

Aus dem Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität
zu Köln Poliklinik für Kieferorthopädie
Direktor: Universitätsprofessor Dr. med. B. Braumann

**Vergleich unterschiedlicher Bracketmaterialien hinsichtlich der
Oberflächenbeschaffenheit und biomechanischen Eigenschaften
unter dem Einfluss einer statischen Pulver-Wasser-Bestrahlung**

Inaugural-Dissertation zur Erlangung der zahnärztlichen Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Universität zu Köln

vorgelegt von
Lutz Dieter Hodecker
aus Mechernich

promoviert am 17. August 2022

Dekan: Universitätsprofessor Dr. med. G. R. Fink
1. Gutachter: Universitätsprofessor Dr. med. B. Braumann
2. Gutachter: Privatdozent Dr. med. S. Fürderer

Erklärung

Ich erkläre hiermit, dass ich die vorliegende Dissertationsschrift ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe; die aus fremden Quellen direkt oder indirekt übernommenen Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich keine Unterstützungsleistungen erhalten.

Weitere Personen waren an der geistigen Herstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Erklärung zum eigenen Anteil an der Dissertation

Alle in dieser Arbeit angegebenen Untersuchungen sind nach entsprechender Anleitung durch Herrn Professor Dr. Bert Braumann und Herrn Dr. Sven Scharf von mir selbst ausgeführt und ausgewertet worden.

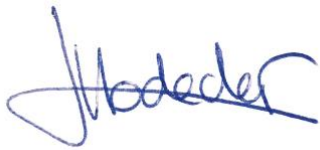
Der experimentelle Teil erfolgte selbstständig unter Aufsicht durch Herrn Professor Dr. Christoph Bourauel.

Die Dissertationsschrift wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Erklärung zur guten wissenschaftlichen Praxis:

Ich erkläre hiermit, dass ich die Ordnung zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis und zum Umgang mit wissenschaftlichem Fehlverhalten (Amtliche Mitteilung der Universität zu Köln AM 132/2020) der Universität zu Köln gelesen habe und verpflichte mich hiermit, die dort genannten Vorgaben bei allen wissenschaftlichen Tätigkeiten zu beachten und umzusetzen.

Mannheim, den 13.11.2021



Danksagung

Ich danke meinem Doktorvater Herrn Universitätsprofessor Dr. med. Bert Braumann für die sehr hilfreiche und herzliche Betreuung dieser Dissertation.

Ich danke darüber hinaus Herrn Universitätsprofessor Dr. rer. nat. Chrsitoph Bourauel für die fachliche Anleitung und Unterstützung bei der Versuchsdurchführung am Institut für Oralmedizinische Technologie der Universität zu Bonn.

Frau Dr. rer. medic. Hildegard Christ vom Institut für Medizinische Statistik und Bioinformatik der Universität zu Köln gilt mein Dank für die gewissenhafte Beratung bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. dent. Sven Scharf für das äußerst große Engagement, die Unterstützung bei den wissenschaftlichen Auseinandersetzungen, und die Betreuung bei der Anfertigung der Publikationen.

Zuletzt möchte ich meiner Familie und Freunden meinen Dank aussprechen, die mich in dieser Zeit unterstützt und an mich geglaubt haben.

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	6
Abkürzungsverzeichnis	8
1 Einleitung	9
2 Grundlagen und Literaturübersicht	13
2.1 Aufbau und Wirkungsweise einer Multiband-Bracket-Apparatur	13
2.2 Bracketmaterialien	16
2.2.1 Metallbrackets	16
2.2.2 Keramikbrackets	16
2.2.3 Polymerbrackets	17
2.3 Bogenmaterial	18
2.4 Gleitwiderstände im Bracket-Bogen-Komplex	22
2.4.1 Übersicht und Definition der Friktion	22
2.4.2 Übersicht und Definition von Binding und Notching	25
2.4.3 Messung des Gleitwiderstands	26
2.5 Pulver-Wasser-Bestrahlung	29
2.5.1 Anwendung und Indikation in der Zahnmedizin	29
2.5.2 Apparativer Aufbau	31
3 Publikation	33
4 Diskussion	48
4.1 Diskussion der Methode	48
4.2 Diskussion der Ergebnisse	52
5 Zusammenfassung	58
6 Literaturverzeichnis	60
7 Vorabveröffentlichung von Ergebnissen	66
8 Curriculum vitae	67

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung eines Brackets mit Bracketflügeln (a), einer Bracketbasis (b), einem Bracketslot (c) und einem Hook (d) zur Befestigung von kieferorthopädischen Hilfselementen (eigene Darstellung).....	15
Abbildung 2: Übersicht unterschiedlicher Bracketmaterialien, Polymergruppe: Shark [®] SI (1a), Brillant [®] (1b), Keramikgruppe: ICE [™] (2a), Discovery [®] Pearl (2b), Metallgruppe: Discovery [®] (3a), equilibrium [®] ti (3b) (eigene Darstellung).....	18
Abbildung 3: Idealisieretes Spannungs(σ)-Dehnungs(ϵ)-Diagramm eines kieferorthopädischen Drahtes ²⁷	19
Abbildung 4: Darstellung des Gleitwiderstands in Abhängigkeit des Winkels zwischen Bogendraht und Bracket ²	26
Abbildung 5: Entfernung der zuvor angefärbten weichen Beläge mit einem AirFlow [®] Pulver-Wasserstrahlgerät ⁴⁶	30
Abbildung 6: EMS Master [®] Pulver-Wasser-Strahlgerät mit angeschlossenem Barometer im Versuchsaufbau (eigene Darstellung)	32

Abkürzungsverzeichnis

°	Winkelgrad
2-D	Zweidimensionalität
3-D	Dreidimensionalität
CIM	Ceramic Injection Molding
DIN	Deutsches Institut für Normung e. V.
E	E Modul
ε	Dehnung
et al.	et alii, et aliae, et alia
FR	Reibungskraft Gleitreibung
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
k	Kilo
m	Meter
MIM	Metal Injection Molding
mm	Millimeter
N	Newton
N_{FR}	Normalkraft
Ni-Ti	Nickel-Titan
OMSS	Orthodontisches Mess- und Simulationssystem
Pa	Pascal
$R_{p0,2}$	0,2% Dehngrenze
®	Registered
s	Sekunde
SL	Self-ligating
TM	trade mark
σ	Spannung
TMA	Titan-Molybdenum-Alloy
μ	Mikro
μ	Reibungskoeffizient

1 Einleitung

Im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung mit einer festsitzenden Multiband-Bracket-Apparatur stehen dem behandelnden Zahnarzt zahlreiche Systeme zur Verfügung. Diese können sich in der Materialzusammensetzung, dem Herstellungsverfahren, der Geometrie oder den biomechanischen Eigenschaften unterscheiden. Für eine patientenbezogene Auswahl eines Bracketsystems sollten neben dem extraoralen Erscheinungsbild und der Materialverträglichkeit vor allem die biomechanischen Eigenschaften berücksichtigt werden, um den Anforderungen an eine effiziente Patientenbehandlung gerecht zu werden¹. Als effizientes Bracketsystem wird ein Bracketsystem betrachtet, das sich durch einen geringen Gleitwiderstand zwischen Bracket und Drahtbogen und einer gut kontrollierbaren Zahnbewegung auszeichnet².

Bewegt sich ein Bracket entlang eines Drahtbogens, kommt es zu einer Reibung im Bracketslot, die sich als Widerstand in entgegengesetzter Richtung zur angesetzten kieferorthopädischen Kraft darstellt und zu einer Verringerung dieser führt^{3,4}. Diese Reibung wird in eine Haft- und Gleitreibung unterteilt und ist abhängig vom materialspezifischen Reibungskoeffizienten des Bracketmaterials, der Anpresskraft des Bogens auf die Bracketoberfläche sowie dem Bogenmaterial⁵. Zusätzlich einflussnehmende Faktoren stellen die Oberflächengüte, die Ligiermethode und die Geometrie der Brackets dar^{3,6,7}. Der durch die Haft- und Gleitreibung im Bracketslot bedingte Kraftverlust wird als Friktion bezeichnet⁸. Neben der Friktion können auch Verklemmungen des Bogens an den äußeren Kanten des Bracketslots der kieferorthopädischen Kraft entgegenwirken. Diese Effekte werden als Notching und Binding in der Literatur beschrieben⁴. Beim Binding kommt es durch Überschreitung eines kritischen Kontaktwinkels zwischen Bogen und Bracketslot zu einer Verklemmung und elastischen Auslenkung des Bogens, beim Notching wird dieser Winkel weiter überschritten und führt zu einer plastischen Verformung des Bogens. Beide Effekte können beim Gleiten des Brackets am Drahtbogen im Bracketslot auftreten sobald ein Niveauunterschied zwischen zwei benachbarten Brackets entsteht⁹. Friktion, Notching und Binding stellen Effekte dar, die vom Material und der Geometrie der verwendeten Brackets und Drahtbögen abhängig sind, beim Gleiten eines Brackets entlang eines Bogens anteilig auftreten und in ihrer Gesamtheit zusammen als Widerstand einer therapeutisch applizierten Kraft entgegenwirken.

Da im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung definierte Kräfte zum Einsatz kommen, sollte ein erhöhter Gleitwiderstand nicht durch eine Zunahme der therapeutisch applizierten Kraft kompensiert werden. Eine Erhöhung der therapeutischen Kraft würde auch eine erhöhte Belastung der Verankerungseinheit mit sich bringen, was wiederum zu einer iatrogenen Schädigung der Zahnwurzeln oder zu einem Verankerungsverlust führen kann und aus diesen Gründen vermieden werden sollte¹⁰. Auf der anderen Seite können unerschwellige Kräfte zum Erliegen der Zahnbewegung führen und in einer Verlängerung der aktiven Therapiephase resultieren. Mit einer Verlängerung der Therapiephase kann gleichzeitig die Wahrscheinlichkeit weiterer iatrogen verursachter Schäden wie zum Beispiel Schmelzdeminalisationen steigen^{11,12}.

Aus diesem Grund wurden von der Dentalindustrie Strategien entwickelt, die zur Verbesserung der Effizienz der Bracketsysteme beitragen sollen. Diese beinhalten zum Beispiel die Verringerung der Reibungswerte durch Reduktion der Anpresskraft der Ligatur oder Veränderung in der Bracketgeometrie. In der Literatur beschriebene experimentelle Untersuchungen können eine Verbesserung der Effizienz durch diese Entwicklungen bestätigen. So kann durch die Abrundung der Bracket-Außenkanten, der Beschichtung von Führungsbögen oder der Entwicklung von selbstligierenden Bracketsystemen eine Reduktion des Widerstands im Bracket-Bogen-Komplex nachgewiesen werden^{5,7}. Neben einem geringen Widerstand ist auch eine Resistenz gegenüber chemischen oder physikalischen Einflüssen erstrebenswert, um einen Alterungsprozess und eine Abnutzung der eingesetzten Materialien während der Therapiephase zu minimieren und die Materialeigenschaften im Idealfall konstant halten zu können. In der Literatur wird in diesem Zusammenhang der abrasive Einfluss einer professionellen Zahnreinigung als Oberflächenabtrag beschrieben¹³⁻¹⁶.

In der vorliegenden Untersuchung soll dieser abrasive Einfluss einer Pulver-Wasser-Bestrahlung auf die Slotoberfläche hinsichtlich seiner Auswirkungen auf die Behandlungseffizienz untersucht werden. Eine Pulver-Wasser-Bestrahlung kann im Rahmen der Kariesprophylaxe begleitend zu einer kieferorthopädischen Behandlung angewendet werden^{17,18}. Bei dieser Methode handelt es sich um eine mechanische Entfernung von sub- und supragingivalem Biofilm, Zahnstein sowie von Verfärbungen¹⁸. Dabei wird über Druckluft ein Gemisch aus Wasser und Salz generiert und über ein entsprechendes Handstück punktuell auf die zu reinigende Stelle gerichtet. Gegenüber der konventionellen Methode mithilfe von Gummikelchen oder Polierbürsten und Schleif-Polierpasten bietet die Pulver-Wasser-Bestrahlung ein

breiteres Einsatzspektrum, eine geringere Temperaturentwicklung auf der Zahnoberfläche sowie einen geringeren abrasiven Abtrag von Zahnhartsubstanz. Der Einsatz sollte hingegen gründlich geprüft werden und wird nicht für demineralisierte Zahnoberflächen oder frei liegende Wurzeloberflächen empfohlen¹⁸. Eine Schädigung der Zahnhartsubstanz konnte experimentell erst nach einer intensiven Bestrahlung festgestellt werden und stellt im klinischen Alltag bei sachgemäßem Gebrauch kein Risiko dar. Aufgrund der zum Teil mangelhaften Mundhygienemaßnahmen einzelner Patienten und den vermehrt vorhandenen Plaqueretentionsstellen einer festsitzenden kieferorthopädischen Apparatur, stellt die professionelle Zahnreinigung eine wichtige Prophylaxemaßnahme dar. Die regelmäßige Anwendung wird daher von mehreren Autoren empfohlen^{15–17}.

Vorangegangene experimentelle Untersuchungen haben gezeigt, dass eine Pulver-Wasser-Bestrahlung zu Veränderungen auf der Bracketoberfläche führen kann^{13,14}. Jedoch wird dieser Einfluss auf die Behandlungseffizienz kontrovers diskutiert. So konnte in einer Studie von Drescher et al. im Jahr 2009 gezeigt werden, dass die Auswirkungen einer Pulver-Wasser-Bestrahlung mit Glycin und Natriumbikarbonat auf die Slotoberfläche von Metall- und Keramikbrackets als vernachlässigbar zu interpretieren sind¹⁴. Allerdings konnte nach einer Bestrahlungszeit von 10 Sekunden mit Natriumbikarbonat eine deutliche Oberflächenveränderung bei den untersuchten Kunststoffbrackets beobachtet werden. Da eine raue Oberfläche die Akkumulation von Plaque und damit eine Erhöhung des Gleitwiderstands im Bracket-Bogen-Komplex fördern kann, wird die Bestrahlung mit einem weniger abrasiven Pulver von den Autoren empfohlen^{14,19}. Eine Veränderung der Oberfläche von Metallbrackets konnte ebenfalls von Parmagnani et al. im Jahr 2012 nachgewiesen werden¹³. Bezogen auf die Friktion wurde festgestellt, dass eine Pulver-Wasser-Bestrahlung mit Natriumbikarbonat eine Erhöhung der Messwerte zur Folge hatte. Eine Anwendung von Pulver-Wasser-Strahlgeräten auf der Slotoberfläche von Metall- und Keramikbrackets wird von den Autoren daher nicht empfohlen¹³. Leite et al. (2016) und Cury et al. (2019) untersuchten den Einfluss einer Pulver-Wasser-Bestrahlung auf Metallbrackets, die einer klinischen Alterung unterzogen wurden^{15,16}. Beide Studien zeigten, dass eine Pulver-Wasser-Bestrahlung mit Natriumbicarbonat oder Glycin einen positiven Einfluss auf die Friktion und damit verbunden auf die Effizienz von Metallbrackets hat. Dieser positive Effekt beruhte hauptsächlich auf der Entfernung von Plaque und Zahnstein, die die Friktion erhöhen können. Beide Autorengruppen

empfehlen daher die mechanische Entfernung von Plaque und Zahnstein durch eine Pulver-Wasser-Bestrahlung der Slotoberfläche^{15,16}.

Aus klinischer Sicht ergibt sich somit die Fragestellung, ob regelmäßige Pulver-Wasser-Bestrahlungen zu messbaren Veränderungen, der Oberflächeneigenschaften der Bracketmaterialien, führen und ob diese einen klinisch relevanten Effekt auf den Gleitwiderstand im Bracket-Bogen-Komplex haben.

Von besonderem Interesse ist darüber hinaus die Untersuchung der Materialeigenschaften eines Polymerbrackets, das im 3D-Druckverfahren hergestellt wird. Das 3D-Druckverfahren ermöglicht gegenüber den konventionellen Methoden eine kostengünstige Herstellung von Kleinserien und Einzelanfertigungen²⁰. Konventionelle Bracketsysteme werden basierend auf Durchschnittswerten in Großserien hergestellt. Dem Anspruch einer personalisierten Therapie werden diese Bracketsysteme somit nur begrenzt gerecht²¹. Perspektivisch könnte eine individualisierte Multibracket-Apparatur aus einem gedruckten und zahnfarbenen Polymer eine Effizienzverbesserung in der festsitzenden kieferorthopädischen Therapie darstellen²².

2 Grundlagen und Literaturübersicht

2.1 Aufbau und Wirkungsweise einer Multiband-Bracket-Apparatur

Die Multiband-Bracket-Apparatur zählt zu den festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen und dient vor allem der Zahnbewegung. Die grundlegenden Vorteile gegenüber den herausnehmbaren kieferorthopädischen Apparaturen sind in der kontrollierbaren, dreidimensionalen körperlichen Zahnbewegung und der patientenunabhängigen permanenten Wirkung zu sehen. Nachteilig sind dagegen die erschwerte Mundhygiene aufgrund von vermehrten Plaqueretentionsstellen, die Gefahr von Überlastungsschäden durch zu hohe Kräfte und die Beeinträchtigung der orofazialen Ästhetik zu bewerten²³. Die Multiband-Bracket-Apparatur besteht aus Elementen der Krafterzeugung und Kraftübertragung. Die Krafterzeugung erfolgt hauptsächlich über einen metallischen Drahtbogen mit zusätzlichen Hilfsmitteln wie zum Beispiel Federn, Gummiketten, Gummiringen oder Kunststofffäden. Die Bögen beschreiben eine der individuellen Kiefergröße angepasste ideale Zahnbogenform und unterscheiden sich in der Legierung, dem Querschnitt, der Form, der Materialzusammensetzung und/oder der Oberflächenbehandlung. Sobald der Bogen mit den Brackets auf den Zähnen verbunden wird und Diskrepanzen zwischen der idealisierten Bogenform und der individuellen Zahnbogenform bestehen, übt der Bogen aufgrund seiner Eigenschaften eine Kraft auf die Zähne aus. Die Wahl des Bogens richtet sich dabei nach der Therapiephase²⁴.

Die Brackets und Bänder dienen als Übertragungs- und Führungselemente. Die Brackets können aus Metall, Keramik, Polymerwerkstoffen oder einer Kombination aus den genannten Werkstoffen bestehen. Die Bänder werden aus metallischen Legierungen gefertigt. Ein Bracket setzt sich aus der Bracketbasis, dem Bracketstamm mit Bracketslot und den Bracketflügeln zusammen (Abbildung 1). Die Bänder bestehen aus einem dem Zahn anatomisch vorangepassten 0,1 mm starken Metallring mit einem aufgeschweißten, metallischen Bracket oder anderem Attachment und können in Abgrenzung zu den Brackets größere Kräfte aufnehmen. Zur semipermanenten Befestigung der Brackets auf den Zähnen dient die Bracketbasis, die meist eine netzartige Oberfläche mit Retentionen aufweist. Die Bänder halten zum einen durch eine Klemmhaftung am Zahn, wenn sie in den Zahnzwischenraum eingebracht werden. Zum anderen wird der verbleibende Spalt zwischen Metallband und Zahnoberfläche durch einen Dentalzement ausgeglichen, der so zum zusätzlichen Halt am Zahn beiträgt. Der Verbund erfolgt bei den Brackets meist über einen

lichthärtenden Adhäsivkunststoff. Der Bracketslot ist ein präzise gefertigter Führungsschlitz, in dem der Bogen liegt. Dieser Bracket-Bogen-Komplex bestimmt die Position des Zahns im Zahnbogen in den drei Raumebenen. Der Bogen kann entweder über eine elastische Gummiligatur (Alastic) oder über einen weichen metallischen Draht (Drahtligatur) im Bracketslot fixiert werden. Bei den selbstligierenden Brackets wird diese Funktion durch einen mechanischen Verschluss erfüllt. Die Haken dienen der Aufnahme von krafterzeugenden Hilfsmitteln wie den oben genannten Gummiketten/ -fäden oder Gummiringen. Ein Großteil der Multiband-Bracket-Apparaturen lässt sich nach ihrem Aufbau und Wirkprinzip in die Gruppe der Standard-Edgewise oder Straight-Wire Technik aufteilen.

Als Begründer der Standard-Edgewise Technik gilt Edward Angle (1855-1930). Das Behandlungsziel mit der entsprechenden Zahnposition wird dabei über einen im Bracketslot formschlüssig liegenden Vierkantbogen eingestellt²⁵. Die Information der Zahnpositionierung wird über Biegungen im Vierkantbogen gespeichert. Diese Biegungen werden vom Anwender eingebracht und in drei Ordnungen unterteilt. Biegungen 1. Ordnung, die In-out-Biegungen, bestimmen die horizontale Stellung der Zähne im Zahnbogen. Biegungen 2. Ordnung definieren die Zahnachsenstellung beziehungsweise die Angulation in mesiodistaler Richtung. Die Positionierung in labiolingualer Richtung, der Torque, wird über die Biegungen 3. Ordnung eingestellt. Eine Weiterentwicklung dieser Behandlungstechnik stellt die von Lawrence Andrews vorgestellte Straight-Wire Technik dar. Zur Einstellung einer idealen Okklusion, den von ihm beschriebenen „six keys of occlusion“, werden die Information über den In/Out-Wert, den Torquewert und die Angulation nicht im Bogen sondern in der Bracketgeometrie gespeichert²⁶. Die Programmierung dieser Informationen in die Brackets erfolgt auf Grundlage von ermittelten Mittelwerten. Eine Individualisierung des geraden Bogens durch Einzelbiegungen kann somit nur noch in der letzten Behandlungsphase zur exakten Einstellung der Zahnposition notwendig sein. Die Wahl des Bracketsystems erfolgt in einer gemeinsamen Entscheidungsfindung zwischen Behandler und Patienten².

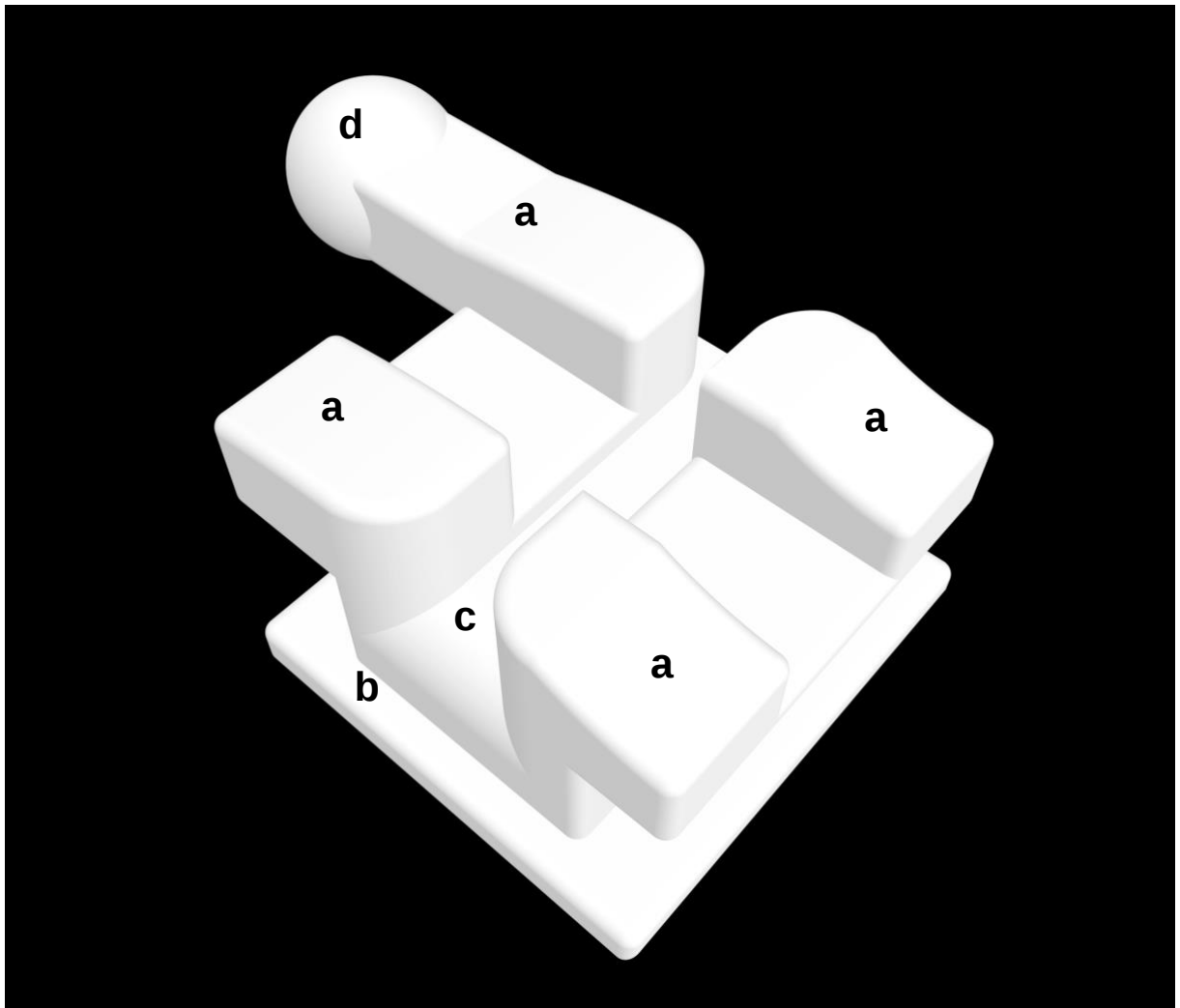


Abbildung 1: Schematische Darstellung eines Brackets mit Bracketflügeln (a), einer Bracketbasis (b), einem Bracketslot (c) und einem Hook (d) zur Befestigung von kieferorthopädischen Hilfselementen (eigene Darstellung)

2.2 Bracketmaterialien

Hinsichtlich der Materialzusammensetzung lassen sich die Bracketsysteme in drei Materialgruppen, die Metall-, Keramik- und Polymerbrackets, unterteilen. Exemplarische Beispiele zeigt die Abbildung 2. Metallbrackets gelten als besonders haltbar und grazil. Ein weiterer Vorteil ist die Fähigkeit der Verformung, wodurch bei der Entfernung der festsitzenden Apparatur die Gefahr von Schmelzausrissen minimiert wird. Als nachteilig ist die metallische Optik zu bewerten²⁷. Im Gegensatz dazu gelten die zahnfarbenen Keramikbrackets als besonders ästhetisch. Als nachteilig sind die hohen Friktionswerte und die aufwendige Entfernung anzusehen. Die Kunststoffbrackets zeichnen sich durch besonders niedrige Friktionswerte und leichte Entfernbarkeit aus. Jedoch sind diese Brackets bruchanfälliger, zeigen eine geringere Stabilität gegenüber therapeutisch angebrachten Drehmomenten und können sich leichter verfärben^{28,29}.

2.2.1 Metallbrackets

Als Vertreter eines Brackets aus der Metallgruppe kann das Discovery[®] oder equilibrium[®]ti Bracket (Dentaurum[®] GmbH & Co. KG, Ispringen, Deutschland) erwähnt werden.

Das Discovery[®] Bracket ist ein Metallbracket, das im Metal Injection Molding (MIM) Verfahren hergestellt wird. Dieses Verfahren beschreibt eine Form des Spritzgießens und zählt nach der DIN 8580 zu den Fertigungsverfahren des Urformens. Dabei wird ein Granulat, bestehend aus dem Pulver einer Metalllegierung und einem thermoplastischen Polymerharz als Bindemittel, in eine Form gespritzt. Nach einem thermischen oder katalytischen Entbinderungsprozess wird die aus Metallpulver bestehende Form gesintert. Beim Sintern wird das Pulver durch Erhitzen verfestigt.

Das equilibrium[®]ti Bracket ist ein Metallbracket, das aus einem Stück Reintitan geformt und einer Oberflächenbehandlung unterzogen wird.

2.2.2 Keramikbrackets

Als Vertreter eines Brackets aus der Keramikgruppe kann das Discovery[®]Pearl Bracket (Dentaurum[®] GmbH & Co. KG, Ispringen, Deutschland) oder das ICE[™] Bracketsystem (Ormco BV Corporation, Washington, USA) aufgeführt werden.

Das Pearl[®] Bracket besteht aus einer polykristallinen Aluminiumoxidkeramik und wird im Ceramic Injection Molding (CIM) Verfahren hergestellt. Das CIM-Verfahren folgt dem Prinzip des oben genannten MIM-Verfahrens. Diese Technik ermöglicht eine

kostengünstige Produktion der polykristallinen Keramiken. Aufgrund der unterschiedlichen Korngrößen der Kristalle kommt es jedoch zur Lichtbrechung und dadurch zur opaken Erscheinung der Brackets. Das monokristalline Inspire ICE™ Bracket wird hingegen in einem Fräßverfahren gefertigt. Das Bearbeiten eines Werkstoffes über Fräsen gehört nach DIN 8580 zur Technik des Trennens und wird auch als subtraktives Verfahren beschrieben. Das Verfahren zur Herstellung der monokristallinen Keramiken ist aufgrund der hohen materialbeanspruchenden Fräsung kostenintensiver. Die homogene Kristallgröße führt zu einer geringeren Lichtbrechung und damit zu einer weniger opaken Erscheinung³⁰.

2.2.3 Polymerbrackets

Als Vertreter eines Brackets aus der Polymergruppe kann das Brillant® Bracket (Forestadent® Bernhard Förster GmbH, Pforzheim, Deutschland) oder das Shark®SI Bracket (dentalline® GmbH & Co. KG, Birkenfeld, Deutschland) erwähnt werden.

Das Brillant® Bracket wird aus Polyoxymethylen im Spritzguss-Verfahren hergestellt. Polyoxymethylen gehört zu den hochmolekularen thermoplastischen Polymeren und besteht aus einer Verkettung von Formaldehyd. Das Shark®SI Bracket wird hingegen im Stereolithografie-Verfahren aus einem Aluminiumoxidkeramik gefüllten Polymer hergestellt und in einem anschließenden Sinterverfahren nachbearbeitet. Das Stereolithografie-Verfahren stellt ein additives Fertigungsverfahren dar. Bei diesem Verfahren wird das Bracket durch Auftragen eines photosensitiven Polymers schichtweise nach Vorgabe eines digitalen dreidimensionalen Modells aufgebaut. Dieses Verfahren stellt das erste beschriebene 3D-Druckverfahren dar und wurde 1984 durch den amerikanischen Ingenieur Chuck Hull vorgestellt. Dabei wird das digitale 3D-Modell zunächst computergestützt in eine Abfolge von 2D-Schichten zerlegt. Die einzelnen Schichten werden dann über einen Laser auf eine Bauplattform projiziert, die sich in einem Becken mit flüssigem, photosensitivem Polymer befinden. Mithilfe eines Lasers werden die Polymere punktuell photochemisch polymerisiert und bilden so eine Werkstoffschicht. Die Bauplattform wird anschließend für eine weitere Schicht angehoben, sodass eine neue Schicht auf die schon gebildete Schicht projiziert werden kann. Somit wird ein Werkstück Schicht für Schicht aufgebaut. Dieses Herstellungsverfahren ermöglicht eine dreidimensionale Fertigung komplizierter Geometrien mit einer hohen Detailtreue. Jedoch benötigen die meisten Geometrien

Stützstrukturen in Form von dünnen Pfeilern, die nach dem Druckvorgang mechanisch entfernt werden müssen³¹.

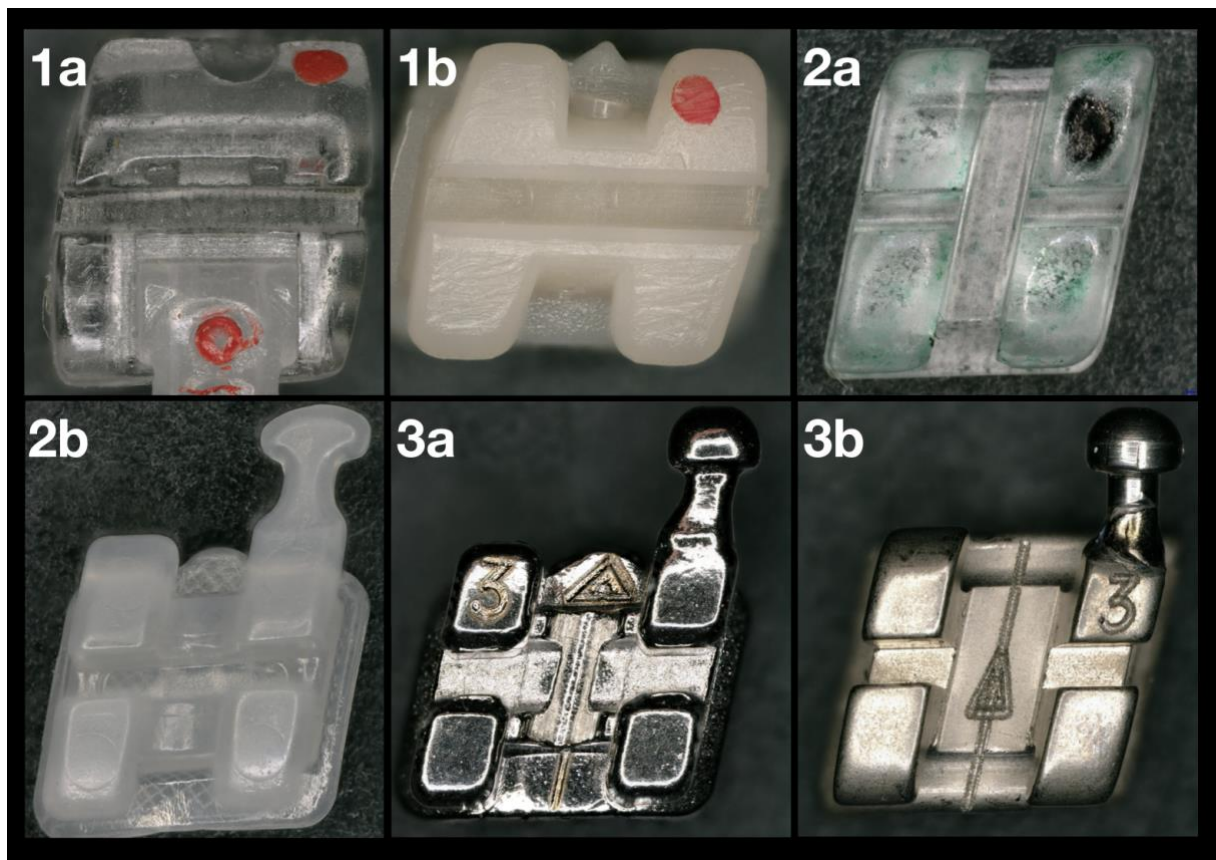


Abbildung 2: Übersicht unterschiedlicher Bracketmaterialien, Polymergruppe: Shark®SI (1a), Brillant® (1b), Keramikgruppe: ICE™ (2a), Discovery®Pearl (2b), Metallgruppe: Discovery® (3a), equilibrium®ti (3b) (eigene Darstellung)

2.3 Bogenmaterial

Die Bögen der festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen unterscheiden sich in der Legierung, dem Querschnitt, der Form, der Materialzusammensetzung sowie der Oberflächenbehandlung. Diese Unterschiede haben einen deutlichen Einfluss auf die wirkenden kieferorthopädischen Kräfte und damit auch auf die Zahnbewegungen. Aus diesem Grund ist es von elementarer Bedeutung für den behandelnden Zahnarzt, die materialspezifischen Parameter zu kennen, um die Bögen in ihrer Wirkung charakterisieren und anwenden zu können. In einem Spannungs-Dehnungs-Diagramm lassen sich die verschiedenen klinisch relevanten Eigenschaften und physikalischen Begriffe gut beschreiben (Abbildung 3). In diesem Diagramm wird die

Dehnung ϵ eines Bogens aus einem Zugversuch, definiert als die relative Längenänderung im Bezug zur Ausgangslänge, im Verhältnis zur Spannung σ grafisch dargestellt. Die Spannung σ bezeichnet die Kraft, die im Bogen wirkt und der angesetzten Kraft entgegengesetzt ist.

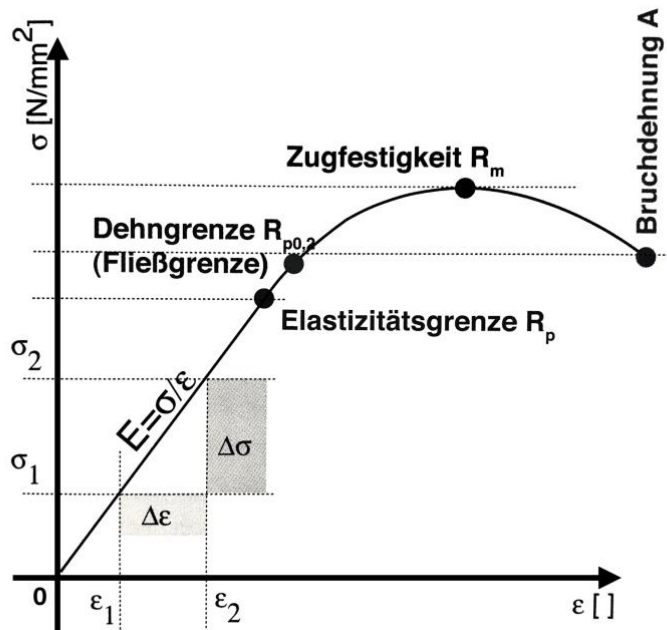


Abbildung 3: Idealisiertes Spannungs(σ)-Dehnungs(ϵ)-Diagramm eines kieferorthopädischen Drahtes²⁷

Das Diagramm lässt sich in zwei Abschnitte unterteilen. Im ersten Abschnitt liegt ein linear proportionales Verhältnis zwischen Spannung und Dehnung vor. Dieser Abschnitt wird als elastische Verformung bezeichnet. Die Dehnung des Bogens ist in diesem Abschnitt reversibel und es gilt das Hook'sche Gesetz. Das Hook'sche Gesetz besagt, dass die Dehnung eines Werkstoffes, in diesem Fall ein Drahtbogen, durch die Spannung und einen materialspezifischen Proportionalitätsfaktor bestimmt wird. Dieser Faktor ist ein Maß für die Steifigkeit beziehungsweise Biegefestigkeit und wird Elastizitätsmodul (E-Modul) genannt und stellt im Diagramm die Tangentensteigung der Kurve in der elastischen Phase dar ($E = \Delta \sigma / \Delta \epsilon$). Der folgende Abschnitt, bezeichnet als plastische Verformung, zeigt ein nicht lineares Verhältnis zwischen Spannung und Dehnung. In diesem Abschnitt tritt eine irreversible Verformung des Bogens auf. Der Übergang von elastischer zur plastischen Verformung stellt die Elastizitätsgrenze oder die Fließgrenze $R_{p0,2}$ eines Bogens dar und ist ein Maß für die Elastizität. Synonym zur

Elastizität kann dieser Bereich auch als Dehnfähigkeit und Belastbarkeit eines Bogens bezeichnet werden. Da dieser Übergang nur schwer zu bestimmen ist, wird ein Punkt als Äquivalent im Spannungs-Dehnungsdiagramm gewählt, der eine sehr geringe, aber messbare plastische Deformation von 0,2 % des Werkstoffes zur Folge hat. Dieser Punkt wird Dehngrenze genannt und verhält sich proportional zum Verformungswiderstand beziehungsweise zur Biegefestigkeit.

Aus kieferorthopädischer Sicht bedeutet eine hohe Dehngrenze beziehungsweise ein hoher Verformungswiderstand oder eine hohe Biegefestigkeit eine hohe Aktivierbarkeit des Bogens. Übersteigt die Spannung einen materialspezifischen Wert kommt es zum Bruch des Bogens. Dieser Spannungswert bestimmt die Bruchfestigkeit. Übersteigt die Dehnung einen materialspezifischen Wert kann es ebenfalls zum Bruch kommen. Diese Dehnung definiert die maximale Dehnbarkeit. Beide Werte beschreiben die Bruchfestigkeit oder auch die Zugfestigkeit eines Drahtbogens.

Einen wesentlichen Einfluss auf die physikalischen Eigenschaften hat die Legierung der kieferorthopädischen Drähte. Diese werden in Materialgruppen und Festigkeitsklassen weich, mittel, hart, hart plus, federhart, federhart plus, extrafederhart, superfederhart, elastisch, superelastisch eingeteilt. Edelstahllegierungen werden hauptsächlich in Legierungen aus Eisen, Kohlenstoff, Chrom und Nickel, sogenannte Chrom-Nickel-Legierung und Legierungen aus Eisen, Kohlenstoff, Chrom, Mangan und Molybdän, sogenannte nickelfreie oder nickelarme Stahllegierung unterteilt. Diese sind durch einen hohen E-Modul, eine hohe Biegefestigkeit, eine hohe Zugfestigkeit und eine hohe Elastizitätsgrenze mit nur geringer Verformbarkeit gekennzeichnet. Edelstahllegierungen lassen sich demzufolge gut biegen, können in einem bestimmten Bereich relativ hohe Kräfte generieren und weisen zudem eine glatte Oberfläche auf. Zur weiteren Bearbeitung lassen sich diese Legierungen löten und schweißen. Durch die Zugabe von Chrom als Legierungsbestandteil erweisen sich die Edelstahlbögen zudem als sehr korrosionsbeständig und biokompatibel. Durch das Ersetzen des Nickelanteils durch Mangan in den nickelfreien oder nickelarmen Edelstahllegierungen kann darüber hinaus das allergene Potenzial eines Bogens weiter minimiert werden. Edelstahlbögen werden aufgrund dieser Eigenschaften häufig als Führungsbögen oder Verankerungsbeziehungsweise Stabilisierungsbögen eingesetzt. Titan-Molybdän-Legierungen zeigen gegenüber den Edelstahllegierungen einen kleineren E-Modul, eine geringere Dehngrenze, eine geringere Zugfestigkeit und eine höhere Elastizität mit größerer

Verformbarkeit. Die Oberfläche ist deutlich rauer und die Legierung lässt sich nur eingeschränkt schweißen. Diese Bögen können ähnlich gut wie Edelstahlbögen gebogen werden und erlauben aufgrund des geringeren E-Moduls eine mildere Kraftapplikation auf die Zähne. Die Legierung zählt zudem zu den hypoallergenen Bogenmaterialien. Bögen aus einer Nickel-Titan-Legierung weisen in Abgrenzung zu Edelstahl- und Titan-Molybdän-Legierungen zwei weitere klinisch relevante Eigenschaften, den sogenannten Memory-Effekt und die Pseudoelastizität, auf. Gegenüber den Edelstahllegierungen sind die Nickel-Titan-Legierungen durch einen geringeren E-Modul, eine sehr hohe Elastizität mit großer Verformbarkeit und einer niedrigen Dehngrenze gekennzeichnet. Im Vergleich zu Titan-Molybdän-Bögen sind die Nickel-Titan-Bögen flexibler, glatter und bruchfester. Schweißen und Löten ist bei dieser Legierung nicht möglich. Auch Biegungen sind aufgrund der hohen Verformbarkeit nur eingeschränkt möglich. Über eine thermomechanische Umformung lassen sich jedoch Biegungen wie zum Beispiel Loops in den Bogen einbringen. Besonders charakteristisch sind für diese Legierung der Memory-Effekt und die Pseudoelastizität. Beide Effekte beruhen auf einem Verhalten der inneren Kristallstruktur auf Wärme oder Spannung und treten nebeneinander auf. Beim Memory-Effekt fällt eine verformte Legierung unter Temperaturerhöhung in ihren unverformten Ausgangszustand zurück. Der zweite Effekt, die Pseudoelastizität, beschreibt ein scheinbar superelastisches Verhalten der Nickel-Titan-Bögen in einem bestimmten Dehnungsbereich. In diesem Bereich steigt die Spannung mit zunehmender Dehnung nur kaum an. Der Bogen entwickelt unabhängig vom Verformungsgrad eine konstante Kraft. Durch diesen Effekt werden besonders in der Nivellierungsphase, mit teilweiser hoher Dehnung des Bogens, niedrige und konstante Kräfte auf die Zähne appliziert.

Das Verhalten eines Bogens unter Belastung hängt neben seinem Material auch von der Dimension und der Bogenform ab. So haben Bögen mit kleineren Dimensionen oder Querschnitten eine höhere Dehngrenze beziehungsweise eine geringere Festigkeit. Diese Gesetzmäßigkeit gilt auch für verseilte Bögen, da der Gesamtquerschnitt der einzelnen Bögen geringer gegenüber einem einadrigen Bogen ist. Runde Bögen weisen gegenüber viereckigen Bögen ebenfalls eine höhere Dehngrenze auf. Viereckige Bögen mit quadratischer Querschnittsform weisen eine höhere Dehngrenze gegenüber Bögen mit rechteckiger Querschnittsform auf. Längere

Bögen haben ebenfalls eine höhere Dehngrenze. Dieser Gesetzmäßigkeit bedient man sich bei verseilten Bögen oder Bögen mit Verlängerungen in Form von Loops. Somit stellt ein niedrig dimensionierter, verseilter Drahtbogen, bestehend aus einzelnen Runddrähten, die Bogen-Konfiguration mit der höchsten Dehngrenze beziehungsweise Belastbarkeit und der geringsten Kraftabgabe dar. Auf der anderen Seite stellt ein groß dimensionierter, rechteckiger und einadriger Drahtbogen die Konfiguration mit der niedrigsten Dehngrenze und höchsten Kraftabgabe dar.

2.4 Gleitwiderstände im Bracket-Bogen-Komplex

2.4.1 Übersicht und Definition der Friktion

Der Begriff Friktion leitet sich vom lateinischen Begriff „frictio“ ab und kann mit Reibung übersetzt werden. Die Friktion beschreibt eine physikalische Kraft, die zwischen zwei aufeinander einwirkenden und in Relativbewegung zueinander befindlichen Oberflächen entsteht. Diese Kraft wirkt entgegen der Richtung der Relativbewegung und bremst diese ab. Dabei wird der Kraftverlust der Relativbewegung gemäß dem Energieerhaltungsgesetz in Wärme und eine Verformung der Oberflächen, die sich als Verschleiß bemerkbar macht, umgewandelt.

Diese Reibung wird in eine innere und eine äußere Reibung unterteilt. Die Äußere Reibung tritt nur an den in kontaktstehenden Oberflächen von Festkörpern auf wohingegen die Innere Reibung an den in kontaktstehenden Molekülen innerhalb von Festkörpern, Flüssigkeiten und Gasen auftritt. Die Wissenschaft, die sich mit dem physikalischen Phänomen der Reibung beschäftigt, wird Tribologie genannt. Als Begründer der Tribologie gilt Leonardo Da Vinci (1452-1519), der die ersten quantitativen Studien zur Friktion anstellte. Da Vinci bestimmte die Friktion eines Festkörpers auf einer schiefen Ebene und konnte zeigen, dass die Friktion unabhängig von der Auflagefläche zu sein scheint. Im Gegensatz zu den späteren Erkenntnissen auf dem Gebiet der Tribologie unterschied Da Vinci nicht zwischen der Gleitreibung und der Haftreibung. Die Haftreibung beschreibt die Reibung, die entgegen einer Zugkraft wirkt und eine Relativbewegung der Körper zueinander verhindert. Steigt die Zugkraft an, so wird eine bestimmte Haftreibungsgrenze überschritten und die Körper bewegen sich zueinander. Sobald sich die Körper in einer Relativbewegung zueinander befinden wirkt nur noch die Gleitreibung. Allgemein gilt, dass die Haftreibung einen höheren Wert als die Gleitreibung hat. Der französische Physiker

Lille Guillaume Amonton (1663-1705) griff die Ergebnisse Da Vincis 200 Jahre später wieder auf und erweiterte diese zu den Amonton'schen Gesetzen. Das erste Amonton'sche Gesetz besagt, dass die Friktion unabhängig von der Reibfläche ist. Das zweite Amonton'sche Gesetz besagt, dass sich die Friktion proportional zur Anpresskraft oder Normalkraft verhält.

Die Anpresskraft beziehungsweise Normalkraft beschreibt dabei die Kraft, mit der ein Körper senkrecht auf die Reibfläche gepresst wird. Er vermutete zudem, dass die Friktion als eine mechanisch-geometrische Verzahnung von Unebenheiten der Oberflächen zu verstehen ist. Dass die Friktion dabei annähernd unabhängig von der Geschwindigkeit der Relativbewegung ist, erkannte wenig später der französische Physiker Charles Augustin de Coulomb (1736-1806). Die nach ihm benannte Coulomb'sche Reibkraft F_R setzt sich aus dem Produkt der Anpresskraft oder Normalkraft N_{FR} und einem Reibungskoeffizienten μ zusammen. Diese Gleichung weist bis heute einen weiten Gültigkeitsbereich für die ungeschmierte Festkörperreibung für variable Kräfte und Oberflächen mit unterschiedlicher Rauheit auf²⁷.

$$F_R = \mu N_{FR}$$

F_R = Friktion

N_{FR} = Normalkraft

μ = Reibungskoeffizient

Der Reibungskoeffizient stellt dabei keine inhärente Materialkonstante dar, sondern ist vielmehr als systemabhängige Konstante, die das Verhältnis der Friktion zur Anpresskraft oder Normalkraft bestimmt, zu verstehen. Der Mathematiker Leonhard Euler (1707-1783) zeigte, dass dieser Reibungskoeffizient für die Haftreibung einen anderen Wert hat als für die Gleitreibung. In der modernen Tribologie stellt die Friktion, obwohl die zuvor genannte Gleichung eine weite Gültigkeit aufweist, weiterhin ein kompliziertes Phänomen dar. Die Physiker Frank Philip Bowden und David Tabor zeigten in ihren Studien zur Friktion, dass die Oberflächenbeschaffenheit und Oberflächenrauheit einen erheblichen Einfluss auf die tribologischen Eigenschaften eines Materials ausüben³². So stehen während des Reibvorgangs nur die Rauheitsspitzen, die sogenannten Asperiten, der Oberflächen in Kontakt. Daraus leitet sich ab, dass die reale Kontaktfläche ein Vielfaches kleiner als die nominelle

geometrische Kontaktfläche ist. An den Kontaktflächen der Asperiten, besonders bei metallischen Kontakten, kommt es zur sogenannten Adhäsion. Die Adhäsion beschreibt ein Aneinanderhaften von Molekülen an Phasengrenzflächen infolge molekularer Anziehungskräfte. Durch diese Bindungen, die bei der Relativbewegung der Körper erst aufgebrochen werden müssen, erhöhen sich die Reibkräfte. Neben der Adhäsion kommt es auch zur Verzahnung und Deformation der Rauheitsspitzen, wodurch sich die Reibkraft ebenfalls erhöht. Der Reibungskoeffizient stellt somit eine Summation adhäsiver und deformativer Komponenten dar. Die adhäsive Komponente hängt hauptsächlich von der Rauheit und der Materialpaarung ab. Die deformative Komponente wird ebenfalls von der Rauheit und von der Materialhärte bestimmt. Faktoren wie die Umgebungstemperatur, der Luftdruck und Schmierfilme spielen ebenso eine Rolle. Um dieses komplexe Phänomen zu verstehen, ist die Betrachtung aller möglichen Faktoren in einem Reibvorgang von Relevanz und kann nicht theoretisch, sondern nur experimentell charakterisiert werden. Dieses komplexe und teils nicht lineare Phänomen lässt sich am Beispiel von metallischen Kontakten gut zeigen. Mit Zunahme der Rauheit steigt die Friktion, da es zu vermehrten Verzahnungen der Oberflächen kommt.

Auch für die Kieferorthopädie spielt die Friktion im Rahmen einer festsitzenden Therapie mit einer Multiband-Bracket-Apparatur eine wichtige Rolle². Sobald ein Bracket am Bogen entlang gleitet tritt diese auf und wirkt der ansetzenden kieferorthopädischen Kraft entgegen³. Da es kaum Situationen gibt, bei denen es zu einer kontinuierlichen Zahnbewegung entlang eines Bogens kommt, wirkt hauptsächlich die Haftreibung⁴. Dieser Kraftverlust durch Haftreibung kann die Zahnbewegung verzögern und sollte nicht durch Steigerung der kieferorthopädischen Kräfte kompensiert werden. Eine Kompensation durch höhere Kräfte kann zur Schädigung der Zahnwurzel oder zum Verlust der Verankerung führen und ist somit zu vermeiden²⁴. Da es Behandlungssituationen gibt, bei denen entweder eine möglichst niedrige Friktion oder eine möglichst hohe Friktion erwünscht ist, stellen die Kenntnisse über die Friktion in der Kieferorthopädie eine elementare Grundlage für eine effiziente Behandlung dar¹⁻³. In der Literatur wird beschrieben, dass die Friktion im Bracket-Bogen-Komplex ein multifaktorielles System darstellt. So üben beispielsweise das Bracketmaterial, die Bracketgeometrie, die Ligatur, die Bogendimension, das Bogenmaterial, der Speichel, die Behandlungsphase und die Mundhygiene einen Einfluss auf die Friktion aus^{4,7,8,33-36}.

2.4.2 Übersicht und Definition von Binding und Notching

Wie in der Literatur beschrieben, sollte berücksichtigt werden, dass das Gleiten des Brackets am Bogen nicht nur von der Friktion abhängt². Kommt es zur Verklebung des Bogens im Bracketslot, wird das Gleiten des Bogens ebenfalls erheblich beeinträchtigt. Man spricht bei diesem Vorgang von Binding. Das Binding tritt dann auf, wenn zwischen zwei benachbarten Brackets ein Niveauunterschied besteht. Bei größeren Niveauunterschieden und applizierten Kräften kann der Bogen sich nicht nur verkleben, was einer elastischen Verformung gleicht, sondern auch plastisch verformen. Dieser Effekt wird Notching genannt und kann das Gleiten des Bogens zum Erliegen bringen⁹. Die Übersichtstudie von Thorstenson aus dem Jahr 2007 zeigt, dass die Effekte Binding und Notching am Widerstand der Gleitbewegung einen größeren Anteil als die Friktion ausmachen². Beide Phänomene werden neben der Zahnstellung auch von der Bracketgeometrie und dem Bogenmaterial beeinflusst³⁷. So wird der kritische Kontaktwinkel bei einer größeren Slotabmessung oder einem geringer dimensionierten Bogen vergrößert und wirkt dem Auftreten von Binding und Notching entgegen. Zusammengefasst lässt sich festhalten, dass der Widerstand im Bracket-Bogen-Komplex ein multifaktorielles und sensibles System darstellt und einen erheblichen Einfluss auf die kieferorthopädische Zahnbewegung ausübt⁴.

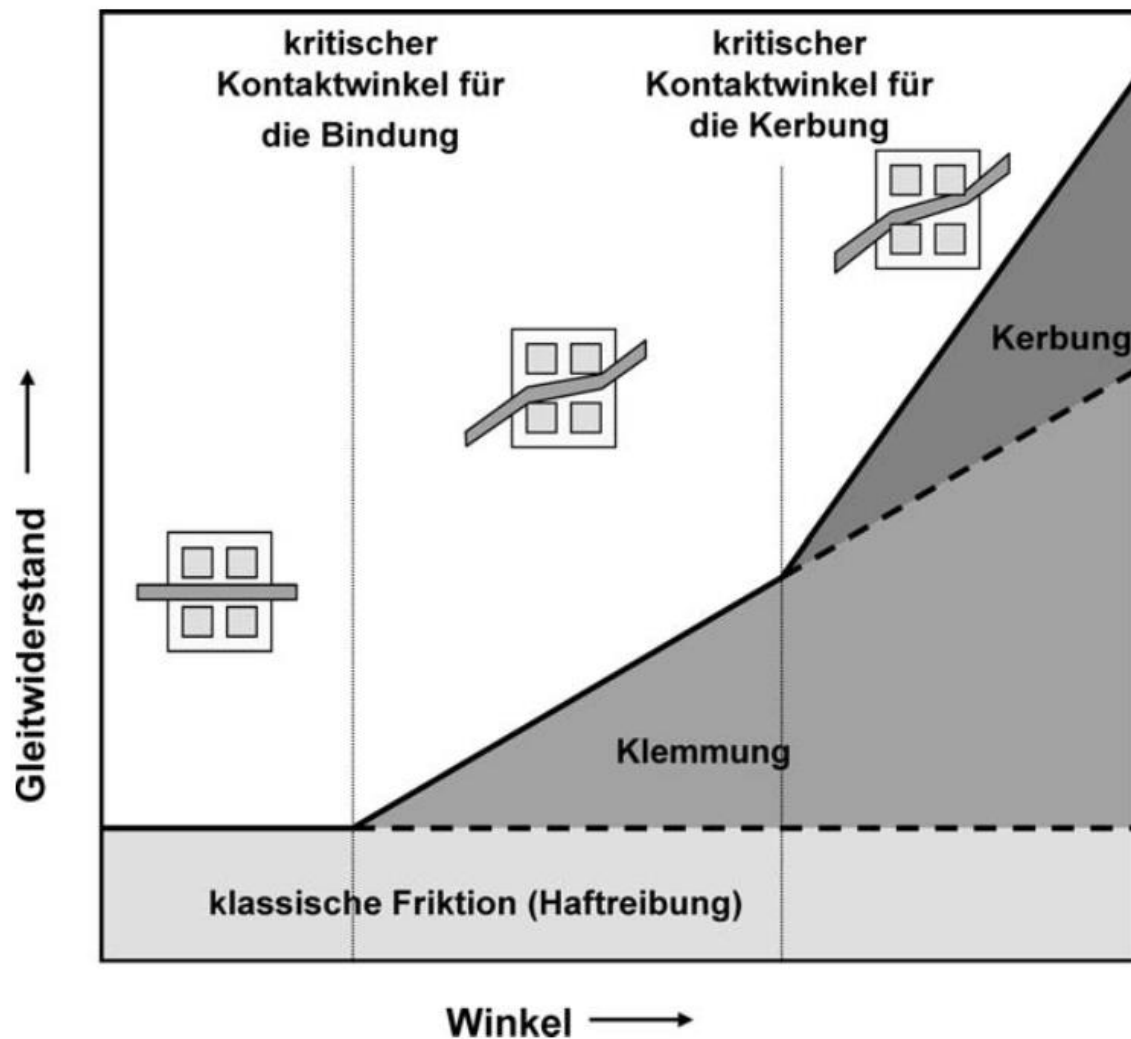


Abbildung 4: Darstellung des Gleitwiderstands in Abhängigkeit des Winkels zwischen Bogendraht und Bracket²

2.4.3 Messung des Gleitwiderstands

Die in vitro Messung des Gleitwiderstands kann mithilfe des Orthodontischen Mess- und Simulationssystem (OMSS) erfolgen und wurde in der Vergangenheit schon mehrfach beschrieben. Das Orthodontische Mess- und Simulationssystem ist eine Versuchsanordnung, die eine beliebige kieferorthopädische Bewegung in vereinfachter Form über Stellmotoren simulieren und alle auftretenden Kräfte und Drehmomente dreidimensional (x-; y-; z-Achse) über Sensoren erfassen kann. In vivo stellt eine kieferorthopädische Bewegung ein komplexes und dynamisches Geschehen dar. Da das Widerstandszentrum eines Zahnes im unteren Drittel der Wurzel und der Kraftansatz im Bereich der Krone am Bracket liegt, entsteht ein exzentrischer Kraftansatz. Bei einer bogengeführten Zahnbewegung mit Kraftansatz

am Bracket resultiert somit eine Zahnkipfung und Rotation in Richtung der applizierten Kraft. Folglich treten bei einer bogengeführten Zahnbewegung neben der Friktion auch immer die Effekte Binding und Notching auf. Zusätzlich wird der Widerstand durch patientenindividuelle Gegebenheiten wie zum Beispiel den individuell anatomischen Strukturen, der Wurzelmorphologie, der Malokklusion oder dem Speichel beeinflusst. Mithilfe von in vitro Untersuchungen lässt sich dieses komplexe Geschehen somit nur sehr schwer nachbilden. Das Orthodontische Mess- und Simulationssystem ermöglicht jedoch eine simulierte Zahnbewegung unter Berücksichtigung des Widerstandszentrums. Die patientenindividuellen Einflüsse werden in diesen Versuchsaufbau allerdings nicht berücksichtigt. Das Widerstandszentrum wird entsprechend einer Untersuchung aus dem Jahr 1990 auf 8,5 mm unterhalb des Brackets und in einem Abstand von 4,0 mm zum Mittelpunkt der okklusalen Fläche eingestellt³⁸. Das System setzt sich aus zwei spiegelverkehrt angeordneten baugleichen Messtischen zusammen, deren Positioniergenauigkeit der Schrittmotoren im Bereich von $1\text{ }\mu\text{m}/0.01^\circ$ und Messgenauigkeit der Sensoren im Bereich von $0.02\text{ N}/0.5\text{ Nmm}$ liegt. Die Simulation und Aufzeichnung der Messdaten erfolgen über eine zusätzlich entwickelte Software³⁹. Zur Versuchsdurchführung wird dabei ein Kunststoffduplikat eines Frasaco® Modells, bei dem die Zähne 23 und 24 entfernt wurden, an einem Laborstativ befestigt. An einem Messtisch 1 befindet sich ein erster Sensor 1, der an einem Test-Bracket befestigt ist, meistens am Zahn 23. Das Test-Bracket wird ohne Druck einem am Modell einligierten Bogen im Bereich des Eckzahns angelegt. Am Messtisch 2 befindet sich eine Nickel-Titan-Feder, die mit einer Federkraft von 1 Newton am Brackethook parallel zum Bogenverlauf gespannt wird. Diese Feder simuliert eine applizierte kieferorthopädische Kraft, um das Testbracket entlang des Drahtbogens bewegen zu können. Vor jeder Messung wird die Stellung des Brackets zum Bogen so justiert, sodass keine Kräfte im Bracket-Bogen-Komplex auftreten und zu messen sind. Auf einen Sensor 2 soll nur die Federkraft wirken, die auf 1 Newton festgelegt und über die Dehnung der Feder reguliert wird. Am Sensor 1 werden alle auf das Test-Bracket wirkende Kräfte und Drehmomente gemessen und über die Stellmotoren gegebenenfalls korrigiert. Nur die ansetzende Federkraft von einem Newton soll auf das Bracket am Sensor 1 wirken.

Nach dieser Feinjustierung werden die Simulation der Zahnbewegung und die Messungen gestartet. Dabei bewegt sich der Sensor 1 zusammen mit dem Test-Bracket parallel zur Federkraft und ermittelt auf 200 Messpunkten die auftretenden Kräfte und Drehmomente. Aus der Differenz der gemessenen Kräfte zwischen Sensor

1 und Sensor 2 wird anschließend der Kraftverlust durch Friktion, Binding und Notching errechnet.

2.5 Pulver-Wasser-Bestrahlung

2.5.1 Anwendung und Indikation in der Zahnmedizin

Pulverstrahlgeräte werden schon seit den 1940er Jahren in der Zahnmedizin angewendet. Zunächst als Alternative zu den rotierenden Instrumenten bei der Kavitätenpräparation und wenig später auch zur Oberflächenreinigung der Zähne. Aufgrund der damals hohen Abrasivität der Systeme, bedingt durch die verwendeten Zirkonoxid- und Bimspulver, wurde die Anwendung unter strenger Indikationsstellung nur bei sehr stark verfärbten Zähnen empfohlen⁴⁰. Mit der Entwicklung moderner Pulver-Wasser-Strahlgeräte und neuen Pulvermaterialien konnte eine sehr schonende Alternative zur Zahnreinigung mit Polierbürsten und Polierpasten etabliert werden^{18,41,42}. So konnten verschiedene Studien zeigen, dass eine Pulver-Wasser-Bestrahlung mit einem modernen Pulver, wie zum Beispiel Natriumbicarbonat, Glycin oder Erythritol, auch unter intensiver Bestrahlung keinen klinisch relevanten Schaden auf der Schmelzoberfläche verursacht^{18,41}. Die Pulver unterscheiden sich dabei vor allem in der Abrasivität. Durch eine geringe und gleichmäßige Korngröße kann die Effizienz einer professionellen Zahnreinigung gesteigert und die Abrasivität verringert werden⁴³. Auf freiliegendem Dentin, Zahnhälsen oder Schmelzläsionen sollte jedoch keine intensive Pulver-Wasser-Bestrahlung durchgeführt werden^{18,41}. Gegenüber der konventionellen Methode mit Polierbürsten und Polierpasten weist die Pulver-Wasser-Bestrahlung einige Vorteile auf. Zum einen benötigt eine professionelle Zahnreinigung mit einer Pulver-Wasser-Bestrahlung weniger Zeit und bei der Reinigung entsteht weniger Wärme, wodurch der Behandlungskomfort für den Patienten steigt, zum anderen erweitert sich das Anwendungsspektrum¹⁸. Neben der Zahnhartsubstanz können auch Weichgewebe wie die Zunge gereinigt werden, Fissuren zur Vorbereitung einer Versiegelung gereinigt werden und Oberflächen für die Adhäsivtechnik vorbereitet werden¹⁸. Zusätzlich können moderne Pulver-Wasser-Strahlgeräte mit speziellen Düsenaufsetzten neben der supragingivalen Zahnreinigung auch subgingival eingesetzt werden¹⁸. Dieser Aspekt kann bei der Behandlung einer Parodontopathie oder Periimplantitis von großer Bedeutung sein. Eine weitere besondere Bedeutung kommt der Pulver-Wasser-Bestrahlung als begleitende Prophylaxemaßnahme einer kieferorthopädischen Therapie mit festsitzenden Apparaturen zu (Abbildung 5). Durch die festsitzende Apparatur werden zahlreiche schwer zugängliche Plaqueretentionsstellen geschaffen²³. Diese Retentionsstellen fördern die Akkumulation und Reifung eines Biofilms. Dieser Biofilm kann abhängig

von der individuellen Abwehrlage, der generellen Mundhygiene und der Verweildauer auf die Zahnhartsubstanz schädigend beziehungsweise kariogen wirken. Durch den Biofilm wird der lokal vorherrschende pH-Wert herabgesetzt. Durch den dann vorherrschenden sauren pH-Wert kann es anschließend zur Demineralisation der Zahnhartsubstanz kommen. Kommt es dann nicht zu einer Remineralisation schreitet die Schädigung weiter voran. Aus diesem Grund ist es von großer Bedeutung, eine Strategie zur Plaquekontrolle und Kariesprophylaxe zu verfolgen^{23,44}. Neben einer ausführlichen Mundhygieneinstruktion, einer Intensivierung der häuslichen Mundhygiene oder der Erhebung von Indizes zur Überwachung von Maßnahmen zur Remineralisierung stellt die professionelle Zahnreinigung einen wichtigen Teil dieser Strategie dar und wird darüber hinaus von einigen Autoren ausdrücklich empfohlen^{17,18,23,45}.



Abbildung 5: Entfernung der zuvor angefärbten weichen Beläge mit einem AirFlow® Pulver-Wasser-Strahlgerät⁴⁶

2.5.2 Apparativer Aufbau

In dieser Studie wurde das Pulver-Wasser-Strahlgerät Air-Flow Master® (E.M.S. Electro Medical Systems S.A., Nyon, Schweiz, Abbildung 6) verwendet. Das System besteht aus einer Basis, einem Fußpedal zur Steuerung und einem Handstück mit unterschiedlichen Düsen. An die Basis werden Strom-, Druckluft-, Wasser- und Pulverversorgung angeschlossen. Hier erfolgt die Aufbereitung und Regulierung des Pulver-Druckluft-Gemischs (300-500 kPa) sowie die Regulierung der Wassermenge beziehungsweise des Wasserdrucks (100-500 kPa). Pulver-Druckluft-Gemisch und Wasser werden getrennt voneinander zur Handstückdüse geführt und nach Austritt dieser Düse zum Pulver-Wasser-Strahl vereinigt. Es stehen zwei verschiedene Düsenformen zur Verfügung. Zum einen die konventionelle Düsenform zur supragingivalen Anwendung und eine Düsenform zur subgingivalen Anwendung. Der generierte Strahl trifft mit einer Geschwindigkeit von circa 400 km/h auf die zu reinigende Zahnoberfläche auf und setzt dabei kinetische Energie frei. Diese Energie führt wiederum zum abrasiven Abtrag von weichen und harten Zahnbelägen. Der abrasive Abtrag hängt dabei von der Größe der Düsenöffnung, der Wassermenge, der Pulverart und -menge, dem Abstand zwischen Handstückdüse und Zahnoberfläche sowie dem Winkel zwischen Düse und Zahnoberfläche ab¹⁸. In dieser Studie wurde ein Pulver in einer relativ kleinen Korngröße von 40 µm, bestehend aus Natriumbicarbonat, verwendet. Eine Schädigung der Zahnoberfläche findet bei sachgemäßem Gebrauch in einem klinisch relevanten Bereich nicht statt. Laut Herstellerangaben wird eine Pulvermenge von 50%, eine Wassermenge von 100 %, ein Anstellwinkel von 45 Grad, ein Abstand zur Zahnoberfläche von 5 mm und eine maximale Bestrahlungsdauer von 5 Sekunden pro Zahnfläche empfohlen.



Abbildung 6: EMS Master® Pulver-Wasser-Strahlgerät mit angeschlossenem Barometer im Versuchsaufbau (eigene Darstellung)

J Orofac Orthop
<https://doi.org/10.1007/s00056-021-00352-9>

ORIGINAL ARTICLE



Sliding behaviour and surface quality after static air polishing of conventional and modern bracket materials

In vitro analysis

Lutz Hodecker¹ · Christoph Bourauel² · Bert Braumann³ · Teresa Kruse³ · Hildegard Christ⁴ · Sven Scharf⁵

Received: 10 November 2020 / Accepted: 13 July 2021
© The Author(s) 2021

Abstract

Objectives As part of orthodontic treatment, air polishing is routinely used for professional tooth cleaning. Thus, we investigated the effects of static powder polishing on sliding behaviour and surface quality of three different bracket materials (polymer, ceramic, metal), including a 3D-printed bracket.

Methods Two bracket types of each material group were polished with an air-polishing device using sodium bicarbonate. Exposure times were set at 10, 20, and 60 s; the application distance was 5 mm. The force loss due to sliding resistance was tested with an orthodontic measurement and simulation system (OMSS) using a 0.016 inch × 0.022 inch stainless steel archwire. Untreated brackets served as control. Polishing effects and slot precision were evaluated using an optical digital and scanning electron microscope.

Results Sliding behaviour and slot precision differed significantly between and within the groups. Prior to polishing, polymer brackets showed the least force loss, ceramic brackets the highest. With progressive polishing time, the resistance increased significantly with titanium brackets (26 to 37%) and decreased significantly with steel brackets (36 to 25%). Polymer brackets showed the smallest changes in force loss with respect to polishing duration. Slot precision showed the largest differences between material groups and was primarily manufacturer-dependent with hardly any changes due to the polishing time.

Conclusion Powder polishing can positively or negatively affect the sliding properties of the bracket–archwire complex but is more dependent on the bracket–archwire material combination (i.e., manufacture-dependent slot precision). For titanium brackets, resistance only increased after 60 s of polishing. For ceramic brackets, effective reduction was observed after 10 s of polishing. Polymer brackets, including the 3D-printed brackets, showed better sliding properties than ceramic or metal brackets even after polishing for 60 s. Removal of plaque and dental calculus should lead to a noticeable improvement of the sliding properties and outweighs structural defects that may develop.

Keywords Sliding resistance · 3D-printed brackets · Powder polishing · Slot precision · Professional tooth cleaning

✉ Dr. Sven Scharf
sven.scharf1@uk-koeln.de

¹ Department of Orthodontics, University Hospital of Heidelberg, Im Neuenheimer Feld 400, 69120 Heidelberg, Germany

² Department of Oral Technology, University of Bonn, Welschonnenstraße 17, 53111 Bonn, Germany

³ Department of Orthodontics, University of Cologne, Faculty of Medicine and University Hospital Cologne, Kerpener Straße 32, 50931 Cologne, Germany

⁴ Institute of Medical Statistics and Computational Biology (ISMB), University of Cologne, Robert-Koch-Straße 10, 50931 Cologne, Germany

Gleitverhalten und Oberflächenqualität nach statischem Air-Polishing von konventionellen und modernen Bracketmaterialien

In-vitro-Analyse

Zusammenfassung

Zielsetzungen Im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung wird das Air-Polishing routinemäßig zur professionellen Zahnreinigung eingesetzt. Wir untersuchten daher die Auswirkungen des statischen Pulverpolierens auf das Gleitverhalten und die Oberflächenqualität von 3 unterschiedlichen Bracketmaterialien (Polymer, Keramik, Metall), einschließlich eines 3-D-gedruckten Brackets.

Methoden Zwei Brackettypen aus jeder Materialgruppe wurden mit einem Druckluftpoliergerät unter Verwendung von Natriumbicarbonat poliert. Die Expositionszeiten wurden auf 10, 20 und 60 s festgelegt; der Applikationsabstand betrug 5 mm. Der Kraftverlust durch den Gleitwiderstand wurde mit einem kieferorthopädischen Mess- und Simulationssystem (OMSS) unter Verwendung eines 0,016 inch × 0,022 inch Edelstahlbogens getestet. Unbehandelte Brackets dienten als Kontrolle. Die Auswirkungen des Polierens und die Präzision der Slots wurden mit einem optischen Digital- und Rasterelektronenmikroskop untersucht.

Ergebnisse Das Gleitverhalten und die Präzision der Slots unterschieden sich signifikant zwischen den Gruppen und innerhalb der Gruppen. Vor dem Polieren zeigten Polymerbrackets den geringsten Kraftverlust, Keramikbrackets den höchsten. Mit zunehmender Polierdauer nahm der Widerstand bei Titanbrackets signifikant zu (26–37%), bei Stahlbrackets signifikant ab (36–25%). Polymerbrackets zeigten die geringsten Veränderungen des Kraftverlusts in Abhängigkeit von der Polierdauer. Die Slot-Präzision wies die größten Unterschiede zwischen den Materialgruppen auf und war in erster Linie herstellerabhängig, wobei es kaum Veränderungen durch die Polierdauer gab.

Schlussfolgerung Das Pulverpolieren kann sich positiv oder negativ auf die Gleiteigenschaften des Bracket-Bogen-Draht-Komplexes auswirken, ist jedoch stärker von der Bracket-Bogen-Draht-Materialkombination abhängig (d. h. von der herstellerabhängigen Slot-Präzision). Bei Titanbrackets erhöhte sich der Widerstand erst nach 60 s Polieren. Bei Keramikbrackets wurde eine wirksame Reduzierung nach 10 s Polieren beobachtet. Polymerbrackets, einschließlich der 3D-gedruckten Brackets, wiesen selbst nach 60 s Polieren noch bessere Gleiteigenschaften auf als Keramik- oder Metallbrackets. Die Entfernung von Plaque und Zahnstein sollte zu einer erkennbaren Verbesserung der Gleiteigenschaften führen und wiegt die möglicherweise entstehenden strukturellen Defekte auf.

Schlüsselwörter Gleitwiderstand · 3D-gefertigte Brackets · Pulverpolitur · Präzision der Slots · Professionelle Zahnreinigung

Introduction

Orthodontic patients are subject to difficult oral hygiene when wearing fixed appliances. Thus, regular motivations interviews and professional tooth cleaning by means of air polishing are important measures to prevent white spot lesions [4, 20, 30]. Various methods for professional tooth cleaning have been established, of which mainly air-powder or rubber cup polishing systems are used. Comparative studies have shown that tooth cleaning with air-powder polishing seems to be more efficient than with a polishing rubber cup [8]. When using air-polishing devices, glycine or sodium bicarbonate appliances are used to remove plaque, staining or dental calculus, whereby a different field of application is recommended for both types of powder. The glycine powder consists of smaller particle size (25 µm) and is considered less abrasive. It is therefore more suitable for the subgingival use in the context of periodontal therapy, for example, cleaning exposed roots, dentin surfaces or gingival pockets of smaller size [6, 25]. The use of sodium bicarbon-

ate powder (40 µm) has been established for supragingival enamel surface cleaning. Due to the relatively long duration of orthodontic treatment, professional tooth cleaning should be carried out regularly to prevent the development of white spot lesions. For this reason, knowledge of possible disadvantages of this cleaning process on orthodontic treatment is important. Earlier studies have also dealt with this topic [19, 37]. It was the intention of the study presented here to analyse polished brackets in combination with unpolished archwires. This was done because of the assumption that in the majority of prophylaxis appointments an archwire change will be performed. Professional tooth cleaning is carried out more easily and efficiently in most cases if the archwire is first removed from the brackets. In addition, it was found that the presence of plaque and dental calculus in the bracket–archwire complex affects the efficiency of an orthodontic treatment by increasing the sliding resistance [10]. Thus, clean surfaces of the bracket–archwire complex are desirable. Smooth surfaces of brackets and archwires allow low friction sliding behaviour and result in better im-

tems GmbH, Munich, Germany) was used. The test brackets were glued on metal plates of 5 × 5 mm size (DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang, Germany) and positioned exactly 5 mm below the nozzle of the Air-Flow® device in accordance with the guidelines of EMS. This was realised by using a fixed and windowed acrylic template. The window within this template had exactly the dimensions for the fitting of the metal plates. The handpiece was fixed over a laboratory stand and directed at a 45° angle to the mesial side of the bracket slot. Thus, standardised conditions could be established for all test runs. The locking mechanism of the self-ligating 3D-printed Shark SL bracket was opened and fixed permanently with adhesive before polishing. This was done in order to establish equal conditions between all bracket types because all other brackets were of the conventionally ligating types. Before each test run, the pressure in the powder chamber of the air-polishing device was checked using a barometer and regulated to 2.8 bar. Both the powder and the quantity of the liquid were set to an average value. The tested brackets were statically polished for 10, 20, and 60 s and then cleaned with cold water and dried with an air blower. Assuming that a bracket is polished for a maximum of 5 s during a professional tooth cleaning, a polishing time of 60 s corresponds to 12 treatments of a quarterly basis over a period of 3 years. The polishing time was controlled with a stopwatch. All polishing experiments were repeated with four other similar brackets, so that a total of five brackets per type were polished under the same conditions. This sample size was chosen from the experience of previous studies using the orthodontic measurement and simulation system (OMSS). The unpolished brackets served as controls (0 s).

The second experimental part dealt with the resistance measurements. The change of the surface quality of all bracket slots after polishing was determined by measuring the force loss due to resistance with the help of the OMSS. This apparatus simulates orthodontic tooth movement by applying a specific orthodontic force [14]. It records the occurring forces at the test brackets three-dimensionally via force/torque sensors. A resin replica of an upper jaw model by Frasco (Frasco GmbH, Tettmang, Germany) was used for fixing the archwires, in which tooth 23 was replaced by a test bracket. Tooth 24 also had to be removed to ensure a distalization path. The model as well as the brackets were mounted in the OMSS in such a way that initially no forces were measurable. Only then was the experimental force applied to the test bracket. The bracket was linked via an arm structure to the first sensor of the OMSS for measuring the occurring forces. A second sensor was used to measure the level of the applied force, implemented by connecting a nickel–titanium spring coil (rematitan®LITE; Dentaaurum GmbH & Co. KG, Ispringen, Germany) to both the first sensor (via the hook of the experimental bracket 23) and

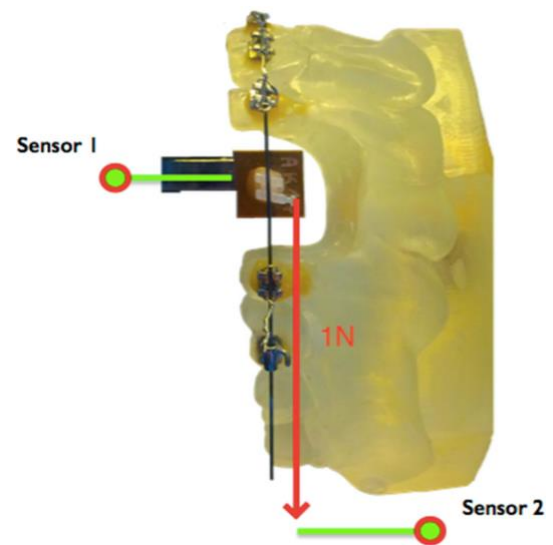


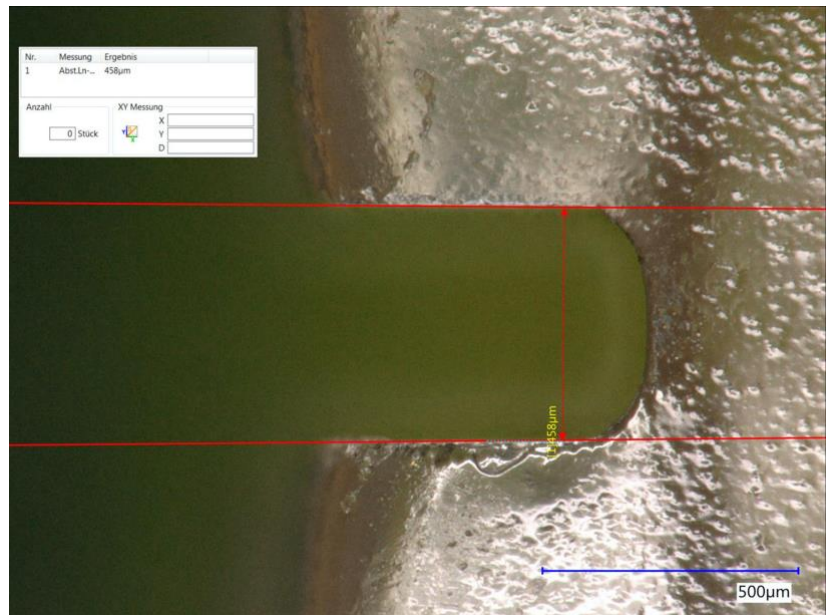
Fig. 2 Schematic illustration of the orthodontic measurement and simulation system (OMSS)

Abb. 2 Schematische Darstellung des kieferorthopädischen Mess- und Simulationssystems (OMSS)

the second sensor (Fig. 2). When simulating an orthodontic tooth movement, the resulting force loss due to resistance was calculated by subtracting the force level at the bracket sensor from the orthodontic force that was applied. In this example, a distalizing force of 1 N was applied with the help of the nickel–titanium spring coil. Each test bracket was uniformly ligated according to the recommendations of Schumacher et al. [31]. They determined that the ligation process has a significant influence on the sliding behaviour between bracket and archwire. Therefore, the ligation (remanium® preformed ligature 0.010 inch; Dentaaurum GmbH & Co. KG, Ispringen, Germany) was closed and then reopened with a 180° turn until no forces and torques were measurable in the simulation system. Following these preconditions, the measurements started with distalizing the test bracket, which means that the test bracket combined with the first sensor was moved towards the second sensor by spring force. The positioning accuracy of the stepper motors was in the range of 1 μm/0.01°, whereas the measuring accuracy of the sensors was in the range of 0.02 N for force measurement and 0.5 Nmm for torque measurement. In the context of this distalization, 200 measured values of force loss were noticed and recorded in a software developed for these types of experiments as well as in the program Microsoft Excel (Microsoft Corporation, Redmond, WA, USA) for further analyses. All brackets were measured with a spring hardened stainless steel archwire

Fig. 3 Measurement of the vertical dimension of the mesial bracket slot at the example of Inspire Ice™ ceramic brackets. Light microscope image, 200× magnification

Abb. 3 Messung der vertikalen Dimension des mesialen Bracketslots am Beispiel der Inspire Ice™ Keramikbrackets. Lichtmikroskopische Aufnahme, Vergr. 200:1



of 0.016 inch × 0.022 inch cross-section size (remanium®, Dentaureum GmbH & Co. KG, Ispringen, Germany).

In the third experimental part of this investigation, the bracket slots were measured and optically inspected for defects using the Keyence® VHX500 optical digital microscope as well as a scanning electron microscope (Amray 1610T, Bedford, MA, USA). For the digital microscopic measurements of the mesial slot dimensions, all brackets were tared in such a way that the vertical limitations of the mesial slot could be unequivocally determined (Fig. 3). This was done in order to interpret the measured force loss values because of the fact that resistance behaviour depends decisively on the slot precision. The microscope analysing software was used to draw lines for these limitations in order to measure the distance between them as an extent of slot precision. For each bracket type, the mean was calculated from the measurements of five different test brackets for each polishing time.

Statistical analysis

Based on the 200 individual measured force loss values of each test bracket, the mean value and standard deviation were calculated for all tested bracket–archwire combinations to obtain a single force loss value for every test bracket. Each group consisted of 5 sample brackets for which the median, mean, and standard deviation were calculated. Here, the median values were used for the statistical tests. Because of the fact that a normal distribution of the

results cannot be assumed for a sample size of 5, nonparametric statistical tests were used. Thus, the Kruskal–Wallis H test followed by the Mann–Whitney U test were applied to point out statistically relevant significances between the different groups. A significance level of 0.05 was defined for all evaluations as statistically significant. The statistical evaluation was undertaken with the Statistical Package for Social Sciences, version 25.0 (IBM, Armonk, NY, USA).

Results

Slot dimension

The digital measurements of the slot walls in incisal–apical (vertical) direction pointed out that although all bracket types were within the DIN standards, they still showed clearly visible differences among each other (Fig. 4; Table 1). The smallest deviations from the DIN standards for orthodontic brackets and tubes (DIN 13971-2) of 457 µm were found for the Inspire Ice™ bracket as well as the Brilliant® bracket and turned out to be 1–2%. With a deviation of about 4% from the required dimension, the 3D-printed Shark SL bracket also showed rather high manufacturing precision. A deviation of about 7 to 10% was measured for the discovery® pearl, discovery® and equilibrium® ti brackets. A clearly identifiable effect of powder polishing on the vertical dimensions of the mesial bracket slot could not be detected.

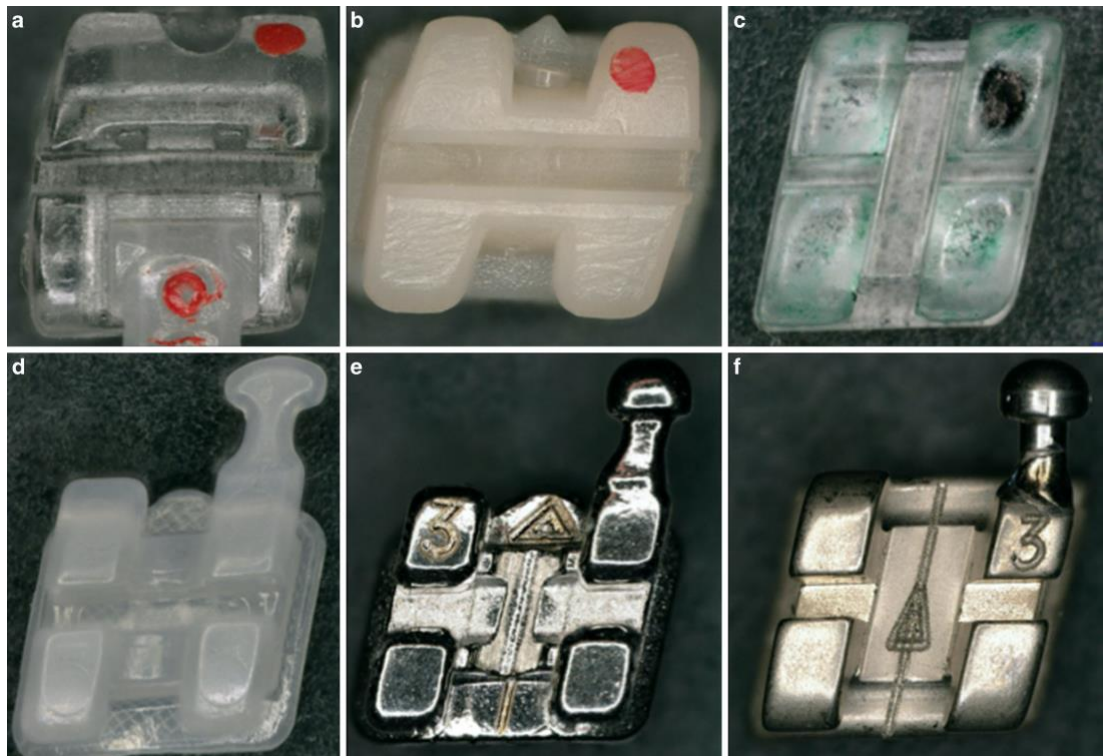


Fig. 1 Overview of the examined bracket types with the polymer group: 3D-printed Shark SL (a) and Brillant® bracket (b), the ceramic group: Inspire Ice™ (c) and discovery® pearl bracket (d) and the metal group: discovery® (e) and equilibrium® ti bracket (f)

Abb. 1 Übersicht über die untersuchten Brackettypen mit der Polymergruppe: 3D-gedrucktes Shark SL (a) und Brillant®-Bracket (b), der Keramikgruppe: Inspire Ice™ (c) und discovery® pearl Bracket (d) und der Metallgruppe: discovery® (e) und equilibrium® ti Bracket (f)

plementation of the planned tooth movement. In addition, low resistance in sliding mechanics correlate with shortened treatment time and a reduction of several side effects, such as root resorption or the appearance of white spot lesions [20, 35]. For this reason, procedures that could lead to a significant increase of surface roughness and thus of resistance should be avoided.

The aim of this study was to determine the mechanical effects of powder polishing of varying duration on the surface roughness of the bracket slot and thus on the sliding behaviour of several bracket–archwire combinations, including a modern 3D-printed polymer bracket filled with aluminiumoxide ceramic. It was of interest to determine whether a possible limitation in the number or manner of the air-polishing process should be recommended.

Materials and methods

Two bracket types from three material groups (polymer, ceramic and metal) were selected for this study (Fig. 1). All brackets were for tooth 23 with similar slot size type (0.018 inch) and torque value (0°) and included the following: for the polymer group—the Brillant® bracket (injection moulded polyoxymethylene, Forestadent Bernhard Förster GmbH, Pforzheim, Germany) as well as the 3D-printed self-ligating Shark SL bracket (Dentalline GmbH & Co. KG, Birkenfeld, Germany); for the ceramic group—the discovery® pearl (Dentaurum GmbH & Co. KG, Ispringen, Germany) and the Inspire Ice™ Bracket (Ormco Europe, BR Amersfoort, The Netherlands); and for the metal group—the discovery® and equilibrium® ti bracket (Dentaurum GmbH & Co. KG, Ispringen, Germany).

For the first experimental part, the air-polishing device AirFlow® Master (EMS Electro Medical Systems GmbH, Munich, Germany) filled with AirFlow® classic powder (sodium bicarbonate, 40µm, EMS Electro Medical Sys-

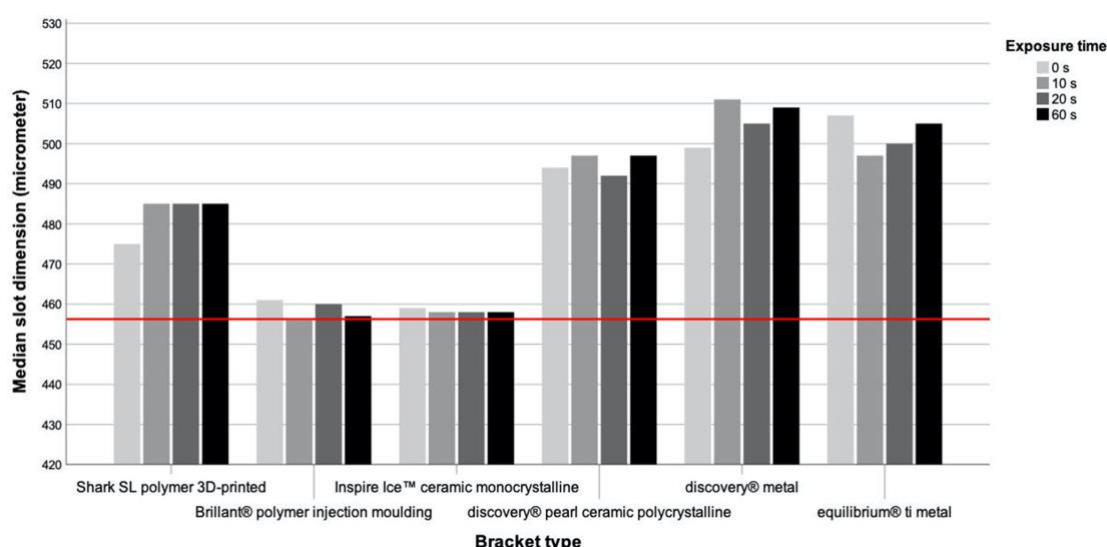


Fig. 4 Diagram of the vertical slot dimension of all bracket types with respect to exposure time. The red line represents the DIN standard of 457 µm (0.018 inch) as the reference

Abb. 4 Diagramm der vertikalen Slotgröße aller Brackettypen in Bezug auf die Expositionszeit. Die rote Linie stellt die DIN-Norm von 457 µm (0,018 inch) als Referenz dar

Resistance behaviour and surface quality

In some cases, significant differences in measured force loss values could be observed. The exposure time as well as the combination of bracket and archwire material proved to be influencing variables (Fig. 5; Table 2).

Polymer brackets

The comparison of the force loss values of the polished and unpolished 3D-printed polymer Shark SL brackets with those of the ceramic and metal group revealed the least values for the Shark SL brackets. No obvious effect of powder polishing on force loss was observed. The light and scanning electron microscope images of the brackets without polishing showed a rather smooth and plane slot surface (Figs. 6 and 9). After polishing, a general, slight roughening could be detected, whereas extensive defects or substance erosions were not observed. Only a few little slide lines from the archwire were found in the mesial slot area (Fig. 6).

When regarding the polished and the unpolished Brilliant® polymer brackets, a rather consistent low resistance behaviour was also found when compared with the ceramic and metal brackets. As a minimally identifiable trend, the resistance decreased after 10 s of polishing time and increased again after 60 s. The light and scanning electron microscope images showed an overall roughening of the

slot surface with increasing exposure time (Figs. 6 and 9). In addition, the light microscope images revealed clearly visible bracket damage caused by powder polishing. Curvy deformations of the slot wall or distinct perforations of the slot bottom were observed in several test brackets, mainly in the brackets after 60 s of exposure time. However, unpolished and polished brackets showed a kind of material abrasion or material shift at the mesial slot area, probably caused by the sliding movement of the archwire during distalization.

Ceramic brackets

The polished and unpolished Inspire Ice™ ceramic brackets revealed the highest force loss values compared to all other bracket types. Polishing for 10 s led to a significant reduction of the force loss level. However, the force loss levels subsequently increased with progressing exposure time. The light microscopic images showed large chipping effects at the mesial slot area in polished and even in unpolished brackets (Fig. 7). The electron scanning images showed a clear roughening of the slot surface with circular changes after 60 s of exposure time, possibly caused by the powder grains (Fig. 9).

The polished and unpolished discovery® pearl ceramic brackets also showed higher force loss levels compared to the polymer and metal group. The examination of the polished brackets pointed out a resistance reducing effect after

Table 1 Measurements of the vertical slot dimension of all bracket types with respect to exposure time
Tab. 1 Messungen der vertikalen Slotdimension aller Brackettypen in Abhängigkeit von der Expositionszeit

Bracket type	Slot dimension (µm)																							
	0 s						10 s						20 s			60 s								
	25%	Median	75%	Mean	SD		25%	Median	75%	Mean	SD		25%	Median	75%	Mean	SD		25%	Median	75%	Mean	SD	
Shark SL	470	475	479	474	5		481	485	496	488	10		477	485	496	486	11		474	482	491	482	9	
Brillant®	461	461	462	461	1		446	456	461	454	8		457	460	466	461	6		456	457	462	458	3	
Inspire Ice™	458	459	461	459	2		457	458	460	458	2		457	458	462	459	4		456	458	459	457	2	
Discovery® pearl	491	494	496	493	3		493	497	500	496	4		489	492	500	494	6		497	497	498	497	1	
Discovery®	499	499	502	500	2		509	511	516	512	5		493	505	507	501	8		504	509	510	507	4	
Equilibrium® ti	504	507	510	507	3		495	497	545	515	40		493	500	505	499	6		502	505	508	505	4	
SD standard deviation																								

Table 2 Measurements of the force losses due to sliding resistance of bracket types in combination with the 0.016 inch×0.022 inch stainless steel archwire and with respect to exposure time
Tab. 2 Messungen der Kraftverluste aufgrund des Gleitwiderstands von Brackettypen in Kombination mit dem 0,016 inch×0,022 inch Edelstahlarchdraht und in Abhängigkeit von der Expositionszeit

Bracket type	Force loss due to sliding resistance (%)																			
	0 s					10 s					20 s					60 s				
	25%	Median	75%	Mean	SD	25%	Median	75%	Mean	SD	25%	Median	75%	Mean	SD	25%	Median	75%	Mean	SD
Shark SL	13	21	23	18	6	10	20	30	20	11	24	24	33	27	5	15	18	25	19	6
Brillant®	8	17	20	14	7	4	9	12	8	4	6	12	21	13	9	9	13	15	12	3
Inspire Ice™	34	44	56	45	13	12	21	30	21	9	27	29	42	33	9	27	32	38	32	7
Discovery® pearl	37	40	49	42	7	19	25	26	23	4	29	38	51	39	12	28	36	42	35	8
Discovery®	34	36	39	36	3	28	34	42	35	10	19	23	31	24	8	22	25	30	26	4
Equilibrium® ti	22	28	54	36	17	21	26	30	25	5	24	32	41	32	9	31	37	43	37	7
SD standard deviation, Mann–Whitney U test																				

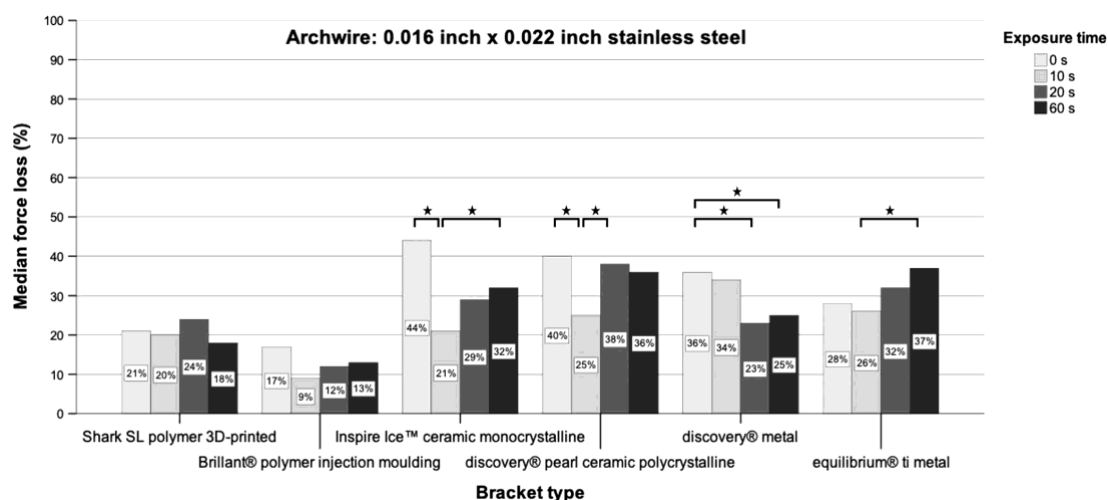


Fig. 5 Force losses due to sliding resistance of all bracket types in combination with the 0.016 inch × 0.022 inch stainless steel archwire with respect to exposure time. The stars represent statistical significance ($p \leq 0.05$, Mann–Whitney U test)

Abb. 5 Kraftverluste durch Gleitwiderstand aller Brackettypen in Kombination mit dem 0,016 inch × 0,022 inch Edelstahlbogen in Abhängigkeit von der Expositionszeit. Die Sternchen stehen für statistische Signifikanz ($p \leq 0.05$, Mann-Whitney-U-Test)

polishing which means that the highest resistance levels were found initially and without polishing. The least force loss levels were observed after 10s, which turned out to be statistically significant. After 20–60s of polishing, the force loss values increased again but did not reach the initial amount of the unpolished brackets. Regarding the light microscope images, less chipping as seen as for the Inspire Ice™ ceramic brackets was detected for this ceramic bracket type. Only overall roughening or slight abrasion areas on the slot bottom were observed, mainly after 60s of polishing (Fig. 7). The electron scanning images showed a rather smooth surface before polishing, whereas after an exposure of 60s, a longish striped roughening was observed, which could also be caused by the impact of the powder grains (Fig. 9).

Metal brackets

The polished and unpolished discovery® metal brackets revealed less force loss values than the ceramic group, but higher levels than the polymer group. They did not show any characteristic resistance changes after 10, 20 or 60s of polishing like other bracket types did. Thus, a clearly resistance-reducing or resistance-increasing trend could not be identified when increasing the exposure time. For this bracket type, no bracket damage after powder polishing was detected in the light microscopy images (Fig. 8). The electron scanning microscope images of the unpolished brackets revealed a surface pattern consisting of linear and circular patterns in a disordered arrangement. After an exposure

time of 60s this pattern was still recognizable, but in a much weaker and lighter version (Fig. 9).

The polished and unpolished titanium equilibrium® ti brackets showed slightly less force loss values compared to the other brackets of the ceramic and metal group, but also demonstrated higher levels than those from the polymer group. With regard to the unpolished brackets, a trend towards an increasing resistance after 60s of polishing was observed, statistically significant for a polishing time of 20s versus that of 60s. The light microscope images illustrated sporadic damage in the sense of abrasion which could be found at the slot entrance as well as on the slot bottom (Fig. 8). The electron scanning microscope images showed a rougher surface and isolated abrasions after polishing (Fig. 9).

Discussion

The present study provides a comparative overview of the mechanical and structural properties of different bracket materials before and after powder polishing with an Air-Flow® device. There are several studies that deal with the different resistance behaviour of unpolished metal and ceramic [2, 16], ceramic [21, 36] and polymer [15, 17] brackets or the difference between conventional and self-ligating brackets [26, 32–34]. Only a few have compared all three bracket material groups under the same conditions such as mechanical stress in the sense of powder polishing. Furthermore, a modern 3D-printed ceramic reinforced polymer

Fig. 6 Illustration of the mesial slot properties of both polymer brackets with respect to exposure time. Increasing exposure time resulted in slight abrasion (*arrows*) which was mainly observed in the Brillant® brackets. Light microscope images 200x magnification

Abb. 6 Darstellung der mesialen Slot-Eigenschaften der beiden Polymerbrackets in Abhängigkeit von der Expositionszeit. Mit zunehmender Expositionszeit kam es zu leichtem Abrieb (*Pfeile*), der vor allem bei den Brillant®-Brackets zu beobachten war. Lichtmikroskopische Aufnahme, Vergr. 200:1



bracket was also included in this study and compared to the other more common brackets.

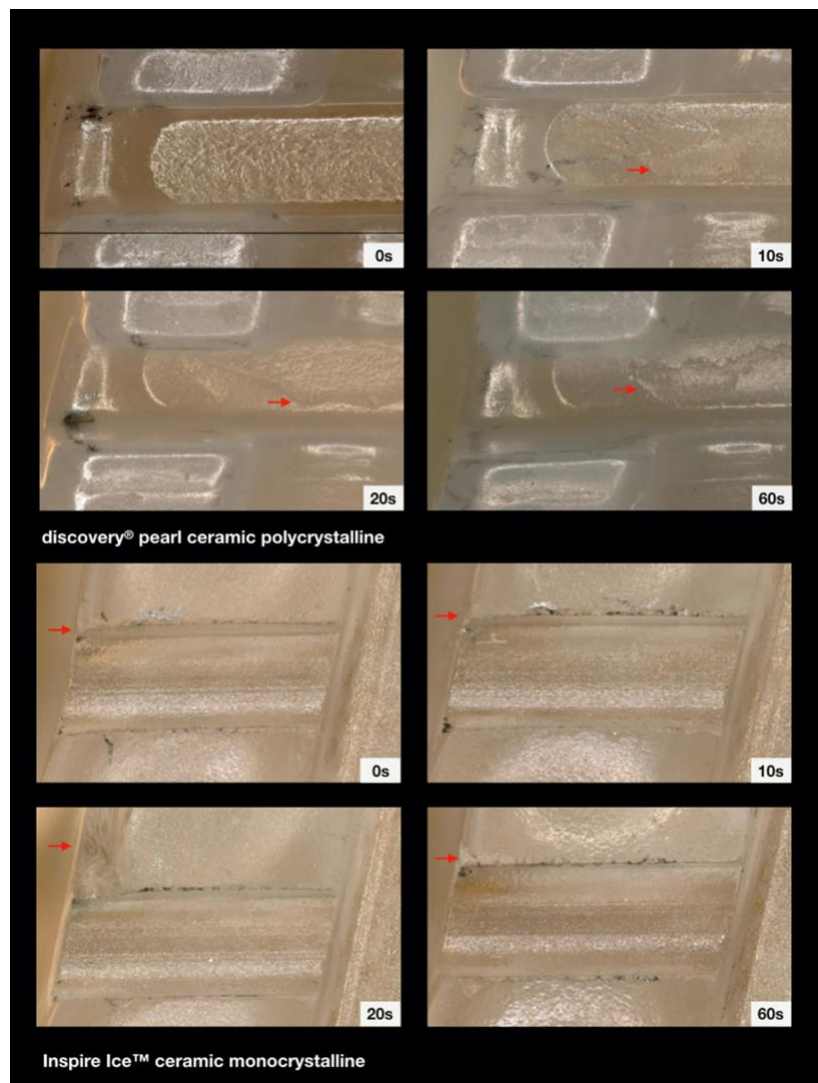
At first, it was of interest to compare the sliding properties of the brackets without mechanical manipulation in the sense of powder polishing. Thus, the resistance values of the unpolished brackets were considered and analysed. In orthodontic tooth movement, sliding resistance describes the interaction of the archwire with a bracket and depends on a material-specific coefficient of friction of the bracket material, the contact pressure by the ligature or the surface roughness of the bracket and archwire material. This sliding resistance opposes an orthodontically applied force and

reduces it to various extents. This reduction was determined in the context of the investigations presented here.

According to Kusy and Whitley [23], sliding resistance consists of static or kinetic friction, due to the contact of the archwire with the bracket surface, binding, caused by bending of the archwire with resulting contact to the bracket corners and notching, when permanent deformations of the archwire at the bracket corners lead to stopping the tooth movement. It has to be mentioned that in the majority of clinical situations kinetic friction is irrelevant for orthodontic tooth movement and mainly binding and notching are of concern [7]. These binding and notching effects depend

Fig. 7 Illustration of the mesial slot properties of both ceramic brackets with respect to exposure time. Chipping effects (*arrows*) were clearly visible. Light microscope images, 200× magnification

Abb. 7 Darstellung der mesialen Slot-Eigenschaften der beiden Keramikbrackets in Abhängigkeit von der Expositionszeit. Chipping-Effekte (*Pfeile*) waren deutlich sichtbar. Lichtmikroskopische Aufnahme, Vergr. 200:1



on a critical contact angle between the archwire and the bracket, which, in turn, depends additionally on their manufacturing precision. As a consequence, inaccuracies of the bracket slot size or archwire dimension influence the sliding resistance of the archwire–bracket complex. There are several studies dealing with this manufacturer-related precision [3, 24]. Dalstra et al. investigated the torque play with one and the same archwire type as a measure for slot precision in conventional and self-ligating brackets with the result that the actual torque play was larger than the theoretical one due to oversized slots for several bracket types [11]. Thus, an oversized slot influences the resistance prop-

erties of the archwire–bracket complex and it should be kept in mind that sliding behaviour depends not only on the bracket material properties. For this reason, the German Standard Institute has published a DIN standard for orthodontic archwires (DIN 3971) as well as for brackets and tubes (DIN 13971-2) in order to reduce these inaccuracies [12, 13]. These regulations describe the dimensions of orthodontic archwires and brackets within their tolerance limits. Joch et al. [18] also investigated the torque play in conventional and self-ligating brackets with the conclusion that for most brackets the actual torque play is larger due to oversized slots or the inability of self-ligating brackets

Fig. 8 Illustration of the mesial slot properties of both metal brackets with respect to exposure time. Chipping effects (*arrows*) were mainly observed for the titanium bracket. Light microscope images, 200× magnification

Abb. 8 Darstellung der mesialen Slot-Eigenschaften der beiden Metallbrackets in Abhängigkeit von der Expositionszeit. Chipping-Effekte (*Pfeile*) wurden hauptsächlich beim Titan-Bracket beobachtet. Lichtmikroskopische Aufnahme, Vergr. 200:1

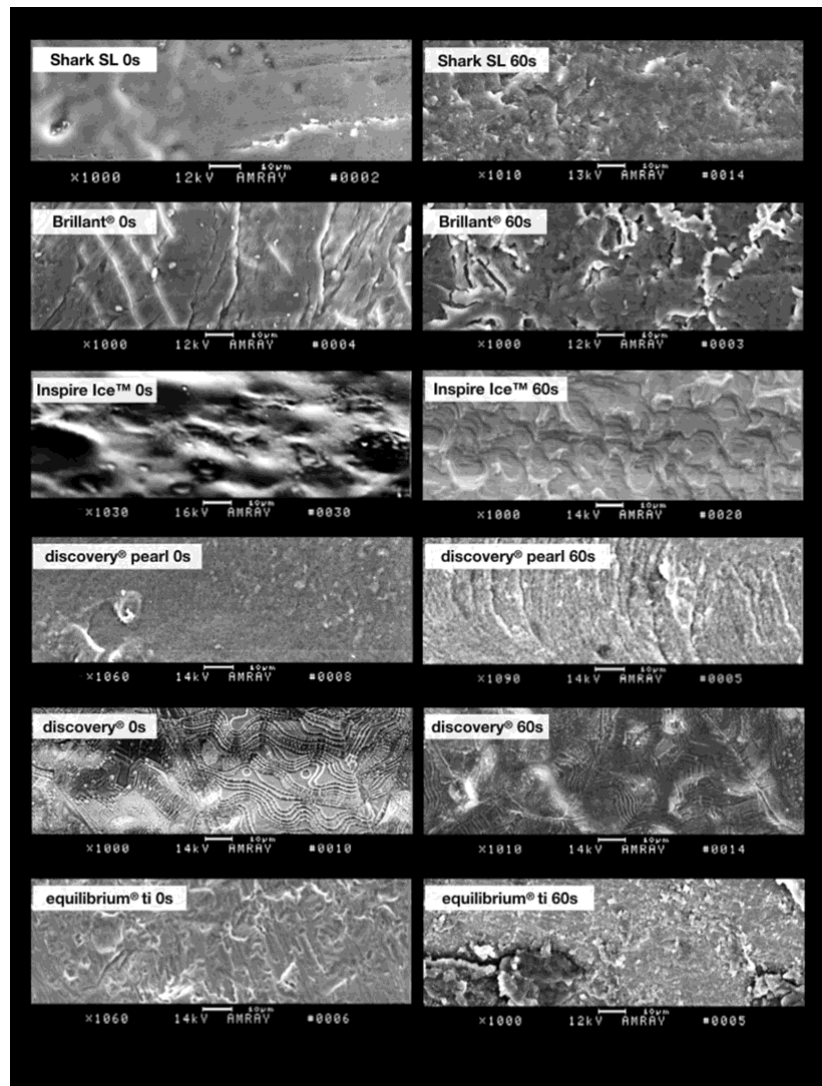


to press the archwire into the bottom of the slot. Based on this, the knowledge of the bracket precision, more precisely the actual slot size, is a precondition for the comparative evaluation of sliding properties of different bracket types. This can be achieved by measuring the slot size for example using a microscope or by measuring the torque play values for all brackets with the same type of archwire.

Within the investigation here, the slot dimensions of each bracket tested were measured with the help of a digital light microscope. It has to be mentioned that the accuracy of these slot measurements depends on the individual definition of the vertical slot limitations done by the experimenter.

In spite of this fact, as long as the measurements are performed under standardized conditions, the results can be compared to each other. In this investigation, all measurements of the slot dimensions were carried out under the same conditions and by the same experimenter. These measurements showed that the Brillant® polymer brackets as well as the Inspire Ice™ ceramic brackets had the highest manufacturer precision with 1–2% deviation from DIN standard. This background could explain the high friction values of the Inspire Ice™ ceramic brackets compared to all other brackets. Although the Brillant® polymer brackets showed a similar slot precision, the least resistance levels

Fig. 9 Scanning electron microscope images of all bracket types, before and after 60 s of exposure. 1000× magnification
Abb. 9 Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen aller Brackettypen, vor und nach 60 s Exposition. Vergr. 1000:1



were found for this bracket type, which could be explained on the one hand by the low coefficient of friction of this bracket material and on the other hand by the low material resistance to mechanical strain, which is clearly visible due to the material abrasions at the mesial slot entry. The deformability of the slot limitations could also result in reduced binding and notching effects. As already shown in previous studies, the highest values of force loss due to resistance were also detected for ceramic brackets and here higher for the monocrystalline than for the polycrystalline ones [1, 5]. This could be related not only to the high precision of the slot fabrication, but also to the very sharp-

edged design of the slot walls of the monocrystalline brackets because monocrystalline and polycrystalline ceramic brackets are subject to different manufacturing processes. In contrast to the polycrystalline brackets, the slot is milled into monocrystalline brackets and therefore has very sharp-edged limitations. Experimental studies could demonstrate the influence of the bracket bevel design on sliding resistance [9, 28]. They found that resistance could be reduced by increasing the bracket bevel angle. In addition, it was an important finding that the 3D-printed polymer Shark SL brackets showed partly better sliding properties than the metal brackets although the slots were more accurate than

the metal brackets slots. These characteristics could possibly be attributed to the adequate material properties of this 3D-printed composite bracket type. The light and scanning electron microscope images showed a rather smooth surface and barely detectable defects after mechanical stress in the context of powder polishing.

If considering the possibility of combining alternative archwire materials with the brackets examined here, previous studies have shown that titanium–molybdenum alloy archwires resulted in the highest resistance values, especially in combination with ceramic brackets, followed by nickel–titanium alloy archwires and stainless steel archwires with the least values [22, 27, 29, 32]. For this reason, the analyses presented here were carried out with a stainless steel archwire only.

Regarding the influence of powder polishing on sliding behaviour of the different bracket material types, the polymer brackets were only very slightly influenced by exposure time. No adverse effects were found for the 3D-printed polymer Shark SL brackets even after 60 s of polishing time. The Brillant® polymer brackets also showed only marginal effects on sliding behaviour after 60 s polishing time. Although this bracket type had one of the highest slot precision, it showed the lowest resistance. Because of the fact that a kind of material shift could be detected at the mesial slot area in the microscopic images, the hypothesis can be supported that the advantageous sliding properties are rather due to material weakness. In addition, distinct perforations of the slot bottom were detected after 60 s of exposure. Interestingly, all these types of damage do not seem to have a notable influence on sliding behaviour. However, clinical use may be questioned due to the material weakness.

The ceramic brackets, and especially the monocrystalline Inspire Ice™ ones, showed the highest resistance values for the unpolished brackets in combination with the 0.016 inch × 0.022 inch archwire. Large chipping effects were detectable even in the unpolished brackets, indicating a pronounced clamping of the archwire with the highly precise slot limitations in the sense of some kind of notching.

The discovery® metal brackets showed the least mechanical effects from powder polishing of all brackets examined, although a trend towards reducing resistance was noticed. Similar to the 3D-printed polymer Shark SL brackets, these brackets showed the least visible effects in the light microscopic images. The surface of the scanning electron images showed a characteristic pattern which can be related to the sintering process, which is followed by recrystallisation as part of the manufacturing process. The electron microscopic images of the brackets after 60 s of polishing time showed a slight levelling of this pattern, indicating that this general powder polishing effect could reduce resistance after already 20 s of polishing time.

In the case of the titanium equilibrium® ti brackets, isolated chipping or abrasion were found on the slot bottom and entry, respectively. For this bracket type, a trend towards increased friction values after 60 s of polishing time could be observed. Perhaps, the surface roughness in combination with binding effects may have led to this increased sliding resistance.

In summary, it should be mentioned that the results discussed here are from an *in vitro* analysis. In clinical use, powder polishing is a rather dynamic process. In this study, powder polishing was additionally considered as a kind of material stress in order to compare the mechanical properties of different bracket materials. Furthermore, OMSS represents only a technical model for a simulated tooth movement, in which staining or dental calculus of the bracket–archwire complex, resistance due to root movement through the bone or masticatory forces are not taken into account. Future studies could also investigate the influence of the powder material composition or the particle size as well as the impact of speed or the powder–water ratio.

Conclusions

- Although powder polishing with sodium bicarbonate can cause detectable defects on the bracket surface, the effect on sliding resistance is mostly insignificant or rather positive. Especially with regard to the improved sliding properties of a cleaned bracket–archwire complex, a regular and properly performed powder polishing should be performed.
- The Brillant® polymer brackets were characterized by low resistance values, but at the same time showed insufficient abrasion stability.
- Due to the fact that the Inspire Ice™ ceramic brackets showed both the highest resistance values and most chipping effects, it was the least qualified bracket type for sliding mechanics in this investigation.
- Modern 3D-printed polymer brackets provided better sliding properties than commonly used metal brackets, even with a higher slot precision.

Acknowledgements The authors thank Susanne Knof for taking the SEM images of the brackets (Department of Operative Dentistry and Periodontology, University of Cologne, Cologne, Germany). The authors would like to thank Dentaureum (Ispringen, Germany) for providing a part of the bracket and archwire materials.

Funding Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL.

Conflict of interest L. Hodecker, C. Bourauel, B. Braumann, T. Kruse, H. Christ and S. Scharf declare that they have no competing interests.

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

- AlSubaie M, Talic N, Khawatmi S, Alobeid A, Bourauel C, El-Bialy T (2016) Study of force loss due to friction comparing two ceramic brackets during sliding tooth movement. *J Orofac Orthop* 77:334–340. <https://doi.org/10.1007/s00056-016-0038-0>
- Arash V, Rabiee M, Rakhshan V, Khorasani S, Sobouti F (2015) In vitro evaluation of frictional forces of two ceramic orthodontic brackets versus a stainless steel bracket in combination with two types of archwires. *J Orthodont Sci* 4:42–46. <https://doi.org/10.4103/2278-0203.156028>
- Arreghini A, Lombardo L, Mollica F, Siciliani G (2014) Torque expression capacity of 0.018 and 0.022 bracket slots by changing archwire material and cross section. *Prog Orthod* 15:53–18. <https://doi.org/10.1186/s40510-014-0053-x>
- Bergamo AZN, de Oliveira KMH, Matsumoto MAN, do Nascimento C, Romano FL, da Silva RAB, da Silva LAB, Nelson-Filho P (2018) Orthodontic appliances did not increase risk of dental caries and periodontal disease under preventive protocol. *Angle Orthod*. <https://doi.org/10.2319/022118-139.1>
- Bourauel C, Fries T, Drescher D, Plietsch R (1998) Surface roughness of orthodontic wires via atomic force microscopy, laser specular reflectance, and profilometry. *Eur J Orthod* 20:79–92
- Bühler J, Amato M, Weiger R, Walter C (2016) A systematic review on the effects of air polishing devices on oral tissues. *Int J Dent Hygiene* 14:15–28. <https://doi.org/10.1111/idx.12120>
- Burrow SJ (2009) Friction and resistance to sliding in orthodontics: a critical review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 135:442–447. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.09.023>
- Camboni S, Donnet M (2016) Tooth surface comparison after air polishing and rubber cup: a scanning electron microscopy study. *J Clin Dent* 27:13–18
- 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>
- Cury SEN, Bellini-Pereira SA, Castillo AA-D, Schneider S, Pinzan A, Janson G (2019) Prophylaxis protocols and their impact on bracket friction force. *Angle Orthod* 89:883–888. <https://doi.org/10.2319/020119-72.1>
- Dalstra M, Eriksen H, Bergamini C, Melsen B (2015) Actual versus theoretical torsional play in conventional and self-ligating bracket systems. *J Orthod* 42:103–113. <https://doi.org/10.1179/1465313314y.0000000126>
- Deutsches Institut für Normung e. V. (1998) DIN 13971
- Deutsches Institut für Normung e. V. (2000) DIN 13971-2
- Drescher D, Bourauel C, Thier M (1991) Orthodontic measuring and simulating systems (OMSS) for the static and dynamic analysis of tooth movement. *J Orofac Orthop* 52:133–140
- Gkantidis N, Zinelis S, Karamolegkou M, Eliades T, Topouzelis N (2012) Comparative assessment of clinical performance of esthetic bracket materials. *Angle Orthod* 82:691–697. <https://doi.org/10.2319/092511-605.1>
- Guerrero AP, Filho OG, Tanaka O, Camargo ES, Vieira S (2010) Evaluation of frictional forces between ceramic brackets and archwires of different alloys compared with metal brackets. *Braz oral res* 24:40–45
- Hiroce M, Fernandes DJ, Elias CN, Miguel JAM (2012) Sliding resistance of polycarbonate self-ligating brackets and stainless steel esthetic archwires. *Prog Orthod* 13:148–153. <https://doi.org/10.1016/j.pio.2011.10.004>
- Joch A, Pichelmayer M, Weiland F (2010) Bracket slot and archwire dimensions: manufacturing precision and third order clearance. *J Orthod* 37:241–249. <https://doi.org/10.1179/14653121043182>
- Jost-Brinkmann PG (1998) The influence of air polishers on tooth enamel. An in-vitro study. *J Orofac Orthop* 59:1–16
- Julien KC, Buschang PH, Campbell PM (2013) Prevalence of white spot lesion formation during orthodontic treatment. *Angle Orthod* 83:641–647. <https://doi.org/10.2319/071712-584.1>
- Kannan MS, Murali RV, Kishorekumar S, Gnanashanmugam K, Jayanth V (2015) Comparison of frictional resistance of esthetic and semi-esthetic self-ligating brackets. *J Pharm Bioallied Sci* 7:S116–S120. <https://doi.org/10.4103/0975-7406.155852>
- Krishnan V, Kumar KJ (2004) Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys. *Angle Orthod* 74:825–831. [https://doi.org/10.1043/0003-3219\(2004\)074\(0825:mpasco\)2.0.co;2](https://doi.org/10.1043/0003-3219(2004)074(0825:mpasco)2.0.co;2)
- Kusy RP, Whitley JQ (1999) Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *Eur J Orthod* 21:199–208. <https://doi.org/10.1093/ejo/21.2.199>
- Mattar C, da Silva LH, Triviño T, Nahás-Scocatem ACR, Torres FC, Carvalho PEG (2019) Evaluation of slot height in Roth prescription orthodontic brackets. *Gen Dent* 67:51–54
- Moëne R, Décaillet F, Andersen E, Mombelli A (2010) Subgingival plaque removal using a new air-polishing device. *J Periodontol* 81:79–88. <https://doi.org/10.1902/jop.2009.090394>
- Montasser MA, El-Bialy T, Keilig L, Reimann S, Jäger A, Bourauel C (2014) Force loss in archwire-guided tooth movement of conventional and self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 36:31–38. <https://doi.org/10.1093/ejo/cjs110>
- Nishio C, da Motta AFJ, Elias CN, Mucha JN (2004) In vitro evaluation of frictional forces between archwires and ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 125:56–64. <https://doi.org/10.1016/s088954060300773x>
- Nucera R, Giudice AL, Matarese G, Artemisia A, Bramanti E, Crupi P, Cordasco G (2013) Analysis of the characteristics of slot design affecting resistance to sliding during active archwire configurations. *Prog Orthod* 14:35. <https://doi.org/10.1186/2196-1042-14-35>
- Pizzoni L, Ravnholt G, Melsen B (1998) Frictional forces related to self-ligating brackets. *Eur J Orthod* 20:283–291
- Rigau-Gay M-M, Claver-Garrido E, Benet M, Lusilla-Palacios P, Ustrell-Torrent J-M (2018) Effectiveness of motivational interviewing to improve oral hygiene in orthodontic patients: a randomized controlled trial. *J Health Psychol* 84:1359105318793719. <https://doi.org/10.1177/1359105318793719>
- Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D (1990) The effect of the ligature on the friction between bracket and arch. *J Orofac Orthop* 51:106–116
- Sridharan K, Sandbhor S, Rajasekaran UB, Sam G, Ramees MM, Abraham EA (2017) An in vitro evaluation of friction characteristics of conventional stainless steel and self-ligating stainless steel brackets with different dimensions of Archwires in various bracket-archwire combination. *J Contemp Dent Pract* 18:660–664

33. Stefanos S, Secchi AG, Coby G, Tanna N, Mante FK (2010) Friction between various self-ligating brackets and archwire couples during sliding mechanics. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 138:463–467. <https://doi.org/10.1016/j.ajodo.2008.11.029>
34. Szczupakowski A, Reimann S, Dirk C, Keilig L, Weber A, Jäger A, Bourauel C (2016) Friction behavior of self-ligating and conventional brackets with different ligature systems. *J Orofac Orthop* 77:287–295. <https://doi.org/10.1007/s00056-016-0035-3>
35. Vlasa A, Eremie LY, Lazăr L, Bud A, Păcurar M, Bud E, Biriş C (2016) Correlation between orthodontic forces and root resorption—a systematic review of the literature. *J Interdiscip Med* 1:142–145. <https://doi.org/10.1515/jim-2016-0033>
36. Williams CL, Khalaf K (2013) Frictional resistance of three types of ceramic brackets. *J Oral Maxillofac Res* 4:e3. <https://doi.org/10.5037/jomr.2013.4403>
37. Wilmes B, Vali S, Drescher D (2009) In-vitro-Untersuchung der Oberflächenveränderungen von festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen durch Air-Polishing mit Clinpro™ Prophyl und Air-Flow. *J Orofac Orthop* 70:371–384. <https://doi.org/10.1007/s00056-009-9907-0>

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

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Methode

Im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung mit einer festsitzenden Apparatur können Nebenwirkungen wie zum Beispiel Schmelzdemineralisierungen, Wurzelresorptionen oder Parodontopathien auftreten^{10,45,47,48}. Maßnahmen zur Vermeidung dieser Nebenwirkungen sind daher von klinischem Interesse und Gegenstand zahlreicher Untersuchungen^{14,15,17,48}. So konnte gezeigt werden, dass eine adäquate Kariesprophylaxe und die Wahl eines effizienten Bracketsystems diese Nebenwirkungen reduzieren können^{10,49}. Eine angepasste häusliche Mundhygiene in Kombination mit einer regelmäßigen professionellen Zahnreinigung kann als erfolgreiches Konzept einer effektiven Kariesprophylaxe angesehen werden. In diesem Zusammenhang stellt die professionelle Zahnreinigung mithilfe einer Pulver-Wasser-Bestrahlung eine effiziente Methode dar und hat sich im klinischen Alltag etabliert¹⁸. Bei der Auswahl eines effizienten Bracketsystems bedarf es einer individuellen Betrachtung und Bewertung, da die Effizienz durch ein Zusammenspiel aus verschiedenen Einflussfaktoren bestimmt wird. Zu diesen Einflussfaktoren zählen die Bracketgeometrie, die Ligatur, die Materialzusammensetzung und das Fertigungsverfahren. Die Effizienz kann dabei als ein geringer Widerstand im Bracket-Bogen-Komplex während einer bogengeführten Zahnbewegung und einer präzisen Zahnpositionierung verstanden werden^{1,8,35,50}. Ob eine Pulver-Wasser-Bestrahlung einen Einfluss auf die Effizienz eines Bracketsystems ausübt, ist folglich von klinischem Interesse und stellt eine berechtigte Fragestellung dar. Zwar konnte der Einfluss einer Pulver-Wasser-Bestrahlung auf die Bracketoberfläche bereits für verschiedene Bracketsysteme dargestellt werden, doch wurde dieser Einfluss auf die Effizienz der verschiedenen Bracketsysteme kontrovers diskutiert^{13–15}.

In der vorgestellten Untersuchung soll aus diesem Grund der Einfluss einer Pulver-Wasser-Bestrahlung auf die Bracketoberfläche und die Effizienz verschiedener Bracketsysteme unter standardisierten Bedingungen qualitativ und quantitativ untersucht werden. Die Effizienz soll dabei anhand des Gleitwiderstands während einer simulierten Eckzahnretraktion unter Berücksichtigung der Slotpräzision ermittelt werden. In vivo stellt die Eckzahnretraktion ein komplexes und dynamisches Geschehen dar. Da das Widerstandszentrum des Eckzahns im unteren Drittel der Wurzel und der Kraftansatz im Bereich der Krone am Bracket liegt, ergibt sich folglich ein exzentrischer Kraftansatz. Dieser exzentrische Kraftansatz führt unter Applikation

einer kieferorthopädischen Kraft zu einer Zahnkipfung und -rotation in Richtung der Kraft. Die Zahnkipfung verursacht eine Deformation des Bogens, die der Zahnkipfung entgegenwirkt und eine Aufrichtung des Zahns initiiert. Eine rein translatorische Zahnbewegung parallel zum Bogen entspricht so nicht der Realität. Zusätzlich wird die Bewegung neben diesem Wechselspiel aus Zahnkipfung und Zahnaufrichtung auch durch patientenindividuelle Faktoren und anatomische Gegebenheiten, der Wurzelmorphologie, der Mundhygiene und dem Speichel beeinflusst^{2,5}. Eine Widerstandsmessung unter standardisierten Bedingungen lässt sich folglich in vivo nur sehr schwer umsetzen.

Aus diesem Grund erfolgt die Widerstandsmessung mithilfe des Orthodontischen Mess- und Simulationssystems (OMSS), das eine Simulation einer Eckzahnretraktion unter Berücksichtigung des Widerstandszentrums zulässt³⁹. Im Gegensatz zur Friktionsmessung einer idealisierten translatorischen Zahnbewegung an einem geraden Draht, wird im OMSS auch der Einfluss von Binding und Notching an einem Drahtbogen in idealer Zahnbogenform berücksichtigt. Da sich der Gleitwiderstand im Bracket-Bogen-Komplex hauptsächlich aus Binding und Notching zusammensetzt, sind diese beide Effekte bei der Bewertung der Effizienz von besonderem Interesse⁵. Patientenindividuelle Faktoren, Mundhygiene und Speichel werden in dieser Simulation nicht berücksichtigt. Die vorgestellte in vitro Untersuchung kann der komplexen und patientenindividuellen Situation somit nur in begrenzter Form gerecht werden und muss bei der Interpretation der Ergebnisse kritisch berücksichtigt werden. Die Simulation der Eckzahnretraktion wird unter Verwendung eines rechteckigen Stahlbogens in der Dimension 0.016 inch x 0.022 inch durchgeführt. Frühere Studien konnten zeigen, dass sich dieser Drahtbogen gut für die bogengeführte Zahnbewegung bei einem Bracketsystems mit einem 0.018 inch großen Slot eignet und einen effizienten Kompromiss aus Bewegungskontrolle und Widerstand darstellt³. Zur Einhaltung vergleichbarer Bedingungen wird für jede Messung pro Material- und Bestrahlungsgruppe ein neuwertiger Bogen verwendet. Eine eingehende Untersuchung oder Vermessung der verwendeten Drahtbögen bezüglich ihrer Herstellergenauigkeit erfolgt nicht. Es ist aber von einer Abweichung der Soll-Dimension auszugehen⁵¹. Diese herstellerbedingten Abweichungen können einen Einfluss auf den Widerstand im Bracket-Bogen-Komplex ausüben. Um diesen Einfluss auf die Friktionsmessung gering zu halten, werden nur Bögen aus einer Produktionscharge verwendet. Um den Einfluss der Ligatur auf die Widerstandsmessung möglichst gering zu halten wird ein Protokoll aus einer Studie

von 1990 angewendet⁶. Dabei wird eine Stahlligatur nach Fixierung mit einer 180° öffnenden Drehung wieder gelockert. Somit kann die Anpresskraft des Bogens auf die Bracketoberfläche reduziert werden. Diese Anpresskraft kann neben diesem Protokoll auch im OMSS gemessen werden. Vor jeder Messung wird diese überprüft. Um eine möglichst vergleichbare Übersicht über die verschiedenen Bracketsysteme zu erhalten, werden in dieser Untersuchung je zwei Bracketsysteme stellvertretend aus den drei unterschiedlichen Materialgruppen Metall, Keramik und Polymer ausgewählt. Zu betonen ist, dass die Betrachtung von zwei stellvertretenden Systemen eine generalisierte Aussage über die Effizienz einer Materialgruppe nur eingeschränkt zulässt. Um eine einheitliche Betrachtung der Messergebnisse zu gewährleisten, gleichen sich die Systeme in den geometrischen Parametern wie der vertikalen Slotdimension und dem programmierten Torquewert. Da neben der Materialzusammensetzung auch das Herstellungsverfahren einen wesentlichen Einfluss auf die Eigenschaften der Bracketsysteme hat, unterscheiden sich die Bracketsysteme zudem innerhalb einer Materialgruppe auch im Herstellungsverfahren. Von besonderem Interesse ist dabei die Beurteilung eines im 3D-Druckverfahren hergestellten Bracketsystems. Das 3D-Druckverfahren ermöglicht gegenüber den konventionellen Methoden eine kostengünstige Herstellung von Kleinserien und Einzelanfertigungen²². Konventionelle Bracketsysteme werden basierend auf Durchschnittswerten in Großserien hergestellt. Dem Anspruch einer personalisierten Therapie werden diese Bracketsysteme somit nur begrenzt gerecht. Perspektivisch könnte eine individualisierte Multibracketapparatur aus einem gedruckten und zahnfarbenen Polymer eine Verbesserung in der festsitzenden kieferorthopädischen Therapie darstellen²². In Abgrenzung zu den anderen ausgewählten Bracketsystemen gehört das im 3D-Druckverfahren hergestellte Bracket zu den selbstligierenden Systemen. Da die Ligatur ebenfalls einen Einfluss auf den Widerstand ausübt, wird zur Einhaltung gleicher Versuchsbedingungen der Verschlussmechanismus in geöffneter Position adhäsiv fixiert und durch eine Stahlligatur ersetzt⁶. Für die Pulver-Wasser-Bestrahlung wird das Pulverstrahlgerät in Kombination mit einem Natriumhydrogencarbonat-Pulver verwendet. Diese Pulverart weist eine durchschnittliche Korngröße von 40 µm auf und wird vorwiegend für die supragingivale Zahnreinigung verwendet. Neben Natriumbikarbonat existieren auch Pulverarten mit einer geringeren Korngröße und Härte wie Erythritol und Glycin. Diese Pulver zeigen gegenüber dem Natriumbikarbonat einen geringeren abrasiven Abtrag und eine höhere Reinigungseffizienz^{18,52}. Zur Akzentuierung des Einflusses einer

Pulver-Wasser-Bestrahlung wird das Natriumbikarbonat-Pulver gewählt. Zur Umsetzung einheitlicher Versuchsbedingungen werden die Brackets mit gleichem Abstand, gleichem Anstrahlwinkel und gleicher Intensität statisch bestrahlt. Der Abstand, der Anstrahlwinkel und die Bestrahlungsdauer werden gemäß den Empfehlungen des Herstellers durchgeführt. Nach der Bestrahlung wird jedes Bracket mit kaltem Wasser und Druckluft gereinigt. So kann verhindert werden, dass Pulverrückstände auf der Slotoberfläche verbleiben und die Friktionsmessungen beeinflussen. Unter klinischen Bedingungen ist eine solche konstante Durchführung nur eingeschränkt möglich und muss bei der Interpretation der Ergebnisse berücksichtigt werden. Neben der Widerstandsmessung soll der Einfluss der Pulver-Wasser-Bestrahlung auch auf die Slotoberfläche mikroskopisch betrachtet und die vertikalen Slotdimensionen vermessen werden. Da die Slotdimension einen direkten Einfluss auf den Gleitwiderstand ausübt, stellt die Vermessung und die Kenntnis der jeweiligen Slotdimension eine wichtige Voraussetzung für die Bewertung der Effizienz der unterschiedlichen Bracketsysteme dar². Die Betrachtung der Oberfläche und die Vermessung der vertikalen Slotdimension erfolgt mit einem Digitalmikroskop. Diese Methode ermöglicht eine hochauflösende Darstellung der Bracketoberfläche auf einem Bildschirm. Zusätzlich kann über ein Computerprogramm eine präzise digitale Vermessung erfolgen. Bei der Vermessung bedarf es einer manuellen Konstruktion von Hilfslinien, die die Slotwände darstellen. Dieses Vorgehen ist kritisch hinsichtlich der Reproduzierbarkeit und Genauigkeit der Ergebnisse zu bewerten. Um die Vermessungen möglichst vergleichbar zu gestalten, werden alle Messungen von derselben Person durchgeführt und für statistische Auswertungen fünfmal wiederholt. Vorherige Untersuchungen fanden heraus, dass Keramikbrackets keine Oberflächenveränderungen durch eine Pulver-Wasser-Bestrahlung jedoch eine Veränderung der Friktion zeigen können¹³. Aus diesem Grund wird zusätzlich die Betrachtung und Auswertung der Slotoberfläche mit einem Rasterelektronenmikroskop in die Untersuchung integriert. Es soll allerdings berücksichtigt werden, dass die Betrachtung nur für einen kleinen Bereich der mesialen Slotkante durchgeführt wird und nur bedingt stellvertretend für die komplette Slotoberfläche zu werten ist.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

Die Bracketsysteme, die keiner Pulver-Wasser-Bestrahlung ausgesetzt waren, zeigen bei der Betrachtung der Widerstandsmessungen zwischen und innerhalb der Materialgruppen unterschiedliche Ergebnisse. Die niedrigsten Werte können bei den Bracketsystemen der Polymergruppe festgestellt werden. Die Bracketsysteme der Keramikgruppe zeigen hingegen die höchsten Werte. Die gemessenen Widerstandswerte der Metallgruppe ordnen sich zwischen denen der Keramik- und Polymergruppe ein. Diese Ergebnisse decken sich mit den Ergebnissen vorheriger Untersuchungen und bestätigen den Einfluss der Materialzusammensetzung auf die Effizienz der verschiedenen Bracketsysteme². Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung lassen die Schlussfolgerung zu, dass die Bracketsysteme der Polymergruppe besonders gut für die bogengeführte Zahnbewegung geeignet sind. Bei der Verwendung von Bracketsystemen der Keramikgruppe hingegen ist mit einem höheren Kraftverlust während der bogengeführten Zahnbewegung zu rechnen. Folglich besteht die Gefahr, zu hohe kieferorthopädische Kräfte zu applizieren, einen Verankerungsverlust zu riskieren oder eine kieferorthopädische Behandlung unnötig in die Länge zu ziehen, was wiederum andere Nebenwirkungen mit sich ziehen kann. Bei der patientenindividuellen Auswahl eines zahnfarbenen Bracketsystems scheint es somit sinnvoll zu sein, die unterschiedlichen Keramik- und Polymerbrackets hinsichtlich der biomechanischen Eigenschaften kritisch zu betrachten und zu bewerten. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung lassen den Schluss zu, dass ein zahnfarbenedes Bracketsystem, das im Stereolithographie-Verfahren hergestellt wird, den klinischen Anforderungen hinsichtlich der Widerstandsmessungen gerecht werden kann. Folglich kann ein solches Bracketsystem eine Alternative zu den konventionellen Bracketsystemen darstellen. Darüber hinaus wird im Rahmen der dargestellten Untersuchungen festgestellt, dass eine Pulver-Wasser-Bestrahlung mit Natriumbikarbonat einen signifikanten Einfluss auf den Gleitwiderstand einer bogengeführten Zahnbewegung haben kann. Dieser Einfluss fällt allerdings, bezogen auf die einzelnen Bracketsysteme, unterschiedlich aus. So führt eine Pulver-Wasser-Bestrahlung von 60 Sekunden zu einer signifikanten Zunahme des gemessenen Widerstands bei dem equilibrium[®]ti-Bracketsystem. Im Gegensatz dazu führt eine deutlich geringere Pulver-Wasser-Bestrahlung zu einer signifikanten Abnahme des Gleitwiderstands im Bracket-Bogen-Komplex bei den Pearl[®], ICE[™] und Discovery[®] Bracketsystemen.

Die Bracketsysteme der Polymergruppe zeigen bezüglich der Widerstandsmessung auch nach einer intensiveren Bestrahlungsdauer von 60 Sekunden keine signifikante Veränderung durch den Einfluss einer Pulver-Wasser-Bestrahlung.

Diese Ergebnisse stehen zum Teil im Widerspruch zu den Ergebnissen anderer Arbeitsgruppen, die in der Literatur beschrieben sind. So zeigt eine Studie von Parmagnani et al. aus dem Jahr 2012 eine Zunahme der Friktion bei Metall- und Keramikbrackets unter dem Einfluss einer Pulver-Wasser-Bestrahlung mit Natriumbikarbonat nach 10 Sekunden¹³. Eine Erklärung für diesen Widerspruch könnte im unterschiedlichen Versuchsaufbau gesehen werden. So wurde in der Studie von Parmagnani et al. die Haft- und Gleitreibung von bestrahlten Brackets unter einer idealisierten translatorischen Zahnbewegung gemessen. Der Einfluss von Binding und Notching wurde nicht berücksichtigt. Da Binding und Notching aber wesentlich von der Bracketgeometrie abhängen und einen größeren Einfluss auf den Gleitwiderstand haben als die reine Friktion, könnte dieser Unterschied im Versuchsaufbau auch zu unterschiedlichen Ergebnissen führen.

Die Betrachtung im Digitalmikroskop kann Veränderungen an den Slotkanten sowohl an den bestrahlten als auch an den unbestrahlten Brackets nachweisen. Die Betrachtung und Bewertung der Bracketoberfläche stellt neben der Slotvermessung und Widerstandsmessung ebenfalls ein Kriterium zur Beurteilung der Effizienz eines Bracketsystems dar. So konnte eine Studie von Park et al. aus dem Jahr 2019 zeigen, dass eine raue Kompositoberfläche zur vermehrten Akkumulation eines Biofilms führt⁵³. Dieser Effekt lässt sich auch für Metall- und Keramikoberflächen vermuten. Studien aus den Jahren 2019 und 2016 von Cury et al. und Leite et al. konnten einen deutlich negativen Einfluss von Plaque auf die Effizienz eines Bracketsystems nachweisen^{15,16}. Beide Autorengruppen empfehlen aus diesem Grund die regelmäßige Pulver-Wasser-Bestrahlung der Slotoberfläche zur Reduktion des Biofilms. In welcher Gewichtung sich der Einfluss einer Pulver-Wasser-Bestrahlung auf die Widerstandsmessung, die Reduktion des Biofilms oder die Oberflächenrauheit darstellt, kann anhand der Ergebnisse dieser Studie nicht beantwortet werden. In der vorgestellten Studie kann aber ein Einfluss auf die Oberflächenbeschaffenheit der untersuchten Brackets durch eine Pulver-Wasser-Bestrahlung nachgewiesen werden. Das Ausmaß der oberflächlichen Veränderung hängt dabei vom Bracketmaterial und der Bestrahlungsdauer ab. Am deutlichsten lässt sich dieser Einfluss auf der Oberfläche vom Brillant®-Bracketsystem beobachten. Schon nach 10 Sekunden Bestrahlungszeit zeigt sich ein gleichmäßig abrasiver Abtrag der Oberfläche. Mit

Steigerung der Bestrahlungsdauer nimmt dieser Abtrag zu und führte nach 60 Sekunden zu einer deutlichen Veränderung der Bracketgeometrie. Eine längere Bestrahlung mit Natriumbikarbonat ist folglich für diesen Brackettyp nicht zu empfehlen. Dieser Zusammenhang wird auch durch eine Studie von Drescher et al. aus dem Jahr 2009 bekräftigt¹⁴. In dieser Studie konnte ebenfalls ein deutlich abrasiver Abtrag der Oberfläche von diesem Polymerbracket durch eine Pulver-Wasser-Bestrahlung mit Natriumbikarbonat nachgewiesen werden. Im Gegensatz dazu zeigt das im 3D-Druckverfahren hergestellte Bracketsystem auch ohne den Einfluss einer Pulver-Wasser-Bestrahlung eine rauere Oberfläche als das Polymerbracket aus dem Spritzgussverfahren. Diese verändert sich unter dem Einfluss einer Pulver-Wasser-Bestrahlung allerdings nur geringfügig. Das keramikgefüllte Polymerbracket scheint somit resistenter gegenüber einer mechanischen Irritation zu sein, hat aber durch das 3D-Druckverfahren eine etwas rauere Oberflächenstruktur als das Polymerbracket aus dem Spritzgussverfahren.

Das monokristalline Bracketsystem ICE™ zeigt im Digitalmikroskop unabhängig von einer Pulverbestrahlung deutliche Veränderungen auf der Oberfläche in Form von Chipping. Dieses Chipping trat besonders an den Slotkanten auf. Mit Zunahme der Bestrahlungsdauer nehmen diese Veränderungen zu. Vermutlich werden diese Chipping-Effekte an den Slotkanten durch die Pulver-Wasser-Bestrahlung und das Gleiten des Bogens verursacht. In der Betrachtung mit dem Rasterelektronenmikroskop wird ebenfalls ein abrasiver Einfluss der Pulver-Wasser-Bestrahlung sichtbar. In der Literatur konnte dieser Einfluss auf der Oberfläche von Keramikbrackets nicht beschrieben werden^{13,14}. Jedoch zeigt die Studie von Parmagnani et al., dass die Friktion trotz gleichbleibender Oberfläche ansteigt. Die Abnahme der Widerstandswerte unter dem Einfluss einer Pulver-Bestrahlung in dieser Untersuchung könnten mit den beobachteten Chipping-Effekten zusammenhängen. So kann ein Chipping an der Slotkante schon in geringem Maß zu einer Art Kantenverrundung führen, die den Widerstand nachweislich reduziert². Da dieses Chipping unkontrolliert auftreten kann und eine Gefahr des Verschluckens von scharfkantigen Keramiksplittern besteht, ist dieses Material für den klinischen Gebrauch kritisch zu bewerten. Das polykristalline Bracketsystem erscheint im Digitalmikroskop und im Rasterelektronenmikroskop resistenter gegenüber einer Pulver-Wasser-Bestrahlung zu sein. Nur ein geringfügiges Chipping am Slotboden kann für einzelne Brackets beobachtet werden. Somit scheint das polykristalline Bracketsystem für den klinischen Gebrauch geeigneter zu sein. Auch die Betrachtung

der Metallgruppe bestätigt ein unterschiedliches Verhalten der Bracketsysteme unter dem Einfluss einer Pulver-Wasser-Bestrahlung. So zeigt das equilibrium®-ti-Bracket schon unter einer geringen Bestrahlungsintensität eine deutliche Oberflächenveränderung. Die Oberfläche bricht auf und lässt vereinzelte, zum Teil großflächige Abplatzungen erkennen. Dieser Effekt nimmt mit der Bestrahlungsdauer zu. In der Betrachtung mit dem Rasterelektronenmikroskop kann dieser aufrauende Effekt deutlich bestätigt werden. Im Vergleich zum Discovery®-Bracket führt beim equilibrium®-ti-Bracket eine Pulver-Wasser-Bestrahlung sowohl zur Aufrauung der Oberfläche als auch zur Zunahme des Gleitwiderstandes. Das Discovery®-Bracket ist das einzige Bracketsystem, dass keine Veränderung der Oberfläche, selbst bei intensiver Bestrahlung, im Digitalmikroskop zeigt. Die Betrachtung im Rasterelektronenmikroskop zeigt sogar eine Abnahme der Rauheit, was einer Politur entspricht. Diese Ergebnisse lassen den Schluss zu, dass eine Bestrahlung bei diesem Bracketsystem bedenkenlos durchgeführt werden kann und eine Pulver-Wasser-Bestrahlung sogar zur Verbesserung der biomechanischen Eigenschaften führt.

Die Betrachtung der Messergebnisse der vertikalen Slotdimensionen zeigt ebenfalls deutliche Unterschiede zwischen und innerhalb der Materialgruppen auf. Die untersuchten Bracketsysteme entsprechen jedoch alle den Anforderungen der DIN-Norm⁵⁴. Wobei die Bracketsysteme ICE™ und Brillant® mit einer sehr geringen Abweichung von 1% der Solldimension an der unteren Toleranzgrenze und die Bracketsysteme Discovery®, Equilibrium®Ti und Pearl® mit einer Abweichung von ca. 10 % an der oberen Toleranzgrenze liegen. Das im 3D-Druckverfahren hergestellte Bracketsystem liegt mit einer Abweichung von ca. 5% in der Mitte der Toleranzgrenze und wird den Anforderungen der DIN-Norm somit ebenfalls gerecht.

Diese Ergebnisse decken sich mit den Angaben aus der Literatur. So konnte eine Studie von Joch et al. aus dem Jahr 2010 zeigen, dass die Slotpräzision der untersuchten Bracketsysteme ebenfalls den Anforderungen der DIN-Norm entspricht⁵¹. Präzisionsuntersuchungen von Bracketsystemen, die im Stereolitografie-Verfahren hergestellt werden, konnten noch nicht in der Literatur gefunden werden. Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung können hingegen zeigen, dass 3D-gedruckte Brackets den hohen Anforderungen an die Slotpräzision gerecht werden.

Die Bedeutung der Slotpräzision auf die Effizienz bedarf jedoch einer weiteren und individuellen Betrachtung. So wirkt sich eine größere Abweichung der vertikalen Slotdimension positiv auf den Gleitwiderstand im Rahmen einer bogengeführten Zahnbewegung aus. Durch den größeren Slot wird der kritische Kontaktwinkel

zwischen Bracket und Bogen vergrößert, wodurch die Effekte wie Binding und Notchig in geringerem Maß auftreten⁵⁰. Eine größere Abweichung von der Solldimension führt aber auch zur Zunahme des Slotspiels. Slotspiel bedeutet, dass sich ein slotfüllender Drahtbogen im Bracketslot bewegen und rotieren kann. Dieses Slotspiel führt zu einem Verlust der Bewegungskontrolle und Übertragung von Torquekräften. So kann eine Abweichung von 10 % bei einem Bracketsystem mit einem 0.018 inch großen Slot in Kombination mit einem 0.017 x 0.025 inch großen Bogen zu einem rechnerischen Torqueverlust von 15 Grad führen⁵⁵. Auch die Einstellung der Zahnposition in mesial-distaler Richtung, die Angulation, verliert an Präzision und resultiert in einem Nivellierungsverlust.

Das komplexe Zusammenspiel aus den verschiedenen Faktoren, die die Effizienz eines Bracketsystems bestimmen, wird bei der Betrachtung des ICE™-Brackets und des Brillant®-Brackets besonders deutlich. Beide Bracketsysteme zeigen eine hohe Fertigungspräzision mit einer Abweichung von ca. 1% der Solldimension von 457 µm. Zudem gleichen sich beide Systeme bei der Gestaltung der Slotkanten. Jedoch weist das Brillant®-Bracket die niedrigsten und das ICE™-Bracket die höchsten Widerstandswerte auf. Die materialspezifischen Parameter, wie zum Beispiel Härte und Reibungskoeffizient, könnten eine Erklärung hierfür sein. So zeigen Werkstoffe aus Keramiken höhere Reibungskoeffizienten gegenüber Werkstoffen aus Polymeren und haben dadurch eine höhere Friktion zur Folge⁵⁶. Die Härte könnte den Einfluss von Binding reduzieren. Ein weiches Bracketmaterial könnte sich beim Binding eher verformen und diesem Einfluss nachgeben. Die Betrachtung der Polymer- und Keramikbrackets im Digitalmikroskop bestätigt diese Vorstellung. So erkennt man deutliche Deformationen an den Slotkanten der Brillant®-Brackets. Bei den Keramikbrackets erkennt man hingegen ein ausgedehntes Chipping an den mesialen Slotkanten. Ein Wegbrechen der mesialen Slotkante, entweder unter dem Einfluss einer Pulver-Wasser-Bestrahlung oder unter dem Einfluss des gleitenden Bogens, müsste folglich zur Reduktion der Widerstandswerte führen. Diese Vermutung kann durch die Betrachtung der Widerstandswerte bei den ICE™-Brackets bestärkt werden. Eine geringere Materialhärte kann sich somit positiv auf den Gleitwiderstand auswirken. Andererseits führt diese Eigenschaft allerdings auch zu einer verminderten mechanischen Stabilität bei der Übertragung von Torquekräften. Dies bestätigt eine Studie von Möller aus dem Jahr 2009²⁸. Ein effizientes Bracketsystem zeichnet sich somit aus einer hohen Slotpräzision, einem abgerundeten Kantendesign, einem niedrigen Reibungskoeffizienten und einer ausreichenden, aber nicht zu hohen

Materialhärte aus. Die Betrachtung der Oberflächen im Digitalmikroskop und im Rasterelektronenmikroskop zeigen, wie unterschiedlich die Bracketsysteme auf eine Pulver-Wasser-Bestrahlung reagieren können und unterstreicht das komplexe Zusammenspiel der einzelnen Faktoren, die die Effizienz eines Bracketsystems charakterisieren. Eine individuelle Betrachtung der einzelnen Bracketsysteme hinsichtlich ihrer Effizienz erscheint daher sinnvoll.

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass die Bracketsysteme hinsichtlich der Widerstandswerte, der Slotpräzision, und der Oberflächenbeschaffenheit Unterschiede zeigen. Auch der Einfluss einer Pulver-Wasser-Bestrahlung wirkt sich unterschiedlich auf die Bracketsysteme aus. Folglich bedarf es zur Aussage über die Effizienz der unterschiedlichen Bracketsysteme einer individuellen Betrachtung dieser und sollte unter Berücksichtigung der Anforderungen und geplanten Therapie bewertet werden. Das monokristalline ICE™ Bracket scheint aufgrund des ausgeprägten Chipping-Effekts und der hohen Friktion weniger für die bogengeführte Zahnbewegung geeignet zu sein. Auch das Brillant®-Bracket ist aufgrund seiner geringen Materialhärte hinsichtlich der klinischen Anwendung kritisch zu bewerten. Eine Pulver-Wasser-Bestrahlung gilt, bezüglich der Widerstandswerte, für die hier untersuchten Bracketsysteme bis auf das Titanbracket als bedenkenlos. Eine intensive Bestrahlung ist nur für das Titanbracket nicht zu empfehlen.

Eine regelmäßige Pulver-Wasser-Bestrahlung begleitend zur kieferorthopädischen Therapie scheint, trotz möglicher Oberflächenveränderungen, hinsichtlich des negativen Einflusses einer Biofilmbildung als eine sinnvolle Maßnahme und kann empfohlen werden. Ein 3D-gedrucktes Bracketsystem kann den klinischen Anforderungen in Bezug auf Gleitwiderstand und Slotpräzision gerecht werden.

5 Zusammenfassung

Zielsetzungen: Im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung wird die Pulver-Wasser-Bestrahlung routinemäßig zur professionellen Zahnreinigung eingesetzt. Ziel dieser Studie ist es, die Auswirkungen einer statischen Pulver-Wasser-Bestrahlung auf das Gleitverhalten sowie die Oberflächenqualität von drei verschiedenen Bracketmaterialien (Polymer, Keramik, Metall), darunter ein 3D-gedrucktes Bracket, zu untersuchen.

Methoden: Zwei Brackettypen aus jeder Materialgruppe werden mit dem Pulver-Wasser-Strahlgerät Air-Flow Master® unter Verwendung von einem Natriumbikarbonat Pulver poliert. Die Bestrahlungszeiten werden auf 10s, 20s und 60s und der Abstand zu den Brackets auf 5 mm eingestellt. Der Kraftverlust durch den Gleitwiderstand wird mit dem kieferorthopädischen Mess- und Simulationssystem (OMSS) unter Verwendung eines 0,016x0,022 inch großen Edelstahlbogens getestet. Unbehandelte Brackets dienen als Kontrolle. Darüber hinaus werden die Poliereffekte sowie die Slotgenauigkeit mit Hilfe eines optischen Digital- und Rasterelektronenmikroskops beobachtet und ausgewertet.

Ergebnisse: Hinsichtlich des Gleitverhaltens und der Slotgenauigkeit werden deutliche Unterschiede zwischen und innerhalb der Gruppen festgestellt. In der Ausgangssituation ohne Pulver-Wasser-Bestrahlung zeigen die Polymerbrackets die geringsten und die Keramikbrackets die höchsten Kraftverlustwerte. Mit fortschreitender Bestrahlungszeit nimmt der Widerstand bei Titanbrackets zu und bei Keramik- und Stahlbrackets ab. Polymer-Brackets zeigen die geringsten Veränderungen des Kraftverlustes in Abhängigkeit von der Bestrahlungsdauer. Die Slotgenauigkeit zeigt die größten Unterschiede zwischen den Materialgruppen und erweist sich als primär herstellerabhängig. Ein Einfluss einer Pulver-Wasser-Bestrahlung auf die Slotdimension kann, mit Ausnahme bei einem Polymerbracket, nicht nachgewiesen werden.

Schlussfolgerung: Diese Untersuchung zeigt, dass sich die Pulver-Wasser-Bestrahlung mit Natriumbikarbonat positiv oder negativ auf die Gleiteigenschaften des Bracket-Bogen-Draht-Komplexes auswirken kann, jedoch in stärkerem Maße von der Kombination des Bracket-Bogen-Materials mit seiner herstellungsabhängigen Slotgenauigkeit abhängt. Ein erhöhter Widerstand trat erst nach 60 Sekunden Bestrahlung bei den Titanbrackets auf. Ausgehend von einem sehr hohen anfänglichen Widerstandsniveau bei Keramikbrackets kann nach 10 Sekunden

Bestrahlung eine signifikante Reduktion beobachtet werden. Polymer-Brackets, einschließlich der 3D-gedruckten, zeigen auch nach 60 Sekunden Bestrahlung bessere Gleiteigenschaften als Keramik- oder Metallbrackets. Bei der professionellen Zahnreinigung mit einem Pulver-Wasser-Strahlgerät überwiegt der positive Reinigungseffekt. Die negativen Auswirkungen auf die Oberflächenstruktur sind im Vergleich zum negativen Einfluss eines Biofilms auf den Widerstand im Bracket-Bogen-Komplex als vernachlässigbar einzustufen. Bei Polymer- und Titanbrackets sollte jedoch ein weniger abrasives Pulver, zum Beispiel Erithritol, verwendet werden. Das im 3D-Druckverfahren hergestellte Bracketsystem kann im Vergleich zu den konventionellen Bracketsystemen vergleichbare bis bessere Ergebnisse erzielen.

6 Literaturverzeichnis

1. Nelson G. Zur Effektivität der Behandlung mit festsitzenden Apparaturen. Inf Orthod Kieferorthop. 2007;39(3):159-166. doi:10.1055/s-2007-981322
2. Thorstenson G. Ein systematischer Überblick über Gleitwiderstände an kieferorthopädischen Apparaturen. Inf Orthod Kieferorthop. 2007;39(1):1-5. doi:10.1055/s-2007-960558
3. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Der Kraftverlust durch Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung. Journal of Orofacial Orthopedics. 1990;51(2):99-105. doi:10.1007/bf02164847
4. Burrow SJ. Friction and resistance to sliding in orthodontics: A critical review. Am J Orthod Dentofac Orthop. 2009;135(4):442-447. doi:10.1016/j.ajodo.2008.09.023
5. Bourauel C, Husmann P, Höse N, Keilig L, Jäger A. Die Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung - Eine Übersicht. Inf Orthod Kieferorthop. 2007;39(1):18-26. doi:10.1055/s-2007-960546
6. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Der Einfluß der Ligatur auf die Friktion zwischen Bracket und Bogen. Journal of Orofacial Orthopedics. 1990;51(2):106-116.
7. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. The influence of bracket design on frictional losses in the bracket/arch wire system. Journal of Orofacial Orthopedics. 1999;60(5):335-347. doi:10.1007/bf01301246
8. Drescher D, Bourauel C, Schumacher H-A. Frictional forces between bracket and arch wire. Am J Orthod Dentofac. 1989;96(5):397-404. doi:10.1016/0889-5406(89)90324-7
9. Bertl M, Bantleon H-P. Die Binding-determinierte Geometrie der 3-Bracket-Beziehung. Inf Orthod Kieferorthop. 2012;44(01):3-8. doi:10.1055/s-0031-1301363

-
10. Karkazi F, Lysy J, Bitsanis E, Tsolakis A. Orthodontically Induced Root Resorption- An Updated Review. *Balkan J Dent Medicine*. 2020;24(1):1-7. doi:10.2478/bjdm-2020-0001
 11. Julien KC, Buschang PH, Campbell PM. Prevalence of white spot lesion formation during orthodontic treatment. *The Angle Orthodontist*. 2013;83(4):641-647. doi:10.2319/071712-584.1
 12. Tufekci E, Dixon JS, Gunsolley JC, Lindauer SJ. Prevalence of white spot lesions during orthodontic treatment with fixed appliances. *Angle Orthod*. 2011;81(2):206-210. doi:10.2319/051710-262.1
 13. Parmagnani EA, Basting RT. Effect of sodium bicarbonate air abrasive polishing on attrition and surface micromorphology of ceramic and stainless steel brackets. *Angle Orthod*. 2012;82(2):351-362. doi:10.2319/040111-235.1
 14. Wilmes B, Vali S, Drescher D. In-vitro-Untersuchung der Oberflächenveränderungen von festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen durch Air-Polishing mit Clinpro™ Prophy und Air-Flow®. *Journal of Orofacial Orthopedics*. 2009;70(5):371-384. doi:10.1007/s00056-009-9907-0
 15. Leite BDS, Fagundes NCF, Aragón MLC, Dias CGBT, Normando D. Cleansing orthodontic brackets with air-powder polishing: effects on frictional force and degree of debris. *Dental press journal of orthodontics*. 2016;21(4):60-65. doi:10.1590/2177-6709.21.4.060-065.oar
 16. Cury SEN, Bellini-Pereira SA, Castillo AA-D, Schneider S, Pinzan A, Janson G. Prophylaxis protocols and their impact on bracket friction force. *The Angle Orthodontist*. 2019;89(6):883-888. doi:10.2319/020119-72.1
 17. Migliorati M, Isaia L, Cassaro A, et al. Efficacy of professional hygiene and prophylaxis on preventing plaque increase in orthodontic patients with multibracket appliances: a systematic review. *Eur J Orthodont*. 2015;37(3):297-307. doi:10.1093/ejo/cju044
 18. Graumann SJ, Sensat ML, Stoltenberg JL. Air polishing: a review of current literature. *J Dent Hyg*. 2013;87(4):173-180.

-
19. Lee G-J, Park K-H, Park Y-G, Park H-K. A quantitative AFM analysis of nano-scale surface roughness in various orthodontic brackets. *Micron*. 2010;41(7):775-782. doi:10.1016/j.micron.2010.05.013
20. Hochmann D. 3D Druck in der Medizin. *mt medizintechnik*. 2017;Heft 3:33.
21. Panayi NC, Tsolakis AI. In-house computer-aided design (CAD) and 3D printing of customized Orthodontic brackets using hybrid ceramic resin: is it the time for the Orthodontist to take over? *Ajo-do Clin Companion*. Published online 2021. doi:10.1016/j.xaor.2021.07.001
22. Krey K-F, Darkazanly N, Kühnert R, Ruge S. 3D-printed orthodontic brackets - proof of concept. *International journal of computerized dentistry*. 2016;19(4):351-362.
23. Lux C. Prävention von Demineralisationen bei festsitzenden kieferorthopädischen Apparaturen. *Das Gesundheitswesen*. 2009;71(03). doi:10.1055/s-0029-1215494
24. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Arch-guided tooth movement--its dynamics, efficacy and side effects. *Journal of Orofacial Orthopedics*. 1991;52(3):141-152.
25. Angle, H. E. Treatment of Malocclusion of the Teeth. White Dental Manufact. Co.; 1907.
26. Andrews LF. The six keys to normal occlusion. *Amer J Orthodontics*. 1972;62(3):296-309. doi:10.1016/s0002-9416(72)90268-0
27. Schwindling F-P. Orthodontie Verstehen. Vol 1. edition schwindling, 2017
28. Möller M, Klocke A, Sadat-Khonsari R, Schlegel V, Kahl-Nieke B. Torque Stability of Plastic Brackets Following Multiple Loading and Artificial Material Aging – an In-Vitro Comparison. *J Orofac Orthop Fortschritte*. 2009;70(5):385-395. doi:10.1007/s00056-009-9915-0
29. Faltermeier A, Behr M, Müßig D. Esthetic brackets: The influence of filler level on color stability. *Am J Orthod Dentofac*. 2007;132(1):5.e13-5.e16. doi:10.1016/j.ajodo.2006.10.014

-
30. Eliades T. Orthodontic materials research and applications: Part 2. Current status and projected future developments in materials and biocompatibility. *Am J Orthod Dentofac.* 2007;131(2):253-262. doi:10.1016/j.ajodo.2005.12.029
31. Fastermann P. Rapid-Prototyping-Verfahren: eine Übersicht. Springer Verlag. 2012:117-126. doi:10.1007/978-3-642-29225-5_8
32. BAILEY AI. Surfaces of Solids. *Nat Phys Sci.* 1973;245(148):144-144. doi:10.1038/physci245144c0
33. Iwasaki LR, Beatty MW, Randall CJ, Nickel JC. Clinical ligation forces and intraoral friction during sliding on a stainless steel archwire. *Am J Orthod Dentofac.* 2003;123(4):408-415. doi:10.1067/mod.2003.61
34. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J Biomech.* 1990;23(9):913-925. doi:10.1016/0021-9290(90)90356-8
35. Tidy DC, Orth D. Frictional forces in fixed appliances. *Am J Orthod Dentofac.* 1989;96(3):249-254. doi:10.1016/0889-5406(89)90462-9
36. Kusy RP, Schafer DL. Effect of salivary viscosity on frictional coefficients of orthodontic archwire/bracket couples. *J Mater Sci Mater Medicine.* 1995;6(7):390-395. doi:10.1007/bf00120279
37. Bertl M, Bantleon H-P. Die Binding-determinierte Geometrie der 3-Bracket-Beziehung. *Inf Orthod Kieferorthop.* 2012;44(01):3-8. doi:10.1055/s-0031-1301363
38. Pedersen E, Andersen K, Gjessing PE. Electronic determination of centres of rotation produced by orthodontic force systems. *European J Orthod.* 1990;12(3):272-280. doi:10.1093/ejo/12.3.272
39. Drescher D, Bourauel C, Thier M. Orthodontisches Meß- und Simulationssystem (OMSS) für die statische und dynamische Analyse der Zahnbewegung. *Journal of Orofacial Orthopedics.* 1991;52(3):133-140. doi:10.1007/bf02173245
40. Orton GS. Clinical use of an air-powder abrasive system. *J Dent Hyg.* 1987;61(11):513-518.

-
41. Gutmann ME. Air polishing: a comprehensive review of the literature. *J Dent Hyg Jdh Am Dent Hyg Assoc.* 1998;72(3):47-56.
42. Kontturi-Närhi V, Markkanen S, Markkanen H. Effects of Airpolishing on Dental Plaque Removal and Hard Tissues as Evaluated by Scanning Electron Microscopy. *J Periodontol.* 1990;61(6):334-338. doi:10.1902/jop.1990.61.6.334
43. Yang L, Yin G, Liao X, Yin X, Ye N. A novel customized ceramic bracket for esthetic orthodontics: in vitro study. *Progress in Orthodontics.* 2019;20(1):1-10. doi:10.1186/s40510-019-0292-y
44. Tennert C, Meyer-Lückel H. Karies, dentaler Biofilm und Ernährung. *Der Freie Zahnarzt.* 2019;63(4):74-83. doi:10.1007/s12614-019-7825-0
45. Oosterkamp B, Sanden W van der, Frencken J, Kuijpers-Jagtman A. Kariesprophylaxe in der kieferorthopädischen Praxis: Entwicklung einer medizinischen Leitlinie. *Inf Orthod Kieferorthop.* 2017;49(02):122-131. doi:10.1055/s-0043-112086
46. Lussi A, Attin R. Wirkungsweise von Fluoriden: Allgemeine Aspekte – Festsitzende KFO-Apparaturen: Karies und Prophylaxe. *Inf Orthod Kieferorthop.* 2020;52(03):211-218. doi:10.1055/a-1200-5821
47. Vlasa A, Eremie LY, Lazăr L, et al. Correlation Between Orthodontic Forces and Root Resorption – a Systematic Review of the Literature. *J Interdiscip Medicine.* 2016;1(2):142-145. doi:10.1515/jim-2016-0033
48. Sameshima GT, Sinclair PM. Predicting and preventing root resorption: Part II. Treatment factors. *Am J Orthod Dentofac.* 2001;119(5):511-515. doi:10.1067/mod.2001.113410
49. Weiland F. Apikale Wurzelresorptionen als Folge unterschiedlicher kieferorthopädischer Krafteinwirkung. *Inf Orthod Kieferorthop.* 2003;35(03). doi:10.1055/s-2003-42321
50. Kusy RP, Whitley JQ. Influence of archwire and bracket dimensions on sliding mechanics: derivations and determinations of the critical contact angles for binding. *European J Orthod.* 1999;21(2):199-208. doi:10.1093/ejo/21.2.199

-
51. Joch A, Pichelmayer M, Weiland F. Bracket slot and archwire dimensions: manufacturing precision and third order clearance. *J Orthod*. 2010;37(4):241-249. doi:10.1179/14653121043182
52. Cock P de, Mäkinen K, Honkala E, Saag M, Kennepohl E, Eapen A. Erythritol Is More Effective Than Xylitol and Sorbitol in Managing Oral Health Endpoints. *Int J Dent*. 2016;2016:9868421. doi:10.1155/2016/9868421
53. Park J-W, An J-S, Lim WH, Lim B-S, Ahn S-J. Microbial changes in biofilms on composite resins with different surface roughness: An in vitro study with a multispecies biofilm model. *J Prosthet Dent*. 2019;122(5):493.e1-493.e8. doi:10.1016/j.prosdent.2019.08.009
54. Befestigungselemente Zur Aufnahme von Bögen in Der Kieferorthopädie. Deutsches Institut für Normung e.V. DIN 13971-2; 2000.
55. Johnson E. Selecting custom torque prescriptions for the straight-wire appliance. *Am J Orthod Dentofac Orthop Official Publ Am Assoc Orthod Const Soc Am Board Orthod*. 2013;143(4 Suppl):S161-7. doi:10.1016/j.ajodo.2012.09.003
56. Basu B, Kalin M. Tribology of Ceramics and Composites. Springer Verlag. 2011. doi:10.1002/9781118021668

7 Vorabveröffentlichung von Ergebnissen

Vorabveröffentlichung von Teilergebnissen nach Genehmigung durch Herrn
Universitätsprofessor Dr. med. Bert Braumann:

Kurzvortrag und Poster Demonstration im Rahmen der Jahrestagung der Deutschen
Gesellschaft für Kieferorthopädie 2017 in Bonn.

8 Curriculum vitae

PERSÖNLICHE DATEN

Name:	Lutz Dieter Hodecker
Anschrift:	Friedrichstraße 127, 68199 Mannheim
Geburtstag /-ort:	28.12.1989 / Mechernich
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Familienstand:	ledig
Eltern:	Frau Christine Hodecker Herr Dr. Karl Dieter Hodecker
Geschwister:	Philip, Dr. Sibylle, Dr. Matthias, Ulrike und Tilman Hodecker

SCHULBILDUNG

1996-2000	Kath. Grundschule Dahlem
2000-2009	Städtisches Gymnasium Schleiden
2009	Allgemeine Hochschulreife

WEHRERSATZDIENST

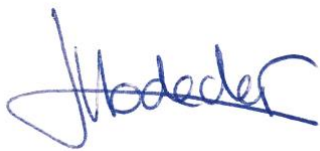
2009-2010	Eifelhöhenklinik AG, Nettersheim
-----------	----------------------------------

HOCHSCHULBILDUNG

2010-2015	Studium der Zahnmedizin an der Universität zu Köln
10/2011	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
03/2013	Zahnärztliche Vorprüfung
12/2015	Zahnärztliche Prüfung
02/2016	Approbation als Zahnarzt
2017-2021	Promotionsstudent an der Universität zu Köln

BERUFLICHE TÄTIGKEITEN

2017-2018	Vorbereitungsassistent zum Zahnarzt Gemeinschaftspraxis Dres. J. Arnold und H. Boland in Weinheim
2018-06/2019	Weiterbildungsassistent zum Kieferorthopäden Fachzahnarztpraxis Frau Dr. K. Foltmann in Heidelberg
06/2019-6/2021	Weiterbildungsassistent zum Kieferorthopäden Poliklinik für Kieferorthopädie, Universitätsklinikum Heidelberg, Direktor Herr Prof. Dr. C. J. Lux
7/2021	Ernennung zum Fachzahnarzt auf dem Gebiet der Kieferorthopädie
8/2021	Funktionsoberarzt, Poliklinik für Kieferorthopädie, Universitätsklinikum Heidelberg, Direktor Herr Prof. Dr. C. J. Lux



Mannheim, den 13. November 2021