietz T. Friction behavior of ceramic injection-molded (CIM) brackets. *J Orofac Orthop* 2016; 77: 262-271

Reimann S, Rewari A, Keilig L, Widu F, Jäger A, Bourauel C. Material testing of reconditioned orthodontic brackets. *J Orofac Orthop* 2012; 73: 454-466

Russell JS. Aesthetic Orthodontic Brackets. *J Orthod* 2005; 32: 146-163

Sanchez DJ, Walker MP, Kula K, Williams KB, Eick JD. Fluoride Prophylactic Agents Effect on Ceramic Bracket Tie-Wing Fracture Strength. *Angle Orthod* 2008; 78: 524-530

Wriedt S, Schepke U, Wehrbein H. The Discoloring Effects of Food on the Color Stability of Esthetic Brackets – an In-vitro Study. *J Orofac Orthop* 2007; 68: 308-320

Yassaei S, Aghili H, Firouzabadi AH, Meshkani H. Effect of Er:YAG Laser and Sandblasting in Recycling of Ceramic Brackets. *J Lasers Med Sci* 2017; 8: 17-21

2. Veröffentlichung

Comparative evaluation of different debonding and reconditioning methods for orthodontic ceramic brackets regarding effectiveness for reuse

Katharina Grosch, Jörg Meister, Sanjay D. Raval, Ahmed Mahmoud Fouda, Christoph Bourauel

Journal of Orofacial Orthopedics / Fortschritte der Kieferorthopädie

<https://doi.org/10.1007/s00056-023-00469-z>



Comparative evaluation of different debonding and reconditioning methods for orthodontic ceramic brackets regarding effectiveness for reuse

An in vitro study

Katharina Grosch¹ · Jörg Meister^{2,3} · Sanjay D. Raval⁴ · Ahmed Mahmoud Fouda¹ · Christoph Bourauel¹

Received: 15 January 2023 / Accepted: 2 April 2023
© The Author(s) 2023

Abstract

Purpose To investigate the reusability of ceramic brackets in terms of shear bond strength, friction behavior, slot dimension, fracture strength, and color stability.

Methods A total of 90 conventionally debonded and 30 by an Er:YAG laser debonded ceramic brackets were collected. All the used brackets were inspected under a stereomicroscope at 18× magnification and sorted according to their adhesive remnant index (ARI). Five groups were formed ($n = 10$): (1) new brackets as a control group, (2) flamed and sandblasted, (3) flamed and acid bathed, (4) laser-reconditioned, and (5) laser-debonded brackets. The bracket groups were tested regarding different properties such as shear bond strength, friction behavior, slot size, fracture strength, and color stability. Analysis of variance (ANOVA) and nonparametric Kruskal–Wallis tests were used for statistical analysis (significance level: $p < 0.05$).

Results Shear bond strength values of the acid reconditioned brackets were significantly lower (8.0 ± 3.1 MPa) compared to the control group (12.9 ± 2.9 MPa). Laser-reconditioned ($32.8 \pm 2.7\%$) and laser-debonded ($30.9 \pm 2.4\%$) brackets showed the lowest force loss due to friction (control group $38.3 \pm 3.0\%$). No significant differences were observed between groups regarding slot size and fracture strength. All groups had color differences of $\Delta E_{ab}^* < 10$. Scanning electron microscope images and ARI scores indicated that most of the residues on the bracket bases were removed.

Conclusion All reconditioning methods yielded adequate results regarding bracket properties. Yet, focusing on the need to protect the enamel and the bracket base, laser debonding seems to be the most suitable method for reconditioning ceramic brackets.

Keywords Reusability · Shear bond strength · Fixed orthodontic appliances · Er:YAG laser · Material properties

✉ Katharina Grosch
katharina.grosch@gmail.com

¹ Department of Oral Technology, Center of Dentomaxillofacial Medicine, University Hospital Bonn, Bonn, Germany

² Department of Periodontology, Operative and Preventive Dentistry, Center of Dentomaxillofacial Medicine, University Hospital Bonn, Bonn, Germany

³ Center of Applied Medical Laser Research and Biomedical Optics (AMLaReBO), University Hospital Bonn, Bonn, Germany

⁴ Private practice, Bretten, Germany

Vergleichende Auswertung verschiedener Debonding- und Aufbereitungsmethoden für kieferorthopädische Keramikbrackets hinsichtlich der Wiederverwendbarkeit

Eine In-vitro-Studie

Zusammenfassung

Zielsetzung Untersuchung der Wiederverwendbarkeit keramischer Brackets in Bezug auf Scherhaftfestigkeit, Reibungsverhalten, Slotdimension, Bruchfestigkeit und Farbstabilität.

Methoden Insgesamt wurden 90 konventionell und 30 mit einem Er:YAG-Laser debondete Keramikbrackets gesammelt. Alle verwendeten Brackets wurden unter einem Stereomikroskop bei 18-facher Vergrößerung untersucht und nach ihrem ARI („adhesive remnant index“) sortiert. Es wurden 5 Gruppen gebildet: (1) neue Brackets als Kontrollgruppe, (2) geflammte und sandgestrahlte, (3) geflammte und säuregebadete, (4) Laser-aufbereitete sowie (5) Laser-debondete Brackets. Die Bracketgruppen wurden auf Scherhaftfestigkeit, Reibungsverhalten, Slotdimensionen, Bruchfestigkeit und Farbstabilität getestet. Jede Untersuchung wurde an 10 Brackets durchgeführt. Für die statistische Analyse wurden Varianzanalysen (ANOVA) und nichtparametrische Kruskal-Wallis-Tests verwendet (Signifikanzniveau: $p < 0,05$).

Ergebnisse Die Scherhaftfestigkeitswerte der säuregebadeten Brackets waren signifikant niedriger ($8,0 \pm 3,1$ MPa) als die der Kontrollgruppe ($12,9 \pm 2,9$ MPa). Laser-aufbereitete ($32,8 \pm 2,7$ %) und Laser-debondete ($30,9 \pm 2,4$ %) Brackets zeigten den geringsten Reibungsverlust (Kontrollgruppe $38,3 \pm 3,0$ %). Bei den Messungen von Slotdimension und Bruchfestigkeit wurden keine signifikanten Unterschiede festgestellt. Alle Gruppen hatten einen Farbunterschied von $\Delta E_{ab}^* < 10$. Rasterelektronenmikroskopische Bilder und ARI-Auswertungen zeigten, dass die meisten Klebereste in den Bracketbasen entfernt wurden.

Schlussfolgerung Mit allen Aufbereitungsmethoden konnten angemessene Ergebnisse hinsichtlich der Bracketeigenschaften erzielt werden. Unter Berücksichtigung der Notwendigkeit, den Zahnschmelz und die Bracketbasis zu schützen, scheint das Laser-Debonding die am besten geeignete Methode für das Aufbereiten von Keramikbrackets zu sein.

Schlüsselwörter Wiederverwendbarkeit · Scherhaftfestigkeit · Festsitzende kieferorthopädische Apparaturen · Er:YAG-Laser · Materialeigenschaften

Introduction

For adolescents and increasingly for adults, esthetic aspects are nowadays an important part of orthodontic treatment [1, 2]. In addition to lingual techniques and aligners, esthetic multibracket appliances continue to play an important role especially in the more visible anterior region.

Compared to aligners and other bracket materials, ceramic orthodontic brackets have the advantage of having high mechanical and chemical resistance, while providing the required properties and esthetics for modern orthodontics [3–6]. One major disadvantage is that ceramic brackets are significantly more expensive than polymer brackets and less esthetic metal brackets. To cope with this, reuse of ceramic brackets needs to be considered. Yet, according to the manufacturers, brackets are intended for single use only. Thus, very few brackets are reused in orthodontic everyday practice, most often in cases where a single bracket debonded and requires re-bonding. But, even in these cases, new brackets are frequently used. Usually, used brackets are discarded after treatment. There are several studies, however, indicating that reuse of ceramic brackets may be possible [7–9].

Efficient reconditioning of ceramic brackets could minimize the high treatment costs. This could make orthodon-

tic treatment with esthetic alternatives more accessible to patients. Furthermore, the process of reconditioning ceramic brackets is relevant from a sustainability perspective in terms of a cradle-to-cradle (C2C) economy to conserve natural resources [10, 11].

To prevent microcracks from occurring in the enamel and the bracket's susceptibility to fracture [4, 5, 12] during conventional debonding with pliers, alternative debonding procedures that protect the bracket as well as the enamel are in demand. In several studies it was demonstrated that debonding of ceramic brackets by laser is possible and protects the enamel since the adhesive remains on the enamel surface [7, 13–18]. This effect is promising when considering laser debonding as an efficient method to debond ceramic brackets.

However, there is little research showing how the quality of ceramic brackets changes after debonding with subsequent preparation for reuse. Property changes such as shear bond strength, fracture resistance, frictional behavior, and changes in slot dimension as well as possible color changes while removing and processing the brackets for reuse need to be further studied. Therefore, our research was dedicated to investigating bracket properties following common methods of bracket debonding and treatment.

Materials and methods

Sample preparation and group design

A total of 120 ceramic brackets (Damon® Clear™ 2, Ormco, Brea, CA, USA) were collected from an orthodontic office. After completion of orthodontic treatment, the brackets were debonded, roughly checked for damage and then sorted by bracket type (anterior, canine, posterior). All brackets were debonded by the same orthodontist in one private practice. Ninety brackets were conventionally debonded with a side cutter and 30 brackets were detached from teeth using the KaVo Key III Laser (Er:YAG laser, wavelength 2.94 μm, KaVo Dental GmbH, Biberach, Germany), which is approved for dental application. The average output power was 0.75 W and the laser was used with a pulse energy of 250 mJ and a pulse repetition rate of 3 Hz with air-cooling. The handpiece used was a non-contact handpiece (type 2060). No laser-debonded brackets showed microcracks after debonding, whereas 30% of the brackets were damaged during debonding with pliers and were sorted out immediately. All brackets were sterilized directly after debonding.

It is explicitly noted at this point that this is not a clinical study. Patients were treated as usual, and treatment was completed according to the usual orthodontic treatment criteria. Permission was only sought to collect the brackets anonymously for the scientific study. If permission was denied, the brackets were disposed as usual, otherwise they were added to the collection. Consent was recorded. The decision as to whether debonding was done conventionally with pliers or with the laser was made by the orthodontist in consultation with the patient. The only criteria in deciding whether to debond the brackets with the laser was the patient's consent. Selection of patients was randomized.

The brackets were first subjected to careful inspection for visible damage under a stereomicroscope (Wild M8, Heerbrugg, Switzerland) at 18× magnification. The conventionally sheared brackets were then sorted in a way that the three groups were obtained each with equal proportions of ARI 0–3 according to the adhesive remnant index (ARI) of Årtun and Bergland [19]:

- ARI 0 = all adhesive left on the bracket—no adhesive left on the tooth
- ARI 1 ≥ 50% of the adhesive left on the bracket—≤ 50% of the adhesive left on the tooth
- ARI 2 ≤ 50% of the adhesive left on the bracket—≥ 50% of the adhesive left on the tooth
- ARI 3 = no adhesive left on the bracket—all adhesive left on the tooth.

This was done to prevent a distorted evaluation of the efficiency of the reconditioning methods described below due to differing amounts of adhesive on the bracket base.

Reconditioning methods

Debonded brackets were divided into three groups according to the following reconditioning methods:

- In the sandblasting group, adhesive was first burned out of the bracket base with a torch (Buffalo Dental Manufacturing Co. Inc., Syosset, NY, USA). The bracket was held over the flame for 5 s and then immersed immediately in ethanol. This process was repeated up to 20 times. Due to the rapid cooling down of the material, the adhesive detached from the bracket base (Fig. 1). Residues were then removed by sandblasting using 50 μm lead-free sodium glass beads (Perlablast, BEGO, Bremen, Germany) with 5 mm distance between the bracket base and the hand piece head until no adhesive remnants could be detected [9]. Then, the bracket was rinsed with air spray for 10 s to remove any residual powder. The maximum total work time for reconditioning one bracket was 3 min.
- In the acid group, adhesive was first burned out of the bracket base, as described in the sandblasting group. Afterwards, remnants were removed using an acid (32% hydrochloric acid and 55% nitric acid in a 1:4 ratio) at temperatures of approximately 80 °C in an ultrasonic bath for 45 min. Following the acid bath, the brackets were placed under running water for 60 s [20]. The maximum total work time for reconditioning one bracket was 3 min.
- In the laser group, bracket bases were irradiated with the same Er:YAG laser used for debonding the bracket.

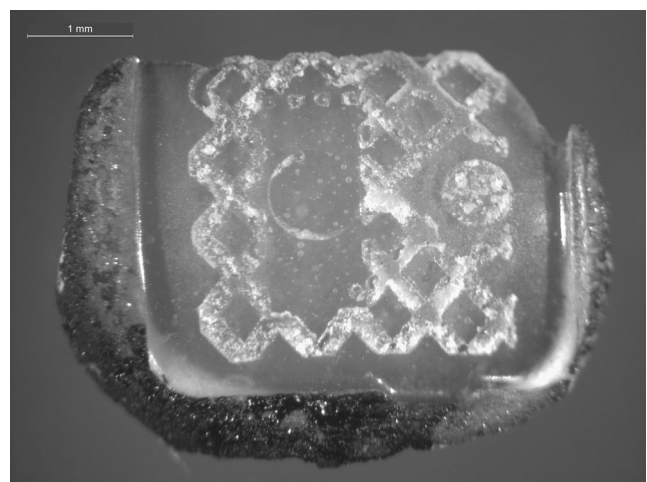


Fig. 1 Detached adhesive from the bracket base due to fast cooling down after flaming. 18× magnification

Abb. 1 Abgelöster Klebstoff von der Bracketbasis durch schnelles Abkühlen nach Abflammen. Vergr. 18:1

Table 1 Abbreviations of experimental groups**Tab. 1** Abkürzungen für die Versuchsgruppen

Reconditioning method	Abbreviation
New brackets (control group)	DN
Flamed and sandblasted brackets	DS
Flamed and acid bath brackets	DA
Laser-reconditioned brackets	DL
Laser-debonded brackets	DLD

D Damon

ets from the patient. The average output power was 6 W, and the laser was used at 400 mJ pulse energy and 15 Hz pulse repetition rate with air-cooling from 10 mm distance (noncontact handpiece 2060) for 10 s. The bracket was then immersed in ethanol. This process was repeated up to 20 times until no adhesive was visible to the naked eye. As described by Mirhashemi et al. [9], the bracket base was held perpendicular to the laser to remove adhesive during laser irradiation. Operators wore protective glasses during laser application. The maximum total work time for reconditioning one bracket was 4 min.

The abbreviations for the reconditioning methods used in this article are listed in Table 1.

Shear bond strength

The shear bond strength was investigated according to DIN 13990 [21]. Permanent bovine central incisors were selected in accordance with the test specifications of DIN 13990 to obtain a sufficiently large number and adequate quality of suitable enamel surfaces. The teeth were placed in round specimen holders, fixed with wax, and encapsulated with a self-curing acrylic resin (Technovit 4004; Kulzer GmbH, Hanau, Germany) so that the adhesive surface was aligned parallel to the shear direction when the specimen was mounted vertically in a materials testing machine. The brackets with applied adhesive were placed on the teeth [22]. The adhesive used was Transbond XT™ (3M Unitek, Monrovia, CA, USA). Preparation and measurements of test specimens were carried out strictly according to the DIN standard. A shear plate was placed under the bracket and shear load was applied. Measurements were carried out in a materials testing machine (Zwick ZMART.PRO, Zwick, Ulm, Germany) in cervicoincisal direction at a traverse speed of 1 mm/min.

Force loss due to friction

Measurements with the Orthodontic Measurement and Simulation System (OMSS) have been proven to be the closest at representing clinical tooth movement compared to other experimental methods [23, 24]. The OMSS was used to sim-

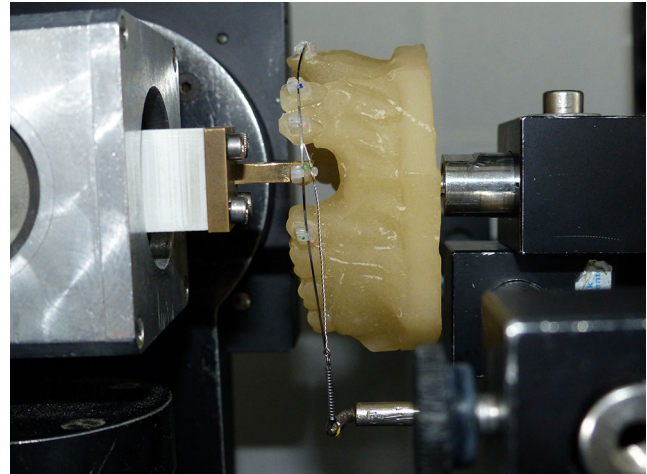


Fig. 2 Mechanical test setup for measuring the force loss due to friction in the Orthodontic Measurement and Simulation System (OMSS). Test model with ligated arch wire and glued bracket to the force/torque sensor. Orthodontic force is transferred to the bracket by a NiTi tension spring

Abb. 2 Mechanischer Versuchsaufbau zur Messung des Kraftverlusts durch Reibung im orthodontischen Mess- und Simulationssystem (OMSS). Testmodell mit ligiertem Führungsbogen und am Kraft-/Drehmomentsensor aufgeklebtem Bracket. Die Kraft wird durch eine NiTi-Zugfeder auf das Bracket übertragen

ulate canine retraction. A Frasco model was equipped with the bracket system and a suitable archwire with the dimension of $0.46 \times 0.64 \text{ mm}^2$ (18 × 25, remanium®, Dentaureum, Ispringen, Germany) and ligated into the bracket slots. The examined bracket was then connected to the force/torque sensor of the OMSS. The force simulating the tooth movement was applied by a nickel–titanium (NiTi) tension coil spring similar to the clinical situation. The unit performs the canine retraction movement automatically, recording all the forces and torques acting on the bracket and spring. The experimental situation is shown in Fig. 2.

The force loss due to friction was calculated as the difference between the force applied by the NiTi tension spring and the effective force on the tooth. Each bracket was measured twice and the respective weighted averages were calculated.

Slot size

All brackets had a nominal slot size of 0.022 inch (0.56 mm). The slot dimensions of the canine brackets were determined with special pin gauges with rounded shapes (Azurea Jauges SA, Belprahon, Switzerland). These pin gauges are made of hardened steel and guarantee an accuracy of $\pm 0.0004 \text{ mm}$. Slot sizes were measured at 0.002 mm intervals with the available pin gauges from 0.556 to 0.600 mm. The slot dimension was determined by inserting the pin gauges into the slot from the smallest in ascending order



Fig. 3 Measurement of the slot size using a pin gauge
Abb. 3 Messung der Slotgröße mit einem Lehdorn

(Fig. 3). This method has been used in a similar way in previous experiments [25, 26]. The size of the last inserted pin gauge thus documented the slot dimension.

Fracture strength

Neither standards nor test specifications exist for measuring the fracture strength of orthodontic ceramic brackets. Hence, the procedure described by Sanchez et al. [27] was used as a guideline. For this purpose, premolar brackets were fixed on a self-designed specimen holder with a two-component synthetic resin adhesive (Pattex Stabilit Express, Henkel, Düsseldorf, Germany) and mounted on the material testing machine (Zwick ZMART.PRO, Zwick, Ulm, Germany). The force sensor of the Zwick material testing machine was connected to a bracket wing via a ligature wire (diameter 0.40 mm, remanium®, Dentaurnum, Ispringen, Germany). Then, tensional force was applied to the bracket wing at 10 mm/min traverse speed until fracture occurred. The experimental setup is displayed in Fig. 4. The fracture surfaces were examined under the microscope and photographed. Images were captured at 18× magnification using a digital camera (DFC420 C, Leica, Wet-

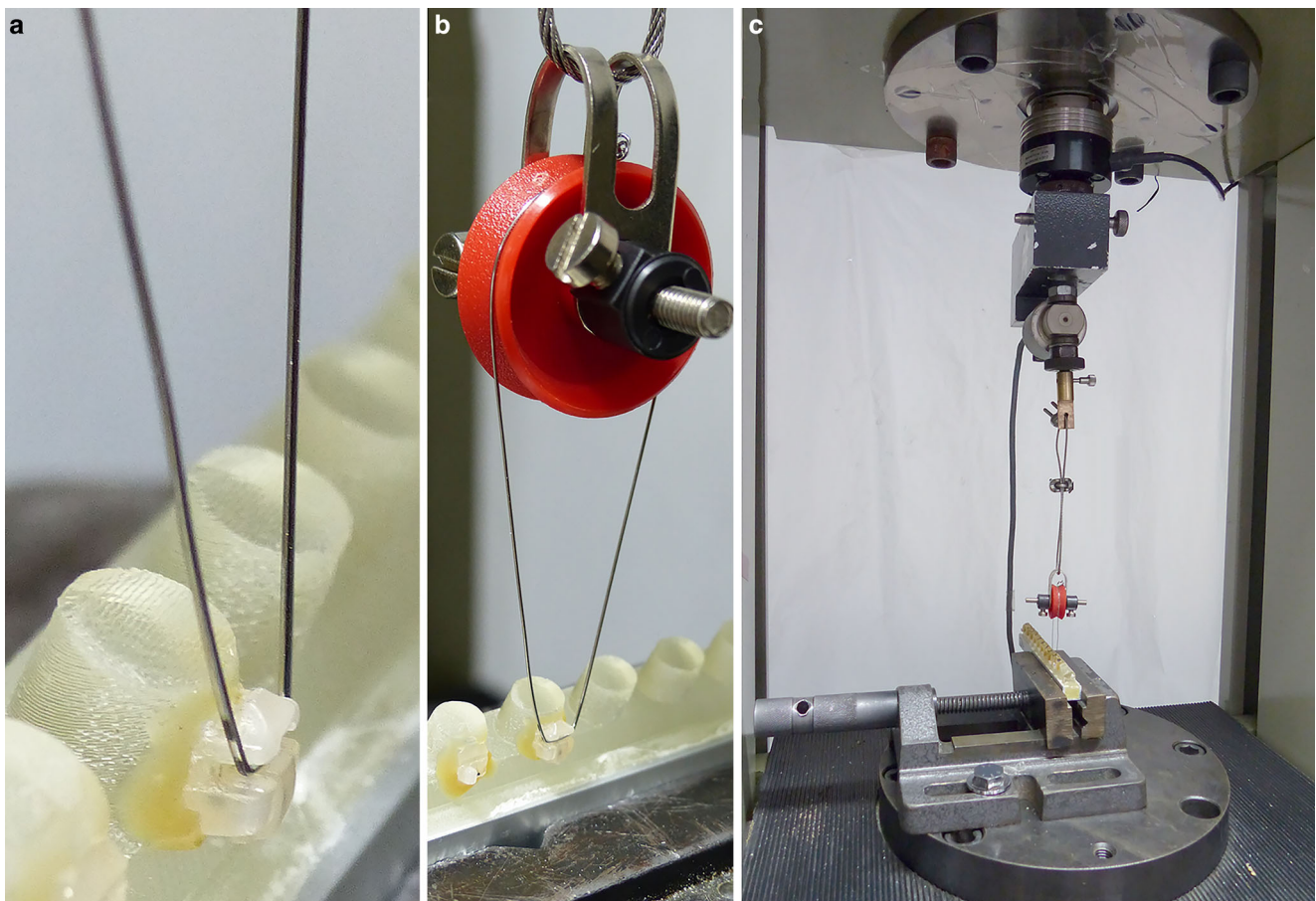


Fig. 4 Experimental setup: **a** Bonded bracket on a specimen holder connected with a pulley on the force sensor mounted in the material testing machine. **b** The ligature wire was placed under the bracket wing. **c** Overall view of the experimental setup with specimens installed in the materials testing machine

Abb. 4 Versuchsaufbau: **a** geklebtes Bracket auf einem Probenhalter, der über eine Umlenkrolle mit dem Kraftsensor in der Materialprüfmaschine verbunden ist. **b** Der Ligaturendraht wurde unter dem Bracketflügel platziert. **c** Gesamtansicht des Versuchsaufbaus mit den in der Werkstoffprüfmaschine installierten Prüfkörpern

zlar, Germany) attached to the stereomicroscope (Wild M8, Heerbrugg, Switzerland). The area was determined using an image analysis software (ImageJ Version 1.53 for macOS). The fracture strength was then calculated from the measured force and the determined fracture surface.

Color stability

Generally accepted standards exist for the measurement of color differences which refer to the measurement of color distances in the CIE $L^*a^*b^*$ color space [28, 29]. After a calibration procedure, each bracket was measured six times with the spectrophotometer VITA Easyshade V® (VITA Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany) on a white background. The bracket was positioned in a template made from a 1 mm thick plastic plate (Copyplast, Scheu-Dental, Iserlohn, Germany) by thermoforming to ensure that the same position on the specimens were always selected for measurements. After each measurement, the color coordinates (L^* , a^* , b^*) displayed by the device were recorded. L^* stands for the brightness, a^* for the color on the red–green axis, and b^* for the color on the yellow–blue axis. The color difference (ΔE_{ab}^*) between the control group and the other groups was then calculated using the following formula [29]:

$$\Delta E_{ab}^* = \sqrt{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2} \quad (1)$$

Adhesive remnant index

After debonding, the amount of adhesive remnants on each bracket surface was observed under a stereomicroscope (Wild M8, Heerbrugg, Switzerland) at 18× magnification. This was repeated after the reconditioning process.

Scanning electron microscope

One bracket was randomly selected from each group. The surface of each specimen was coated with a thin gold/platinum layer using a sputter coater (Scancoat six; Edwards High Vacuum, England, UK). The brackets were examined under the scanning electron microscope (SEM; Philips XL 30 CP, Philips, Eindhoven, The Netherlands) operated at 10 kV at 300× magnification.

Statistical analysis

Data were statistically analyzed using GraphPad Prism Version 9.4.1 for macOS. The Shapiro–Wilk test was used to determine whether the variables followed a normal distribution. Since shear bond strength, force loss due to friction, changes in slot dimension, color parameters (L^* , a^* , b^*)

and fracture strength were normally distributed, one-way analysis of variance (ANOVA) with a subsequent Bonferroni test was applied. The nonparametric Kruskal–Wallis test was applied for ARI values and post hoc comparisons were made with Dunn’s test. The significance level was set at $p < 0.05$. After Bonferroni and Dunn’s corrections, adjusted p -values were used to determine significance. For ΔE_{ab}^* , the Gaussian error propagation was applied, and confidence intervals were calculated, as ΔE_{ab}^* is described by a composite equation, depending on three variables.

Results

Shear bond strength

The mean shear bond strength, the corresponding standard deviation of each group and the associated p -values compared to the new brackets are shown in Table 2. Reconditioned brackets after laser debonding showed similar mean shear bond strength values (12.8 ± 2.8 MPa) compared to the new brackets (12.9 ± 2.9 MPa). No statistically significant difference was observed between the two groups ($p > 0.99$). The mean shear bond strength of the new brackets was 12.9 ± 2.9 MPa. The only significant difference compared to the new brackets was observed in the acid group (8.0 ± 3.1 MPa, $p = 0.002$).

Force loss due to friction

The results of the force loss due to friction are visualized in Fig. 5. The Bonferroni post hoc test indicated a significantly smaller force loss due to friction in the laser-reconditioned ($32.8 \pm 2.7\%$, $p < 0.001$) and laser-debonded ($30.9 \pm 2.4\%$, $p < 0.001$) groups compared to the control group ($38.3 \pm 3.0\%$). On the contrary, there was no statistically significant difference between the sandblasted ($35.9 \pm 2.6\%$) and acid-treated brackets ($38.8 \pm 2.6\%$) compared to new brackets.

Table 2 Mean, standard deviation, and statistical analysis of the shear bond strength in MPa

Tab. 2 Mittelwert, Standardabweichung und statistische Auswertung der Scherhaftfestigkeit in MPa

Group	<i>n</i>	Mean (MPa)	SD	<i>p</i>
DN	10	12.9	2.9	–
DS	10	9.8	2.1	0.09
DA	10	8.0	3.1	0.002*
DL	10	10.8	3.4	0.41
DLD	10	12.8	2.8	>0.99

SD Standard deviation. See Table 1 for other abbreviations

* $p < 0.05$ versus the control group

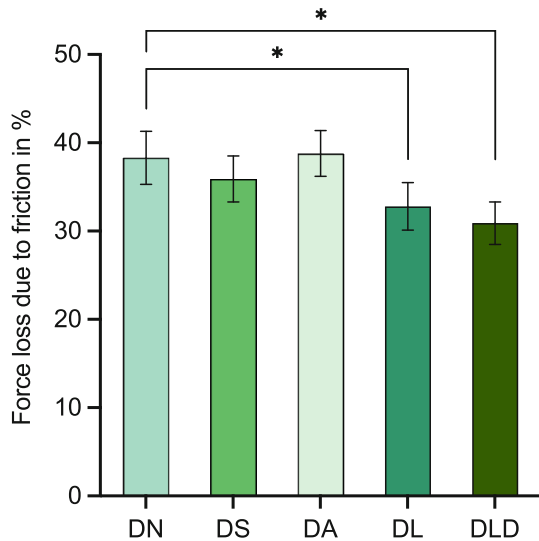


Fig. 5 Force loss due to friction expressed as a percentage of the applied force on the brackets. Asterisks show a significant difference between groups ($p < 0.05$). See Table 1 for abbreviations

Abb. 5 Kraftverlust aufgrund von Reibung, als Prozentsatz der aufgetragenen Kraft auf die Bracketts. Sternchen zeigen einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen ($p < 0,05$). Abkürzungen siehe Tab. 1

Slot size

The measured slot dimensions are shown in Fig. 6. None of the measured slot sizes were beyond the tolerance range of 0.560 ± 0.040 mm according to DIN 13996 [30]. Furthermore, there was no significant difference between any of the reconditioned brackets and the new

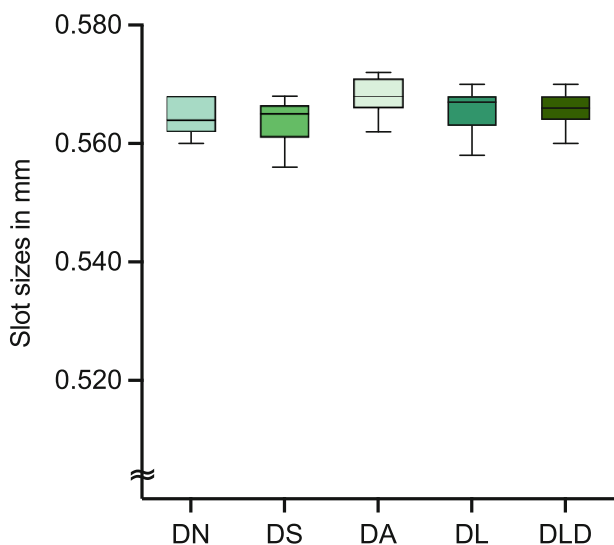


Fig. 6 Box and whisker plot illustrating the measured slot sizes in mm. See Table 1 for abbreviations

Abb. 6 Box-und-Whisker-Diagramm zur Darstellung der gemessenen Slotgröße in mm. Abkürzungen siehe Tab. 1

brackets (0.565 ± 0.003 mm, $p > 0.05$). Brackets after treatment showed slot sizes from 0.564 ± 0.004 mm to 0.568 ± 0.003 mm.

Fracture strength

The determined fracture strengths of all brackets ranged between approximately 20 and 30 MPa. Figure 7 depicts the results. Bonferroni's post hoc test showed no significant differences between the groups ($p > 0.99$).

Color stability

The mean values, the corresponding standard deviations of each group, and the associated p -values compared to the new brackets are shown in Table 3. The sandblasting, laser reconditioning and laser debonding groups had significantly lower L^* (brightness) values ($p < 0.05$) than the new brackets. The mean a^* (color on the red–green axis) value of the acid group was significantly lower than that of the control group ($p = 0.003$). Within the b^* (color on the yellow–blue axis) values, significant differences were found between all groups ($p < 0.05$), except for the acid group compared to the control group ($p > 0.05$). The conventionally debonded brackets showed a ΔE_{ab}^* between 6.3 and 7.4 before treatment. The acid group showed the lowest ΔE_{ab}^* of 2.9 ± 1.1 followed by the sandblasting group (6.5 ± 1.3). The laser-debonded group (9.4 ± 0.6) and the laser-reconditioned group (9.8 ± 1.8) showed the highest ΔE_{ab}^* . The analysis of the confidence intervals indicated that the acid group had a significantly lower ΔE_{ab}^* com-

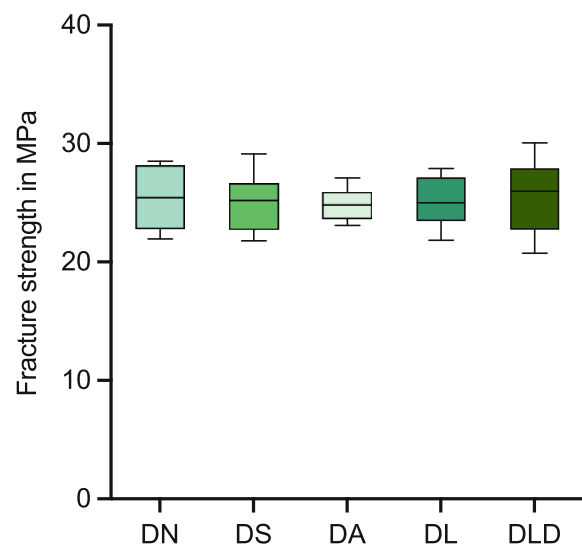


Fig. 7 Box and whisker plot illustrating the fracture strength in MPa. See Table 1 for abbreviations

Abb. 7 Box-und-Whisker-Diagramm zur Darstellung der gemessenen Bruchfestigkeit in MPa. Abkürzungen siehe Tab. 1

Table 3 Mean, standard deviation, statistical analysis of the color parameters L^* , a^* , b^* , ΔE_{ab}^* and 95% confidence intervals (CI) for ΔE_{ab}^*
Tab. 3 Mittelwert, Standardabweichung, statistische Auswertung der Farbparameter L^* , a^* , b^* , ΔE_{ab}^* und 95%-Konfidenzintervalle für ΔE_{ab}^*

	L^*	$p(L^*)$	a^*	$p(a^*)$	b^*	$p(b^*)$	ΔE_{ab}^*	Lower 95% CI	Upper 95% CI
DN	74.6±2.8	–	0.3±0.2	–	2.4±0.4	–	–	–	–
DS bt	70.1±2.5	0.06	0.5±0.5	>0.99	8.3±3.7	<0.001*	7.4±2.6	5.5	9.4
DS	69.9±3.2	0.04*	0.3±0.3	>0.99	6.9±2.2	<0.001*	6.5±1.3	5.5	7.5
DA bt	70.8±6.3	0.18	0.5±0.4	>0.99	7.2±2.0	<0.001*	7.0±3.5	4.4	9.6
DA	76.3±3.9	>0.99	−0.2±0.3	0.003*	4.7±1.5	0.15	2.9±1.1	2.1	3.7
DL bt	70.5±4.6	0.11	0.4±0.4	>0.99	7.2±2.1	<0.001*	6.3±1.7	5.1	7.7
DL	66.9±2.4	<0.001*	0.7±0.3	0.11	8.4±3.3	<0.001*	9.8±1.8	8.4	11.1
DLD	67.8±2.3	<0.001*	0.5±0.4	>0.99	8.8±1.1	<0.001*	9.4±0.6	8.9	9.8

bt before treatment. See Table 1 for other abbreviations

* $p < 0.05$ versus the control group

pared to the other groups. The laser-reconditioned and the laser-debonded groups were the only groups showing a significant increase of ΔE_{ab}^* compared to the pretreatment value. Furthermore, the laser-reconditioned and the laser-debonded groups had a significantly higher ΔE_{ab}^* than the sandblasted group.

Adhesive remnant index

Adhesive remnant index (ARI) scores are shown in Table 4. After the reconditioning treatments, most samples had an ARI score of 3. The data of the Bonferroni post hoc comparison test showed statistically significant differences in the ARI score only between the acid group compared to new brackets ($p < 0.001$).

Scanning electron microscope

The scanning electron microscope (SEM) images (Fig. 8) showed differences between the reconditioning methods. Even though no adhesive residue was visible in the photo of the sandblasted bracket, erosion at the base of the

bracket was visible (Fig. 8b). The acid-reconditioned brackets were the only group with adhesive left on the base (Fig. 8c). The bracket base from the laser-reconditioned and laser-debonded brackets appeared as clean as the new bracket base and showed only few signs of erosion (Fig. 8a, d, and e).

Discussion

The purpose of this study was to examine the possibility of reusing ceramic brackets without decisively changing their characteristics for clinical usage. Reuse of brackets should become a state-of-the-art method in modern orthodontics, given the increasing need for saving our resources.

Studying shear bond strength after reconditioning is important since it has a direct impact on the resistance to functional and orthodontic forces. Especially resistance to chewing forces, and the force required upon debonding can lead to enamel damage because of high shear bond strength [5, 12]. None of the considered reconditioning methods except for the acid treatment resulted in brackets showing any significant differences in shear bond strength compared to new brackets (Table 2). The reduced shear bond strength of acid-treated brackets can also be correlated with the lower ARI score. The acid group was the only significantly different group with an averaged ARI score of 2.53 after treatment compared to new brackets (Table 4). The SEM images confirmed that acid treatment was not able to remove all the adhesive from the bracket base (Fig. 8c). Since the adhesive residues filled the intended laser etched pattern for creating retention surfaces in the bracket base, the new adhesive was not able to build up the necessary adhesive forces. Further adhesion processes were thereby impaired.

Sandblasting showed no decrease of the shear bond strength, as was previously reported by Yassaei et al. [7] and Mirhashemi et al. [9]. However, the SEM images (Fig. 8b) showed that sandblasting eroded the structures

Table 4 Frequency distribution of adhesive remnant index (ARI) values, ARI scores, and statistical analysis of the investigated groups

Tab. 4 Häufigkeitsverteilung des ARI („adhesive remnant index“), ARI-Werte und statistische Auswertung der untersuchten Gruppen

Group	n	0	1	2	3	Total	p
DN	30	0	0	0	30	3.00	–
DS bt	30	5	7	14	4	1.57	–
DS	30	0	0	1	29	2.97	>0.99
DA bt	30	5	7	13	5	1.60	–
DA	30	0	0	14	16	2.53	<0.001*
DL bt	30	6	6	13	5	1.57	–
DL	30	0	0	5	25	2.83	0.32
DLD	30	0	0	4	26	2.87	0.64

bt before treatment. See Table 1 for other abbreviations

* $p < 0.05$ versus the control group

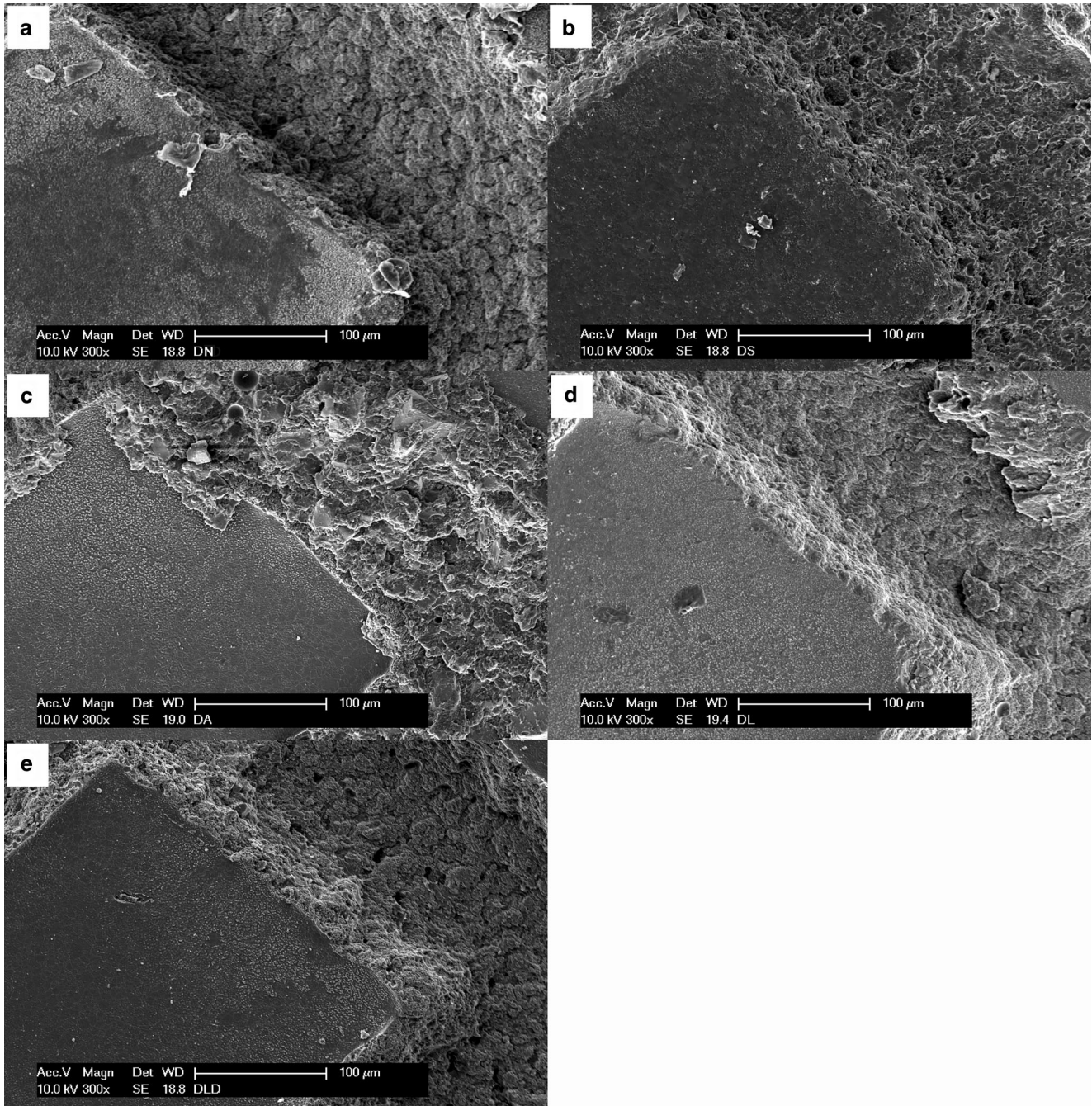


Fig. 8 Scanning electron microscope images showing the bracket bases at 300× magnification. **a** DN **b** DS **c** DA **d** DL **e** DLD. See Table 1 for abbreviations

Abb. 8 Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen der Bracketbasis, Vergr. 300:1. **a** DN **b** DS **c** DA **d** DL **e** DLD. Abkürzungen siehe Tab. 1

of the bracket base resulting in a small but not significant decrease in shear bond strength. Furthermore, no adhesive residues were seen in the SEM images, which verifies the high ARI score of 2.97 (Table 4). Overall, these results support the conclusion of Khanal et al. [31] that the shear bond strength of sandblasted brackets is in accordance with clinical requirements. A significantly lower shear bond strength as shown by Han et al. [8] and Urchianu et al.

[32] compared to new brackets was not seen in this study. The difference in shear bond strength of the described studies regarding sandblasting treatments could be caused by varied duration of sandblasting, different sandblasting media, and different distances from the bracket base, which could lead to different amounts of erosion.

The mean shear bond strength and average ARI scores of laser-reconditioned brackets did not significantly differ

from new brackets. SEM images showed that the bracket bases were not at all or only slightly eroded (Fig. 8d). This supports the conclusion of Han et al. [8] that the microcrystalline structures of the brackets were not destroyed due to the laser treatment and complete removal of adhesive is possible. Research by Yassaei et al. [7] and Mirhashemi et al. [9] showed that laser treatment was able to remove the adhesive without harming the bracket or significantly reducing its shear bond strength, which is consistent with the present study results.

Laser-debonded brackets showed almost no adhesive remnants on the bracket base. Laser debonding resulted in a failure of the bond between the bracket and the adhesive. Therefore, the brackets could be reused without further treatments of the bracket base since almost all brackets showed an ARI of 3. Several previous studies [14] showed that the adhesive stayed on the enamel and that the enamel did not become damaged. Hence, the laser debonding method protects the bracket as well as the enamel. Furthermore, the SEM analysis showed only little to no visible erosion of the bracket base (Fig. 8e). As a result, shear bond strength of the laser-debonded brackets was almost identical to that of new brackets ($p > 0.99$).

Reliable comparative results are missing since no data about research on shear bond strength of laser-debonded brackets have been published yet. It can be derived from our present results that multiple reuses should be possible after treatment and laser debonding.

The evaluation and comparison of friction results is complicated since friction is an interaction of many effects. For example, Reimann et al. [33] stated that friction behavior depends on the material used for the arch wire and the ligature (see also El-Bialy et al. [34]), the shape and the roughness of the bracket slot (see also Schumacher et al. [35]) or the bracket material. Chang et al. [36] and Schumacher et al. [35] suggested that friction increases when the bracket bevel is smaller and decreases when the bracket bevel is larger. El-Bialy et al. [34] implied that a larger slot size decreased friction. For this reason, the results of our study cannot be easily compared to the results of other studies since not all influencing factors were observed. As opposed to Reimann et al. [37] who studied frictional behavior of reconditioned metal brackets, the results of our study showed a significant reduction of force loss due to friction of laser-debonded and -treated brackets compared to new brackets (Fig. 5). It is suspected that new brackets have imperfections due to the manufacturing process. During orthodontic use, these imperfections might be reduced when the wire slides through the slot. It can be assumed, regarding the present results, that sandblasting and acid treatment roughens the surface and thus the values do not differ significantly from new brackets, whereas laser treatment and laser debonding have no influence on surface

roughness. For further insights, bracket slot needs to be further examined under SEM. Yet, the measured force losses due to friction with approximately 30–40% were consistent to the results documented by Szczupakowski [38].

The standard for dimensions and tolerances of orthodontic brackets is defined in DIN 13996 [30]. According to this standard, a 0.022 inch slot should have a slot width between 0.56 and 0.60 mm. In our study, all brackets met these requirements with an average slot size of 0.564–0.568 mm. According to various studies of the slot sizes of new brackets, the accuracy of the slot width varies considerably and often deviates from the specified size [25, 39–41]. This indicates that the slot size after the reconditioning process is not only dependent on the impact of the reconditioning process but also on a certain discrepancy from the new bracket. Nevertheless, the present study did not show any significant change in slot size compared to new brackets. This result corresponds with the results of Martina et al. [42]. From this point of view, reuse can be considered.

As mentioned in the “Materials and methods” section, since there are no standards for measuring fracture strength, the experimental setup explained by Sanchez et al. [27] and Johnson et al. [43] was followed as a guideline. However, the calculation of the fracture strength was changed. Sanchez et al. [27] and Johnson et al. [43] used the following formula to calculate fracture strength:

$$\sigma = \frac{\text{fracture force in } N}{\text{contact area between wire and tie-wing in } \text{mm}^2} \quad (2)$$

Since this formula seemed not comprehensible, the following formula [44] was used providing a more reliable and reproducible result:

$$\sigma = \frac{\text{fracture force in } N}{\text{fracture surface in } \text{mm}^2} \quad (3)$$

The results from our measurements were found to be in the upper range reported by Lindauer et al. [45]. This deviation might be caused by differences in testing speed or improvements in the ceramic materials over time. Overall, no significant difference in fracture strength was measured between the various groups (Fig. 7). This indicates that reuse of brackets is not limited by a reduction in fracture strength.

As shown in previous in vitro studies, coffee, tea, patients’ diets, and saliva led to discoloring of ceramic brackets [46–49]. Thus, this may explain the prediscoloration of the examined brackets compared to the new brackets in our study. In a pilot study dealing with the removal of the adhesive, flaming resulted in the brackets turning black. Consequently, the heating period was reduced as much as possible to prevent the bracket from turning black due to oxidation of the NiTi-pin in the self-ligating clip. It was observed that submerging the bracket directly into alcohol reduced

the discoloring effect due to fast cooling. The sandblasted, laser-reconditioned, and laser-debonded brackets were significantly darker since they had a lower L^* value. It can be assumed that the induced heat darkened the brackets, whereas the acid bath whitened the brackets. Moreover, the acid bath significantly lowered the a^* value leading to a greener perception. However, the acid-treated brackets were the only group not having a significantly higher b^* value. All other groups turned more yellowish.

Overall, brackets in the laser-reconditioned group were discolored the greatest with a ΔE_{ab}^* of 9.8 (± 1.8) compared to new brackets. It is discussed controversially, up to which ΔE_{ab}^* the discoloring is clinically acceptable. Many researchers suggest that a ΔE_{ab}^* below 3.3 or 3.7 is clinically acceptable [47, 50]. Others suggest that a higher ΔE_{ab}^* value is clinically acceptable since the perceived color of the brackets depends on the lighting color and other conditions [51]. Values of $5 < \Delta E_{ab}^* < 10$ are perceived but can be considered acceptable. Subjectively, however, the limit value of $\Delta E_{ab}^* = 10$ can be considered a good basis for all brackets under investigation [52]. In our case, the discoloring effect is barely recognized by the human eye. As a result, we can support the claim that a $\Delta E_{ab}^* < 10$ is clinically acceptable. Moreover, the difference of the measurements when comparing digital methods or spectrophotometers must be considered [51]. Furthermore, a $\Delta E_{ab}^* < 10$ is less than the discoloring seen by drinking coffee or other beverages [46, 49, 52]. Acid reconditioning left the most residues on the base; however, acid reconditioning led to the best results regarding the bracket color. If and how acid treatment can be used to avoid strong discoloring of brackets should be investigated in further studies.

It has to be clearly stated that ceramic brackets from only one brand (Ormco, Brea, CA, USA) were investigated, which means that the results cannot be transferred without restriction to other manufacturers. Furthermore, it is important to mention that the suitability of reusing ceramic brackets was investigated *in vitro* only. In the clinical situation there are many influencing factors, and investigation is thus complex.

One issue that was not investigated in this study is the reuse of the brackets regarding bacterial contamination. Multiple studies show that sterilization of orthodontic products is possible [53–55]. However, the studies focused on new brackets rather than reused ones. Ardeshtna et al. [54] showed that new brackets were already contaminated by various bacteria and concluded that new brackets should be sterilized before use. Legal aspects on sterilization are to be clarified and the effectiveness of sterilization of reconditioned brackets needs to be investigated in further studies.

Another aspect that needs to be investigated for practical application is economic efficiency. To calculate the costs of reconditioning, the duration of the individual recondition-

ing processes and costs of working time are multiplied. It must be noted, however, that professional reconditioning of large quantities of brackets would reduce the time needed for a single bracket. It is explicitly noted that this study does not aim to calculate an exact economic benefit of reconditioning. One major advantage for the patient could be that this esthetic treatment becomes more affordable and, thus, available to a wider range of patients presuming bracket manufacturers approve of the process. Regarding the conservation of resources and the complex manufacturing process, the potential of reusing high-quality ceramic brackets should be considered.

Conclusions

Within the limitations of this study, it can be concluded that all methods of reconditioning yielded clinically acceptable results. For environmental and economic reasons, it is appropriate to integrate reconditioning methods into clinical practice. Reconditioned brackets showed no significant difference in slot dimensions and fracture strength. Compared to the new brackets, the shear bond strength was only significantly lower in the acid group. Most of the reconditioned brackets in all groups had an ARI score of 3. The aim of reconditioning ceramic brackets is to preserve an intact bracket base, while removing all adhesive from the base. This was only achieved by laser treatment and by laser debonding. Moreover, laser-treated and laser-debonded brackets provided significantly lower friction in the slot compared to new brackets, possibly making them more suitable for clinical use. Overall, laser debonding is considered the best method for reconditioning ceramic brackets in terms of the possibility of multiple reuses, and also the protection of enamel and the bracket. In hospitals and practices where an Er:YAG laser is available, it can be used for laser debonding and in cases where a bracket comes off, laser treatment could be used to remove the adhesive and rebond the bracket.

Acknowledgements The authors would like to thank VITA for the kind support and providing the materials for the experiments. We also would like to thank Lamia Singer and Ludger Keilig for technical laboratory assistance.

Funding The first author had a grant from the SciMed doctoral program of the Medical Faculty of Bonn University. The fellowship is funded by BONFOR grants.

Funding Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL.

Declarations

Conflict of interest K. Grosch, J. Meister, S.D. Raval, A.M. Fouda and C. Bourauel declare that they have no competing interests.

Ethical standards This article does not contain any studies with animals or human participants by any of the authors. *Informed consent:* All patients gave informed consent that their anonymized brackets can be used for research purposes.

Open Access This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article's Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article's Creative Commons licence and your intended use is not permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

References

- Singh S, Singla L, Anand T (2021) Esthetic considerations in orthodontics: an overview. *Dent J Adv Stud* 9:55–60. <https://doi.org/10.1055/S-0041-1726473>
- Xavier J, Sarika K, Ghosh P, Varma S (2021) Aesthetic bracket system: a review. *Int J Dent Oral Sci* 8:5191–5196. <https://doi.org/10.19070/2377-8075-210001041>
- Gautam P, Valiathan A (2007) Ceramic brackets: in search of an ideal! *Trends Biomater Artif Organs* 20:117–122
- Karamouzou A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA (1997) Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 112:34–40. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(97\)70271-3](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(97)70271-3)
- Russell JS (2005) Aesthetic orthodontic brackets. *J Orthod* 32:146–163. <https://doi.org/10.1179/146531205225021024>
- Birnie D (1990) Ceramic brackets. *Br J Orthod* 17:71–75. <https://doi.org/10.1179/BJO.17.1.71>
- Yassaei S, Aghili H, Firouzabadi AH, Meshkani H (2017) Effect of Er:YAG laser and sandblasting in recycling of ceramic brackets. *J Lasers Med Sci* 8:17–21. <https://doi.org/10.15171/JLMS.2017.04>
- Han RQ, Yang K, Ji LF, Ling C (2016) Analysis of shear bond strength and morphology of Er:YAG laser-recycled ceramic orthodontic brackets. *Biomed Res Int*. <https://doi.org/10.1155/2016/7276287>
- Mirhashemi AH, Hosseini MH, Chiniforouh N et al (2018) Shear bond strength of rebonded ceramic brackets using four different methods of adhesive removal. *J Dent (Tehran)* 15:54–62
- Sherratt A (2013) Cradle to cradle. In: Idowu SO, Capaldi N, Zu L, Das Gupta A (eds) *Encyclopedia of corporate social responsibility*. Springer, Berlin, Heidelberg, pp 630–638
- McDonough W, Braungart M (2002) *Cradle to cradle: remaking the way we make things*, 1st edn. North Point Press, New York
- Swartz ML (1988) Ceramic brackets. *J Clin Orthod* 22:82–88
- Mundethu AR, Gutknecht N, Franzen R (2014) Rapid debonding of polycrystalline ceramic orthodontic brackets with an Er:YAG laser: an in vitro study. *Lasers Med Sci* 29:1551–1556. <https://doi.org/10.1007/S10103-013-1274-9>
- Oztoprak MO, Nalbantgil D, Erdem AS et al (2010) Debonding of ceramic brackets by a new scanning laser method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 138:195–200. <https://doi.org/10.1016/J.AJODO.2009.06.024>
- Ahrari F, Fekrazad R, Kalhori KAM, Ramtin M (2013) Reconditioning of ceramic orthodontic brackets with an Er,Cr:YSGG laser. *Lasers Med Sci* 28:223–228. <https://doi.org/10.1007/S10103-012-1093-4>
- Grzech-Leśniak K, Matys J, Zmuda-Stawowiak D et al (2018) Er:YAG laser for metal and ceramic bracket debonding: an in vitro study on intrapulpal temperature, SEM, and EDS analysis. *Photomed Laser Surg* 36:595–600. <https://doi.org/10.1089/pho.2017.4412>
- Khalil AS, Tamish NM, Elkhalza AR (2022) Assessment of chemical, ultrasonic, diode laser, and Er:YAG laser application on debonding of ceramic brackets. *BMC Oral Health*. <https://doi.org/10.1186/S12903-022-02111-7>
- Nalbantgil D, Oztoprak MO, Tozlu M, Arun T (2011) Effects of different application durations of ER:YAG laser on intrapulpal temperature change during debonding. *Lasers Med Sci* 26:735–740. <https://doi.org/10.1007/S10103-010-0796-7>
- Årtun J, Bergland S (1984) Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod* 85:333–340. [https://doi.org/10.1016/0002-9416\(84\)90190-8](https://doi.org/10.1016/0002-9416(84)90190-8)
- Dawjee S, Gheevarghese O (2004) Recycling debonded brackets with an acid bath. *J Clin Orthod* 38:605–606
- Deutsches Institut für Normung e.V (2017) DIN 13990:2017-04 Zahnheilkunde – Prüfverfahren für die Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven für kieferorthopädische Befestigungselemente. Beuth-Verlag, Berlin
- Zielinski V, Reimann S, Jäger A, Bourauel C (2014) Comparison of shear bond strength of plastic and ceramic brackets. *J Orofac Orthop* 75:345–357. <https://doi.org/10.1007/S00056-014-0236-6>
- Bourauel C, Drescher D, Thier M (1992) An experimental apparatus for the simulation of three-dimensional movements in orthodontics. *J Biomed Eng* 14:371–378. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(92\)90081-U](https://doi.org/10.1016/0141-5425(92)90081-U)
- Drescher D, Bourauel C, Thier M (1991) Orthodontisches Meß- und Simulationssystem (OMSS) für die statische und dynamische Analyse der Zahnbewegung. *Fortschr Kieferorthop* 52:133–140. <https://doi.org/10.1007/BF02173245>
- Demling A, Dittmer MP, Schweska-Polly R (2009) Comparative analysis of slot dimension in lingual bracket systems. *Head Face Med*. <https://doi.org/10.1186/1746-160X-5-27>
- Daratsianos N, Bourauel C, Flimmers R et al (2016) In vitro biomechanical analysis of torque capabilities of various 0.018" lingual bracket-wire systems: total torque play and slot size. *Eur J Orthod* 38:459–469. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjv063>
- Sanchez DJ, Walker MP, Kula K et al (2008) Fluoride prophylactic agents effect on ceramic bracket tie-wing fracture strength. *Angle Orthod* 78:524–530. <https://doi.org/10.2319/052707-250.1>
- Deutsches Institut für Normung e.V. (2017) DIN 5033-1:2017-10 Farbmessung – Teil 1: Grundbegriffe der Farbmessung. Beuth-Verlag, Berlin
- Deutsches Institut für Normung e.V. (2020) DIN 11664-4:2020-03 Farbmessung – Teil 4: CIE 1976L*a*b* Farbraum (ISO/CIE 11664-4:2019). Beuth-Verlag, Berlin
- Deutsches Institut für Normung e.V. (2012) DIN 13996:2012-08 Zahnheilkunde – Maße für Drähte und Befestigungselemente für kieferorthopädische Anwendungen. Beuth-Verlag, Berlin
- Khanal PP, Shrestha BK, Yadav R, Gupta SP (2021) A comparative study on the effect of different methods of recycling orthodontic brackets on shear bond strength. *Int J Dent*. <https://doi.org/10.1155/2021/8844085>
- Urichianu M, Makowka S, Covell D et al (2022) Shear bond strength and bracket base morphology of new and rebonded or-

- thodontic ceramic brackets. materials. <https://doi.org/10.3390/MA15051865>
33. Reimann S, Bourauel C, Weber A et al (2016) Friction behavior of ceramic injection-molded (CIM) brackets. *J Orofac Orthop* 77:262–271. <https://doi.org/10.1007/S00056-016-0030-8>
 34. El-Bialy T, Alobeid A, Dirk C et al (2019) Comparison of force loss due to friction of different wire sizes and materials in conventional and new self-ligating orthodontic brackets during simulated canine retraction. *J Orofac Orthop* 80:68–78. <https://doi.org/10.1007/S00056-019-00168-8>
 35. Schumacher H-A, Bourauel C, Drescher D (1990) Das Friktionsverhalten von Keramikbrackets bei der bogengeführten Zahn-bewegung. *Fortschr Kieferorthop* 51:259–265. <https://doi.org/10.1007/BF02168926>
 36. Chang C-J, Lee T-M, Liu J-K (2013) Effect of bracket bevel design and oral environmental factors on frictional resistance. *Angle Orthod* 83:956–965. <https://doi.org/10.2319/101612-808.1>
 37. Reimann S, Rewari A, Keilig L et al (2012) Material testing of reconditioned orthodontic brackets. *J Orofac Orthop* 73:454–466. <https://doi.org/10.1007/S00056-012-0108-X>
 38. Szczupakowski AM (2015) Materialtechnische Untersuchungen an selbstligierenden und konventionellen Brackets mit verschiedenen Ligatursystemen zu ihrem tribologischen Verhalten. Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität, Bonn
 39. Divya P, Banswada SR, Kukunuru SR et al (2021) To compare the accuracy of 0.022 inch slot of stainless steel and ceramic orthodontic brackets marketed by different manufacturers. *J Pharm Bioallied Sci* 13:1037–1041. https://doi.org/10.4103/jpbs.jpbs_295_21
 40. Lefebvre C, Saadaoui H, Olive J-M et al (2019) Variability of slot size in orthodontic brackets. *Clin Exp Dent Res* 5:528–533. <https://doi.org/10.1002/cre2.219>
 41. Hodecker L, Bourauel C, Braumann B et al (2023) Sliding behaviour and surface quality after static air polishing of conventional and modern bracket materials: in vitro analysis. *J Orofac Orthop* 84:110–124. <https://doi.org/10.1007/s00056-021-00352-9>
 42. Martina R, Laino A, Cacciafesta V, Cantiello P (1997) Recycling effects on ceramic brackets: a dimensional, weight and shear bond strength analysis. *Eur J Orthod* 19:629–636. <https://doi.org/10.1093/EJO/19.6.629>
 43. Johnson G, Walker MP, Kula K (2005) Fracture strength of ceramic bracket tie wings subjected to tension. *Angle Orthod* 75:95–100. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2005\)075\(0095:FSOCBT\)2.0.CO;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2005)075(0095:FSOCBT)2.0.CO;2)
 44. Matek W, Muhs D, Wittel H (1986) *Roloff/Matek Maschinenelemente*, 10th edn. Vieweg & Sohn Verlagsgesellschaft mbH, Braunschweig
 45. Lindauer SJ, Macon CR, Browning H et al (1994) Ceramic bracket fracture resistance to second order arch wire activations. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 106:481–486. [https://doi.org/10.1016/S0889-5406\(94\)70070-2](https://doi.org/10.1016/S0889-5406(94)70070-2)
 46. Guignone BC, Silva LK, Soares RV et al (2015) Color stability of ceramic brackets immersed in potentially staining solutions. *Dental Press J Orthod* 20:32–38. <https://doi.org/10.1590/2176-9451.20.4.032-038.oar>
 47. Braga de Oliveira C, Maia LG, Santos-Pinto A, Gandini Júnior LG (2014) In vitro study of color stability of polycrystalline and monocrystalline ceramic brackets. *Dental Press J Orthod* 19:114–121. <https://doi.org/10.1590/2176-9451.19.4.114-121.oar>
 48. Bishara SE, Fehr DE (1997) Ceramic brackets: something old, something new, a review. *Semin Orthod* 3:178–188. [https://doi.org/10.1016/s1073-8746\(97\)80068-0](https://doi.org/10.1016/s1073-8746(97)80068-0)
 49. de Mendonça MR, Fabre AF, Goiatto MC et al (2011) Spectrophotometric evaluation of color changes of esthetic brackets stored in potentially staining solutions. *RPG Rev Pós Grad* 18:20–27
 50. Ruyter IE, Nilner K, Möller B (1987) Color stability of dental composite resin materials for crown and bridge veneers. *Dent Mater* 3:246–251. [https://doi.org/10.1016/S0109-5641\(87\)80081-7](https://doi.org/10.1016/S0109-5641(87)80081-7)
 51. Akyalcin S, Rykiss J, Rody WJ, Wiltshire WA (2012) Digital analysis of staining properties of clear aesthetic brackets. *J Orthod* 39:170–175. <https://doi.org/10.1179/1465312512Z.000000000024>
 52. Wriedt S, Schepke U, Wehrbein H (2007) The discoloring effects of food on the color stability of esthetic brackets—an in-vitro study. *J Orofac Orthop* 68:308–320. <https://doi.org/10.1007/S00056-007-0640-2>
 53. Schneevogt R, Haase A, Eckardt VL et al (1999) Laboratory analysis of superelastic NiTi compression springs. *Med Eng Phys* 21:119–125. [https://doi.org/10.1016/s1350-4533\(99\)00034-x](https://doi.org/10.1016/s1350-4533(99)00034-x)
 54. Ardeschna A, Chavan K, Prakasam A et al (2022) Effectiveness of different sterilization methods on clinical orthodontic materials. *J Indian Orthod Soc.* <https://doi.org/10.1177/03015742221109026>
 55. Vivek Aithal PR, Akshai Shetty KR, Dinesh MR et al (2019) In vitro evaluation of microbial contamination and the disinfecting efficacy of chlorhexidine on orthodontic brackets. *Prog Orthod.* <https://doi.org/10.1186/s40510-019-0270-4>

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

3. Danksagung

Ich möchte an dieser Stelle meine aufrichtige Wertschätzung gegenüber all jenen zum Ausdruck bringen, die mich tatkräftig bei der Realisierung und Umsetzung dieser Arbeit unterstützt haben.

Besonders hervorheben möchte ich meine tiefe Dankbarkeit gegenüber meinem Doktorvater, Herrn Professor Dr. rer. nat. Dipl.- Phys. Christoph Bourauel, für die stets hilfreiche und herausragende Betreuung. Seine Unterstützung, Geduld und Motivation während der gesamten Arbeit waren von unschätzbarem Wert. Ich möchte mich auch für die Möglichkeit bedanken, die wissenschaftlichen Einrichtungen nutzen zu dürfen.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Sanjay Raval für das entgegengebrachte Vertrauen und die Bereitstellung der Brackets aus seiner kieferorthopädischen Praxis.

Sehr herzlich möchte ich mich bei Herrn PD Dr. rer. nat. Jörg Meister für seine wissenschaftliche Unterstützung und die Bereitstellung und die Organisation des Lasers bedanken.

Bedanken möchte ich mich ebenfalls bei der Firma VITA für die freundliche Unterstützung und die Bereitstellung der Materialien für die Experimente.

Ich möchte mich beim gesamten Team der Abteilung für Oralmedizinische Technologie für ihre Hilfsbereitschaft und das angenehme Arbeitsumfeld bedanken. Herrn Dr. rer. nat. Dipl.-Math. L. Keilig und Frau Lamia Singer, PhD danke ich für die technische Unterstützung im Labor. Ebenso möchte ich mich bei Herrn Dr. med. dent. Ahmed Mahmoud Fouda für die Einführung in die verwendeten Programme und Geräte bedanken.

Zudem möchte ich mich bei BONFOR für die Förderung durch das SciMed-Promotionsstipendium bedanken. Die Förderung hat es mir ermöglicht, mich in einem Freisemester vollumfänglich der Forschung widmen zu können.

Abschließend möchte ich mich von ganzem Herzen bei meinem Freund Sven für die wertvolle Unterstützung bedanken.