

Aus der Poliklinik für Kieferorthopädie  
der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Debonding von Keramikbrackets mit Hilfe eines Er:YAG-Lasers

– eine *in vitro* Studie –

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der  
Zahnmedizin  
der Universitätsmedizin  
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

vorgelegt von

Daniel Mayer  
aus Schlangenbad

Mainz, 2020

Wissenschaftlicher Vorstand:

1. Gutachter:

2. Gutachter:

Tag der Promotion: 30.06.2020



# Inhaltsverzeichnis

<b>Inhaltsverzeichnis .....</b>	<b>IV</b>
<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>VII</b>
<b>Abbildungsverzeichnis .....</b>	<b>VIII</b>
<b>Tabellenverzeichnis .....</b>	<b>XI</b>
<b>1 Einleitung.....</b>	<b>1</b>
<b>2 Literaturdiskussion.....</b>	<b>3</b>
<b>2.1 Bracket.....</b>	<b>3</b>
2.1.1 Aufbau eines Brackets .....	3
2.1.2 Materialkunde .....	5
<b>2.2 Zahnschmelz.....</b>	<b>7</b>
2.2.1 Aufgabe des Zahnschmelzes.....	7
<b>2.3 Adhäsivtechnik.....</b>	<b>9</b>
2.3.1 Aufbau des Adhäsivs.....	9
2.3.2 Vorteile der Bracketadhäsivtechnik .....	10
2.3.3 Nachteile der Bracketadhäsivtechnik.....	11
<b>2.4 Debonding von Keramikbrackets.....</b>	<b>12</b>
2.4.1 Allgemein.....	12
2.4.2 Schmelzbrüche und Bracketfrakturen.....	12
2.4.3 Einflussfaktoren beim Debonding von Keramikbrackets .....	14
2.4.4 Methoden des Debondings .....	18
<b>2.5 Laser .....</b>	<b>19</b>
2.5.1 Physikalische Grundlagen des Lasers .....	19
2.5.2 Laserunterstütztes Debonding.....	21
2.5.3 Mechanismen des laserunterstützten Debondings.....	22
2.5.4 Laserzeit zum Debonding der Keramikbrackets .....	24
2.5.5 Temperaturänderungen .....	25
2.5.6 Laserdurchlässigkeit bei Keramikbrackets.....	26
<b>2.6 Fragestellung.....</b>	<b>27</b>
<b>3 Material und Methoden .....</b>	<b>29</b>

---

<b>3.1</b>	<b>Material</b> .....	<b>29</b>
3.1.1	Frisch extrahierte Zähne.....	29
3.1.2	Auswahl der Brackets .....	29
3.1.3	Bonding- und Kunststoffauswahl .....	30
3.1.4	Ätzel.....	31
3.1.5	Laser .....	31
3.1.6	Feldemissions-Rasterelektronenmikroskop .....	32
3.1.7	Transmission.....	33
<b>3.2</b>	<b>Methoden</b> .....	<b>33</b>
3.2.1	Vorbehandlung der Zähne.....	33
3.2.2	Pilotstudie – Auswahl der Laserenergie, Laserfrequenz und Impulsdauer .....	36
3.2.3	Hauptstudie .....	38
3.2.4	Lichtmikroskopische Nachuntersuchung .....	40
3.2.5	Rasterelektronenmikroskopische Nachuntersuchung .....	40
3.2.6	Transmission.....	41
3.2.7	Datenerhebung.....	41
3.2.8	Software .....	42
3.2.9	Auswertung und statistische Untersuchungsmethoden .....	42
<b>4</b>	<b>Ergebnisse</b> .....	<b>43</b>
<b>4.1</b>	<b>Laser-Debonding-Erfolg</b> .....	<b>44</b>
<b>4.2</b>	<b>Debondingrate im Verhältnis zur Impulsrate für die untersuchten Brackettypen</b> .....	<b>45</b>
<b>4.3</b>	<b>ARI-Index nach Debonding</b> .....	<b>46</b>
<b>4.4</b>	<b>Durchschnittliche Laser-Debondingzeit je Brackettyp</b> .....	<b>52</b>
<b>4.5</b>	<b>Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung</b> .....	<b>53</b>
4.5.1	Damon® Clear™ .....	54
4.5.2	Discovery® .....	58
4.5.3	Clarity™ Ultra .....	62
4.5.4	Clarity™ ADVANCED.....	66
4.5.5	Schmelzoberflächen .....	70
<b>4.6</b>	<b>Probleme beim Laser-Debonding</b> .....	<b>71</b>
<b>4.7</b>	<b>Transmission je Bracket</b> .....	<b>73</b>
<b>4.8</b>	<b>Schmelzrisse</b> .....	<b>74</b>

---

<b>5</b>	<b>Diskussion</b> .....	<b>75</b>
5.1	<b>Eigene Ergebnisse im Vergleich mit der Literatur</b> .....	<b>75</b>
5.1.1	Mechanismus des Laser-Debondings .....	75
5.1.2	Transmission.....	79
5.1.3	Zeit und Geschwindigkeit beim Debonding-Vorgang.....	81
5.1.4	Schmelzfrakturen / Schmelzrisse .....	84
5.2	<b>Bewertung des Studiendesigns</b> .....	<b>85</b>
5.3	<b>Schlussfolgerung und klinische Relevanz</b> .....	<b>85</b>
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>87</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>89</b>
<b>8</b>	<b>Anhang</b> .....	<b>96</b>
8.1	Danksagung.....	96
<b>9</b>	<b>Tabellarischer Lebenslauf</b> .....	<b>97</b>

---

## Abkürzungsverzeichnis

**Abkürzung****Bedeutung**

ARI-Index .....	Adhesive Remnant Index 0 - 3
bzw. ....	beziehungsweise
Er-YAG-Laser.....	Erbium:YAG-Laser
FDA .....	Food and Drug Administration
o.g. ....	oben genannten
WSL .....	White-Spot-Läsionen

## Abbildungsverzeichnis

<b>Abbildung 1:</b>	Standard Edgewise-Bracket .....	3
<b>Abbildung 2:</b>	Vergleich Edgewise-Technik (links, Biegungen 1. Ordnung) und Straight-Wire-Technik (rechts) (aus Kahl-Nieke B: Einführung in die Kieferorthopädie. 2.Auflage Urban&Fischer München Jena 2001; 202-04).....	4
<b>Abbildung 3:</b>	Bracketübersicht, links: nicht programmiertes, mitte: teilweise programmiertes, rechts: voll programmiertes Bracket.....	4
<b>Abbildung 4:</b>	ungefähre Nettoabsorptionskurve verschiedener Gewebekomponenten (87) .....	20
<b>Abbildung 5:</b>	Übersicht der verwendeten Keramikbrackets .....	29
<b>Abbildung 6:</b>	Schmelzätzung mittels Unitek™ Etching Gel.....	31
<b>Abbildung 7:</b>	Fotona Lightwalker® Laser.....	31
<b>Abbildung 8:</b>	Feldemissions-Rasterelektronenmikroskop LEO 1530 .....	32
<b>Abbildung 9:</b>	Untersuchungshalterung mit Damon® Clear™ - Testgruppe.....	32
<b>Abbildung 10:</b>	Übersicht der verwendeten Materialien .....	33
<b>Abbildung 11:</b>	Reinigung.....	34
<b>Abbildung 12:</b>	Schmelzätzung .....	34
<b>Abbildung 13:</b>	verwendetes Transbond™ XT Light Cure Adhesive Prime (3M Unitek, Monrovia, CA).....	35
<b>Abbildung 14:</b>	Bonding.....	35
<b>Abbildung 15:</b>	Clarity™ ADVANCED Bracket .....	36
<b>Abbildung 16:</b>	Brackets nach dem Kleben .....	36
<b>Abbildung 17:</b>	verwendete Lasereinstellung Fotona Lightwalker® .....	37
<b>Abbildung 18:</b>	Laser-Debonding Hauptstudie .....	39
<b>Abbildung 19:</b>	Aufbau der Nachuntersuchung mittels Zumax OMS 2350 Lichtmikroskop .....	40
<b>Abbildung 20:</b>	Kreisdiagramm zum Laser-Debonding-Erfolg.....	44
<b>Abbildung 21:</b>	Debondingrate der vier Bracket-Gruppen im Vergleich zur benötigten Impulsanzahl.....	45

---

<b>Abbildung 22:</b>	Lichtmikroskopisch nachuntersuchter ARI-Index der untersuchten Brackets/Zähne.....	46
<b>Abbildung 23:</b>	Lichtmikroskopische Bilder Damon® Clear™ Bracket .....	47
<b>Abbildung 24:</b>	Lichtmikroskopische Bilder Discovery® Bracket.....	48
<b>Abbildung 25:</b>	Lichtmikroskopische Bilder Clarity™ Ultra Bracket .....	49
<b>Abbildung 26:</b>	Lichtmikroskopische Bilder Clarity™ ADVANCED Bracket.....	50
<b>Abbildung 27:</b>	Lichtmikroskopische Bilder Damon® Clear™ Bracket .....	51
<b>Abbildung 28:</b>	Durchschnittlich zum erfolgreichen Debonding benötigte Laserzeit je Gruppe.....	52
<b>Abbildung 29:</b>	F-REM Bild Damon® Clear™ Bracket .....	54
<b>Abbildung 30:</b>	F-REM Bild Damon® Clear™ Bracket Basisfläche.....	55
<b>Abbildung 31:</b>	F-REM Bild Damon® Clear™ Bracket Basisfläche.....	55
<b>Abbildung 32:</b>	F-REM Bild Damon® Clear™ Bracket .....	56
<b>Abbildung 33:</b>	F-REM Bild Damon® Clear™ Bracket .....	57
<b>Abbildung 34:</b>	F-REM Bild Discovery® Bracket.....	58
<b>Abbildung 35:</b>	F-REM Bild Discovery® Basisfläche.....	59
<b>Abbildung 36:</b>	F-REM Bild Discovery® Basisfläche.....	59
<b>Abbildung 37:</b>	F-REM Bild Discovery® Bracket.....	60
<b>Abbildung 38:</b>	F-REM Bild Discvoery® Bracket.....	61
<b>Abbildung 39:</b>	F-REM Bild Discvoery® Bracket.....	61
<b>Abbildung 40:</b>	F-REM Bild Clarity™ Ultra Bracket .....	62
<b>Abbildung 41:</b>	F-REM Bild Clarity™ Ultra Basisfläche .....	63
<b>Abbildung 42:</b>	F-REM Bild Clarity™ Ultra Basisfläche .....	63
<b>Abbildung 43:</b>	F-REM Bild Clarity™ Ultra Bracket .....	64
<b>Abbildung 44:</b>	F-REM Bild Clarity™ Ultra Bracket .....	65
<b>Abbildung 45:</b>	F-REM Bild Clarity™ Ultra Bracket .....	65
<b>Abbildung 46:</b>	F-REM Bild Clarity™ ADVANCED Bracket .....	66
<b>Abbildung 47:</b>	F-REM Bild Clarity™ ADVANCED Basisfläche.....	67
<b>Abbildung 48:</b>	F-REM Bild Clarity™ ADVANCED Basisfläche.....	67
<b>Abbildung 49:</b>	F-REM Bild Clarity™ ADVANCED Bracket .....	68
<b>Abbildung 50:</b>	F-REM Bild Clarity™ ADVANCED Bracket .....	69
<b>Abbildung 51:</b>	F-REM Bild Clarity™ ADVANCED Bracket .....	69

---

<b>Abbildung 52:</b>	F-REM Bild Schmelzoberfläche .....	70
<b>Abbildung 53:</b>	F-REM Bild Schmelzoberfläche .....	71
<b>Abbildung 54:</b>	abgebrochene Lasertipspitze .....	72
<b>Abbildung 55:</b>	Optisch deutlich sichtbare Kunststoffreste außerhalb des Bracket- bereichs .....	72
<b>Abbildung 56:</b>	Lichtmikroskopische Bilder Clarity™ ADVANCED Fraktur .....	73
<b>Abbildung 57:</b>	F-REM Bild Schmelzoberfläche .....	74
<b>Abbildung 58:</b>	F-REM Bild Schmelzoberfläche .....	74

---

## **Tabellenverzeichnis**

Tabelle 1: Übersicht ausgewerteter Parameter .....	41
Tabelle 2: Verwendete Software .....	42

## 1 Einleitung

Die Kieferorthopädie, als Teilbereich der Zahnmedizin, beschäftigt sich mit der Prophylaxe, Diagnose und Therapie von Zahnfehlstellungen. Das Behandlungsmotiv zeigt sich zum einen in der Herstellung physiologischer Phonetik und einer orthograden Zahnstellung. Zum anderen soll das Ergebnis hohen gesellschaftlichen Schönheitsidealen in Optik und Ästhetik und damit dem sozialen Konsens entsprechen. Der Behandlungsverlauf erhält aus Patientensicht – ebenfalls im Hinblick auf wenig ästhetisch beeinträchtigende Apparaturen – einen hohen Stellenwert.

Neben der Lingual- und Aligner-Technik stellen Keramikbrackets den besten Kompromiss aus Ästhetik und Funktion im Bereich der kieferorthopädischen Therapie dar. Sie sind neben der funktionellen Gestaltung farbstabil, biokompatibel und erzeugen keine korrosiven Effekte (1). Sie erfüllen die gleichen Funktionen wie Metallbrackets, sind aber deutlich unauffälliger als diese. Seit 1986 sind Keramikbrackets auf dem Markt erhältlich. Durch die, im Gegensatz zu Metallbrackets deutlich verbesserte Ästhetik, wurde die Akzeptanz zur Erwachsenen-Kieferorthopädie enorm gesteigert (1). Zu den Komplikationen zählen Abrasionen, verursacht durch einen Okklusionskontakt der Oberkieferschneidezähne mit den Keramikbrackets im Unterkiefer (2), erhöhte Bruchgefahr bei endodontisch behandelten Zähnen, Zähnen mit großen Restaurationen, Zähnen mit Schmelzrisen oder Schmelzhypoplasien und parodontal vorgeschädigten Zähnen (3). Neben den Risiken während der aktiven Behandlung existiert ein weiteres Risiko durch die Entfernung der Brackets: das Debonding der Keramikbrackets von den Zähnen. Während des Ablösens mit der klassischen Bracket-Debonding-Zange oder Spezial-Zangen der Hersteller werden häufig hohe Kräfte auf das Bracket und den Zahn ausgeübt. Insbesondere bei den ästhetischeren Keramikbrackets kann es aufgrund der Materialeigenschaften zu Schmelzfrakturen oder Bracketbrüchen kommen (4-6). Durch die Kraftanwendung während des Ablösevorgangs kann der Patient zusätzlich Schmerzen verspüren (7, 8). Aus den oben genannten Nachteilen beim Debonding wurden viele weitere Verfahren entwickelt, die das mechanische Debonding abgelöst haben.

---

Zu den neusten Entwicklungen und Schwerpunkt dieser Studie zählt das lasergestützte Entfernen von Keramikbrackets. Diese neue Methodik löst den Haftverbund zwischen Zahn und Bracket, ohne mechanische Krafteinwirkung auf den Zahnschmelz auszuüben.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, eine einfache und sichere Methode des Er:YAG-Lasers zum Debonding von polykristallinen Keramikbrackets in einer eigenen Studie darzulegen. Hierbei soll das Entfernen ausschließlich mittels Laser und ohne externe Krafteinwirkung erfolgen, um Schmelz- und Bracketfrakturen während des Debonding-Vorgangs auf ein Minimum reduzieren zu können. Außerdem sollen Schmerzempfindungen des Patienten beim kraftlosen Entfernen der Brackets reduziert werden. Die vorliegende Arbeit soll hierdurch ausgelöste Schmelz- oder Bracketfrakturen in der Praxis auf ein Minimum limitieren.

Schlussendlich sollen die Ergebnisse kritisch ausgewertet werden und dadurch die Effizienz des Laser-Debondings weiter erhöht werden.

Im Anschluss an die Einleitung wird der aktuelle Literaturstand beschrieben, die verwendeten Materialien und angewandten Methoden und die Ergebnisse erläutert. Danach werden die Ergebnisse mit der aktuellen Literatur verglichen und diskutiert.

## 2 Literaturdiskussion

Die moderne Kieferorthopädie verwendet zur Korrektur von Zahnfehlstellungen Brackets, die mittels adhäsiver Befestigung an den Zähnen verankert werden. Nach erfolgter Zahnstellungskorrektur müssen diese Brackets wieder von den Zähnen entfernt werden. Dieser Prozess sollte ohne pathologische Folgen für die Zahnhartsubstanz erfolgen. In der folgenden Arbeit wird die Entfernung von Keramikbrackets mittels Er:YAG-Lasers untersucht.

### 2.1 Bracket

#### 2.1.1 Aufbau eines Brackets

Allgemein bestehen Brackets aus einer Bracketbasis an der zwei Bracketflügel angebracht sind, welche in der Mitte den Bracketslot zur Bogenführung bilden.

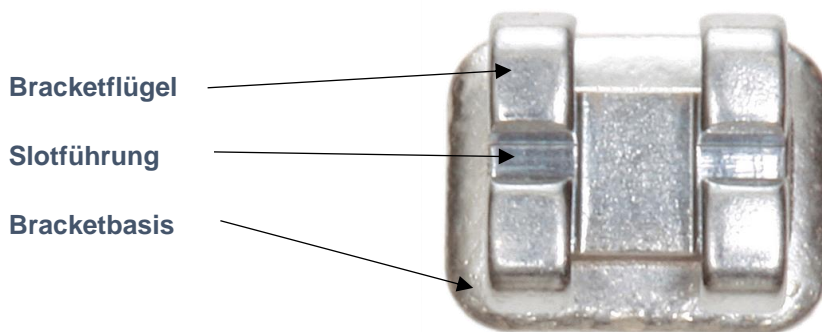
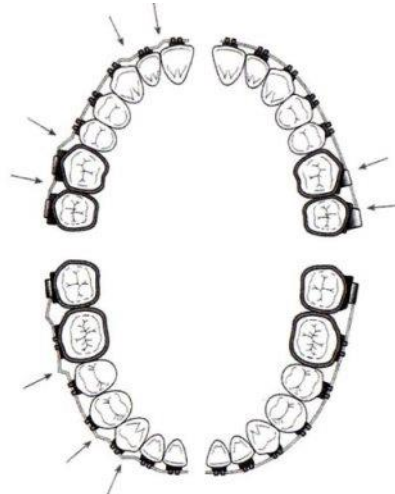


Abbildung 1: Standard Edgewise-Bracket

[https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Orthodontics/Brackets/Traditional\\_Twin/Standard\\_Edgewise/Standard\\_Edgewise/37-212-32\\_SE-TE\\_U1.png/\\_jcr\\_content/renditions/cq5dam.web.1280.1280.png](https://www.dentsplysirona.com/content/dam/dentsply/pim/manufacture/Orthodontics/Brackets/Traditional_Twin/Standard_Edgewise/Standard_Edgewise/37-212-32_SE-TE_U1.png/_jcr_content/renditions/cq5dam.web.1280.1280.png)

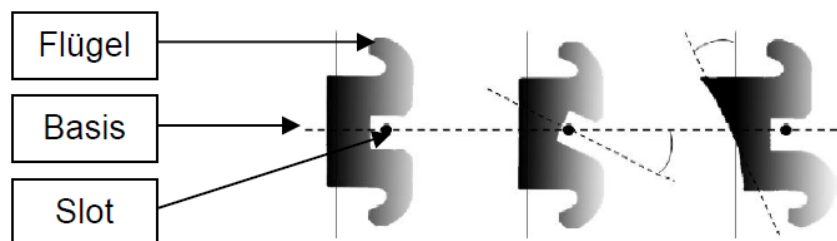
Außerdem werden Brackets in zwei grundlegend unterschiedliche Konstruktionsmuster unterteilt: Brackets für die Edgewise-Technik und Brackets für die Straight-Wire-Technik. Unterschiedlich ist, dass im Fall der Edgewise-Technik die Brackets keinerlei Informationen gespeichert haben und hierdurch der Bogen der einzige Informationsträger zur kieferorthopädischen Behandlung ist. Die meisten heute erhältlichen Keramikbrackets basieren auf der Straight-Wire-Technik. In diesen Brackets werden Biegungen 1. - 3. Ordnung im Grundprinzip technisch gespeichert, wohingegen diese Informationen in der Edgewise-Technik manuell in den Bogen eingebogen werden müssen. Die Biegung 1. Ordnung wird bei Straight-Wire-Brackets durch die unterschiedliche Dicke der

Bracketbasis zum Bracketslot abgebildet. Hierdurch werden labiale Dickenunterschiede zwischen den einzelnen Zahngruppen ausgeglichen. Biegungen 2. Ordnung werden durch die Positionierung auf der labialen Zahnfläche durch eine bestimmte Angulation zur Zahnachse abgelöst. Biegungen 3. Ordnung werden durch den vorprogrammierten Tourque im Bracket abgespeichert. Dieser wird in Form einer Slot-Angulation in kranio-kaudaler Richtung erreicht.



**Abbildung 2:** Vergleich Edgewise-Technik (links, Biegungen 1. Ordnung) und Straight-Wire-Technik (rechts) (aus Kahl-Nieke B: Einführung in die Kieferorthopädie. 2.Auflage Urban&Fischer München Jena 2001; 202-04)

Zusätzlich zu den einprogrammierten Biegungen 1. – 3. Ordnung wird die Bracketbasis an die labiale Rundung der Zähne angepasst hergestellt. Dies zeigt der Vergleich in Abbildung 3 übersichtlich.



**Abbildung 3:** Bracketübersicht, links: nicht programmiertes, mitte: teilweise programmiertes, rechts: voll programmiertes Bracket (nach A. WICHELHAUS, 2007)

Keramikbrackets unterscheiden sich im Aufbau zu den Metallbrackets im Herstellungsmaterial. Der prinzipielle Aufbau bzgl. der Einprogrammierung der 1. - 3. Ordnung ist identisch mit denen der klassischen Metallbrackets. Der Slot der

Keramikbrackets wird deutlich runder gestaltet, um einen entsprechenden Bogenabrieb durch die Materialhaftung zu minimieren.

### **2.1.2 Materialkunde**

In der heutigen kieferorthopädischen Behandlung kommen standardmäßig Metallbrackets zum Einsatz. Durch den immer größer werdenden optischen Anspruch der Patienten wurden verstärkt Alternativen zu den ästhetisch auffälligen, aus rostfreiem Stahl, Titan oder Gold hergestellten Metallbrackets gesucht (9). Zur optischen Verbesserung spielen heute Kunststoff- und vor allem Keramikbrackets eine wichtige Rolle. Kunststoffbrackets sind insgesamt nicht so kraftstabil, farbecht, torquebar (10) und bruchstabil wie Keramikbrackets, wodurch diese heute nahezu gänzlich durch Keramikbrackets abgelöst wurden. Kunststoffbrackets finden zunehmend weniger Indikationen zur Anwendung (11). Keramikbrackets sind dagegen farbstabil, chemisch und biologisch inert, biokompatibel und korrosionsbeständig (1). Daher werden sie primär als ästhetische Alternative in der kieferorthopädischen Behandlung verwendet.

#### **2.1.2.1 Materialkunde Keramikbrackets**

Allgemein bestehen Keramikmassen aus Metalloxiden und nicht metallischen Komponenten, dazu zählt Glas, Edelsteine und Mischungen aus keramischen Massen (12). Keramikbrackets gibt es in zwei strukturell unterschiedlichen Varianten. Monokristalline Keramikbrackets, die ein homogenes Kristallgitter aus der Grundsubstanz des Aluminiumoxids bilden und polykristalline Keramikbrackets, die aus vielen kleinen Einzelkristallen bestehen und sich zu einem Polykristall zusammensetzen. Die Herstellung von polykristallinen Brackets ist im Gegensatz zur Herstellung der monokristallinen deutlich trivialer. Aus diesem Grund sind aktuell mehr polykristalline Systeme auf dem Markt erhältlich. Optisch unterscheiden sich monokristalline Brackets von polykristallinen in der Transluzenz. Monokristalline wirken beinahe komplett durchsichtig, polykristalline Brackets erscheinen hingegen opaker. Beide Formen sind gegenüber Verfärbungen farbstabil (13). Keramikbrackets sind bezogen auf ihre Materialhärte zwischen Diamanten und Zahnschmelz einzuordnen. Keramik ist das dritthärteste bekannte Material (13). Grundsätzlich sind Keramiken sehr spröde. Durch

diese Eigenschaft besteht bei Keramikbrackets, im Gegensatz zu Metall- und Kunststoffbrackets, eine erhöhte Bruchgefahr und erhöhte Wahrscheinlichkeit zur Abscherung einzelner Bracketanteile. Allerdings sind die Brackets zur kieferorthopädischen Anwendung ausreichend stabil (14).

### **2.1.2.2 Herstellung Keramikbrackets**

Der Fertigungsvorgang der mono- bzw. polykristallinen Brackets unterscheidet sich grundlegend. Zur Herstellung einer monokristallinen Keramikmasse wird Aluminiumoxid bei Temperaturen über 2100°C verflüssigt. Anschließend kommt es während des Abkühlvorgangs zur kontrollierten Kristallisation. Die erhärtete monokristalline Keramikmasse wird mittels CAD/CAM Technik in Brackets geschliffen und anschließend zur Reduktion der Kristallgitterspannung wärmebehandelt. Die hergestellten monokristallinen Brackets erscheinen – durch fehlende Korngrenzen – glasklar und sehr anpassungsfähig an die Zahnfarbe. Zur Produktion polykristalliner Keramikbrackets wird Aluminiumoxid bei ca. 1800°C gesintert oder spritzgegossen. Durch dieses Verfahren entstehen sogenannte Korngrenzen. Die Korngrenze unterteilt Bereiche im Kristallgitter, die in unterschiedlicher Ausrichtung vorliegen, wobei alle Kristalle für sich gleich aufgebaut sind. An der Korngrenze kommt es zur unvorhersagbaren Lichtbrechung, wodurch das Bracket opak in der optischen Wirkung erscheint.

## **2.2 Zahnschmelz**

Humane Zähne werden nach ihrem funktionellen und histologischen Aufbau gegliedert. Makroskopisch wird zwischen der Zahnkrone und der Zahnwurzel unterschieden, die durch die Schmelz-Zement-Grenze getrennt werden. Am Übergang der Zahnkrone zur Zahnwurzel befindet sich der Zahnhals. Die Zahnkrone beansprucht ca. 1/3 der gesamten Zahnlänge, die Wurzel entsprechend ca. 2/3 und ist im Knochen über ein Faserapparat aufgehängt. Mikroskopisch wird zwischen Hart- und Weichgewebe innerhalb des Zahnes differenziert. Zu den Hartgeweben gehört der Schmelz, das Dentin und das Wurzelzement. Zu den Weichgeweben gehört die Pulpa und das Desmodont. Die Dicke des Schmelzes unterscheidet sich nach Zahngebiet. An den Schneidekanten und Höckerspitzen ist mit 2 mm der dickste Zahnschmelz-Mantel vorhanden. Zum Zahnhals hin wird diese Schutzschicht bis auf wenige Mikrometer immer dünner.

### **2.2.1 Aufgabe des Zahnschmelzes**

Als äußerste Schicht der Zahnkrone ist die Hauptaufgabe des Zahnschmelzes der Schutz des gesamten Zahnes. Durch seinen entsprechenden Aufbau schützt der Zahnschmelz die Pulpa vor äußeren thermischen und chemischen Reizen. Im Gesamtsystem des Zahns erfüllt der Schmelz als Außenschicht zusätzlich die Hauptaufgabe während des Kauvorgangs und der Nahrungszerkleinerung und muss entsprechenden exogenen Kräften standhalten.

#### **2.2.1.1 Histologie und chemischer Aufbau**

Gebildet wird der ca. 2mm dicke Schmelzmantel während der Zahnentwicklung durch die außenliegenden Ameloblasten. Die Ameloblasten produzieren eine Schmelzmatrix, in der die Apatitkristalle reifen. Chemisch besteht der Zahnschmelz zu 95 % aus anorganischem Apatit (86 Vol %), zu 1 % aus einer organischen Matrix und zu 4 % aus Wasser (15). Nach dem Zahndurchbruch und der kompletten Mineralisierung des Schmelzes ist dieser zellfrei und bildet ein kristallines Gefüge. Dieses Gefüge ist in einem hexagonalen Kristallsystem angeordnet als Apatit. Die Apatite werden absteigend ihres prozentualen Anteils am Zahnschmelz unterteilt in Hydroxylapatit, Fluorapatit und Carbonatapatit. Ein Kristallit wird durch hexagonale Apatite mit einer Länge von ca. 160 nm, einer Breite von

ca. 40 nm und einer Höhe von ca. 25 nm gebildet. Die meist sechseckig aufgebauten Schmelzprismen mit einem Durchmesser von 4-5  $\mu\text{m}$  setzen sich durchschnittlich aus 100 Apatitkristallen zusammen. Die Prismen verlaufen von der Schmelz-Dentin-Grenze bis zur Oberfläche. Durch die Wachstumbewegung der Ameloblasten entsteht eine geschwungene Prismenschicht. Die äußerste Schmelzschicht (ca. 20-80  $\mu\text{m}$  dick) ist frei von Schmelzprismen. Pro 1  $\text{mm}^2$  Schmelzoberfläche verlaufen ca. 20.000 – 30.000 Schmelzprismen von der Schmelz-Dentin-Grenze aus zur Schmelzoberfläche. Hierbei gilt: pro Schmelzprisma existiert ein Ameloblast.

Bei der histologischen Untersuchung eines Schmelzpräparats fallen zudem die sogenannten Retzius-Streifen auf. Sie sind Wachstumslinien und entsprechen Sekretionspausen der Ameloblasten. Hierdurch sind die Retzius-Streifen weniger mineralisiert und sichtbar. Sie erreichen lediglich im vestibulären Bereich des Zahnes die Oberfläche und sind kurz nach der Eruption meist gut als Furche erkennbar. Dieses wellenförmige Muster wird als Perikymatien bezeichnet.

### **2.2.1.2 Schmelzbrüche**

Schmelzbrüche bzw. (beziehungsweise) -risse haben viele unterschiedliche Ursachen. Beispielsweise können Schmelzfrakturen traumabedingt entstehen. Etwa jedes zweite europäische Kind erleidet einen Zahnunfall (16). Des Weiteren ist ein wurzelkanalbehandelter Zahn stärker frakturgefährdet als ein physiologisch vitaler Zahn. Viele Vorerkrankungen erhöhen ebenso das Frakturrisiko, hierzu zählt die Molaren-Inzisiven-Hypomineralisation (17), Bruxismus und die Amelogenesis imperfecta.

Zahnschmelz hat eine durchschnittliche Brinellhärte von 300 - 350. Die Brinellhärte von Keramikbrackets auf Aluminiumoxid-Basis beträgt ca. 400 und ist damit härter als Zahnschmelz oder Metallbrackets (18). Edelmetalllegierungen, die häufig zur prothetischen Versorgung verwendet werden, haben eine durchschnittliche Brinellhärte von 250 und liegen damit unter der Zahnschmelzhärte. Die Härte der Brackets verursacht primär Abrasionen und Schmelzbrüche durch Kontakt derselbigen mit dem natürlichen Zahn. Am häufigsten haben die Oberkieferfrontzähne Okklusionskontakt mit den unteren

vestibulär liegenden Keramikbrackets, wodurch es zu diesen Brüchen am Zahnschmelz der Oberkieferinzisiven kommt (2).

## **2.3 Adhäsivtechnik**

### **2.3.1 Aufbau des Adhäsivs**

Die Bracketadhäsivtechnik hat sich aus der konservierenden Zahnheilkunde entwickelt. Der Begründer der Adhäsivtechnik Buonocore revolutionierte 1955 die Zahnheilkunde nachhaltig durch seine Erfindung der Phosphorsäureätzung des Zahnschmelzes (19). Hierbei ätzte er die Schmelzoberfläche mittels 85 %iger Phosphorsäure für 30 s. Aufgrund der Forschung in den Folgejahren kristallisierte sich die 37 %ige Phosphorsäure als geeignetste Konzentration heraus (20). Durch die Ätzung der Oberfläche entsteht ein mikroretentives Muster, welches zu einer mechanischen Verbindung zum Komposit führt. Die dort verwendeten Materialien zur adhäsiven Füllungstechnik beispielsweise wurden speziell für die kieferorthopädischen Erfordernisse verbessert. Zusätzlich sind auch die verwendeten Komposite in der Konsistenz und den Füllstoffen weiterentwickelt worden, so dass die Applikation der Brackets für den Kieferorthopäden verbessert wurde.

Durch die genannten Veränderungen der Komposite und die durchgehende Weiterentwicklung der Säure-Ätz-Technik ist der Erfolg der Bracketadhäsivtechnik zu begründen. Unterschieden wird in der Säure-Ätz-Technik die konventionelle Säure-Ätz-Technik von der Schmelzkonditionierung mittels selbstkonditionierendem Primer. In der Regel wird in der Kieferorthopädie die konventionelle Säure-Ätz-Technik mit anschließendem Bonding und Polymerisationskunststoff verwendet. Durch das Ätzen mittels wässriger Phosphorsäurelösung wird die obere Schicht Apatitkristalle aufgelöst, vornehmlich Prismenstäbe (20). Durch die geometrische Anordnung der Prismen bleibt der interprismatische Schmelz zunächst erhalten. Zusätzlich bieten, durch die vergrößerte Oberfläche, quer angeschnittene Prismen eine höhere Auflösung als längs angeschnittene. Durch das abweichende Verhalten der Oberfläche auf die Ätzung wird diese vergrößert und eine Retentionsmöglichkeit ist anschließend vorhanden. Alleine die Phosphorsäureätzung ist zur Verankerung ausreichend. Ein signifikanter Unterschied zwischen unbeschliffenem Schmelz (kieferorthopädischer Fall) und beschliffenem

Schmelz, bezogen auf die Haftung, besteht nicht (21). Zur mikromechanischen Retention am Schmelz ist kein Primer nötig, da keine Dentin-Areale involviert sind, sondern ein Bonding (leichtfließendes Monomer).

### **2.3.2 Vorteile der Bracketadhäsivtechnik**

Durch die stetige Weiterentwicklung der Adhäsivtechnik ist es seit vielen Jahren möglich Brackets adhäsiv am Zahnschmelz zu befestigen, wodurch gegenüber der Bebänderung einige Vorteile entstehen. Beispielsweise entfällt das Separieren, welches zeitaufwendig und teilweise schmerzhaft für den Patienten sein kann. Zudem entfallen die Restlücken, verursacht durch die Materialstärke der interdentalen Bänder. Durch die Zeitersparnis am Stuhl ergibt sich außerdem ein ergonomischer Vorteil für den behandelnden Kieferorthopäden. Durch die Entwicklung der lighthärtenden Komposite gewinnt der Kieferorthopäde wertvolle Zeit zur korrekten Positionierung des Brackets und zur Überschussentfernung des Komposits. Eine weitere Überlegenheit der Bracketadhäsivtechnik ergibt sich in Bezug auf die Kariesprophylaxe als größtes Risiko einer kieferorthopädischen Behandlung. Gingivitisprophylaktisch ergibt sich durch den fehlenden Kontakt der Brackets zur Gingiva ein weiterer Vorteil. Durch teilweise Auswaschungen des Befestigungszementes der Bänder entsteht ein erhöhtes Schmelzentkalkungsrisiko. Die therapeutische Bebänderung von Zapfenzähnen oder chirurgisch freigelegten Zähnen wird durch adhäsive Brackets ermöglicht. Durch die geringere Materialstärke von Brackets ergibt sich ein ästhetischer Vorteil gegenüber der Bebänderung.

Vergleicht man die Bracketadhäsivtechnik mit anderen ästhetischen Behandlungsmethoden, wie beispielsweise der Aligner-Therapie, ergibt sich ein Vorteil durch die Patientencompliance unabhängige Behandlung von festsitzenden Apparaturen. Durch die Compliance unabhängige Behandlung mittels fixierter Behandlungsapparatur wird die Behandlungszeit auf ein nötiges Minimum verkürzt. Der Therapieerfolg ist hierdurch ebenfalls, im Gegensatz zu herausnehmbaren Geräten, verbessert. Außerdem sind Zahnbewegungen, wie Rotationen, Translationen und Torque durch festsitzende Bracketapparaturen einfacher durchführbar als durch Platten oder funktionskieferorthopädische Geräte (22). Anhoury et al. untersuchten zusätzlich die

Plaque auf Metall- bzw. Keramikbrackets. Schlussendlich ergeben sich keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die kariesauslösenden Bakterienstämme *Streptococcus mutans* und *Lactobacillus* spp (23).

### **2.3.3 Nachteile der Bracketadhäsivtechnik**

Im folgenden Abschnitt werden unterschiedliche Nachteile der Bracketadhäsivtechnik im Gegensatz zu herausnehmbaren kieferorthopädischen Apparaturen beleuchtet. Ein Vergleich zwischen der Bebänderung und der Bracketadhäsivtechnik soll in diesem Kapitel nicht beschrieben werden. Durch die schmelzadhäsive Befestigung und die am Ende der Behandlung notwendige Entfernung können Schmelzausrisse entstehen. Im Gegensatz zu herausnehmbaren Apparaturen ist die Anfälligkeit für Karies (24) oder White-Spot-Läsionen (25-27) erhöht. In einer Vergleichsstudie von Buschang et al. wurden klassisch feste Apparaturen mit herausnehmbaren Apparaturen in Bezug auf die Entstehung von White-Spot-Läsionen untersucht. Im Ergebnis sind bei 1,2 % der herausnehmbaren Gruppe WSL entstanden, im Gegensatz zu einer Entstehung in 26 % der Fälle in der Gruppe der festsitzenden Apparaturen (28). Verursacht wird dies durch die erschwerte Reinigungsfähigkeit des Bracket-Zahn-Bereichs und der durch die Bögen verschlossenen Interdentalräume. Die Bänder, Brackets und Bögen bilden Prädilektionsstellen zur Plaqueakkumulation (29). Bei herausnehmbaren Apparaturen kann die Hygiene gleichbleibend, wie ohne Apparatur, durchgeführt werden. Jedoch sind diese Apparaturen von der Patientencompliance abhängig. Ein weiterer Nachteil der Bracketadhäsivtechnik ergibt sich durch die eingeschränkte Ästhetik. Durch zahncolor beschichtete Bögen und Keramikbrackets wird die Ästhetik verbessert, jedoch sind durchsichtige Schienen unauffälliger (30). Neben den ästhetischen Einschränkungen besteht in der Bracketadhäsivtechnik ein weiteres Risiko in Überlastungsschäden, wie z.B. Wurzelresorptionen, Gingivarezessionen und Schmerzen für den Patienten. Eine Bracketapparatur wird in der Regel erst nach erfolgtem Zahnwachstum eingegliedert, wodurch das Wachstum in geringerem Maße als bei der losen Plattentechnik genutzt werden kann. Der Behandlungsaufwand bzw. die entsprechende Patienten-Stuhl-Zeit wird durch die komplexere Behandlung vergrößert bzw. verlängert. Zusätzlich erfolgen die Kontrolluntersuchungen in kürzeren Abständen als bei herausnehmbaren Varianten (22).

## **2.4 Debonding von Keramikbrackets**

### **2.4.1 Allgemein**

Nach dem Erreichen des Behandlungsziels mittels Multibracketapparatur muss diese wieder entfernt werden. Jedoch gibt es auch einige Gründe, weshalb die Multibracketapparatur vor Erreichen des Behandlungsziels entfernt werden muss. Hierzu zählt u.a. kariöse und / oder parodontale Läsionen mangels ausreichender Mundhygiene, traumatische Ereignisse oder gänzlich fehlende Patientencompliance. Die Brackets werden mittels herstellerseitig angepasster Zangen durch Krafteinwirkung deformiert. Zur Entfernung muss die Haftung zwischen Zahnschmelz, Adhäsiv und Bracketbasis gelöst werden. Während der Deformation ist dem behandelnden Kieferorthopäden allerdings nicht bekannt, welche Struktur zur Lösung des Haftverbundes zuerst geschädigt wird. Prinzipiell kann hier von einem Materialversagen durch Krafteinwirkung gesprochen werden. Wünschenswert ist das Versagen des Brackets und nicht des Zahnschmelzes. Beurteilt werden kann der entstandene Schaden erst nach der Entfernung des Brackets. Es handelt sich also um eine nicht vorhersagbare Beschädigung eines Materials. In der Regel verbleiben Adhäsivreste auf dem Zahnschmelz, die im Anschluss mittels Polierer entfernt werden. Sollte es während des Ablösevorgangs zu einem Schmelzausriss kommen, war die Verbindung zwischen Bracket, Adhäsiv und Zahnschmelz stärker als die Widerstandskraft des Schmelzes. Die Rückstände des Adhäsivs auf der Schmelzoberfläche werden nach dem ARI-Index (Adhesive Remnant Index 0 - 3) unterteilt. Der ARI-Index wurde von Artun et al. eingeführt (31) und in vier Abstufungen klassifiziert. Weitere Einflussfaktoren stellen das Bracketdesign (Klebeseite) und das verwendete Adhäsiv dar (32).

### **2.4.2 Schmelzbrüche und Bracketfrakturen**

Das Entfernen von Brackets, das sogenannte Debonding, nach der kieferorthopädischen Behandlung stellt ebenso ein erhöhtes Risiko für Schmelzbrüche dar. In zahlreichen Studien wurden, aufgrund der erhöhten Haftfestigkeit und damit einhergehend eine höhere Ablösekraftanwendung, beim Entfernen der Keramikbrackets nachgewiesen. Außerdem wurde eine erhöhte Sprödigkeit, sowie Schmelzfrakturen beschrieben und untersucht (4, 13, 33, 34).

Verursacht werden diese Frakturen, wenn die mikroretentive Verbindung von Adhäsiv und Bracket stärker ist als die Verbindung des Adhäsivs zum Schmelz. Beispielsweise findet sich ein Fallbericht von Naini et al. in dem das Debonding eines adhäsiv befestigten Brackets an 33 eine unkomplizierte Kronenfraktur zur Folge hatte (35). Dieser Fallbericht stellt eine Ausnahme dar. Studien, die das Debonding-Risiko untersucht haben, stellten fest, dass es häufiger zu Schmelzrissen kommt, sie jedoch nicht immer dem Behandler auffallen (36). Einige Studien haben belegt, dass ca. 7,8 - 10,2 % der untersuchten Prämolaren bereits vor der kieferorthopädischen Behandlung entsprechende Schmelzrisse aufwiesen. Allerdings sind diese Risse mit bloßem Auge und auf angefertigten Fotos nicht zu erkennen. Nach dem Debonding steigt die Zahl der schmelzgeschädigten Zähne auf 12,2 - 20,5 % (37). Im Gegensatz zu dieser Studie fanden RIX et al. 2001 heraus, dass 46,7 % ihrer Test-Prämolaren bereits Schmelzrisse aufwiesen. Sie begründen die starke Abweichung durch die zuvor ausgeführte Extraktion der Zähne, welche mit einer unkontrollierten Kraftanwendung ebenfalls die Schmelzrisse verursacht haben können (38). Diedrich et al. vertreten bereits seit 1981 die Meinung, dass die in ca. jedem 10. Fall verursachten Schmelzrisse für die überwiegenden Vorteile der Bracketadhäsivtechnik in Kauf genommen werden müssen (39). Das Risiko der Schmelzfraktur kann durch einige Faktoren verringert werden. Hierzu gehört die möglichst sanfte Entfernung der Brackets mittels Weingart-Zange (mechanisches Debonding) bzw. der passenden Zangen zum angewandten Bracketsystem (5, 40), die elektrothermische Erweichung des Adhäsivs, ultraschallgestütztes Debonding oder durch das Laser Debonding.

Eine weitere frakturgefährdete Struktur während der festsitzenden kieferorthopädischen Behandlung stellen die Brackets dar. Die Bracketfraktur erhöht die Verletzungsgefahr für den Patienten. Es kann zu einer Aspiration von Bruchstücken kommen, zum Verschlucken von scharfen Partikeln oder abplatzende Frakturstücke können die Augen verletzen (Patient oder Behandler) (41). Bei einer Bracketfraktur, sowohl durch das Debonding, als auch aufgrund anderer Ursachen, wie beispielsweise durch Okklusionsstörungen, müssen die Bracketreste wieder vom Zahn entfernt werden. Beim Entfernen werden Hochgeschwindigkeitswinkelstücke mit diamantierten Bohrern verwendet. Dieser Vorgang ist zeitaufwendig und erhöht die entsprechende Stuhlzeit

beim Behandler (42). Außerdem kann es beim diamantierten Schleifen bei nicht ausreichender Wasserkühlung zu einem Temperaturanstieg in der Pulpa kommen, welcher sich nachteilig auswirken kann (43).

Ein aktuelles systematisches Review und Meta-Analyse von Dumbryte et al. aus 2018 kommt zu dem Ergebnis, dass es starke Indizien dafür gibt, dass nach dem Ablösen der Keramikbrackets die Mikrorisse im Zahnschmelz zugenommen haben (44).

Während des Debondings von Keramikbrackets wird der Haftverbund zwischen Bracket und Zahn aufgelöst. Zur Überwindung dieser Haftkraft ist, im Vergleich zum Debonding von Metallbrackets, eine höhere Kraft nötig. Durch die stärkere Kraftanwendung kommt es häufiger zu Schmerzempfindungen des Patienten beim Ablösen der Brackets (45). Viele Autoren sprechen zur Schmerzreduktion Empfehlungen aus. Beispielsweise sollen die Beschwerden durch Zubeißen auf eine Watterolle während des Debondings verringert werden (33). Wünschenswert ist eine Ablöse- und Haltekraft der Keramikbrackets im Bereich der Metallbracket-Werte. Um dies zu erreichen, wurden viele Materialien und Methoden erforscht. Dennoch sollte das Risiko von Bracketverlusten während der kieferorthopädischen Behandlung nicht steigen. Die erhöhte Ablöse- und Haltekraft steigert die Wahrscheinlichkeit von Schmelzbrüchen und Bracketfrakturen, verursacht durch die deutlich geringere Bruchzähigkeit der Keramik im Gegensatz zu Metall. Die Hersteller propagieren, dass die Keramikbrackets der neusten Generation durch Modifikationen der Bracketbasisstruktur, sicherer ablösbar sind und entsprechend das Risiko für Schmelzbeschädigungen gesenkt wird (46). Allerdings gibt es bis jetzt keine Studien, die genau dies sicher belegen können.

### **2.4.3 Einflussfaktoren beim Debonding von Keramikbrackets**

#### **2.4.3.1 Brackethärte**

Im Vergleich zu Edelstahlbrackets oder Zahnschmelz sind Keramikbrackets durch ihren Aluminiumoxid-Anteil deutlich härter. Hierdurch werden die physikalischen Eigenschaften von Keramikbrackets geprägt, wie beispielsweise eine hohe Sprödigkeit. Klinische Komplikationen können beim Debonding durch eine Schmelzfraktur entstehen oder aber

durch Keramikbrackets, welche auf Okklusionskontakt mit anderen Zähnen stehen und durch die erhöhte Härte dort Abrasionen hervorruft (2, 33, 47, 48). Zusätzlich scheint ein Risiko bei endodontisch behandelten Zähnen bezogen auf die Schmelzfrakturen zu bestehen, wodurch diese Zähne zur Behandlung mit Keramikbrackets kontraindiziert sein sollten (49).

#### **2.4.3.2 Bruchzähigkeit, Zugfestigkeit, Sprödigkeit**

Unter der Bruchzähigkeit eines Materials versteht man die benötigte Kraft um ein Material zum Brechen zu bringen. Die Bruchzähigkeit von Metallbrackets ist ca. 15-mal höher als bei Keramikbrackets (33). Die Zugfestigkeit ist ebenfalls deutlich niedriger bei Keramikbrackets als bei Edelmetallbrackets. Innerhalb der Gruppe der Keramikbrackets ist die Zugfestigkeit polykristalliner Keramiken geringer als bei monokristallinen (13, 33, 50). Durch die geringere Zugfestigkeit von Keramiken kommt es schneller zu entsprechenden Brüchen, welche durch die hohe Sprödigkeit ausgelöst werden.

Ein weiterer Einflussfaktor bezogen auf die Zugfestigkeit ist die Beschaffenheit der Keramikoberfläche (51). Wenn beispielsweise ein oberflächlicher Kratzer auf der Keramik zu finden ist, kann sich dieser deutlich schneller zu einem Bruch ausbreiten, als es bei einem Metallbracket der Fall ist. Metallbrackets verformen sich vor einem Bruch um bis zu 20 %, Keramikbrackets hingegen verformen sich um 1 % bevor sie brechen (13, 52). Bei den Frakturen handelt es sich häufig um intergranulare Frakturen, bei dem sich der Bruch entlang der Materialgrenzen ausbreitet. Die dazu nötigen Kräfte zum Bruch des Brackets können durch das Kauen, Okklusionskontakte oder das klassische Debonding ausgelöst werden. Eine elektronenmikroskopische Untersuchung von Kusy et al. zeigt, dass viele Keramikbrackets eine raue Oberfläche mit zahlreichen Poren unterschiedlichster Größe und Form aufweisen. Durch eine Verbesserung der Oberflächenstruktur kann eine deutliche Zunahme der Zug- und Bruchfestigkeit erreicht werden (53).

Der Zahnschmelz hat eine im Vergleich zu Keramikbrackets geringere Bruchzähigkeit. Verursacht durch den starken Haftverbund von Keramikbracket und Zahnschmelz nimmt

der Zahnschmelz beim Debonding mehr Spannungen auf, wodurch es schneller zu einem Schmelzbruch kommen kann (52).

#### **2.4.3.3 Bracketbasisstruktur und adhäsiver Verbund**

Die teilweise beim Debonding durch hohe Krafteinwirkung entstehenden Schmelzbrüche und -risse korrespondieren mit der starken Haftverbindung zwischen Bracket und Zahnschmelz (33). Um diese Nachteile der Keramikbrackets zu erforschen, wurden viele Studien angefertigt (54-59). Die Haftung des Brackets auf dem Zahnschmelz sollte für die Dauer der kieferorthopädischen Behandlung ausreichenden Halt bieten. Da die Brackets im Anschluss wieder entfernt werden, sollte es sich um eine semipermanente Haftung handeln. Der adhäsive Verbund sollte den Kaukräften, der Zugbelastung durch die Bögen und deren Krafteinwirkung und der Manipulation des Patienten standhalten und ein ungewolltes Ablösen der Brackets verhindern. Zudem sollte die Ablösekraft möglichst niedrig sein, um eventuellen Zahnschmelzschädigungen bestmöglich entgegenwirken zu können. Das Wiederbefestigen verlorener Brackets verlängert die Behandlungsdauer, die Behandlungsstuhlzeit und letztlich auch die Behandlungskosten. Die mittlere Haftfestigkeit unterschiedlicher Keramikbrackets mit verschiedenen Bonding-Systemen beträgt in der Studie von Britton et al. bis zu 21,5 MPa (55). Gianni et al. haben in ihrer Studie Zugfestigkeiten von Zähnen getestet. Hierbei stellte er eine mittlere Zugfestigkeit für den Zahnschmelz von 16,2 MPa fest (60). Um mögliche Schäden am Zahn und Zahnhalteapparat zu verhindern, haben Reynolds et al. eine Ablösekraft zwischen 6 und 8 MPa definiert (61). Durch die mitunter höheren Haftfestigkeiten der Keramikbracket-Zahn-Kombination als die Zugfestigkeit des Zahnschmelzes kann es zu Schmelzbrüchen kommen. Beim Debonding ist daher zur Verringerung des Schmelzbruchrisikos eine niedriger Krafteinwirkung als die Zugfestigkeit des Zahnschmelzes nötig.

Die folgenden Aspekte können die Keramikbracket-Zahn-Haftwirkung beeinflussen: das verwendete Bonding System (62-64), Schmelzmorphologie, Schmelzkonditionierung, Schmelzätzmaterialien und -zeiten (20), klassisches Debonding mittels Zange oder thermisches Debonding (65), der Behandler und dessen Technik (66, 67), die Transluzens des Keramikbrackets aufgrund eines höheren Polymerisationsgrades des Komposits. Odeegard et al. und Segner et al. konnten in ihrer Studie zeigen, dass die Haftfestigkeit zwischen Zahnschmelz und Adhäsiv höher ist als zwischen Bracket und

Adhäsiv (54). In einer weiteren Studie wurden ähnliche Scherkräfte – bei korrekten Kombinationen aus Keramikbracket und Adhäsiv – wie bei Metallbrackets, welche von Reynolds et al. (68) vorgeschlagen werden, nachgewiesen (69). Ein möglicher Misserfolg kann durch das Bracket, die Haftverbindung oder den Zahnschmelz verursacht werden. In der Regel sind die Hauptgründe für einen Misserfolg die Gestaltung der Bracketbasis und die Art der Klebung – mechanisch, chemisch oder eine Kombination aus beidem (33). Das Design der Bracketbasis beeinflusst ebenfalls die Scher- und Haftfestigkeit. Die Basis kann zur Verbesserung der mechanischen Retention netzartig, perforiert oder mit Unterschnitten versehen sein (68). Die mechanische Retention bietet Unterschnitte oder Rillen in Form von Kugeln oder Grübchen mit Unterschnitt, in denen der Kunststoff einen besseren mechanischen Halt hat und das Bracket so befestigt (56). Durch die höheren Scher- und Haftfestigkeiten von chemischen Retentionen, z.B. mittels silanisierter Basisflächen, finden sich heute auf dem Markt mehrheitlich Brackets mit einer mechanischen Haftung. Zur chemischen Verankerung wird die Basis mit Kieselsäure beschichtet und ein Silan-Haftvermittler stellt die chemische Verbindung zum Kunststoff her. Durch eine Molekularbrücke der anorganischen Füllstoffe des Komposits mit den organischen Polymeren kommt es zu einer chemischen Verbindung. Durch die deutlich erhöhte Haftfestigkeit des Verbundes löst sich bei Kraftanwendung tendenziell zuerst die Verbindung des Komposits zum Zahnschmelz. Dadurch werden Schmelzrisse und Schmelzfrakturen begünstigt (13, 33, 70).

Durch die passendere Haftfestigkeit werden die Risiken bei mechanischen Retentionen für Schmelzbeschädigungen reduziert.

Des Weiteren schlussfolgerten Ghafari et al. durch ihre Studie, dass eine erhöhte mechanische Retention durch stärkere Vertiefungen den Schwachpunkt beim Ablösen in Richtung des nun dickeren Komposits verschiebt. Zur Verringerung der Bindungsfestigkeit schlagen sie folgende Ansatzpunkte vor: mechanische Retention erhöhen, chemische Retention verringern, Verwendung schwächerer Bonding-Systeme, Veränderung der Kompositdicke, Veränderung der Ätzzeit und Anpassung der Konzentration des Ätzgels (33).

## **2.4.4 Methoden des Debondings**

### **2.4.4.1 mechanisches Debonding (13, 40, 71)**

Das mechanische Debonding stellt die klassische Debonding Methode dar. Hierbei wird das Bracket durch eine mechanische Krafteinwirkung und eine mechanische Deformation des Brackets gelöst. Während der Entfernung des Brackets wird die Haftkraft zwischen Bracket und Zahn überwunden.

### **2.4.4.2 thermisches- / elektrothermisches-Debonding (3, 47-49, 72-75)**

Durch diverse Weiterentwicklungen der Debonding-Verfahren wurde das thermische bzw. elektrothermische Debonding entwickelt. Zur Reduktion der Haftkraft wird durch eine äußere thermische Einwirkung das Adhäsiv erweicht. Dieser Prozess birgt als Gefahr eine thermische Überreizung der Pulpa und damit einhergehend pathologische Konsequenzen für das Pulpagewebe.

### **2.4.4.3 ultraschallgestütztes Debonding (42, 53, 76)**

Beim ultraschallgestützten Debonding werden die Keramikbrackets seitlich mit einer Ultraschallspitze in Schwingung versetzt. Durch die ultraschallaktivierte Entfernung der Brackets kann die Ablösekraft verringert werden und dadurch die oben genannten Risiken reduzieren. Die Anwendungszeit bis zur Reduktion der Ablösekraft lag in der Studie von Boyer et al. bei durchschnittlich 16,6 s (42). Durch die lange Anwendungszeit des Ultraschalls wird diese Methodik ohne Weiterentwicklung von den Autoren nicht empfohlen.

### **2.4.4.4 chemisches Debonding (77)**

Die Anwendung verschiedener Chemikalien zum verbesserten Debonding wurde in einer Studie von Larmour et al. untersucht. Angewendet wurde Alkohol, Aceton und Pfefferminzöl im Vergleich. Eine abschließende Empfehlung konnte nicht ausgesprochen werden.

#### 2.4.4.5 Lasergestütztes Debonding (78-81)

In einer Vielzahl an Studien wurden verschiedenste Laserwellenlängen getestet. Hierbei sollten beim Debonding die Scher- und Haltefestigkeiten der Keramikbrackets abgesenkt werden, die Wahrscheinlichkeit für einen Bracket-Bruch reduziert werden, der Zahnschmelz soll nicht beschädigt werden und eine Erhöhung der pulpalen Temperatur soll vermieden werden. Es haben wenige Studien der letzten Jahre ein erfolgreiches Debonding mittels Laser und entsprechend kurzer Impulsdauer und -menge zeigen können.

### 2.5 Laser

Der erste Laser, ein Rubinlaser, wurde 1960 von Theodore Maiman gebaut (82). In den folgenden Jahrzehnten wurde der Laser stetig weiterentwickelt und in den frühen 90igern für die Zahnmedizin durch die FDA (Food and Drug Administration) zugelassen (83, 84). Seitdem wird der Laser in vielen Bereichen der Zahnheilkunde eingesetzt, seit einigen Jahren auch zum Debonding von Keramikbrackets.

#### 2.5.1 Physikalische Grundlagen des Lasers

Ein Laser (Laser Amplification by Stimulated Emission of Radiation) unterscheidet sich in seinen physikalischen Eigenschaften von normalem sichtbarem Licht, welches beispielsweise von einer Glühbirne ausgestrahlt wird. Bei dieser Lichtquelle wird von einer spontanen Photonen-Emission gesprochen. Die Wellenlänge des sichtbaren Lichts beinhaltet ein Wellenspektrum von 400 – 700 nm. Das emittierte Laserlicht ist künstlich hergestellt, eng gebündelt, weist eine sehr niedrige Divergenz auf und ist Licht einer bestimmten Wellenlänge. Laserlicht ist kohärent, dies bedeutet, dass es zeitlich und räumlich gleichphasig ist. Durch genau taktbare Pulse ist eine Energiedosierung mit hoher Intensität und möglichst geringer Streuung möglich. Zur Erzeugung des Laserlichts wird Energie beispielsweise mittels Strom in ein Lasermedium eingespeist. Hierbei werden Schalenelektronen durch Energieaufnahme in einen angeregten Zustand versetzt. Anschließend trifft ein Photon auf das angeregte Elektron. Durch die Kollision entstehen 2 Photonen gleicher Wellenlänge und gleicher Richtung. Es handelt sich um die stimulierte Emission. Eine gleichzeitige Lichtverstärkung wird dadurch erreicht, dass

möglichst viele Atome im selben Moment angeregt sind. Dieser Zustand wird als Besetzungsinversion bezeichnet. Danach wird durch ein Photon die Kettenreaktion ausgelöst. Durch einen seitlich angebrachten Spiegel wird dieser Effekt weiter verstärkt und das Licht stärker gebündelt. Auf einer Seite befindet sich ein transluzenter Spiegel, der den Laserstrahl nach außen frei gibt. Die emittierte Wellenlänge ist von den eingesetzten laseraktiven Atomen abhängig (85).

Jede Wellenlänge hat ein eigenes Absorptionsmaximum in verschiedenen Medien. Beispielsweise ist das Absorptionsmaximum für Wasser und Zahnschmelz bei 2940 nm. Diese Wellenlänge entspricht exakt derer eines Er:YAG-Lasers. Dagegen zeigt der Nd:YAG-Laser eine mittlere Absorption für Wasser und Zahnschmelz (85-87).

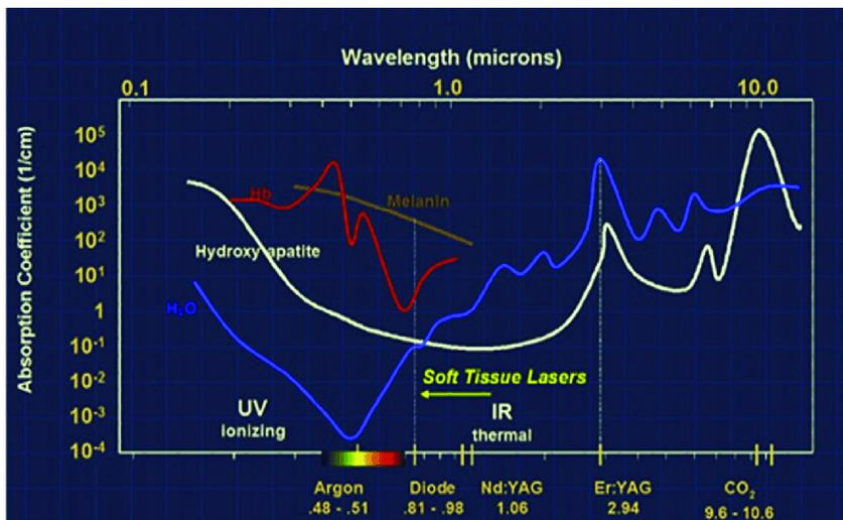


Abbildung 4: ungefähre Nettoabsorptionskurve verschiedener Gewebekomponenten (87)

(<https://www.researchgate.net/publication/327480095/figure/fig1/AS:668029683769344@1536282096007/Approximate-net-absorption-curves-of-various-tissue-components.png>)

Bezüglich der Laserwirkmechanismen sind zwei unterschiedliche bekannt. Die photothermische Ablation und die photomechanische Ablation. Der photothermische Mechanismus kommt beim Diodenlaser zur Anwendung. Die einwirkende Laserenergie wird im Gewebe in Wärme umgewandelt. Die Erwärmung ist von der Laserenergie und der Einwirkdauer abhängig. Die Gewebereaktion ist die Photovaporisation bzw. die Gewebeerddampfung. In der Medizin wird diese Form des Lasers zum Gewebescheiden verwendet (85, 88). Die photomechanische Ablation als zweiter Wirkmechanismus beruht auf der direkten Auflösung der Molekülbindung ohne wesentlichen Temperaturanstieg.

Durch eine explosionsartige Absorption im Wasser kommt es hierbei zum gewünschten Substanzabtrag (85).

### 2.5.2 Laserunterstütztes Debonding

Seit einigen Jahren wird das laserunterstützte Debonding in der Literatur beschrieben. Hierfür wurden die verschiedensten Laserarten und -Einstellungen getestet – CO<sub>2</sub>- (79, 89-92), Nd:YAG- (93-95), Dioden- (96-99), Ytterbiumfaser- (100), Tm:YAP- (101), KrF- (79), XeCl- (79), GaAlAs- (79), Er:YAG-Laser (8, 102-105).

In einer von Strobel et al. durchgeführten Studie wurde das Debonding von mono- und polykristallinen Keramikbrackets mithilfe eines CO<sub>2</sub>- und eines Nd:YAG-Lasers untersucht. Die durchschnittlich benötigte Ablösekraft bei polykristallinen Brackets nach einer CO<sub>2</sub>-Lasereinstrahlung von 14 W und 2 s Dauer wurde um den Faktor 25 herabgesetzt. Für die getesteten monokristallinen Brackets wurde bei einer Lasereinwirkung von 7 W die Ablösekraft um den Faktor 5,2 verringert (80).

Ma et al. (106) fanden in ihrer *in vitro* Studie beim laserunterstützten Debonding von 10 Proben eine Reduktion der Krafteinwirkung um 75 % im Gegensatz zur nicht laserunterstützten Gruppe. Verwendet wurde hierbei ein CO<sub>2</sub>-Laser mit 18 W Leistung und 2 s Dauer.

Tocchio et al. haben ihrem Versuchsaufbau eine Debonding-Kraft hinzugefügt. Während der Lasereinwirkung wurde an dem Bracket ein Gewicht bestimmter Masse befestigt. Verwendet wurden drei Laser unterschiedlicher Wellenlänge: KrF-Laser (248 nm), XeCl-Laser (308 nm) und ein Nd:YAG-Laser (1060 nm). Mit einer Leistung zwischen 3 und 33 W/cm<sup>2</sup> und der äußeren Krafteinwirkung konnten die Brackets laser- und kraftunterstützt ohne feststellbare Schmelzschäden abgelöst werden (79).

Obata et al. verglichen experimentell die Wirkung eines Superpuls CO<sub>2</sub>-Laser mit einem normalen Puls CO<sub>2</sub>-Laser. Der normale Pulslaser konnte die Ablösekraft um ca. 50 % herabsetzen, wohingegen der Superpuls Laser diese mehr als halbieren konnte. Die pulpale Erwärmung bei 2 und 3 W Leistung lag im physiologischen Rahmen (89).

Der Einsatz von Diodenlasern beim Debonding wurde von Feldon et al. in deren publizierten Studie untersucht. Sie versuchten mono- und polykristalline Keramikbrackets mittels Diodenlaser bei 2 s Bestrahlung und 2 bzw. 5 W/cm<sup>2</sup> abzulösen. Die Ablösekraft konnte bei polykristallinen Brackets nicht verändert werden. Die Ablösekraft der monokristallinen Brackets konnte gesenkt werden (96).

Oztoprak et al. haben das Debonding-Verhalten polykristalliner Brackets bei Nutzung eines Er:YAG-Lasers getestet. Sie fanden bei einer Laser-Anwendung von 9 s und 4,2 W Leistung eine um die Hälfte reduzierte Ablösekraft der Keramikbrackets (9,52 MPa) im Gegensatz zur nicht Laser-Kontrollgruppe (20,75 MPa). Sie schlussfolgerten, dass der Er:YAG-Laser zum Debonding verwendbar ist, aber eine zusätzliche externe Krafteinwirkung zum erfolgreichen Ablösen notwendig ist. Die ARI-Index Werte lagen bei 2 und 3 (102).

Im Gegensatz dazu untersuchten Mundethu et al. (105) den Er:YAG-Laser zum Debonding ohne externe Krafteinwirkung. In ihrem Experiment konnten 95 % der getesteten Brackets mit einem Puls bei 600 mJ und 800 µs Dauer abgelöst werden. In den elektronenrastermikroskopischen Nachuntersuchungen konnten Schmelzbeschädigungen ausgeschlossen werden. Der ARI-Index war bei allen Proben 3.

Stein et al. haben in einer aktuellen Studie eine neue Wellenlänge von 445 nm beim Ablöseversuch getestet (99). Hierbei wurden drei Bracketseiten für jeweils 5 s bestrahlt. Es konnte festgestellt werden, dass signifikant weniger Kunststoff zurückbleibt. Dadurch wird das Risiko für Schmelzschäden verringert und die Behandlungszeit verkürzt, wodurch sich eine klinische Relevanz ableiten lässt (107).

### **2.5.3 Mechanismen des laserunterstützten Debondings**

Tocchio et al. (79) beschreiben in ihrer Publikation die verschiedenen Mechanismen des Debondings mittels Laser. In ihrer Studie verwendeten sie drei unterschiedliche Lasertypen mit unterschiedlichen Wellenlängen. Hierbei stellten sie fest, dass es drei unterschiedliche Ablösemechanismen gibt – thermisches Erweichen des Kunststoffs, die

Ablation und die Photoablation. Beim thermischen Debonding ist durch die langsame Prozessgeschwindigkeit ein stärkerer Temperaturanstieg des Brackets und des Zahnes mit entsprechender pulpaler Reaktion zu erwarten. Je nachdem, welche Komponenten die Laserenergie stärker absorbieren, erfolgt die Erwärmung stärker im Bracket, im Zahnschmelz oder im Kunststoff selbst. Beim thermischen Erweichen rutscht das Bracket nach der benötigten Zeit durch die Schwerkraft am Zahn entlang nach unten.

Für eine thermische Ablation muss die Laserenergie hoch genug sein den Kunststoff direkt vom festen Zustand in einen verdampfenden Aggregatzustand zu überführen ohne ihn langsam zu erweichen. Tocchio et al. folgerten hieraus, dass die stärkste Gasansammlung genau in der Mitte der Bracketbasis erfolgt, da auch genau dort der Laserstrahl auftritt. Durch den schnellen Gasdruckanstieg wird das Bracket mithilfe einer kleinen Explosion schlagartig vom Zahn abgelöst. Hierbei ist keine äußere Kraft notwendig (79, 93). Durch den schnellen Ablauf und die schnelle Abführung der entstandenen Wärmeenergie bleiben das Bracket und der Zahn annähernd temperaturneutral. Es kann bereits ein Laserimpuls zur thermischen Ablation durch kleine leicht verdampfbarer Restmonomer-Bestände oder Wasserpartikel ausreichen.

Die Photoablation als dritter Mechanismus benötigt sehr hohe Laserenergien, die mit dem Kunststoffmaterial direkt wechselwirken. Durch den schnell entstehenden, hohen Gasdruck kommt es ebenfalls zu einer explosionsartigen Ablösung des Brackets (79, 93). Durch den schnellen Vorgang ist die Wärmediffusion zum Bracket und zum Schmelz sehr gering und verbleibt im physiologischen Rahmen (52). Zur Photoablation kommt es nach Tocchio et al. innerhalb der ersten 0,5 s Laserzeit. Eine danach aufgetretene Ablösung hat eine thermische Ablation als Grundlage, wodurch der Temperaturanstieg höher ist als bei der Photoablation.

Obata et al. (89) haben in ihrem Experiment mit dem CO<sub>2</sub>-Laser eine notwendige Brackettemperatur von 150 °C zum Erweichen des Kunststoffs festgestellt. Das Bracket wird unmittelbar nach dem Erwärmen entfernt, damit die Ablösekraft sich durch das Erkalten nicht wieder erhöht (78, 108). Auch Strobl et al. gibt nach deren Studie mit dem CO<sub>2</sub>-Laser und dem Nd:YAG-Laser an, dass die mono- bzw. polykristallinen

Keramikbrackets durch das thermische Erweichen ablösen (80). Zusätzlich postulieren Mimura et al. und Obata et al., dass es neben dem Erweichen zu einer Kontraktion des Kunststoffes kommt, welche das Debonding begünstigen (89, 109).

In einer Debonding-Studie mittels Er:YAG-Laser von Oztoprak et al. schlussfolgerten die Autoren, dass das Debonding durch eine thermische Erweichung ausgelöst wurde (102). Entgegen der Meinung von Oztoprak et al. gaben Mundethu et al. als Debonding-Mechanismus beim Er:YAG-Laser-Debonding eine Photoablation an. Dies wurde durch die schnell verdampfenden, eingeschlossenen Wassermoleküle erklärt. Durch den schnell ansteigenden Gasdruck in einem geschlossenen System kommt es zum explosionsartigen Debonding mit einem ARI-Index von 3. Dieses explosionsartige Ablösen kann an der Laserspitze taktil beobachtet werden (105, 110, 111).

Pich et al. und Gimbel et al. haben in ihren Versuchen den Er:YAG-Laser zum Auflösen von Klebeverbindungen bei Keramikversorgungen getestet. Untersucht wurden Glasionomerezement, adhäsiver Kunststoff und herkömmlicher Zement. Es wurde nicht im direkten Bezug auf Keramikbrackets getestet, sondern in Bezug auf Keramikrestorationen. Der Komposit reagiert durch die beschriebene explosionsartige Verdampfung der organischen Matrix. Nach der Laseranwendung wurden die Keramikoberflächen auf eventuelle Beschädigungen zusätzlich überprüft. Hier wurde festgestellt, dass der Laser die chemische Oberflächenzusammensetzung nicht verändert, aber die organischen Verbindungen ablöst (112, 113).

#### **2.5.4 Laserzeit zum Debonding der Keramikbrackets**

Die benötigte Zeit zum Debonding von Keramikbrackets wird durch den Einsatz eines Lasers deutlich reduziert. Diese Verkürzung konnte in zahlreichen Studien nachgewiesen werden. Beispielsweise geben Obata et al. (89) eine Laserzeit mit dem supergepulsten CO<sub>2</sub>-Laser in der 2 W-Gruppe von 4 s an. Wichtig ist bei der Laserablösung, dass die Entfernung kurz nach der Lasereinstrahlung erfolgt, da bereits 1 Minute nach der Laserbestrahlung eine signifikant höhere Ablösekraft notwendig ist (78, 108).

Oztoprak et al. haben in deren Studie zur ausreichenden Reduktion der Ablösekraft bei Verwendung eines Er:YAG-Lasers bei 4,2 W eine ideale Laserzeit von 6 s gefunden

(102). Mundethu et al. (105) untersuchten ebenfalls die Laser-Debondingzeit am Er:YAG-Laser und polykristallinen Brackets. In ihrer Studie benötigten sie für 95 % der Brackets weniger oder gleich 0,5 s Laserbestrahlungszeit zum erfolgreichen Debonding ohne externe Krafteinwirkung. Durch eine entsprechend kurze Laserzeit kann die Temperaturerhöhung kontrolliert gesenkt werden und damit eventuelle Temperaturschäden der Pulpa minimiert werden. Zusätzlich stellten Mundethu et al. fest, dass ein Kunststoffüberschuss an den Bracketbassiseiten auf der Zahnoberfläche einen negativen Einfluss auf das Debonding-Verhalten hat.

### **2.5.5 Temperaturänderungen**

Bei den Temperaturänderungen besteht das höchste Risiko für die direkt in der Nähe befindliche vitale Pulpa, da diese deutlich temperaturempfindlicher ist als der Zahnschmelz oder ein Bracket. Um einen Grenzbereich an tolerablen Temperaturerhöhungen für die Pulpa zu definieren wird die experimentelle Untersuchung von Zach und Cohen et al. an Rhesusaffen verwendet. Sie definieren eine Temperaturerhöhung um 1,8 °C als physiologisch. Diese Erhöhung hat keine pathologischen Veränderungen der Pulpa zur Folge. Bei einer Temperaturerhöhung um 5,5 °C wurden in 15 % der Fälle eine Pulpanekrose beobachtet (114).

Für die Temperaturerhöhung der Pulpa ist die Durchlässigkeit der Laserenergie der einzelnen Grenzstoffe, wie auch die Wellenlänge des Lasers, von Bedeutung. Beispielsweise hat der Nd:YAG-Laser eine höhere Durchlässigkeit als der CO<sub>2</sub>-Laser im Zahnschmelz und damit einen stärkeren Temperaturanstieg in der Pulpa zur Folge (93). Zur Reduktion des Temperaturanstiegs kann eine Pause zwischen einzelnen Laserimpulsen geschaltet werden (115). In der Vergleichsstudie des Superpuls CO<sub>2</sub>-Laser und des normalen CO<sub>2</sub>-Laser wurde eine pulpale Temperaturerhöhung von 2,1 °C bzw. 2,7 °C protokolliert (89). Ma et al. stellten in ihrer Versuchsreihe fest, dass sich die Temperaturerhöhung linear zur verlängerten Laserzeit verhält. Sie verwendeten einen 18 W CO<sub>2</sub>-Laser bei polykristallinen Brackets. Hierbei wurde ein pulpaler Temperaturanstieg von 0,91 °C bei 1 s Laser, 1,75 °C bei 2 s Laser und 2,67 °C bei 3 s Laserzeit gemessen (106). Feldon et al. postulieren eine Abhängigkeit des Temperaturanstiegs und der verwendeten Laserenergie. Im ersten Teil ihres Versuchs laserten sie mit 2 W/cm<sup>2</sup>

Leistung und haben einen Anstieg innerhalb der 5,5 °C Schwelle gemessen. Die zweite eingestellte Leistung von 5 W/cm<sup>2</sup> bewirkte eine signifikant über der Schwelle liegende Temperaturänderung der Pulpa (96). Im experimentellen Versuch von Nalbantgil et al. (116) wurden verschiedene Leistungen des Er:YAG-Lasers bei gleichbleibender Laserzeit in Bezug auf die Temperaturänderung der Pulpa hin untersucht. Hierbei konnte ein Temperaturanstieg bei 2 W um 0,67 °C, bei 4 W um 1,25 °C und bei 6 W um 2,36 °C registriert werden. Die Messungen erfolgten unter Wasserkühlung des Lasers. Sie kamen zum Ergebnis, dass die sicherste Kombination aus Laserenergie und -zeit die 4 W Gruppe darstellt. Hierbei kann das Risiko eines Temperaturschadens auf ein Minimum reduziert werden. Stein et al. (117) konnten mittels 445 nm Dioden Laser einen maximalen Temperaturanstieg beim Debonding von 2,23 °C im Zentrum der Pulpa messen. Bei dem Versuchsaufbau wurden 3 Temperaturmesspunkte genutzt - P1 (Zentrum der Pulpa), P2 (im Zahnhartgewebe) und T0 (Grenzfläche, Bracketbasis). Die Temperatur wurde während des Versuchs an zwei Zeitpunkten gemessen – vor und nach dem Lasern. Zusätzlich wurde der höchste Temperaturanstieg während des Laservorgangs protokolliert als T<sub>max</sub>. Durch den unter des Schwellenwertes liegenden Temperaturanstieg ist der Diodenlaser mit 445 nm Wellenlänge zum Debonding bezogen auf den Temperaturanstieg geeignet.

### **2.5.6 Laserdurchlässigkeit bei Keramikbrackets**

Eliades et al. (118) untersuchten in ihrer Studie die Laserlichtdurchlässigkeit verschiedener Keramikbrackets, unterteilt in zwei Gruppen – mono- und polykristalline Keramikbrackets. Sie verwendeten Laserwellenlängen von 320 nm und 700 nm. Sie stellten fest, dass polykristalline Brackets einen geringen Prozentsatz des Laserlichts durchlassen. Dies führt Eliades et al. auf eine Lichtstreuung an den Korngrenzen, Mehrfachbrechungen und Dispersion zurück. Im Gegensatz dazu waren monokristalline Brackets signifikant lichtdurchlässiger für die getesteten Wellenlängen.

Auch Strobl et al. (80) beschreiben polykristalline Keramikbrackets mit einer zufälligen Anordnung von Mikrokristallen mit zufälliger Größe und Form. Dadurch kommt es im Vergleich zu monokristallinen Brackets zu einer höheren Energieverteilung in Form von Wärme und Licht. Durch die deutlich geringere Streustrahlung bei monokristallinen

Brackets kommt es bei gleicher Energieeinstellung bei monokristallinen Brackets zu einem höheren Temperaturanstieg als bei polykristallinen Brackets im gleichen Versuchsaufbau. Ca. 15 - 26 % (polykristallin) bzw. 17 - 29 % der einfallenden Laserenergie werden an der Kunststoffgrenze in Hitze umgewandelt zum thermischen Debonding. Die Absorption der polykristallinen Brackets beträgt ca. 16,6 % (+- 2,5 %) und der monokristallinen Brackets 8 % (+- 2,5 %). Darauf schlussfolgerten Strobl et al., dass bis zu 75 % der einfallenden Laserenergie die Zahnschmelzoberfläche erreicht.

Oztoprak et al. (102) postulieren, dass zur Photoablation hohe und schnell einwirkende Laserenergiemengen benötigt werden. Diese Energie muss mit dem Kunststoff an der Grenzfläche interagieren und diesen verdampfen. Dies impliziert eine benötigte hohe Laserlichtdurchlässigkeit.

Pich et al. (112) untersuchten mithilfe von zwei unterschiedlichen Wellenlängen die Transluzenz von dentalen Keramiken und Befestigungszementen. Verwendet wurde ein Diodenlaser und ein Er:YAG-Laser. Hierbei konnten keine signifikanten Unterschiede in der Laserlichtdurchlässigkeit ermittelt werden.

Mundethu et al. (105) stellten eine Laserlichtdurchlässigkeit für polykristalline Keramikbrackets von 85 % bei Verwendung eines Er:YAG-Lasers mit einer Wellenlänge von 2940 nm fest. Daraus schlussfolgerten sie, dass 85 % der einfallenden 600 mJ (also 510 mJ) Laserenergie mit dem Adhäsiv wechselwirken, wenn die Streuung des Laserlichts im Bracket möglichst niedrig ist.

## **2.6 Fragestellung**

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, eine einfache und sichere Methode des Er:YAG-Lasers zum Debonding von polykristallinen Keramikbrackets in einer eigenen Studie darzulegen. Hierbei soll das Entfernen ausschließlich mittels Laser und ohne externe Krafteinwirkung erfolgen, um Schmelz- und Bracketfrakturen während des Debonding-Vorgangs auf ein Minimum reduzieren zu können. Außerdem sollen Schmerzempfindungen des Patienten beim kraftlosen Entfernen der Brackets reduziert werden. Die vorliegende Arbeit soll

---

hierdurch ausgelöste Schmelz- oder Bracketfrakturen in der Praxis auf ein Minimum limitieren.

## 3 Material und Methoden

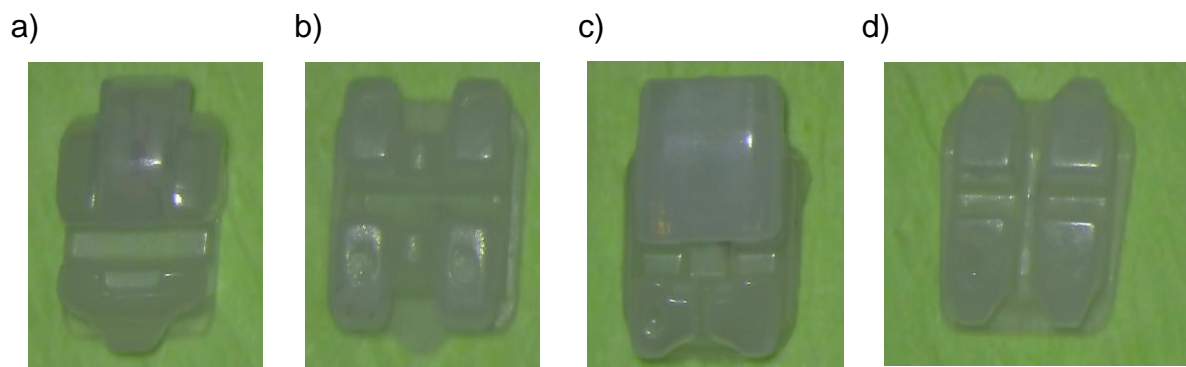
### 3.1 Material

#### 3.1.1 Frisch extrahierte Zähne

Für die vorliegende Studie wurden bei verschiedenen Oralchirurgen und chirurgisch tätigen Kollegen 120 dritte Molaren mit intakter Zahnkrone gesammelt. Die Zähne wurden bis zur Durchführung der Versuche in isotonischer Kochsalzlösung (B. Braun NaCl 0,9 %) bei Raumtemperatur gelagert. Zur Kontaminationsprophylaxe wurde die Kochsalzlösung alle 7 Tage gegen eine neue ausgetauscht.

#### 3.1.2 Auswahl der Brackets

In der Studie sollen verschiedene Keramikbracketsysteme miteinander verglichen werden. Zum Vergleich wurde die optische Transluzenz im Bereich der Zentralslotführung der Brackets als Referenzwert herangezogen. Die Transluzenz ist für die Absorption der Laserenergie entscheidend, je höher die Transluzenz desto stärker ist die Wechselwirkung der Laserenergie und dem Bonding-Material. Die Transluzenz wurde von vier standardmäßig verwendeten Keramikbrackets getestet – Damon® Clear™ (Ormco Corporation, Orange CA), Clarity™ Ultra Selbstlegierende Klappenbrackets (3M Unitek, Monrovia, CA), Clarity™ ADVANCED (3M Unitek, Monrovia, CA) und Discovery® (Dentaurum GmbH & Co. KG, Ispringen, Deutschland).



**Abbildung 5:** Übersicht der verwendeten Keramikbrackets

Damon® Clear™ Bracket

Discovery® Bracket

Clarity™ Ultra Bracket

Clarity™ ADVANCED Bracket

Bei den Clarity™ ADVANCED hat lediglich 25 % der Laserenergie die Bracketbasis bzw. das Bonding erreicht. Durch die metallische Verstärkung des Bracketslots ist die Laserdurchlässigkeit deutlich reduziert. Die auftreffende Energie im Bereich der Bondingstelle wurde dokumentiert. Entgegen dessen ist die Transluzenz der Clarity™ Ultra Brackets deutlich höher und lag in unserem Versuch bei 57 - 58 %. Zur Fehlerreduktion wurde die Versuchsreihe je Bracket zehn Mal durchgeführt. Durch die höchste Referenzleistung werden die Clarity™ Ultra als Goldstandard zum Vergleich definiert. Das Clarity™ Ultra System ist ein vollkeramisches und passiv selbstlegierendes Bracketssystem.

### **3.1.3 Bonding- und Kunststoffauswahl**

Jeder Brackethersteller spricht für sein System eigene Bonding- und Kunststoffempfehlung aus. Für die Keramikbrackets von 3M wird als Bonding Transbond™ XT Light Cure Adhesive Primer (3M Unitek, Monrovia, CA) empfohlen. In der Vergleichsstudie von Azezullah et al. wurde eine mittlere Haftfestigkeit von 14,7 MPa für die Kombination aus Clarity Bracket und Transbond™ Bonding ermittelt (119). Zur Vergleichbarkeit der verwendeten Materialien wird in der vorliegenden Arbeit Transbond™ XT immer als Bonding Material verwendet.

Neben der oben geschilderten Vorgehensweise gibt es bereits vorkonfektionierte Keramikbrackets mit passend aufgetragener Menge Kunststoff. Die Keramikbrackets von 3M, Clarity™ Ultra und Clarity™ ADVANCED werden in dieser Konfektion angeboten. Bei dem Kunststoff handelt es sich um Transbond™ (3M Unitek, Monrovia, CA) -Kunststoff als sogenannte APC Flash-Free Adhäsivvorbeschichtung (3M Unitek, Monrovia, CA). Verwendet wurde in dieser Studie die Flash-Free Variante der Clarity™ ADVANCED Brackets.

### 3.1.4 Ätzel

Zur Schmelzätzung wurde in der Studie Unitek™ Etching Gel (3M Unitek, Monrovia, CA), 37 %ige Phosphorsäure, verwendet.



Abbildung 6: Schmelzätzung mittels Unitek™ Etching Gel

### 3.1.5 Laser

Verwendet wurde der Er:YAG - Laser Lightwalker® AT / AT S (Fotona GmbH, Grubingen, Deutschland).



Abbildung 7: Fotona Lightwalker® Laser  
([https://www.creanovagroup.com/resources/img/creanova/new\\_FTN001\\_D01.png](https://www.creanovagroup.com/resources/img/creanova/new_FTN001_D01.png))

### 3.1.6 Feldemissions-Rasterelektronenmikroskop

Die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung wurde mit dem Feldemissions-Rasterelektronenmikroskop vom Typ LEO 1530 (Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena Deutschland) durchgeführt.



Abbildung 8: Feldemissions-Rasterelektronenmikroskop LEO 1530



Abbildung 9: Untersuchungshalterung mit Damon® Clear™ - Testgruppe von li nach re: Damon® Clear™ Bracket nach Laser-Debonding, Kunststoffreste auf Schmelzoberfläche nach Debonding, polierte Zahnschmelzlamelle nach Entfernung Kunststoffreste, werksneues Damon® Clear™ Bracket

### 3.1.7 Transmission

Zur Bestimmung der Laser-Transmission je Brackettyp wurde der Fieldmaster GS (Coherent Inc, Santa Clara, USA) verwendet.

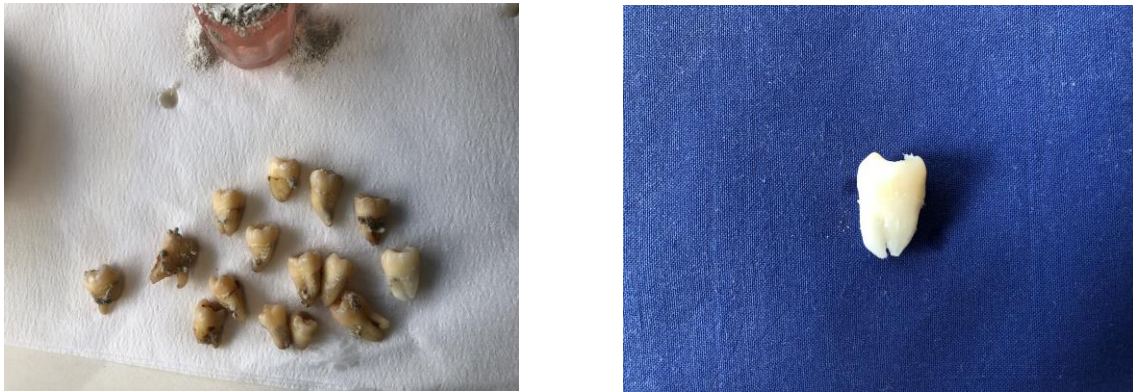
## 3.2 Methoden

### 3.2.1 Vorbehandlung der Zähne



**Abbildung 10:** Übersicht der verwendeten Materialien  
Bimssteinpulver, Unitek™ Etching Gel, Transbond™ XT Light Cure Adhesive  
Primer, TransBond™

Die Präparation der in isotonischer Kochsalzlösung gelagerten dritten Molaren erfolgte nach dem Zufallsprinzip. Die bukkalen Flächen wurden zunächst mit Bimssteinpulver und Wasser mit einer Polierbürste unter Verwendung eines Hochgeschwindigkeitshandstücks für 15 s gereinigt.



**Abbildung 11:** Reinigung  
Reinigung der bukkalen Flächen mittels Hochgeschwindigkeitshandstück und Bimssteinpulver

Nach der Reinigung wurde das mittlere Drittel der Fläche für 30 s mit Unitek™ Etching Gel (3M Unitek, Monrovia, CA) geätzt. Nach Ablauf der festgelegten Zeit wurde das Ätzgel mit Wasser 20 s abgespült.

a)



b)

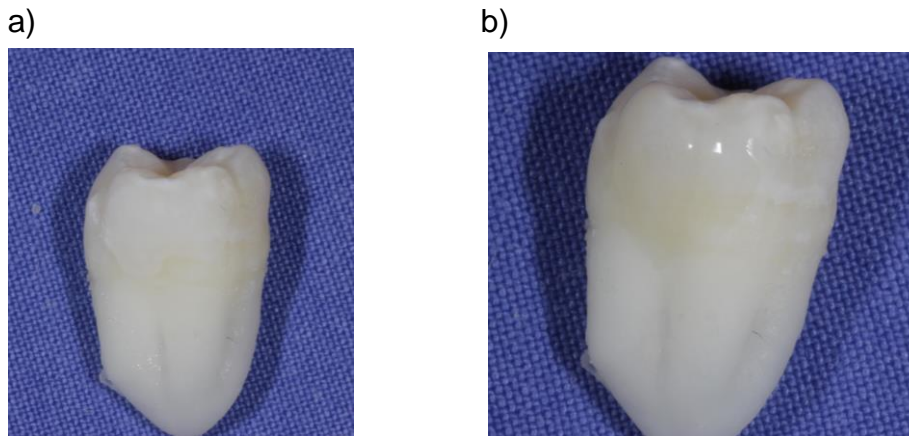


**Abbildung 12:** Schmelzätzung  
Schmelzätzung mit Unitek™ Etching Gel  
Sichtbares Schmelzätzmuster nach dem Abspülen mit Wasser und Trocknung

Anschließend wurde auf die geätzte Fläche Transbond™ XT Light Cure Adhesive Primer (3M Unitek, Monrovia, CA) aufgetragen und 10 s lichtgehärtet.

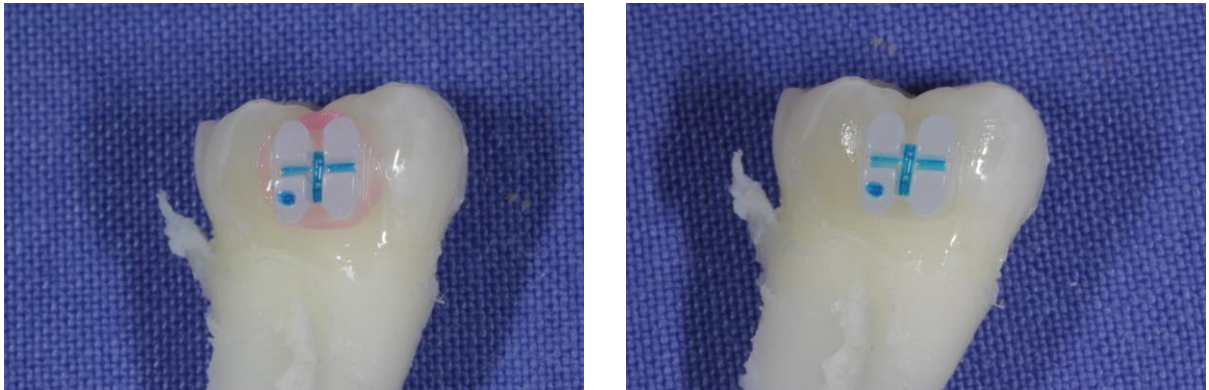


**Abbildung 13:** verwendetes Transbond™ XT Light Cure Adhesive Prime (3M Unitek, Monrovia, CA) ([https://www.orthodepot.de/images/product\\_images/info\\_images/712-034.jpg](https://www.orthodepot.de/images/product_images/info_images/712-034.jpg))



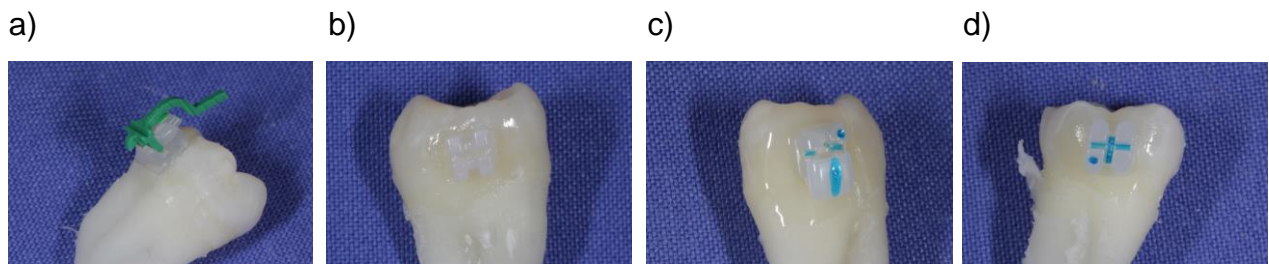
**Abbildung 14:** Bonding  
Sichtbares Schmelzätzmuster  
Transbond™ XT Prime auf Schmelzoberfläche aufgetragen

Danach wurde zur adhäsiven Befestigung der nicht vorbeschickten Brackets (Damon® Clear™, Discovery® und Clarity Ultra) Transbond™ XT Adhesive (3M Unitek, Monrovia, CA) in kleinen Portionen auf die Bracketbasis aufgetragen. Das Bracket wurde anschließend auf der konditionierten Fläche fest angedrückt und die Kunststoffüberreste mit einem Heidemannspatel entfernt. Die Clarity™ ADVANCED Brackets sind „Flash-Free“ Brackets, sie haben bereits den Transbond™ XT Kunststoff vorgefertigt auf der Bracketbassiseite. Der Kunststoff ist zur deutlich besseren Sichtbarkeit rosa eingefärbt und beinhaltet nach der Lichthärtung einen Farbumschlag ins Durchsichtige. Die Färbung hat das Entfernen der Kunststoffüberreste maßgeblich vereinfacht.



**Abbildung 15:** Clarity™ ADVANCED Bracket „Flash-Free“ Bracket nach dem Andrücken auf die Zahnoberfläche mit rosafarbenem TransBond™ Kunststoff  
Bracket nach dem Entfernen der Überschüsse und Lichthärten

Danach wurde für 20 s lichtgehärtet (Ortholux-Licht, 3M, Monrovia, CA). Die rosa Färbung des Transbond™ XT Kunststoff im Fall der Clarity ADVANCED Brackets ist nach dem Lichthärten verloren gegangen. Die beklebten Zähne sind zur Aufbewahrung wieder in die Kochsalzlösung eingelegt worden.



**Abbildung 16:** Brackets nach dem Kleben  
a) Damon® Clear™  
b) Discovery®  
c) Clarity™ Ultra  
d) Clarity™ ADVANCED

### 3.2.2 Pilotstudie – Auswahl der Laserenergie, Laserfrequenz und Impulsdauer

In der Pilotstudie sollten die Lasereinstellungen zum Debonding der Keramikbrackets ohne externe Krafteinwirkung ermittelt werden. Hierzu wurden verschiedene Einstellungen kombiniert: Laserenergie, Laserfrequenz und Laserimpulsdauer. Verwendet wurde der Lightwalker® Er:YAG-Laser von Fotona mit dem Handstück H14-N mit einer 12.1 zylindrischen Saphirspitze. Die erste ausgewählte Lasereinstellung war: Energie 515 mJ, Frequenz 2 Hz und Impulsdauer von 100 µs ohne Wasserkühlung. Zum Debonding wurde zufällig ein vorkonfektionierter Zahn mit Clarity™ Ultra Bracket untersucht. Das Handstück wurde mit der Spitze genau auf die Zentralslotführung

positioniert. Zum reinen Debonding mit dem Er:YAG-Laser wurden 1,5 s Laserzeit benötigt. Die Energie wurde aufgrund der kurzen Debondingzeit in der Pilotstudie für die weiteren Versuche auf 400 mJ gesenkt. Die weiteren Einstellungen blieben unverändert. Die folgenden beiden Clarity™ Ultra Brackets lösten sich bereits nach einem Impuls bzw. 0,5 s Laserzeit kraftlos vom Zahn ab. Das 3. Clarity™ Ultra Bracket löste sich nach vier Impulsen bzw. 2,0 s Laserzeit ab. Der 5. Versuch erfolgte mit 300 mJ Laserenergie bei gleicher Frequenz. Hierbei war eine Laserzeit von knapp 3,0 s zum erfolgreichen Debonding notwendig. Die folgenden 5 Pilotstudienbrackets wurden jeweils mit 0,5 s Laserzeit erfolgreich kraftlos abgelöst bei einer Frequenz von 2 Hz und 500 mJ Laserenergie.

Die Rückstände des Adhäsivs auf der Schmelzoberfläche wurden nach dem ARI-Index unterteilt. Der ARI-Index wurde von Artun et al. eingeführt (31) und in vier Abstufungen klassifiziert. In Stufe 0 finden sich keinerlei Adhäsivreste auf dem Zahnschmelz, Stufe 1 weniger als 50 %, Stufe 2 mehr als 50 % und in Stufe 3 ist das gesamte Adhäsiv auf dem Zahnschmelz verblieben. Durch die Einteilung der Kategorien, meist durch rein optische Wahrnehmung, ist der Index mit einer subjektiven Note belegt. Allerdings eignet er sich als prozentualer Vergleichsindex in der Literatur. Es gibt zahlreiche Abwandlung des Indexes durch diverse Autoren.

Der ARI-Index der getesteten Zähne lag in neun Fällen bei 3 und in einem Fall bei 2, so dass der gesamte Kunststoff auf der Schmelzoberfläche verblieben ist. Hierdurch werden Schmelzschäden und -frakturen reduziert. Die letzte Lasereinstellung wurde für die Hauptstudie für alle Bracketsysteme verwendet.



**Abbildung 17:** verwendete Lasereinstellung Fotona Lightwalker®

### 3.2.3 Hauptstudie

In der Hauptstudie sollte das Debonding mit den zuvor in der Pilotstudie getesteten Lasereinstellung an vorkonfektionierten Zähnen durchgeführt werden. Hierzu wurden vier Gruppen erstellt:

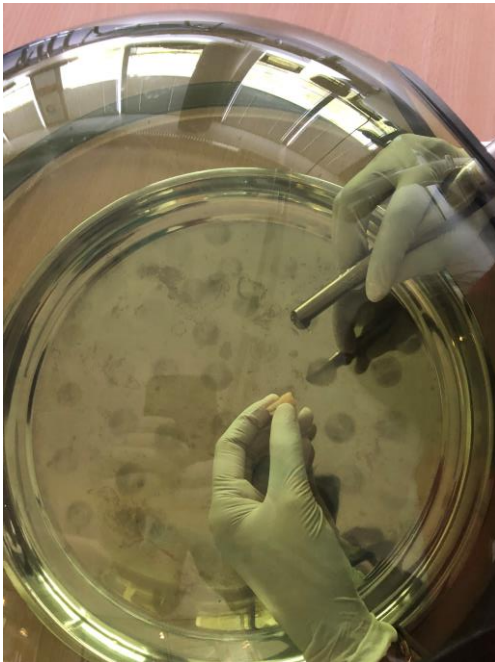
1. Damon® Clear™ Bracket
2. Discovery® Bracket
3. Clarity™ Ultra Bracket
4. Clarity™ ADVANCED Bracket

Die Präparation der Zähne erfolgte nach der o.g. (oben genannten) Methode für alle Gruppen gleichermaßen. Nach der Präparation wurden die Zähne nochmals 7 Tage in physiologischer Kochsalzlösung gelagert, um die Gegebenheiten des Mundraumes zu simulieren.

Folgende Parameter wurden während des Tests jedes Zahnes der Gruppen 1 - 4 dokumentiert:

- Lasereinstellung
- Zeit bis zum Debonding ohne externe Krafteinwirkung
- ARI-Index (Nachkontrolle unter Lichtmikroskop)

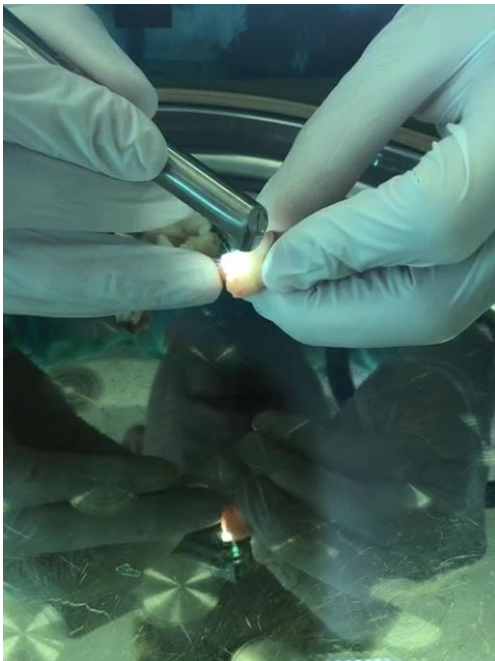
a)



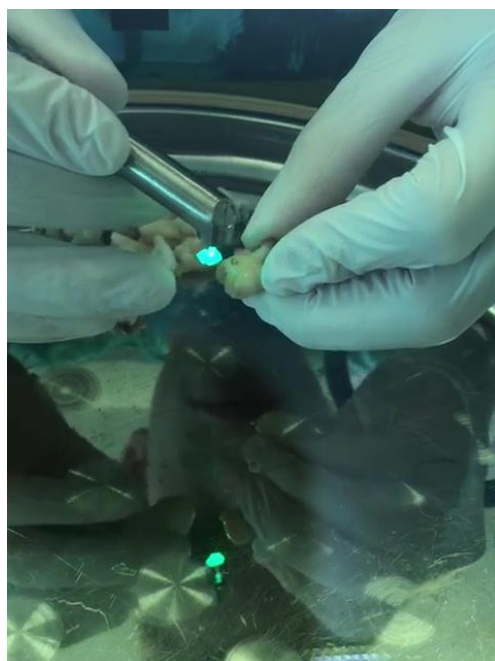
b)



c)



d)



**Abbildung 18:** Laser-Debonding Hauptstudie

- a) Übersicht Versuchsaufbau
- b) vor dem Laserimpuls mit Laserpositionierungslicht
- c) aktiver Laserimpuls
- d) abgelöstes Bracket am Lasertip mit Positionierungslicht

### 3.2.4 Lichtmikroskopische Nachuntersuchung

Nach dem erfolgreichen Debonding wurden die Brackets und Zähne nach Gruppenzugehörigkeit gelagert und anschließend gesondert lichtmikroskopisch nachuntersucht. Verwendet wurde das Zumax OMS 2350 Lichtmikroskop (American Dental Systems GmbH, Vaterstetten, Deutschland) mit einer 25,6-fachen Vergrößerungsmöglichkeit. Bei der Untersuchung wurde optisch der ARI-Index für jedes Bracket-Zahn-Paar bestimmt und dokumentiert. Nach der ARI-Index Erhebung wurden die Kunststoffreste auf der Zahnschmelzoberfläche mittels Hartmetallfinierer entfernt. Diese werden in der Kieferorthopädie nach Bracket-Entfernung zur Kunststoffentfernung benutzt. Abschließend wurden die Zähne nochmals lichtmikroskopisch auf Schmelzbeschädigungen überprüft.



Abbildung 19: Aufbau der Nachuntersuchung mittels Zumax OMS 2350 Lichtmikroskop

### 3.2.5 Rasterelektronenmikroskopische Nachuntersuchung

Von allen verwendeten Brackettypen wurde von jeder Gruppe ein Bracket rasterelektronenmikroskopisch vor dem adhäsiven Befestigen untersucht und fotografiert. Zusätzlich wurde von jeder Gruppe nach dem Debonding sowohl ein Bracket mit dessen Basisseite, als auch ein Zahn (Ausschnitt Klebefläche) mittels Rasterelektronenmikroskop untersucht. Verwendet wurde hierzu das Rasterelektronenmikroskop Leo Gemini 1530 (Carl Zeiss Microscopy GmbH, Jena, Deutschland), welches am Max-Planck-Institut für Polymerforschung der Johannes Gutenberg-Universität Mainz betrieben wird.

### 3.2.6 Transmission

Die Transmission jeder Bracketvariante wurde für den verwendeten Er:YAG-Laser in einem Transmissionsversuch getestet. Die Lichtdurchlässigkeit für die vorliegende Wellenlänge ist von essentieller Bedeutung in Bezug auf die Laserenergie-Übertragung. Die übertragene Energie wird bei niedriger Transmission des Brackets hauptsächlich durch die Bracketbasis absorbiert. Wenn das Bracket eine hohe Transluzenz aufweist, wird die einstrahlende Laserenergie von der Adhäsiv-Schmelz-Oberfläche aufgenommen. Verwendet wurde ein Laserleistungsmessgerät des Typ Fieldmaster GS. Der verwendete Detektor deckt Wellenlängen von 0,19 - 10,6  $\mu\text{m}$  ab. Zur Testung wurde der Laserstrahl zentral über dem Bracketslot positioniert und für jede Bracketvariante wiederholt. Hierzu wurde das Bracket in die Mitte einer schwarzen Karte zentriert. Die schwarze Karte ist nicht reflektierend oder absorbierend für die getestete Wellenlänge. Anschließend wurde die Laserdurchlässigkeit gemessen und protokolliert. Aus den gemessenen Werten wurde der Prozentsatz der Transmission je Brackettyp errechnet.

### 3.2.7 Datenerhebung

Die verwendeten Studien-Ergebnisse wurden in Microsoft® Office Excel 365 ProPlus erfasst. Folgende Parameter wurden in Tabelle 1 als relevant festgelegt und in Diagrammen ausgewertet:

Tabelle 1: Übersicht ausgewerteter Parameter

Parameter	
Debonding	ja nein
Impulsrate	1 - 10
Debondingzeit [s]	0,5 - 5
ARI-Index	1 - 3

Die ausgewählten Parameter wurden für die vier verschiedenen Brackettypen untersucht und gegenüberstellend analysiert.

### 3.2.8 Software

Tabelle 2 zeigt alle in dieser Arbeit verwendete Software.

*Tabelle 2: Verwendete Software*

<b>Verwendete Software</b>	<b>Firma</b>
Microsoft® Office Word 365 ProPlus	Microsoft® Corporation, Redmond (USA)
Microsoft® Office Excel 365 ProPlus	Microsoft® Corporation, Redmond (USA)

### 3.2.9 Auswertung und statistische Untersuchungsmethoden

Die statistische Analyse und die graphische Darstellung erfolgte über das Programm Microsoft® Office Excel des Software-Herstellers Microsoft® Corporation. Die Datenanalyse vergleicht die in Tabelle 1 genannten Parameter mit den vier verwendeten Bracketvarianten.

Die graphische Darstellung der Ergebnisse erfolgte als Liniendiagramm sowie als Säulen- und Kreisdiagramm zur Veranschaulichung der analysierten Daten.

Alle Ergebnisse wurden zur besseren Übersicht im Tabellenkalkulationsprogramm von Microsoft® Excel zusammengefasst. Die vier Brackettypen bilden die Hauptrubriken, zu denen die in Tabelle 1 dargestellten Parameter jeweils im Vergleich ausgewertet wurden. Die resultierenden Ergebnisse sollen eine Tendenz derjenigen Bracketvariante zeigen, welches das bestmögliche Verhalten beim Laser-Debonding zeigt unter den Schutzaspekten für den Zahn (keine Zahnschmelzfrakturen, Erwärmung der Pulpa).

Da es sich um eine rein experimentelle Analyse handelte, war eine Genehmigung des Studienprotokolls durch die Ethikkommission nicht notwendig.

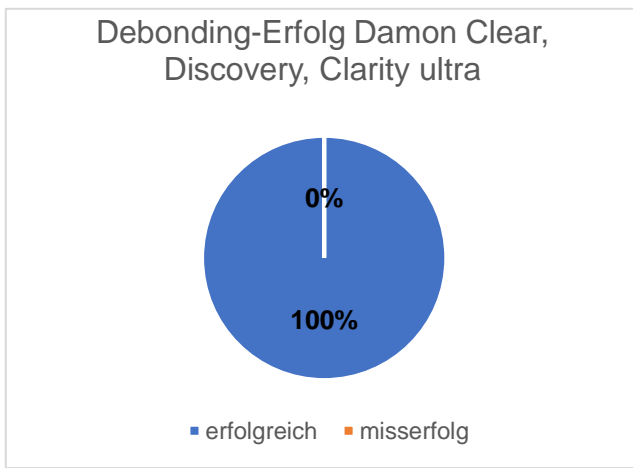
## 4 Ergebnisse

Bei Verwendung der in der Pilotstudie festgelegten Laser-Einstellungen (2 Hz, 500 mJ, MSP, keine Luft- oder Wasserkühlung) wurden bei drei von vier getesteten Brackettypen binnen 5 Impulsraten alle Brackets ohne externe Krafteinwirkung abgelöst. Die Debondingzeit war beim Clarity™ Ultra® Bracket mit einer durchschnittlichen Debondingzeit von 0,55 s die schnellste. Dahingegen ist die längste Debondingzeit beim Clarity™ ADVANCED mit durchschnittlich 1,44 s protokolliert. Durch die geringe Laserwiederholungsrate von 2 Hz konnte genau nach jeder Impulsrate der Laser gestoppt werden. Durch den Ablösevorgang des Brackets ist ein charakteristisches Geräusch entstanden, welches dem Bediener die erfolgreiche Ablösung akustisch signalisiert hat. Diese konnte durch Entfernen der Laserspitze auch unmittelbar ohne neue Impulsauslösung überprüft werden. Zusätzlich ist das Ablösen auch an der Laserspitze durch die mechanische Bewegung bzw. Ablösung des Brackets taktil wahrnehmbar. Die registrierten ARI-Indices lagen in der Mehrzahl bei 3, in einigen Fällen lagen sie bei 1-2. Es wurden lichtmikroskopische Bilder der Brackets vor dem Kleben und nach dem Debonding angefertigt. Ebenfalls lichtmikroskopisch nachuntersucht wurden alle Zähne vor und nach der Entfernung der Kunststoffreste, damit eine Schmelzschädigung kontrolliert und bewertet werden konnte. Zusätzlich wurde exemplarisch ein Bracket jeder Gruppe vor und nach dem Kleben rasterelektronenmikroskopisch untersucht. Des Weiteren wurde ein Zahn vor dem Kleben, nach dem Debonding und nach der Entfernung der Kunststoffreste rasterelektronenmikroskopisch beobachtet.

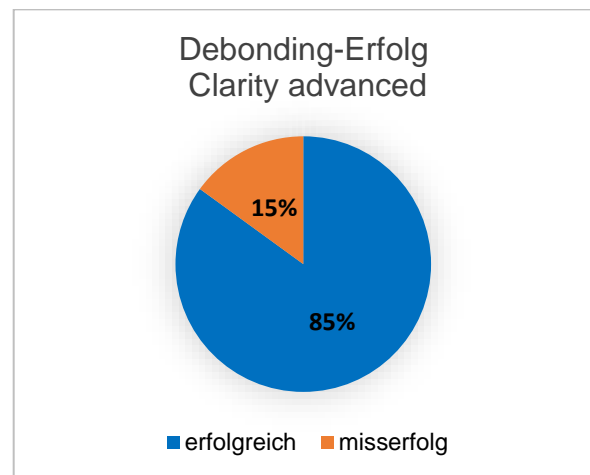
#### 4.1 Laser-Debonding-Erfolg

Beim Laser-Debonding wurden zu 100 % alle Brackets der Typen Damon® Clear™, Discovery® und Clarity™ Ultra ohne externe Krafteinwirkung entfernt. Für die Clarity™ ADVANCED Brackets konnte eine Laser-Debondingrate von 85 % protokolliert werden. Nach 10 Laserimpulsen wurde der Debonding-Versuch als Misserfolg gewertet.

a)



b)



**Abbildung 20:** Kreisdiagramm zum Laser-Debonding-Erfolg  
Erfolgsrate für Damon® Clear™-, Discovery®-, Clarity™ Ultra-Gruppe  
Erfolgsrate für Clarity™ ADVANCED Gruppe

## 4.2 Debondingrate im Verhältnis zur Impulsrate für die untersuchten Brackettypen

In der folgenden Abbildung werden die zum Debonding der verschiedenen Brackettypen benötigten Impulsraten verglichen. Das schnellste Debonding-Verhalten der 20 Zähne pro Testgruppe zeigte die Clarity™ Ultra Gruppe. In der mittleren Gruppe sind mit 17 bzw. 16 erfolgreichen Debondings beim ersten Impuls die Damon® Clear™ und Discovery® Brackets. Das langsamste Debonding-Verhalten zeigten in der Studie die Clarity™ ADVANCED Brackets mit einem erfolgreichen Debonding von 7 Brackets bei einem Laserimpuls. Im Liniendiagramm zeigt das Clarity™ Ultra Bracket das schnellste Debonding-Verhalten, so dass beim dritten Laserimpuls das letzte Bracket erfolgreich ohne externe Krafteinwirkung abgelöst wurde. In der mittleren Gruppe ist ebenfalls beim dritten Laserimpuls das letzte Bracket abgelöst worden, wohingegen die Damon® Clear™ Brackets nach dem fünften Laserimpuls ebenfalls vollständig abgelöst waren. Die Clarity™ ADVANCED Gruppe zeigt ein zunehmendes Debonding-Verhalten mit Zunahme der einwirkenden Laserimpulse. Ab dem fünften Impuls wurde bis zum achten Impuls noch ein Bracket abgelöst. Nach zehn Impulsen wurde der Debonding-Versuch des Brackets als Misserfolg gewertet. Insgesamt konnten drei Brackets in der Clarity™ ADVANCED Gruppe nach zehn Laserimpulsen nicht abgelöst werden.

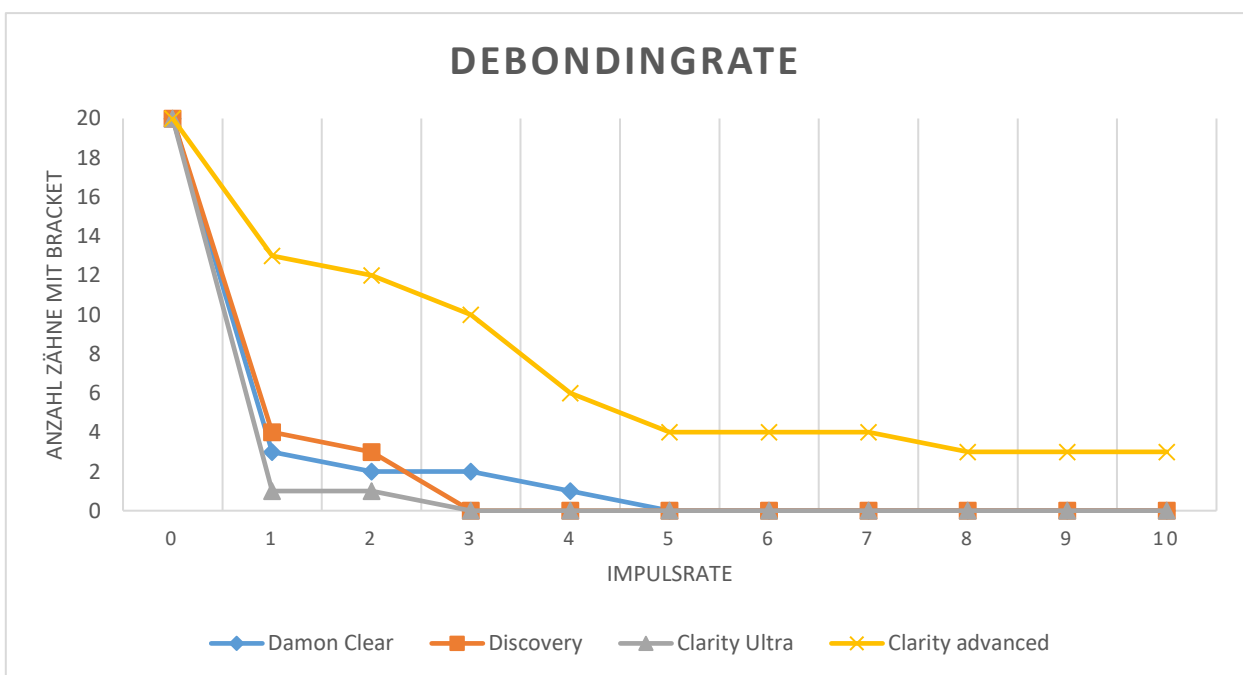


Abbildung 21: Debondingrate der vier Bracket-Gruppen im Vergleich zur benötigten Impulsanzahl

### 4.3 ARI-Index nach Debonding

Nach dem erfolgreichen Debonding der untersuchten vier Brackettypen wurden die Zahnoberflächen und Bracketbasen lichtmikroskopisch nachuntersucht. Untersucht wurde, wie viele der Kunststoffreste im Verhältnis auf der Zahnoberfläche bzw. auf der Bracketoberfläche zurückgeblieben sind. Im Ergebnis war der ARI-Index für die Clarity™ Ultra und Clarity™ ADVANCED Gruppe bei allen Zähnen 3, so dass der gesamte verwendete Kunststoff auf der Schmelzoberfläche verblieben ist und die Bracketbasis keine lichtmikroskopisch sichtbaren Kunststoffreste hat. Bei den Damon® Clear™ Brackets wurde ein Fall mit einem ARI-Index von 1 protokolliert, so dass in diesem Fall mehr als 50 % des Kunststoffs auf der Bracketbasis zurückgeblieben ist. In der Discovery® Gruppe gab es zwei Zähne mit einem ARI-Index von 1. Das folgende Balkenogramm veranschaulicht die Ergebnisse der lichtmikroskopischen Untersuchung.

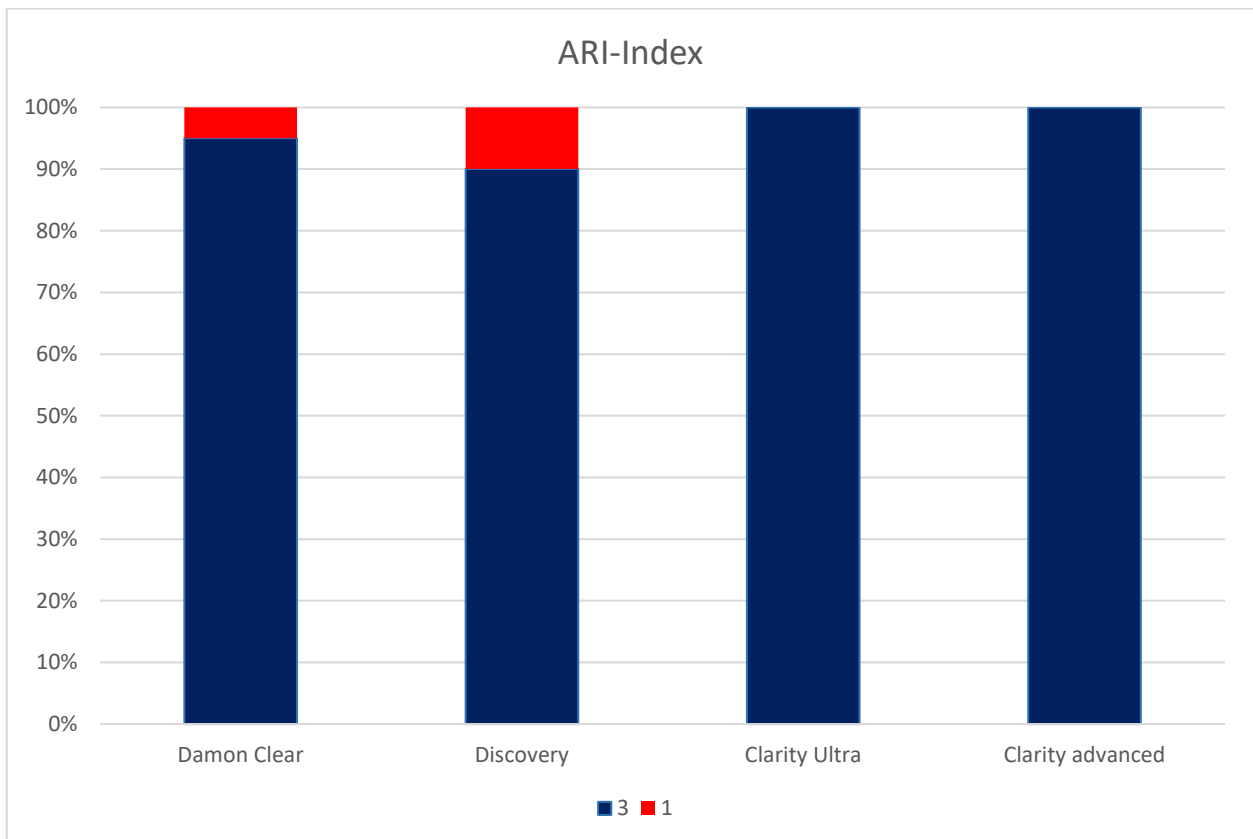


Abbildung 22: Lichtmikroskopisch nachuntersuchter ARI-Index der untersuchten Brackets/Zähne

Die folgenden Bilder zeigen jeweils exemplarisch ein lichtmikroskopisches Bild der Zahnschmelzoberfläche und der Bracketbasisseite je Gruppe bei einem ARI-Index von 3 und erfolgreichem Debonding beim ersten Laserimpuls. In allen erfolgreichen Debonding-Fällen und einem ARI-Index = 3 ist die Schmelzoberfläche nach der Entfernung der Kunststoffreste mittels Hartmetallfinierer unbeschädigt und intakt.

a)



b)



c)

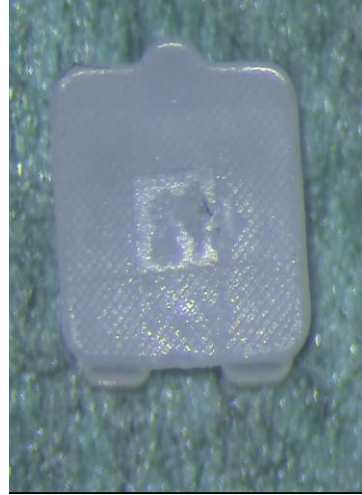


**Abbildung 23:** Lichtmikroskopische Bilder Damon® Clear™ Bracket  
Zahnoberfläche nach einer Laserimpulsrate, ARI-Index = 3  
Bracketbasis nach einer Laserimpulsrate  
unbeschädigte Zahnoberfläche nach Entfernung der Kunststoffreste

a)



b)



c)



**Abbildung 24:** Lichtmikroskopische Bilder Discovery® Bracket  
Zahnoberfläche nach einer Laserimpulsrate  
Bracketbasis nach einer Laserimpulsrate  
unbeschädigte Zahnoberfläche nach Entfernung der Kunststoffreste

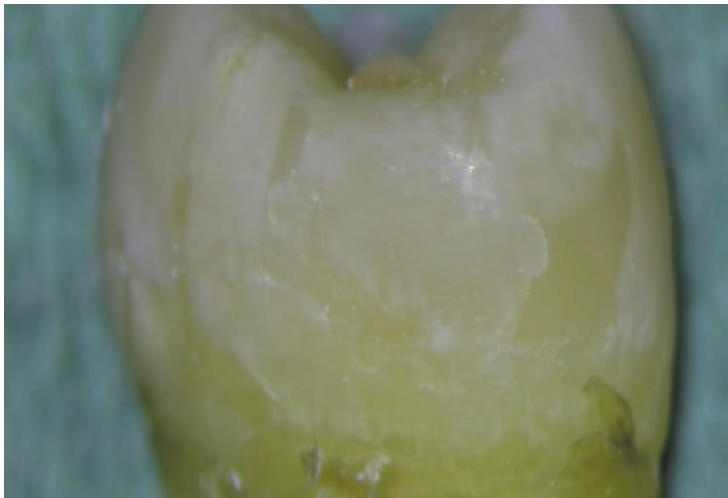
a)



b)



c)

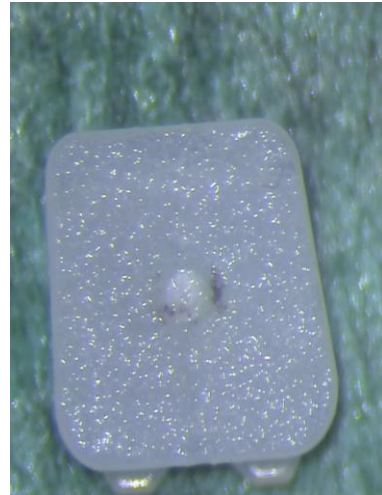


**Abbildung 25:** Lichtmikroskopische Bilder Clarity™ Ultra Bracket  
Zahnoberfläche nach einer Laserimpulsrate  
Bracketbasis nach einer Laserimpulsrate  
unbeschädigte Zahnoberfläche nach Entfernung der Kunststoffreste

a)



b)



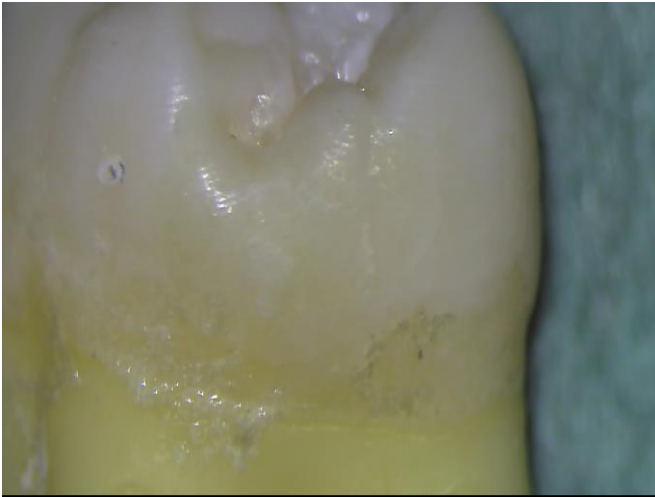
c)



**Abbildung 26:** Lichtmikroskopische Bilder Clarity™ ADVANCED Bracket  
Zahnoberfläche nach einer Laserimpulsrate  
Bracketbasis nach einer Laserimpulsrate  
unbeschädigte Zahnoberfläche nach Entfernung der Kunststoffreste

Die folgenden Bilder zeigen den Damon® Clear™ Fall mit einem ARI-Index von 1. Hierbei wurde durch das Laser-Debonding beim ersten Laserimpuls fast der gesamte Kunststoff vom Zahn abgelöst. Gleichzeitig wurde die Schmelzoberfläche optisch geschädigt.

a)



b)

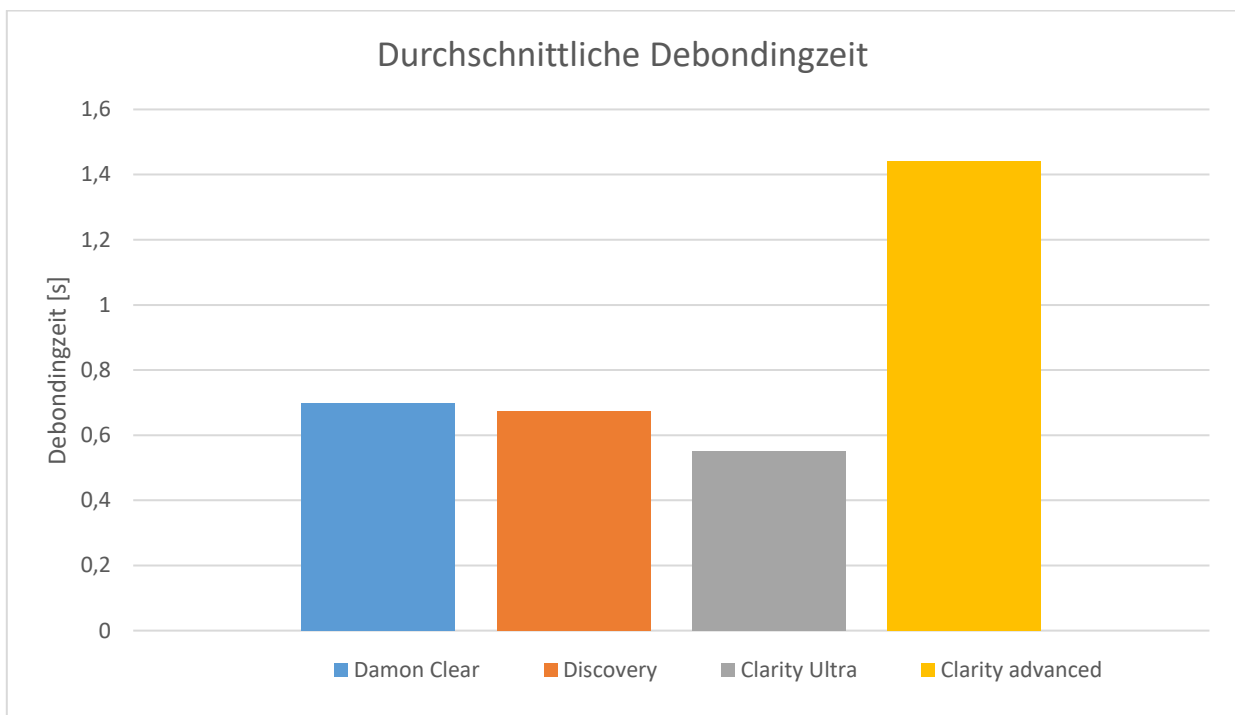


**Abbildung 27:** Lichtmikroskopische Bilder Damon® Clear™ Bracket  
ARI-Index = 1; Zahnoberfläche mit <50 % des Kunststoffs mit deutlich sichtbarer  
Schmelzbeschädigung durch den Laser  
Bracketbasis

In der Discovery® Gruppe wurden zwei Fälle optisch zum ARI-Index = 1 protokolliert.

#### 4.4 Durchschnittliche Laser-Debondingzeit je Brackettyp

Die durchschnittlich benötigte Debondingzeit wurde anhand der vorhandenen Impulsraten ermittelt und wird als Säulendiagramm in Abbildung 28 veranschaulicht. Die kürzeste durchschnittliche Debondingzeit erreichten in der vorliegenden Studie mit 0,55 s die Clarity™ Ultra Brackets. Die mittlere Gruppe bilden die Discovery® Brackets mit durchschnittlich 0,675 s und die Damon® Clear™ Gruppe mit 0,7 s Laser-Debondingzeit. Die längste Debondingzeit benötigten Clarity™ ADVANCED Brackets mit durchschnittlich 1,44 s, wobei die drei nicht ablösbaren Brackets in dieser Zeit nicht mit eingerechnet wurden.



**Abbildung 28:** Durchschnittlich zum erfolgreichen Debonding benötigte Laserzeit je Gruppe

#### **4.5 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung**

Die Bracketbassiseiten wurden vergleichend vor und nach dem Laser-Debonding-Versuch mittels Rasterelektronenmikroskop untersucht und fotografiert. Bei dieser Betrachtung der Bracketbasisflächen soll ein Bezug zwischen Retentionsflächen und Haftwirkung hergestellt werden. Alle Bracketbasisflächen wiesen nach Laser-Debonding dünne, in die Retentionsflächen eingebettete Klebereste auf der Basisseite auf. Eine entsprechend dünne Kunststoffschicht konnte auf den Flächen nachgewiesen werden. Die Nachuntersuchung der Schmelzoberflächen wird im darauffolgenden Abschnitt erläutert.

#### 4.5.1 Damon® Clear™

Auf den folgenden Abbildungen sind rasterelektronenmikroskopische Abbildungen der Damon® Clear™ Bracketbasisflächen vor und nach dem laserunterstützten Debonding zu sehen. Es handelt sich um ein patentiertes Laserätzmuster zur Schaffung von Retentionsflächen. In der Detailaufnahme des Musters ist die tieferliegende Einkerbung mit Hinterschnitten gut erkennbar.

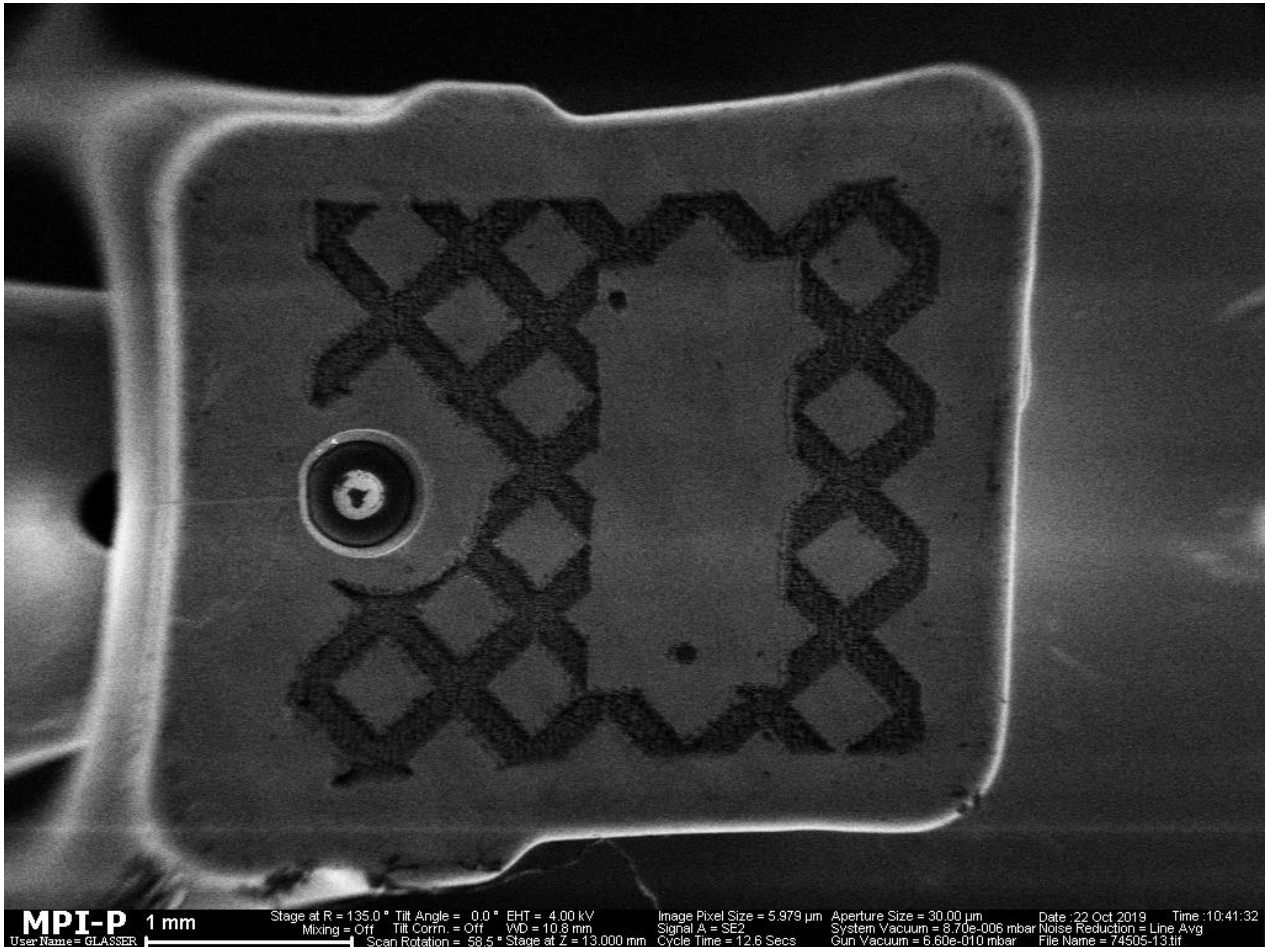


Abbildung 29: F-REM Bild Damon® Clear™ Bracket  
werksneue Basis

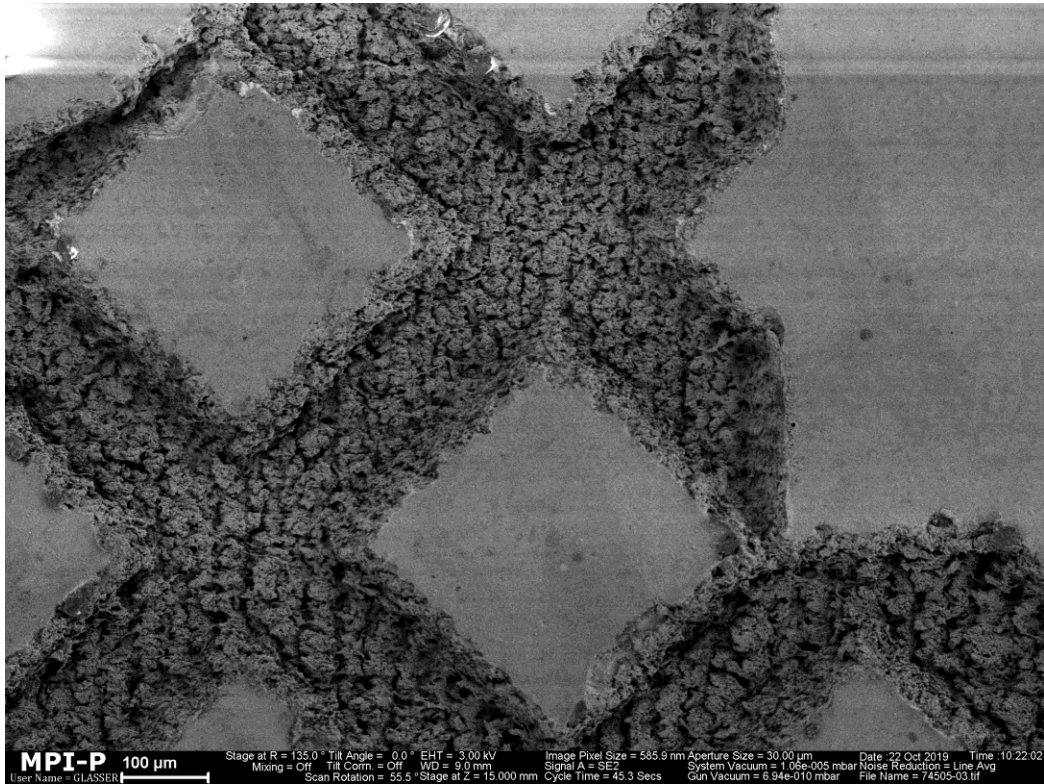


Abbildung 30: F-REM Bild Damon® Clear™ Bracket Basisfläche  
Übersichtsaufnahme der patentierten Laserätzung des Retentionsmusters

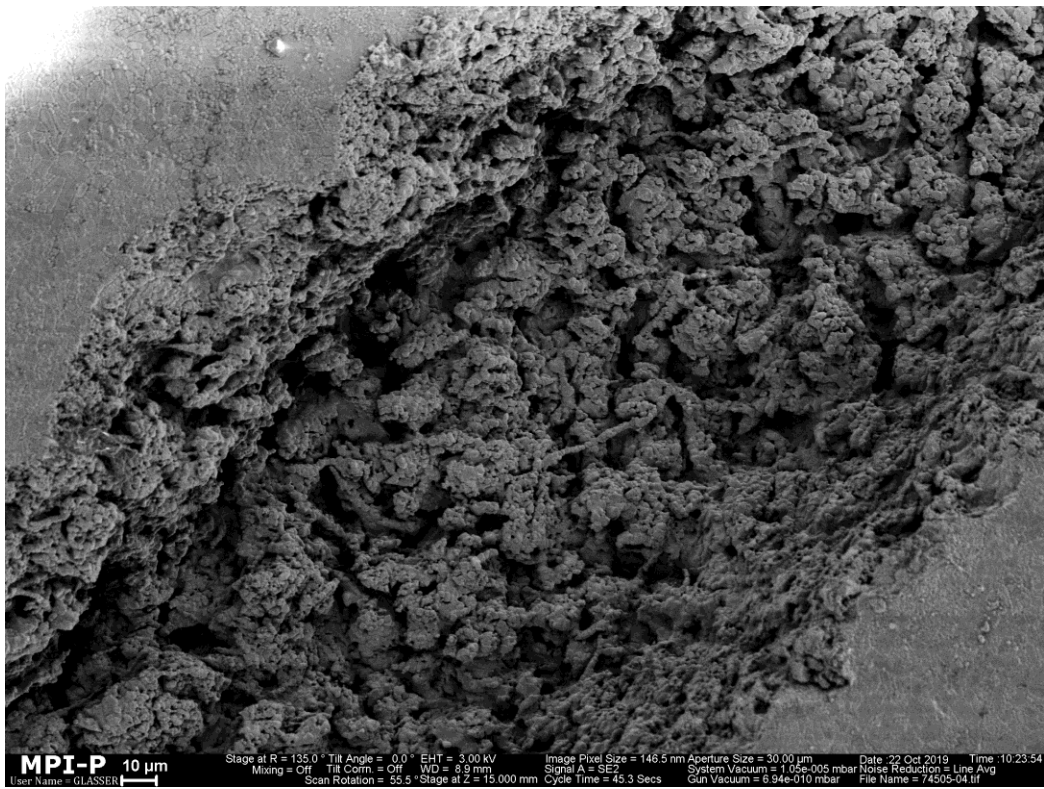


Abbildung 31: F-REM Bild Damon® Clear™ Bracket Basisfläche  
Detailaufnahme der patentierten Laserätzung des Retentionsmusters

Die Übersichtsaufnahme nach dem Laser-Debonding zeigt eine neue Basisfläche mit einer dünnen vorhandenen Kunststoffrestschicht. Die genaue Einbettung der Kunststoffanteile in die Oberfläche ist in der Detailaufnahme erkennbar. Augenscheinlich ist das Adhäsiv an dieser Stelle vom restlichen Adhäsiv abgerissen und wurde durch die mechanischen Retentionsflächen auf der Basisseite zurückgehalten.

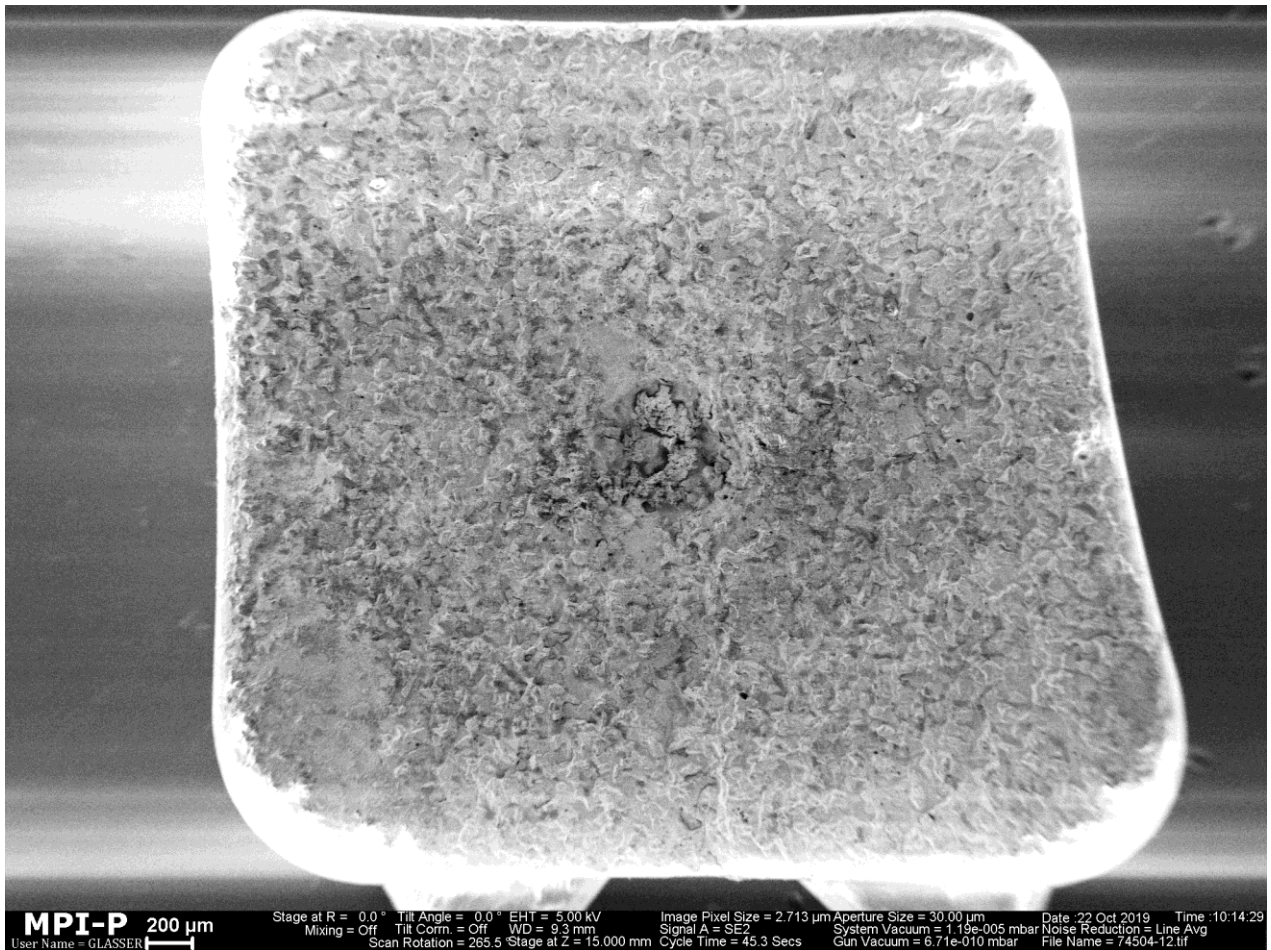
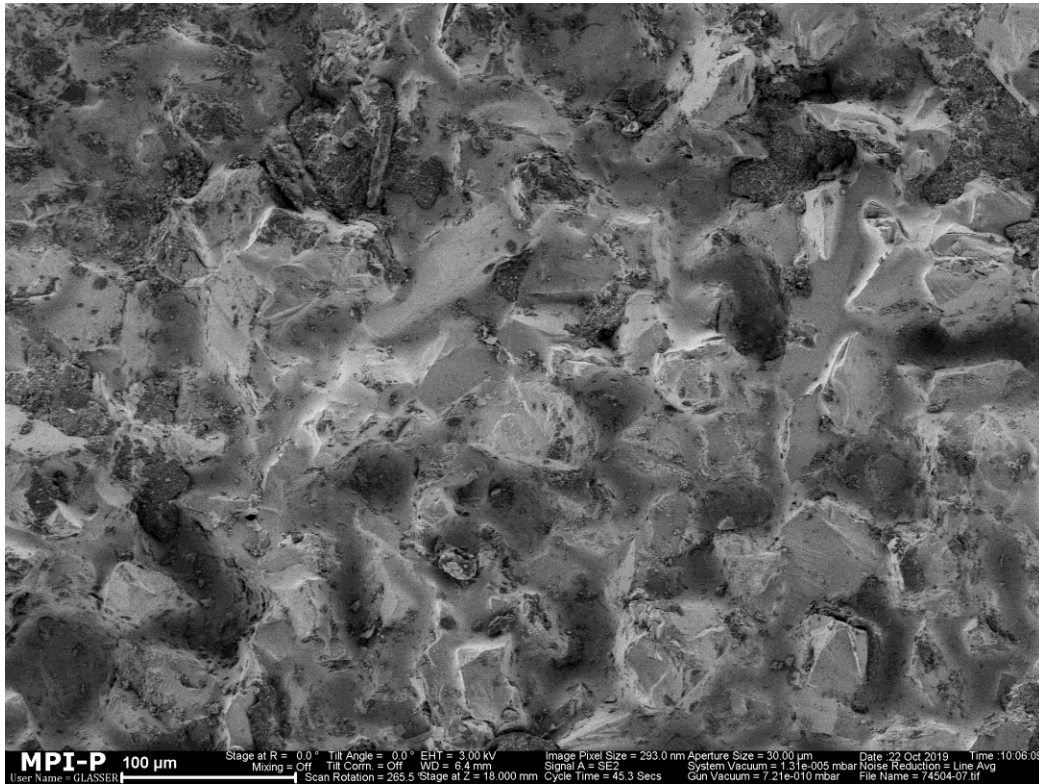


Abbildung 32: F-REM Bild Damon® Clear™ Bracket  
Basisfläche nach Laser-Debonding



**Abbildung 33:** F-REM Bild Damon® Clear™ Bracket  
Detailaufnahme nach Laser-Debonding, Kunststoffrest-Einschlüsse sind  
in untersichgehenden mechanischen Retentionsbereichen abgerissen

### 4.5.2 Discovery®

Auf den folgenden Abbildungen sind rasterelektronenmikroskopische Abbildungen der Discovery® Bracketbasisflächen vor und nach dem laserunterstützten Debonding zu sehen. Discovery® Brackets werden im Spritzguss-Verfahren aus Aluminiumoxid mit laserstrukturierter Basis hergestellt. In der Detailaufnahme des Musters ist das mechanische Retentionsmuster auf der Bracketbasisfläche erkennbar.

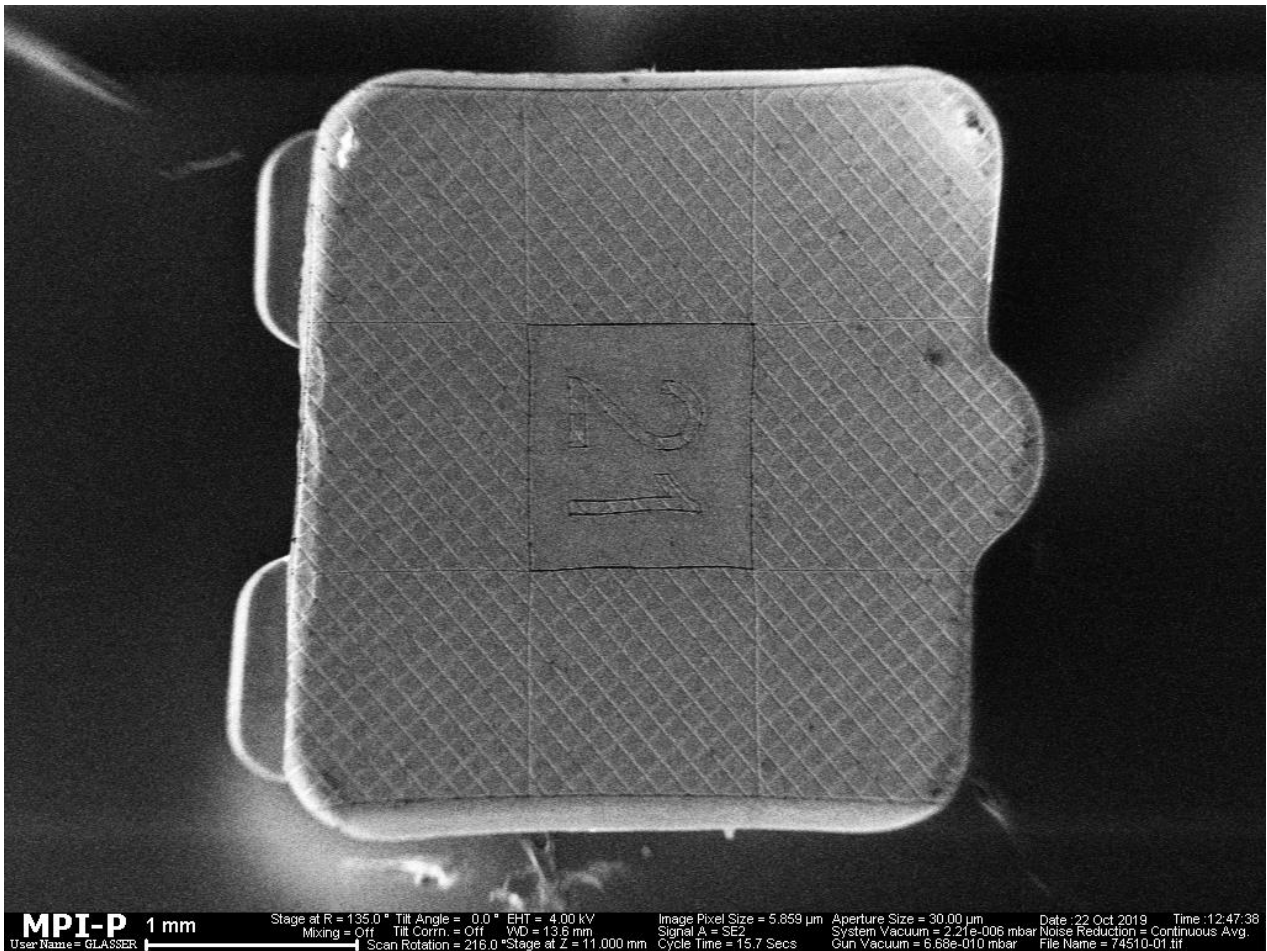


Abbildung 34: F-REM Bild Discovery® Bracket werksneue Basis

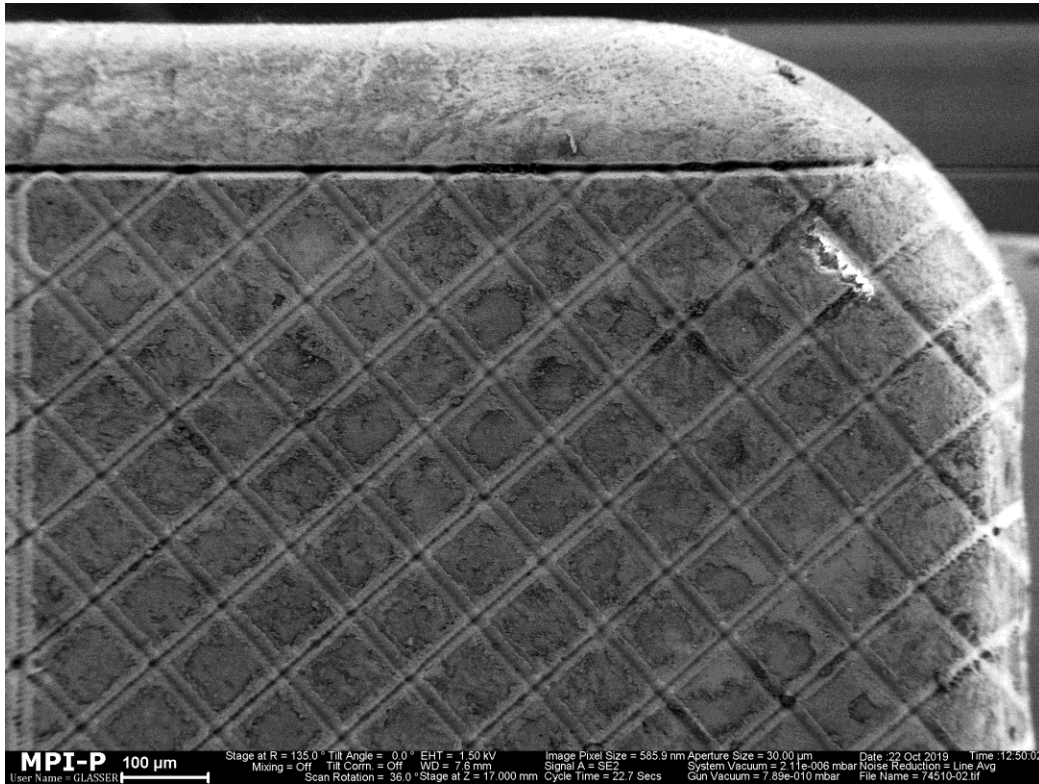


Abbildung 35: F-REM Bild Discovery® Basisfläche  
Übersichtsaufnahme der laserstrukturierten Basis

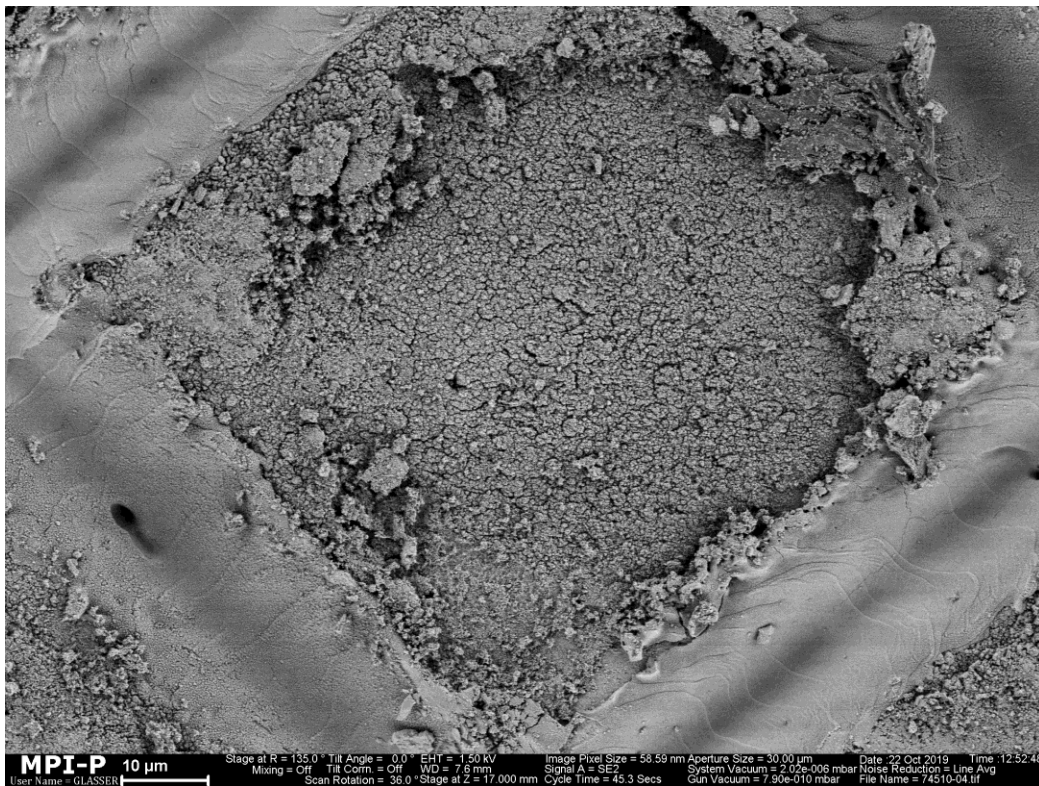
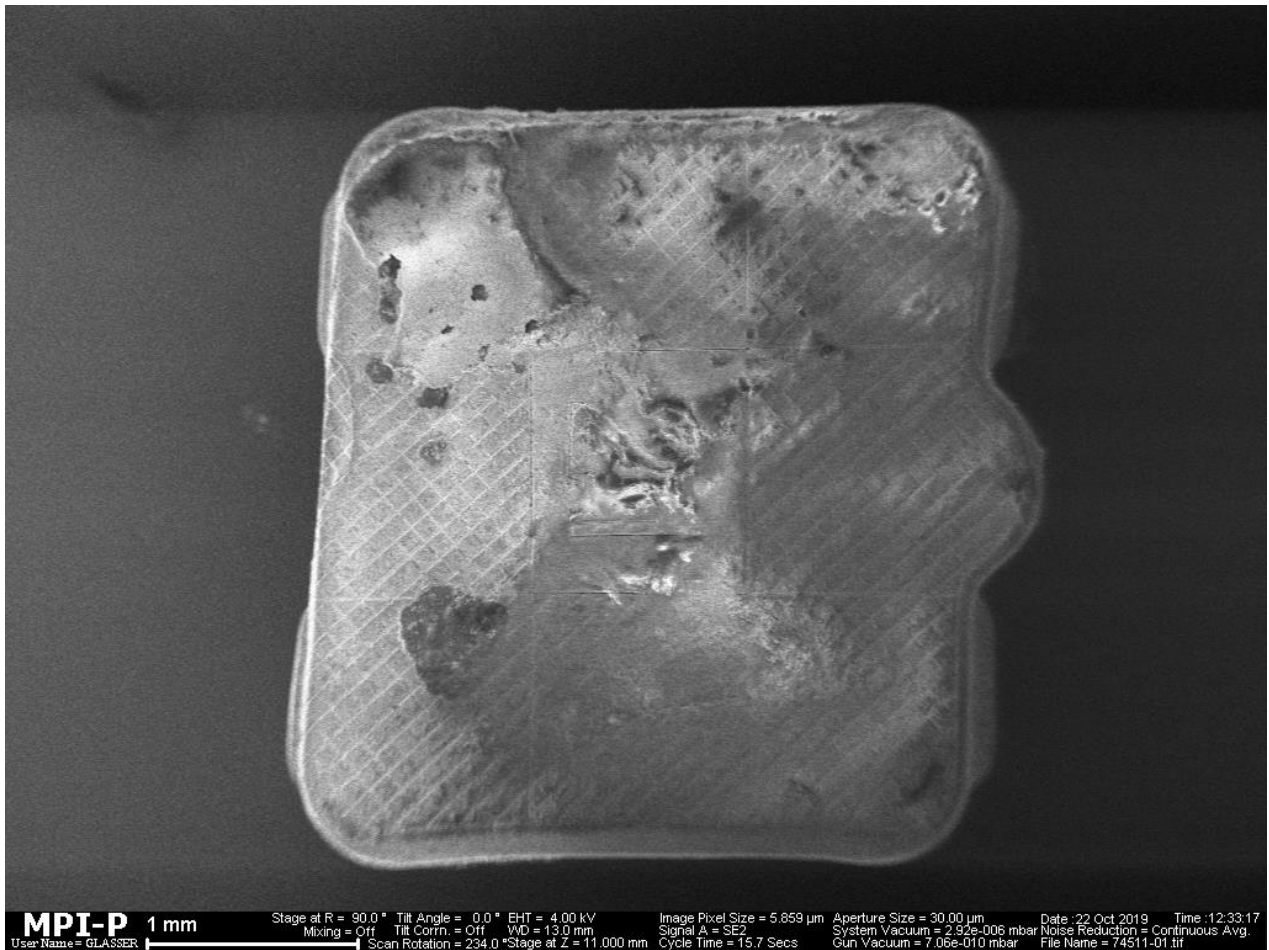


Abbildung 36: F-REM Bild Discovery® Basisfläche  
Detailaufnahme der laserstrukturierten Basis

Die Übersichtsaufnahme zeigt nach dem Laser-Debonding die Basisfläche. Einige, teilweise noch dünn vorhandene Adhäsivrestbereiche, sind sichtbar. Die genaue Einbettung der Kunststoffanteile in die Oberfläche ist in der Detailaufnahme erkennbar. Das Adhäsiv hat sich in den untersichgehenden Anteilen regelrecht eingeordnet und ist dort beim Debonding-Vorgang abgerissen.



**Abbildung 37:** F-REM Bild Discovery® Bracket  
Basisfläche nach Laser-Debonding mit inselhaften Adhäsivresten

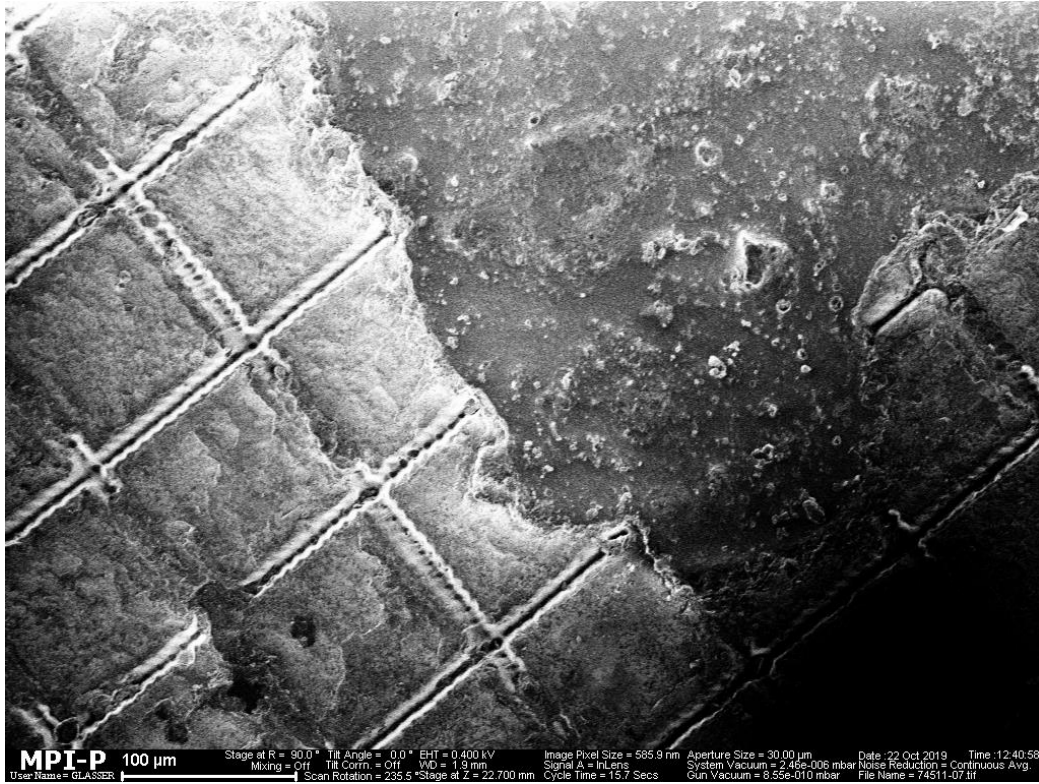


Abbildung 38: F-REM Bild Discvoery® Bracket  
Übersichtsaufnahme nach Laser-Debonding

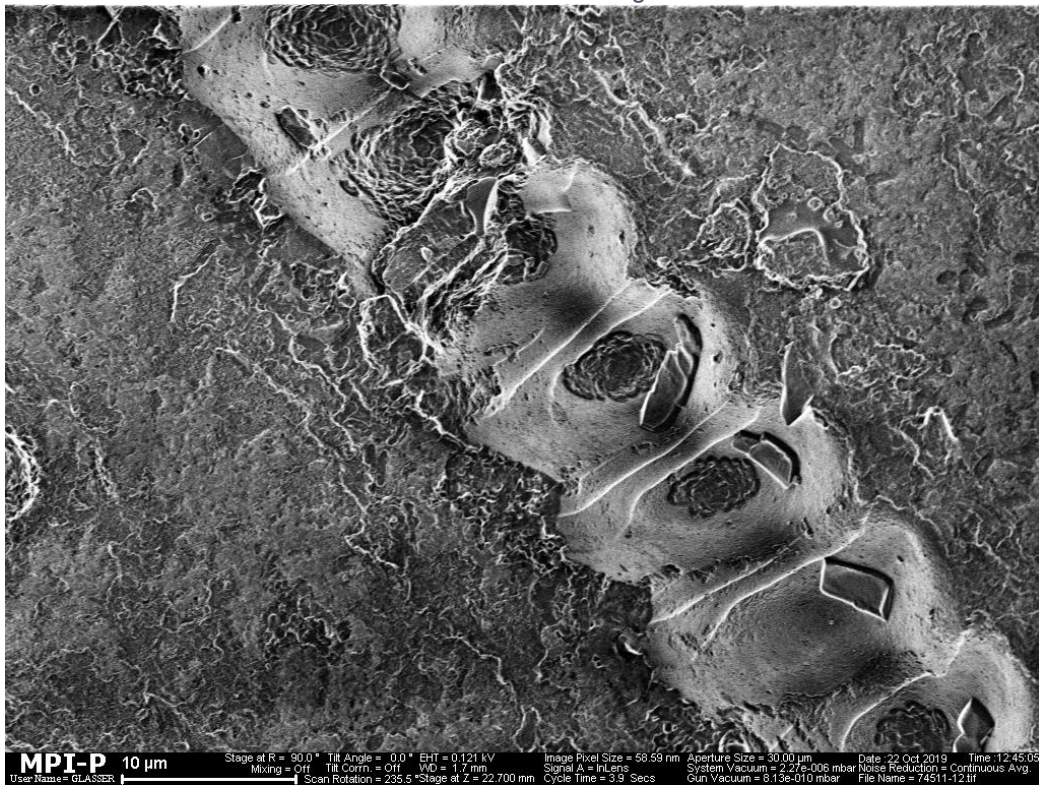


Abbildung 39: F-REM Bild Discvoery® Bracket  
Detailaufnahme nach Laser-Debonding mit eingelagerten Adhäsivresten  
in der laserstrukturierten Basis

### 4.5.3 Clarity™ Ultra

Auf den folgenden Abbildungen sind rasterelektronenmikroskopische Abbildungen der Clarity™ Ultra Bracketbasisflächen vor und nach dem laserunterstützten Debonding zu sehen. Clarity™ Ultra Brackets werden aus feinkörniger Silikatkeramik hergestellt. Auf der Bracketbasisfläche befinden sich Aluminium-Oxid-Partikel zur Verbesserung der mechanischen Retention. In der Detailaufnahme des Musters ist das mechanische Retentionsmuster auf der Bracketbasisfläche erkennbar.

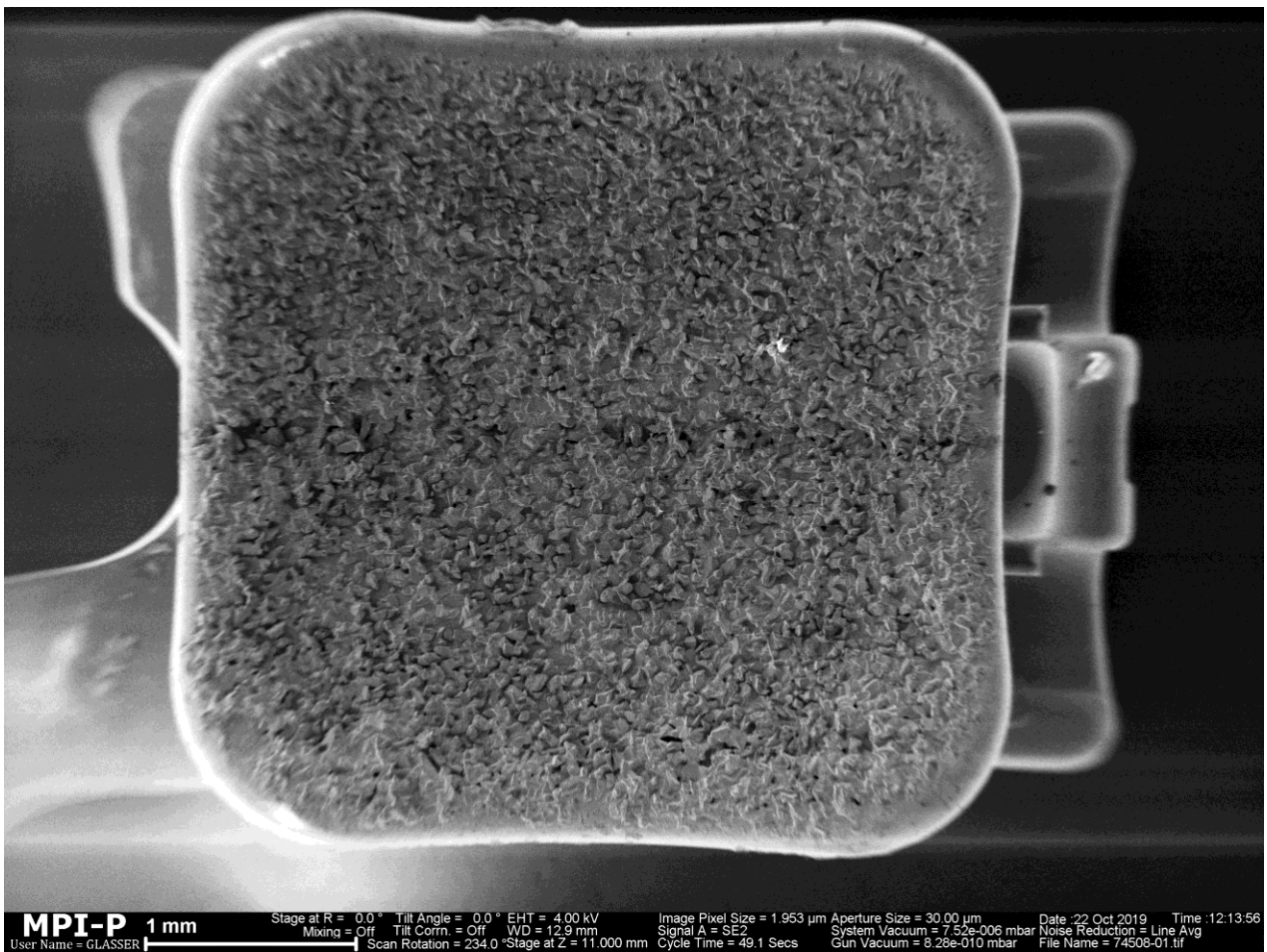


Abbildung 40: F-REM Bild Clarity™ Ultra Bracket werksneue Basis

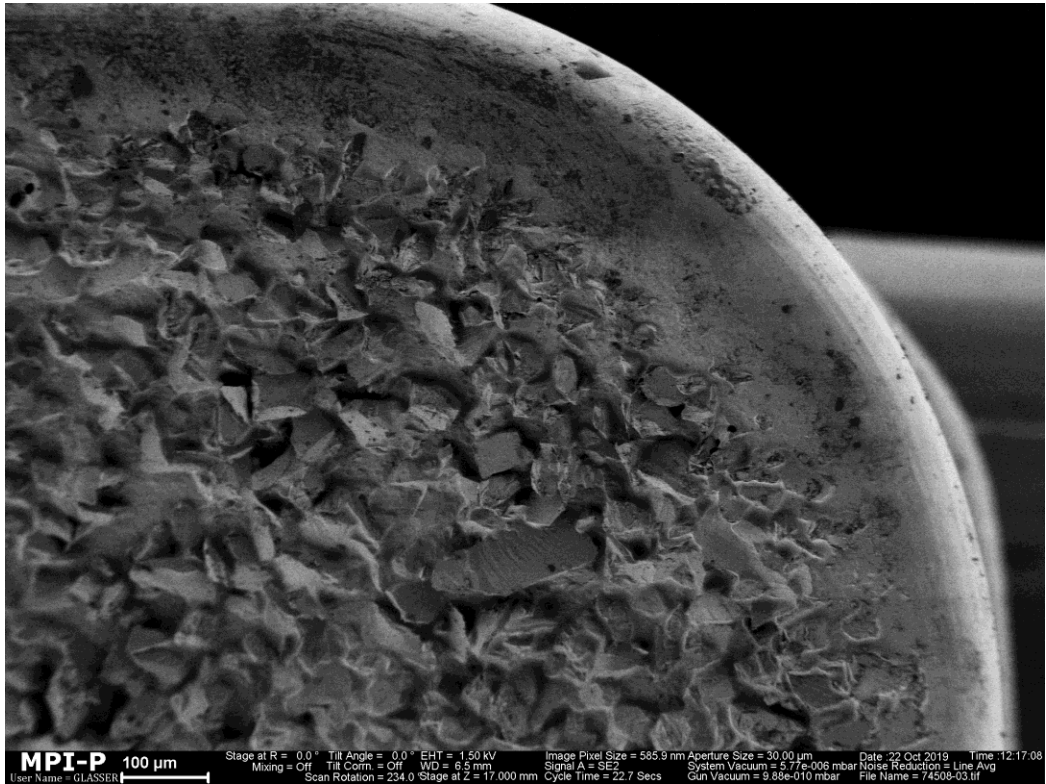


Abbildung 41: F-REM Bild Clarity™ Ultra Basisfläche  
Übersichtsaufnahme der Aluminium-Oxid-Partikel auf der Basis

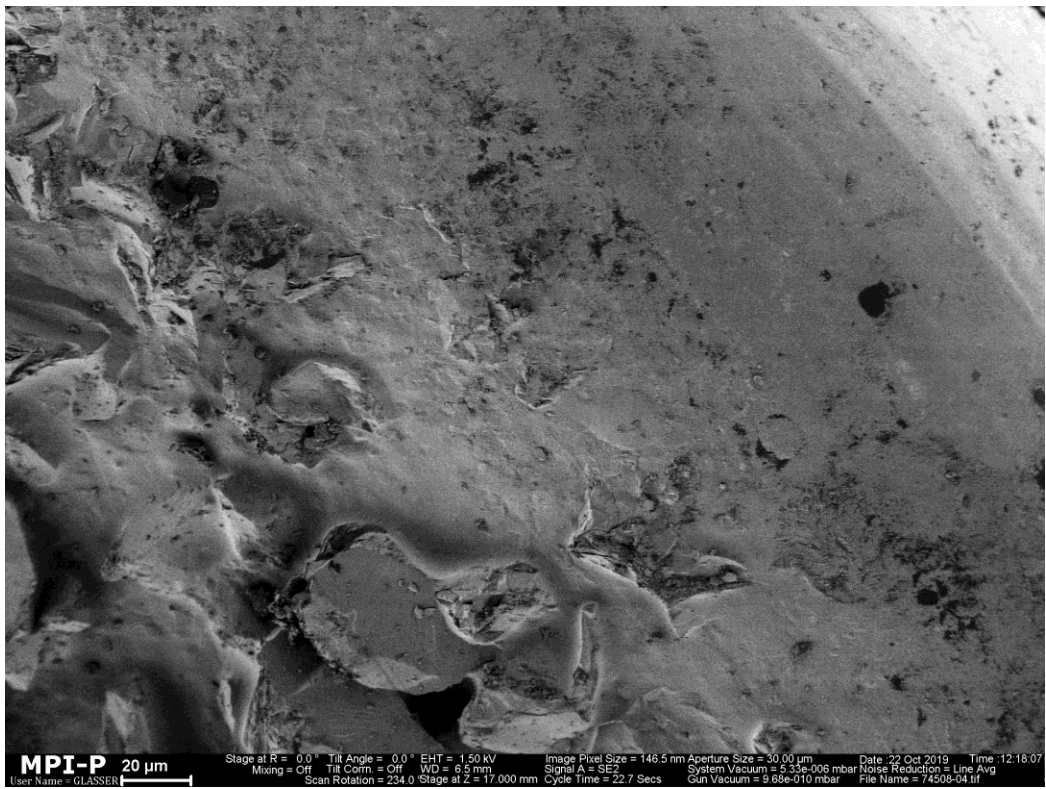
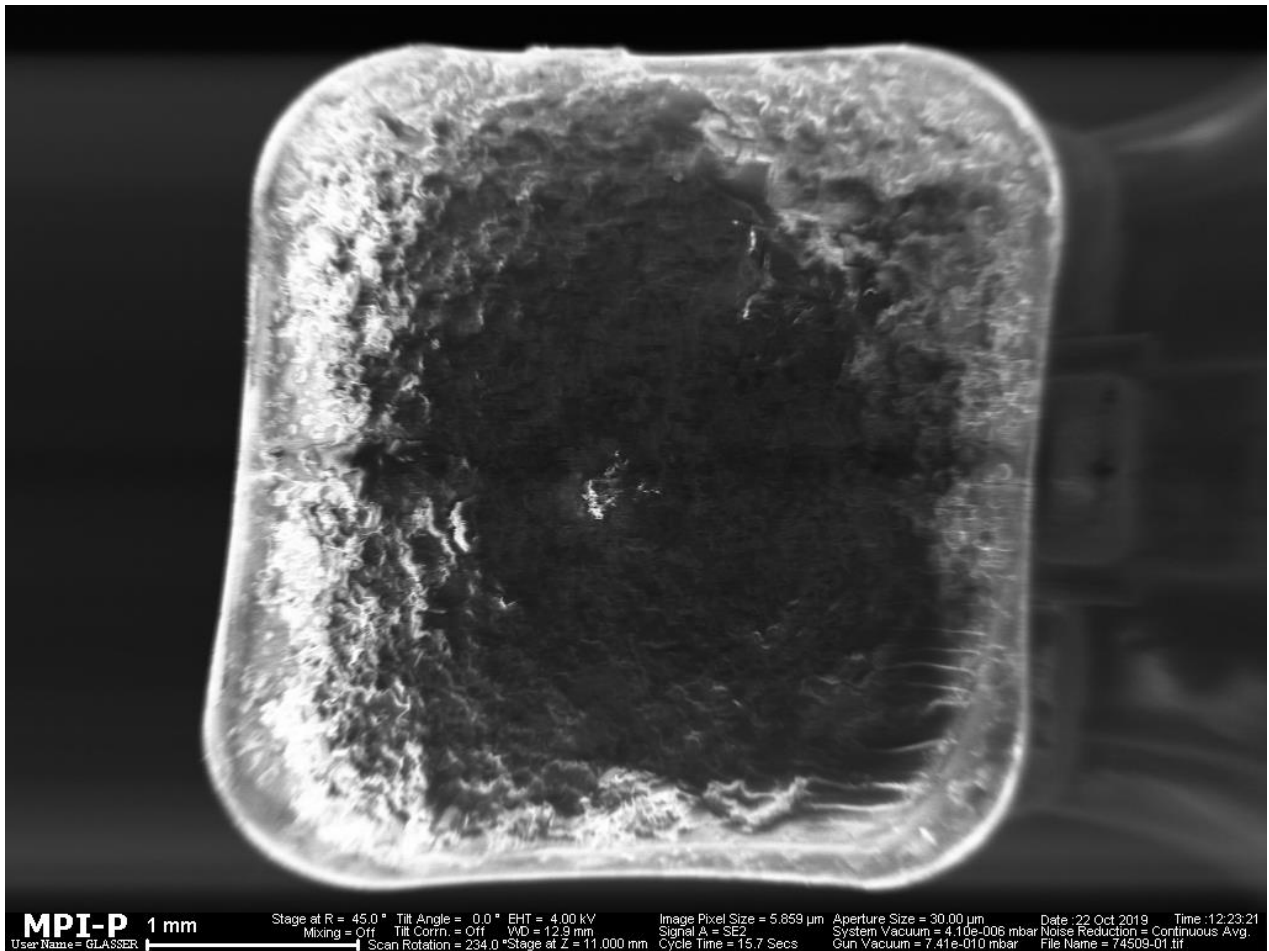
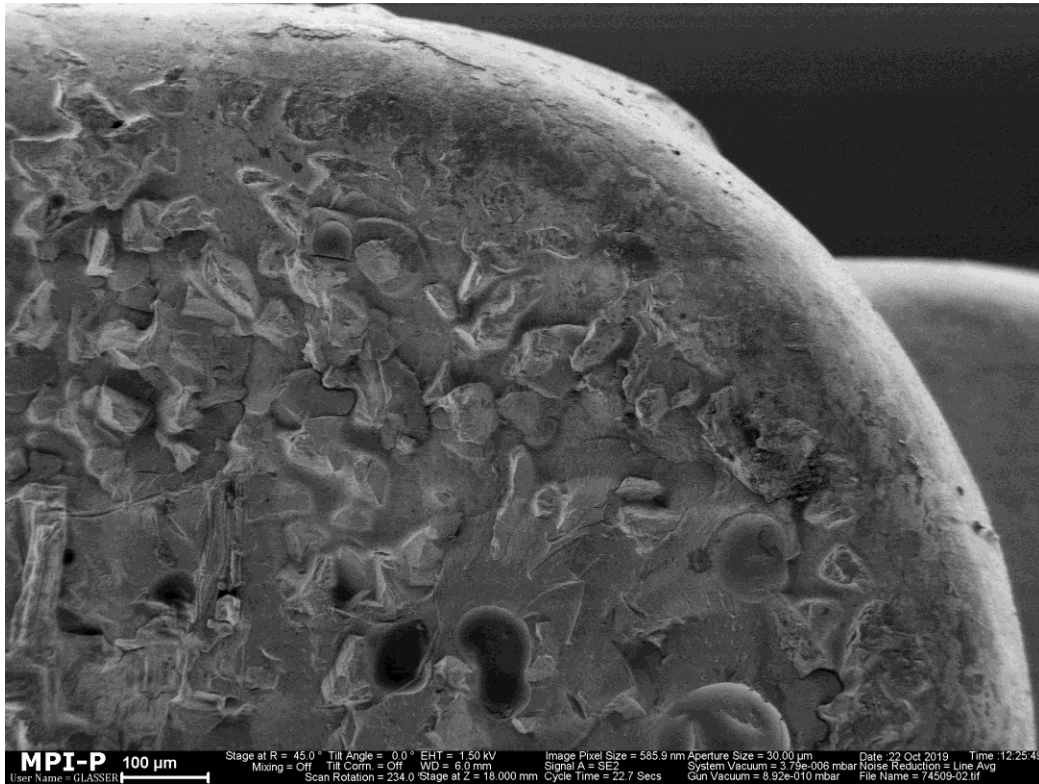


Abbildung 42: F-REM Bild Clarity™ Ultra Basisfläche  
Detailaufnahme der Aluminium-Oxid-Partikel auf der Basis

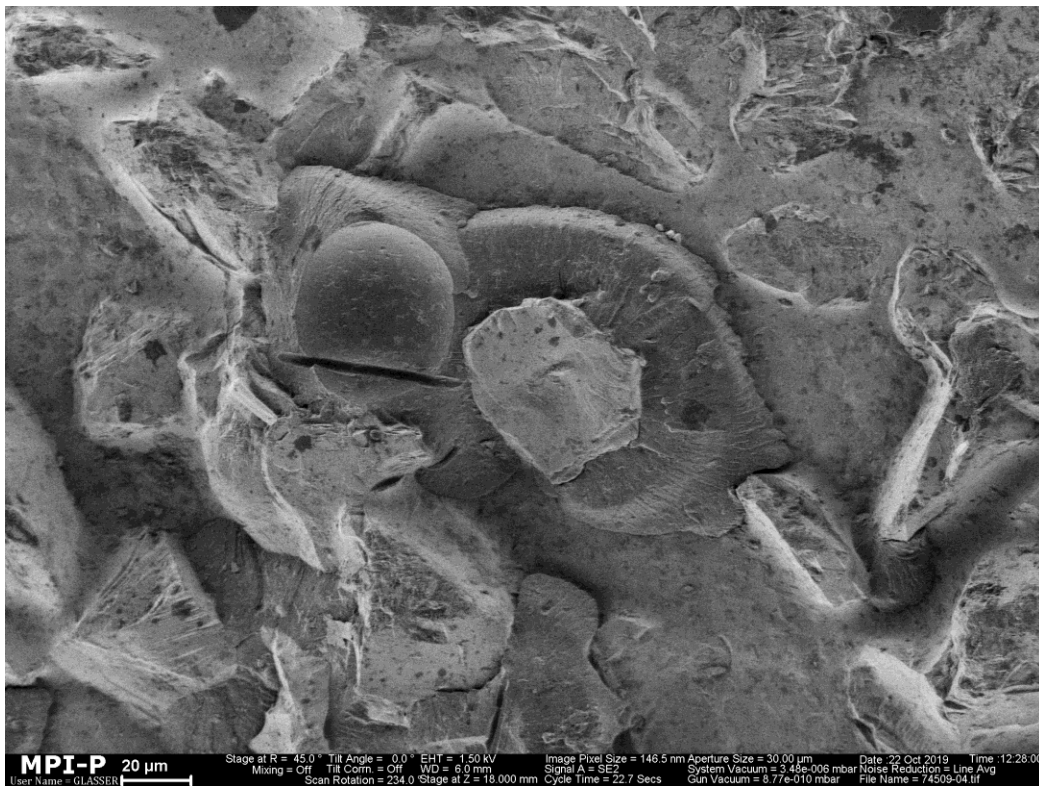
Die Übersichtsaufnahme nach dem Laser-Debonding zeigt die Aluminium-Oxid-Partikel weiterhin herausragend, allerdings mit eingebetteten Adhäsiv-Rückständen in den untersichgehenden Bereichen. Die genaue Einbettung der Kunststoffanteile in die Oberfläche ist in der Detailaufnahme erkennbar. Das Adhäsiv hat sich in den hinter-schnittigen Anteilen ordnungsgemäß eingeordnet und ist dort beim Debonding-Vorgang abgerissen.



**Abbildung 43:** F-REM Bild Clarity™ Ultra Bracket  
Basisfläche nach Laser-Debonding Übersicht



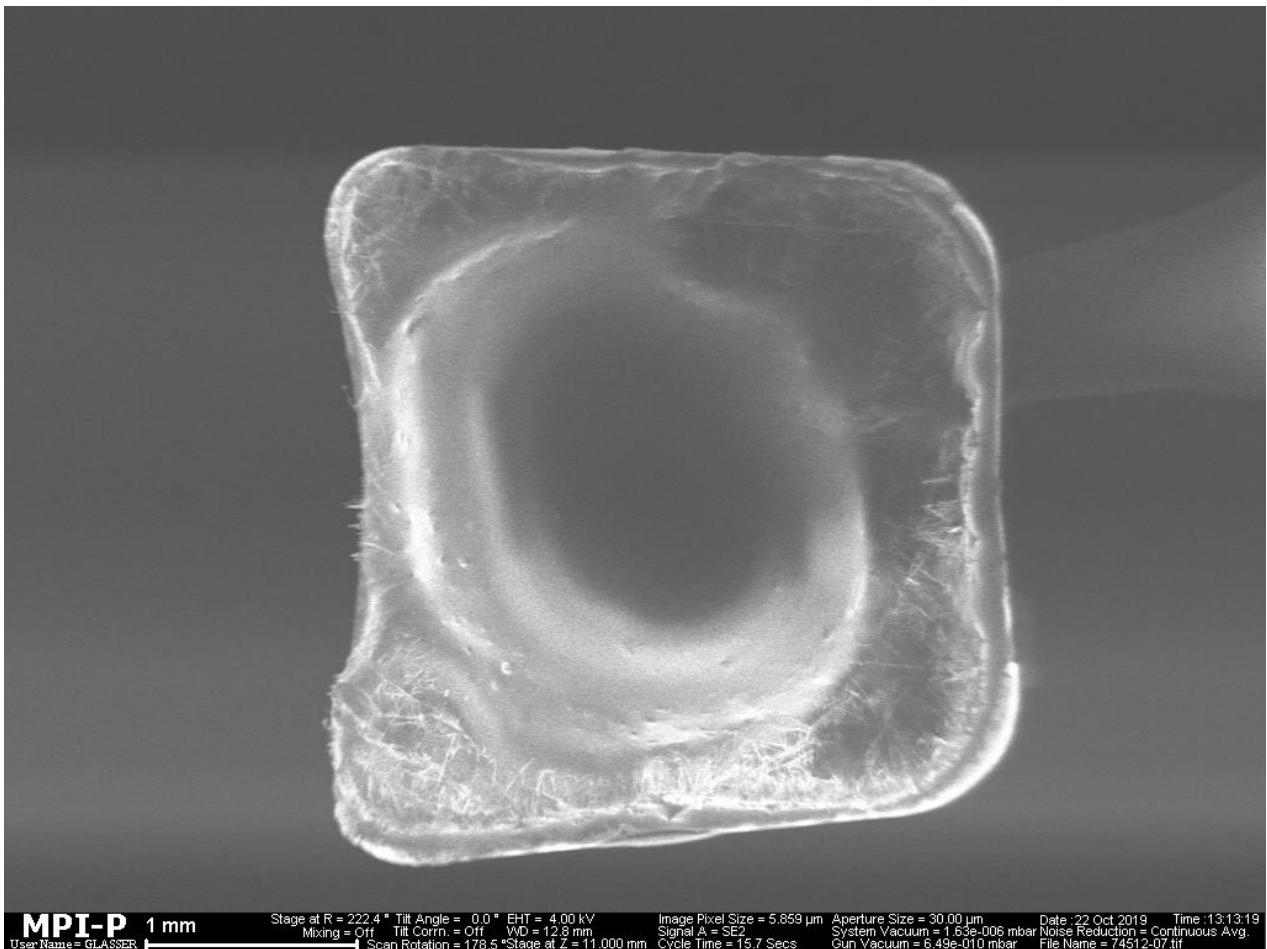
**Abbildung 44:** F-REM Bild Clarity™ Ultra Bracket  
Übersichtsaufnahme nach Laser-Debonding, eingebettete Adhäsiv-Rückstände in die  
Aluminium-Oxid-Partikel



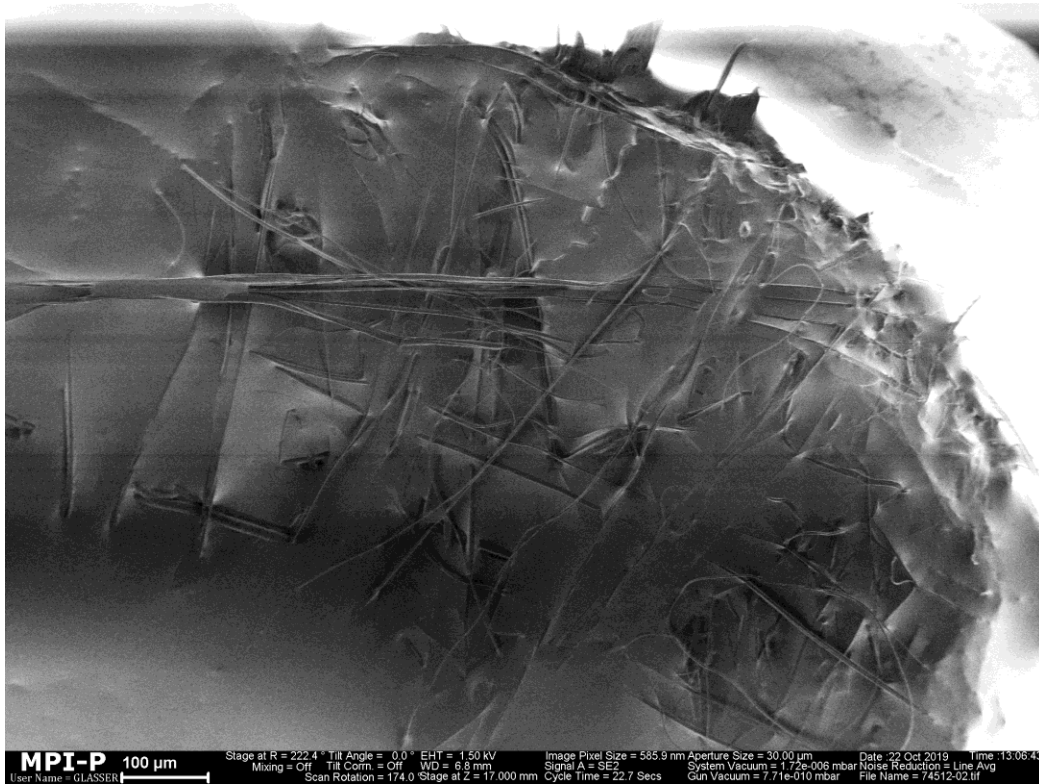
**Abbildung 45:** F-REM Bild Clarity™ Ultra Bracket  
Detailaufnahme nach Laser-Debonding mit passend eingelagerten Adhäsivresten

#### 4.5.4 Clarity™ ADVANCED

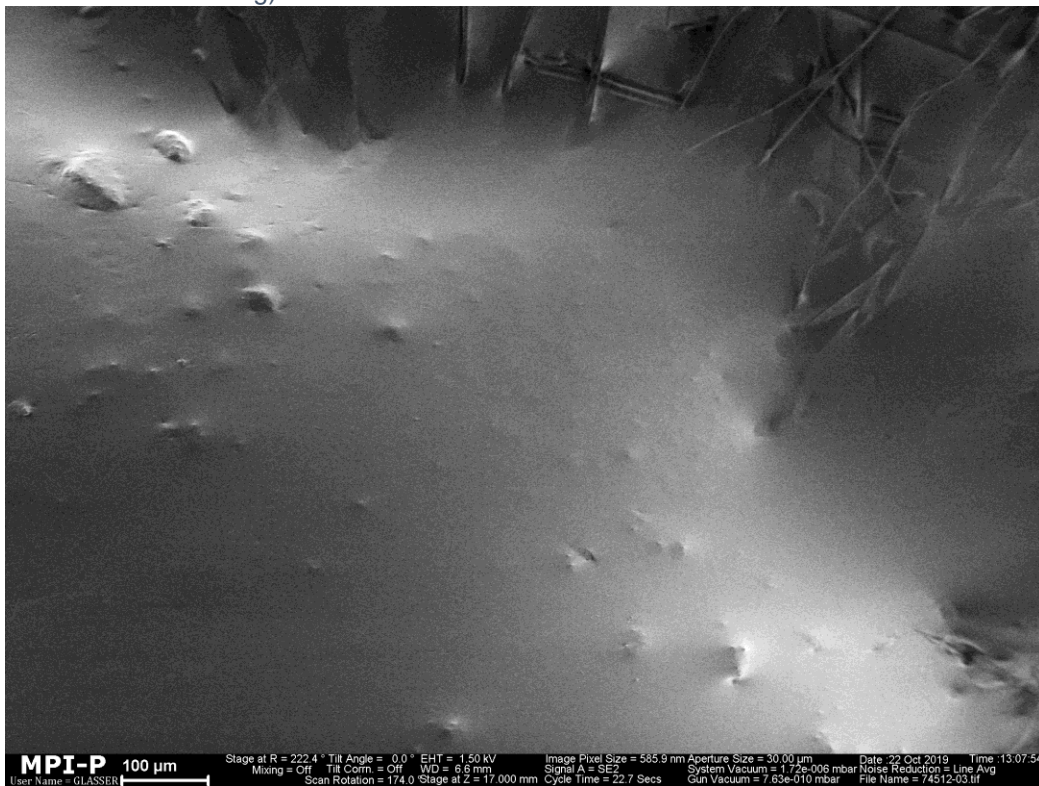
Auf den folgenden Abbildungen sind rasterelektronenmikroskopische Abbildungen der Clarity™ ADVANCED Bracketbasisflächen vor und nach dem laserunterstützten Debonding zu sehen. Clarity™ ADVANCED Brackets werden aus feinkörniger Keramik hergestellt. Auf der Bracketbasisfläche befinden sich mikrokristalline Partikel zur Verbesserung der mechanischen Retention. Es handelt sich bei der untersuchten Variante um die APC Flash-Free Variante, so dass der Kunststoff bereits auf der Basisfläche vorbeschichtet ist. Hierdurch kommt es teilweise bei den Aufnahmen zur elektrischen Aufladung im REM, wodurch die Basisfläche nicht genau dargestellt werden konnte.



**Abbildung 46:** F-REM Bild Clarity™ ADVANCED Bracketwerksneue Basis mit APC Flash-Free Transbond™ Kunststoff

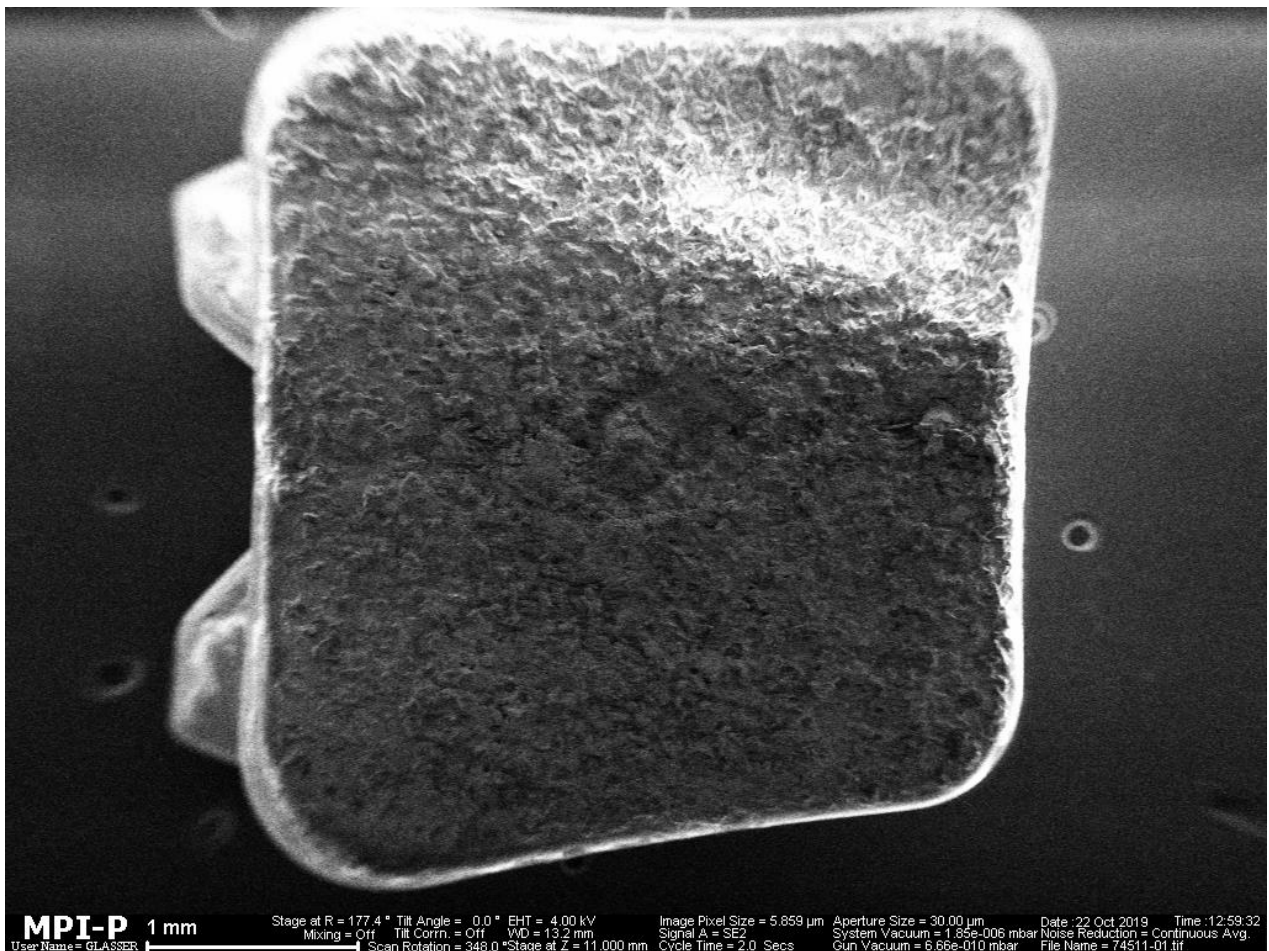


**Abbildung 47:** F-REM Bild Clarity™ ADVANCED Basisfläche  
Übersichtsaufnahme (mittig: Transbond™ Kunststoff, zum Rand: faserförmige Verstärkung)

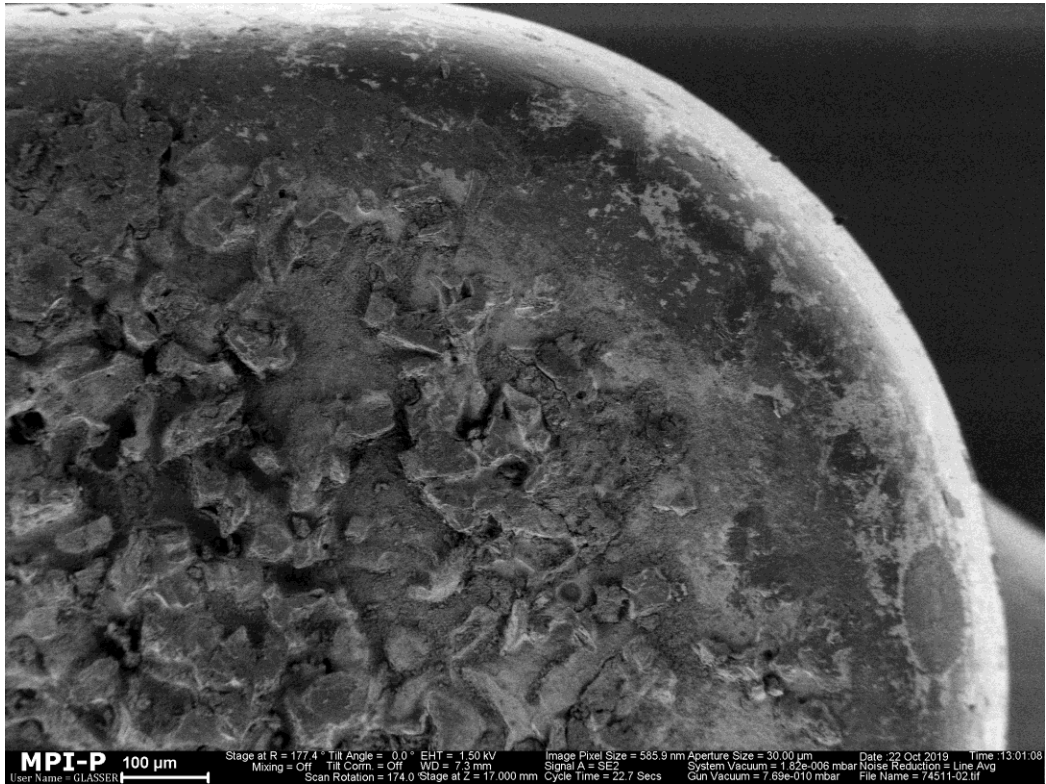


**Abbildung 48:** F-REM Bild Clarity™ ADVANCED Basisfläche  
Detailaufnahme (mittig: Transbond™, glatt, Rand: Faserverstärkung)

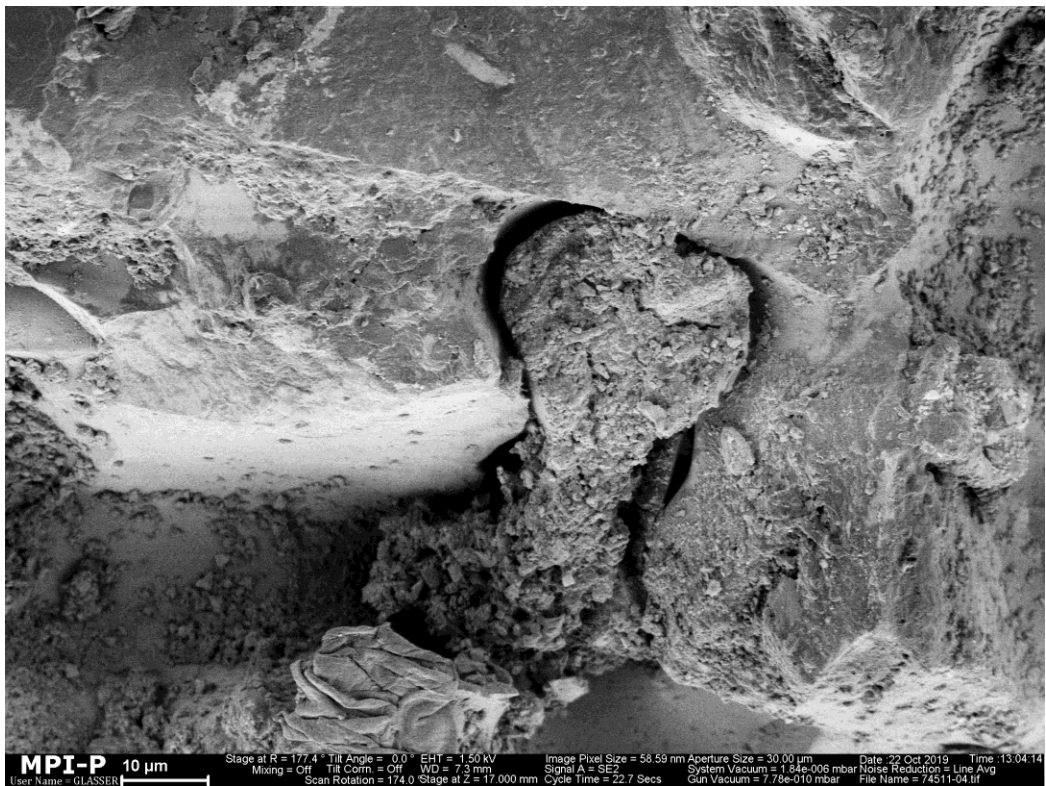
Die Übersichtsaufnahme nach dem Laser-Debonding zeigt die mikrokristalline Struktur weiterhin herausstehend, allerdings mit eingebetteten Adhäsiv-Rückständen in den untersichgehenden Bereichen. Auf diesen Aufnahmen zeigen sich deutliche Ähnlichkeiten zur Basisfläche des Clarity™ Ultra Brackets. Die genaue Einbettung der Kunststoffanteile in die Oberfläche ist in der Detailaufnahme erkennbar. Das Adhäsiv hat sich in den untersichgehenden Anteilen regelrecht eingeordnet und ist dort beim Debonding-Vorgang abgerissen.



**Abbildung 49:** F-REM Bild Clarity™ ADVANCED Bracket Basisfläche nach Laser-Debonding Übersicht



**Abbildung 50:** F-REM Bild Clarity™ ADVANCED Bracket  
Übersichtsaufnahme nach Laser-Debonding, eingebettete Adhäsiv-Rückstände in die  
mikrokristalline Struktur



**Abbildung 51:** F-REM Bild Clarity™ ADVANCED Bracket  
Detailaufnahme nach Laser-Debonding mit passend eingelagerten Adhäsivresten

#### 4.5.5 Schmelzoberflächen

Die folgenden rasterelektronenmikroskopischen Bilder zeigen die Schmelzoberfläche nach Debonding mit Kunststoffresten und nach Entfernung der selbigen.

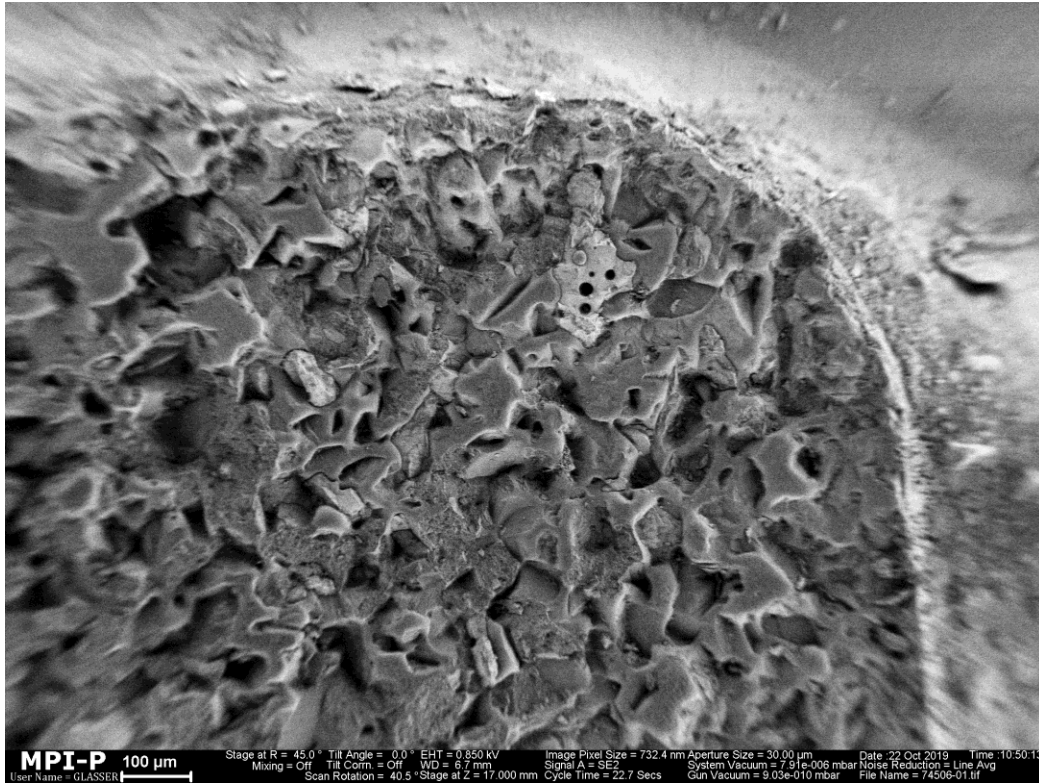
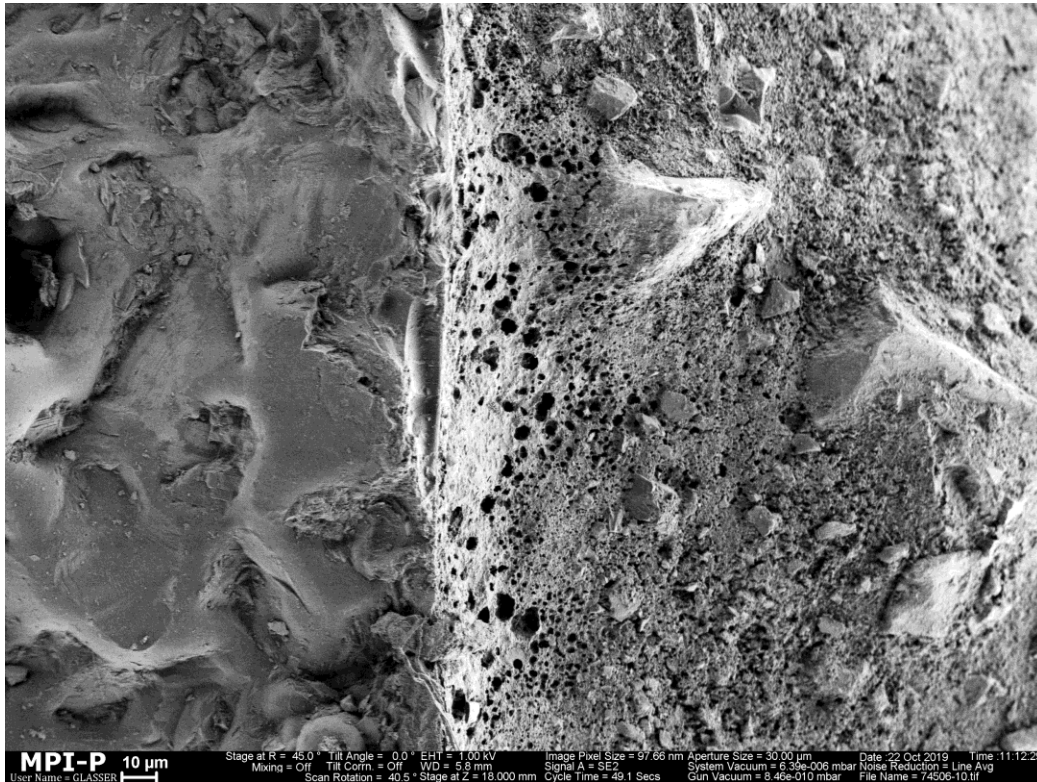


Abbildung 52: F-REM Bild Schmelzoberfläche  
Grenzfläche: Kunststoffrest zum Schmelz

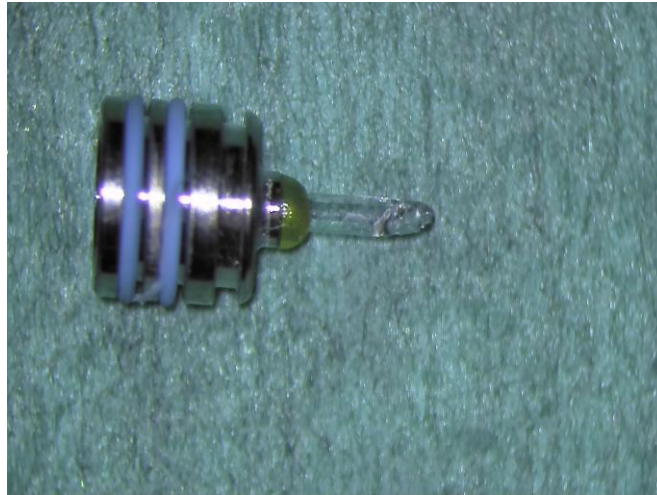


**Abbildung 53:** F-REM Bild Schmelzoberfläche

Detailaufnahme der Grenzfläche: links Restadhäsiv, rechts sichtbares Ätzmuster, danach Übergang zu normalem Schmelz

#### 4.6 Probleme beim Laser-Debonding

Während des Laser-Debonding-Vorgangs kam es zu einigen unvorhergesehenen Ereignissen. Beim Auslösen des Laserimpulses wird das Handstück mit entsprechender Spitze direkt auf den Slot des jeweiligen Brackets positioniert. Durch das lasergestützte Ablösen des Brackets kommt es zu einem charakteristischen Geräusch (ein „plop“) und das Bracket wird vom Zahn explosionsartig abgelöst. Dieses mechanische Ereignis ist taktil deutlich wahrnehmbar. Hierdurch wird mitunter der Tip des Lasers beschädigt und muss erneuert werden.



**Abbildung 54:** abgebrochene Lasertipspitze

Eine weitere Schwierigkeit zeigte sich am Anfang der Teststudie. Hier ist optisch bei einer Bracket-Zahn-Kombination (Damon® Clear™ Bracket) ein deutlich erhöhter Kunststoffüberschuss aufgefallen, welcher beim Kleben hätte entfernt werden müssen. Zu reinen Testzwecken wurde ebenfalls mittels Laser versucht dieses Bracket abzulösen. Nach zehn Impulsen ohne jeglichen Erfolg wurde dieser Test als Misserfolg abgebrochen.



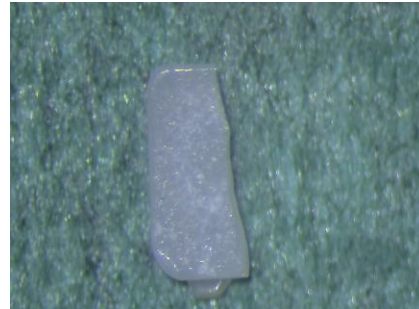
**Abbildung 55:** Optisch deutlich sichtbare Kunststoffreste außerhalb des Bracketbereichs

Während des Debonding-Verfahrens der Clarity™ ADVANCED Gruppe ist beim ersten Laserimpuls das Bracket hälftig frakturiert. Eine Hälfte verblieb auf dem Zahn und konnte mit keinem weiteren Impuls abgelöst werden.

a)



b)



**Abbildung 56:** Lichtmikroskopische Bilder Clarity™ ADVANCED Fraktur  
Zahnoberfläche mit frakturiertem Clarity™ ADVANCED Bracket mit allen Kunststoffresten  
frakturierte Bracketbasis ohne Kunststoffreste

#### 4.7 Transmission je Bracket

Aufgrund der vorliegenden Unterschiede bzgl. des Laser-Debonding Erfolgs der unterschiedlichen Brackettypen wurde zusätzlich die Transmission untersucht. Mit den Ergebnissen der Transmission kann die Absorption der Laserenergie durch die verschiedenen Materialien festgestellt werden. Untersucht wurde die Transmission aller verwendeten polykristallinen Brackets. Die höchste Transmission konnte im vorliegenden Beispiel bei den Clarity™ Ultra Brackets dokumentiert werden. Die Transmission lag bei durchschnittlich bei 57 - 58 % im Fall der Clarity™ Ultra Brackets. Bei den Damon® Clear™ Brackets lag die Transmission bei 55 % und bei den Discovery® Brackets bei 53 %. Die niedrigste Transmission zeigten die Clarity™ ADVANCED Brackets mit durchschnittlich 20 % Transmission.

## 4.8 Schmelzrisse

Es konnten visuell und lichtmikroskopisch keine Schmelzrisse detektiert werden. Auf einer der rasterelektronenmikroskopisch nachuntersuchten Zahnschmelzoberflächen konnte ein Schmelzriss dargestellt werden.

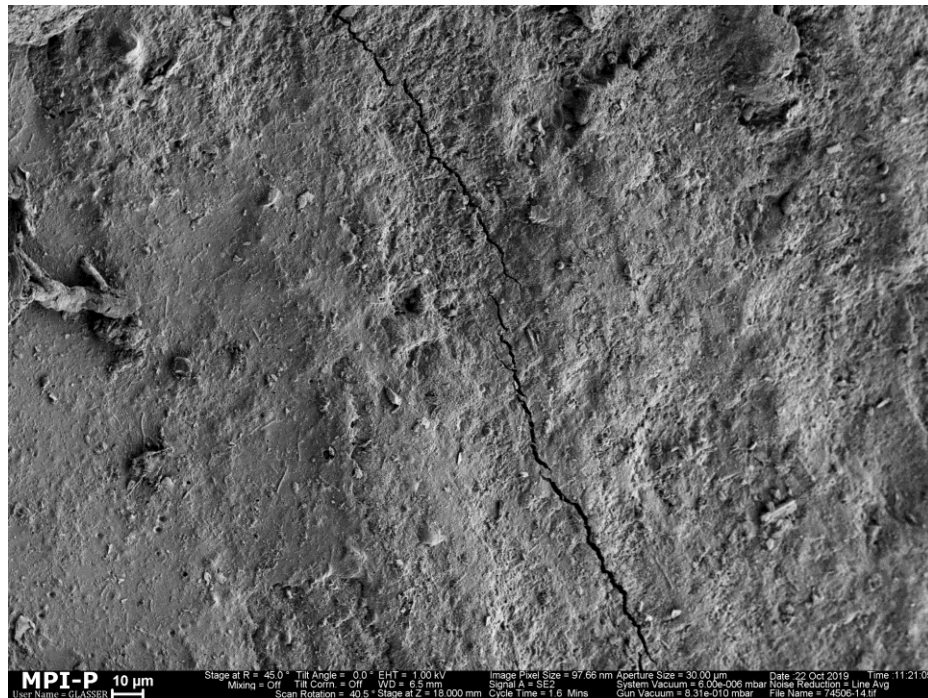


Abbildung 57: F-REM Bild Schmelzoberfläche  
Detailaufnahme Schmelzriss

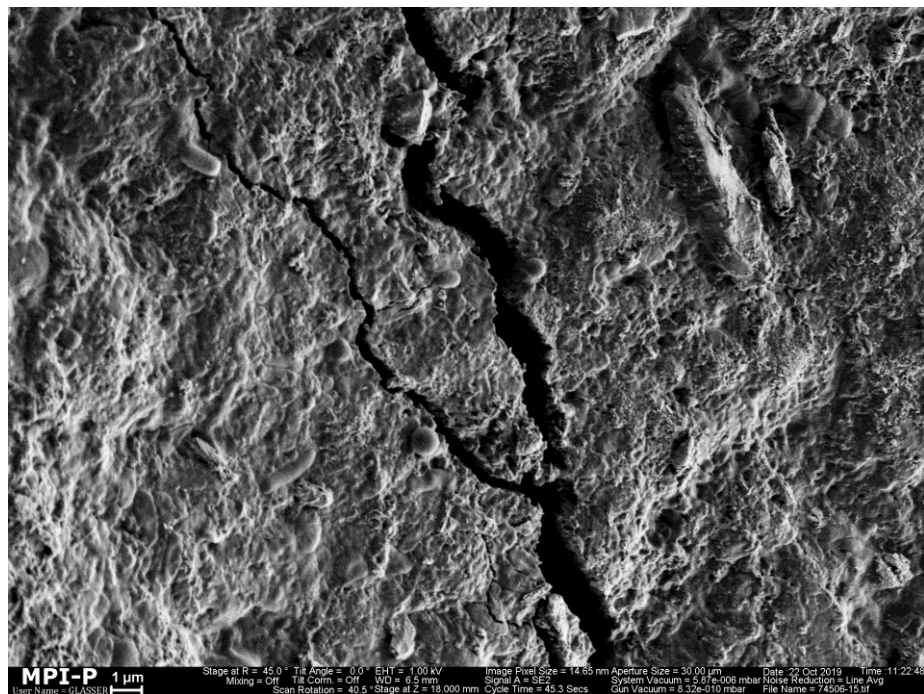


Abbildung 58: F-REM Bild Schmelzoberfläche

## 5 Diskussion

Dieses Kapitel dient zur vergleichenden Darstellung der analysierten Studienergebnisse mit dem aktuellen Stand der Wissenschaft.

In der vorliegenden Arbeit wurden adhäsiv befestigte Keramikbrackets mittels Er:YAG-Laser vom Zahnschmelz entfernt. Hierbei wurden vier verschiedene Brackets untersucht (Damon® Clear™, Discovery®, Clarity™ Ultra, Clarity™ ADVANCED). Die Ergebnisse der *in vitro* Studie sollen Hinweise auf eine Methode zur schonenden Entfernung von Keramikbrackets mittels Laser liefern, um damit die Risiken für Schmelzfrakturen und Schmerzen des Patienten auf ein Minimum zu reduzieren. Die Resultate bestätigen, dass ein rein laserbedingtes Debonding ohne externe Krafteinwirkung in 96,25 % der Debonding-Proben möglich ist und die rein mechanische Entfernung damit abgelöst werden kann. Die benötigte Laserzeit ist deutlich geringer als in vielen Vergleichsstudien. Der Laser-Debonding-Prozess wird in der Literatur durch unterschiedliche Mechanismen erklärt – thermisches Erweichen (79), thermische Ablation (79), Photoablation (79) und thermomechanische Ablation (105).

### 5.1 Eigene Ergebnisse im Vergleich mit der Literatur

#### 5.1.1 Mechanismus des Laser-Debondings

Insgesamt werden in der Literatur zusammenfassend drei unterschiedliche Mechanismen von verschiedenen Autoren beschrieben und erläutert.

##### 5.1.1.1 Thermische Erweichung

Den Prozess des thermischen Erweichens des verwendeten Bonding-Kunststoffs beschreiben Strobl et al. (80) in deren mittels Nd:YAG- und CO<sub>2</sub>-Laser durchgeführten Studie. Sie versuchten nach 2 s Laserbestrahlung die Keramikbrackets mit einer Ablösekraft zu entfernen. Sie beschreiben den Mechanismus als thermisches Erweichen durch die laserbedingte Erwärmung der Bracketoberfläche. Die Energie wird anschließend auf den Kunststoff übertragen und erweicht diesen zur besseren Ablösung. Der Kunststoff benötigte in seiner Studie eine Erwärmung auf 150-200 °C zur Erweichung der Verbindungen und vereinfachten Entfernung der Keramikbrackets.

Allgemein kann die Laserenergie entweder vom bestrahlten Bracket, dem Adhäsiv selbst oder der Zahnoberfläche absorbiert werden und entsprechend dort wirken. Sobald sich der Kunststoff erweicht hat, rutscht das Bracket gemäß der Schwerkraft vom Zahn runter. Durch die vergleichsweise lange einwirkende Laserenergie und die damit verbundene starke Temperaturerhöhung ist dieser Mechanismus nicht als bevorzugt anzusehen. Durch den Temperaturanstieg ist die Pulpa als gefährdetes Gewebe nicht temperaturstabil genug. Beschrieben ist eine maximal physiologische Temperaturerhöhung um 5,5 °C (114).

Oztoprak et al. (102) beschreiben in deren Studie den Mechanismus zum laserunterstützten Debonding mittels Er:YAG-Laser ebenfalls als thermisches Erweichen. Er geht von einer Verdunstung des Restmonomers im Kunststoff und Bonding aus. Zusätzlich kommt es zu einer Verdunstung des Restwassergehaltes. Durch diese Verdunstung wird die Adhäsivstruktur gestört und durch die Wärme erweicht. Die Ablösung konnte ohne externe Krafteinwirkung erfolgen.

Alakus et al. (8) verwendeten in ihrem Studiendesign ebenfalls den Er:YAG-Laser mit 3 W Leistung und bestrahlten polykristalline Brackets 6 s lang. Sie stellten eine signifikant reduzierte Ablösekraft (13,42 MPa) im Gegensatz zur Kontrollgruppe (8,47 MPa) ohne Laserunterstützung fest. Sie beschreiben den Ablösemechanismus mit dem thermischen Erweichen. Der ARI-Index stieg durch die Er:YAG-Anwendung an, wodurch eine nachträgliche Entfernung der Klebereste erfolgen muss. Bei diesem Vorgang kann es ohne entsprechende Vorsichtsmaßnahmen zu einer pulpalen Temperaturerhöhung kommen, welche pathophysiologische Konsequenzen haben könnte.

#### **5.1.1.2 Thermische Ablation oder Photoablation**

Tocchio et al. (79) erreichten in deren Studiendesign die thermische Ablation durch eine Modifikation der Bedingungen. Hierbei kommt es zum Ablösen des Keramikbrackets ohne äußere Krafteinwirkung. Hierdurch wird das Risiko für kraftinduzierte Schmelzfrakturen oder Schmerzen des Patienten auf ein absolutes Minimum reduziert. Die Ablation des Brackets erfolgt, wenn die Laserenergie den Kunststoff vom festen Zustand direkt in den verdampfenden Zustand überführt und dabei das Erweichen überspringt. Durch den rasch

ansteigenden Gasdruck innerhalb des Kunststoffverbundes im geschlossenen Raum kommt es zur explosionsartigen Entfernung des Brackets aus dem Haftverbund heraus. Die Ablösekraft entspricht in diesem Fall dem Gasdruck, der durch verdampfende Restmonomer-Bestandteile und Wasser hervorgerufen wird. Die Ablation kann entsprechend bereits nach einem Impuls erfolgen, vorausgesetzt die Energie des Impulses ist ausreichend groß, um einen entsprechenden Gasdruck aufzubauen. Tocchio et al. gehen davon aus, dass wenn die Entfernung des Brackets unter 0,5 s Impuls benötigt, es sich um eine Photoablation handelt. Wenn die Ablösung länger als 0,5 s benötigt beschreiben sie den Mechanismus als thermisches Erweichen. Zusätzlich merken sie an, dass die Transmission von polykristallinen Brackets geringer ist als bei monokristallinen Brackets. Dadurch ist es wahrscheinlich, dass höhere Laserenergien und Impulsraten zur ablativen Entfernung notwendig sind, da ansonsten wahrscheinlich zu wenig Energie am Kunststoff ankommen könnte. Die Transmission nimmt bei polykristallinen Brackets mit zunehmender Wellenlänge ebenfalls zu. Durch die Zunahme der Transmission schlagen Tocchio et al. eine Laserwellenlänge im Bereich von 4 - 7  $\mu\text{m}$  vor, bei der wahrscheinlich eine ablative Entfernung der Brackets ohne starken Temperaturanstieg möglich ist.

Die thermische Ablation wird von Hayakawa et al. (93) durch den entstehenden Gasdruck ähnlich beschrieben. Sie wählten den Nd:YAG-Laser aus, weil dieser eine geringere Absorption auf der Keramikoberfläche aufweist als ein CO<sub>2</sub>-Laser. Sie konnten in ihren Resultaten zeigen, dass ebenfalls einige mono- und polykristalline Brackets mittels Photoablation innerhalb kürzester Zeit entfernt werden konnten.

Mundethu et al. (105) verwendeten in ihrer Studie einen Er:YAG-Laser mit längerer Pulsdauer. Sie stellten eine photoinduzierte thermomechanische Ablation als Mechanismus fest. Das Wasser in der Verbindung zwischen Zahnschmelz, Bonding, Kunststoff und dem Bracket wird durch die einwirkende Laserenergie rapide verdampft. Durch den entstehenden Wasserdampf kommt es konsequenterweise zu einem Druckanstieg im geschlossenen Raum entlang der Grenzfläche. Sobald der Druck größer ist als die Haftkraft des Kunststoff-Bracket-Verbundes wird das Bracket mit einem explosionsartigen Geräusch abgesprengt. Dies geschieht ohne zusätzliche

Krafteinwirkung. Die Reaktion konnte von Mundethu et al. zusätzlich taktil am Laserhandstück wahrgenommen werden.

### 5.1.1.3 Einordnung der eigenen Studienergebnisse in den Lasermechanismus

In der vorliegenden Arbeit wurden drei von vier Brackettypen in der Mehrzahl mit einem Impuls abgelöst. Dies betrifft die Damon® Clear™, Discovery® und Clarity™ Ultra Brackets. Mit einem Impuls des verwendeten Er:YAG-Lasers konnten 95 % der Clarity™ Ultra-, 85 % der Damon® Clear™- und 80 % der Discovery®-Brackets mittels thermomechanischer Ablation abgelöst werden. Im Fall der Clarity™ ADVANCED Brackets konnten lediglich 30 % der Brackets mit 1 Impuls abgelöst werden. Der Mechanismus der Mehrzahl der abgelösten Brackets entspricht der thermomechanischen Ablation, wie sie von Tocchio et al., Hayakawa et al. und Mundethu et al. beschrieben wird (79, 93, 105). Die thermomechanische Ablation zeichnet sich durch die rapide Verdampfung und explosionsartige Ablösung der Brackets aus. Für diesen Mechanismus ist die gewählte Laserenergie das Minimum zur rapiden Verdampfung. Ein komplettes Debonding der Bracket-Gruppe erfolgte bei dem nicht abgelösten Clarity™ Ultra Bracket mit dem 3. Laserimpuls und in der Discovery®-Gruppe ebenfalls mit dem 3. Impuls. In diesem Fall wurde das Bracket durch ein thermisches Erweichen des Kunststoffes abgelöst. Dies betrifft ebenfalls die Damon® Clear™ -Gruppe. In dieser wurde das letzte Bracket mit 5 Impulsen abgelöst und gehört damit ebenfalls nach der Einordnung von Tocchio et al. (79) zum Mechanismus des thermischen Erweichens. Die geringste ablative Ablösung konnte in der Clarity™ ADVANCED Gruppe erzielt werden. In dieser Gruppe wurden 6 der 20 Debonding Proben mit dem ersten Impuls abgelöst. Die restlichen 11 Brackets wurden mithilfe des thermischen Erweichens abgelöst. 3 Brackets konnten auch nach 10 Impulsen gar nicht abgelöst werden. Diese wurden als Misserfolg gewertet. Alle in der vorliegenden Studie entfernten Brackets wurden ohne äußere Krafteinwirkung abgelöst. Der Vorgang unterscheidet sich von dem Vorgehen von Alakus et al. (8), da sie in ihrer Studie zusätzlich eine externe Kraft zum Entfernen der Brackets nach dem Lasereinsatz benötigten. Oztoprak et al. (102) benötigten, wie in der vorliegenden Studie, keine weitere Krafteinwirkung zum Ablösen der Brackets.

Die Kombination mit den meisten erfolgreichen Debondings durch Photoablation beim 1. Impuls sind die Clarity™ Ultra Brackets in Kombination mit dem Er:YAG-Laser. Durch die geringe Impulsanzahl wird die Pulpaerwärmung auf ein physiologisches Minimum reduziert. Damit kann in der vorliegenden Kombination ein sicheres Debonding-Verhalten vorausgesagt werden.

### 5.1.2 Transmission

Die in der vorliegenden Studie verwendeten polykristallinen Brackets wurden auf ihre Transmission bei einfallendem Er:YAG-Laser-Licht untersucht. Hierzu wurde der Fieldmaster GS verwendet. Die höchste Transmission zeigten die Clarity™ Ultra Brackets mit 57 - 58 %, während die Clarity™ ADVANCED Brackets die niedrigste Transmission mit 20 % aufwiesen. In der mittleren Transmission befinden sich die Damon® Clear™ Brackets mit 55 % und die Discovery® Brackets mit 53 %. Die höhere Transmission ist wahrscheinlich ein Indikator für ein besseres Laser-Debonding-Verhalten bezogen auf die anzuwendende Laserzeit und Laserenergie. Die Debondingzeit war bei den Clarity™ Ultra Brackets deutlich kürzer und dadurch mit weniger Energieaufwand verbunden, als bei Clarity™ ADVANCED Brackets mit einer entsprechend sehr niedrigen Transmission. Jedoch ist zur Bewertung des Laser-Debonding-Erfolgs nicht alleine die Transmission ausreichend. Hinzu kommen Faktoren wie: Bracketbasisdesign, überschüssiger Kunststoff, Restmonomergehalt und verwendetes Adhäsiv.

Mundethu et al. (105) haben ebenfalls die Transmission mittels Er:YAG-Laser getestet. Sie kam auf eine Durchlässigkeit von 58 % für Damon® Clear™ -Brackets bei 510 mJ Laserenergie.

Dagegen untersuchten Eliades et al. (118) die Transmission von monokristallinen Brackets im Gegensatz zu polykristallinen Brackets mit sichtbarem Licht in den Wellenlängen von 320 - 700 nm. Sie kommen zu dem Ergebnis, dass polykristalline Brackets eine niedrigere Transmission aufweisen als monokristalline. Durch die Studie konnte gezeigt werden, dass der Aufbau der Keramik einen signifikanten Einfluss auf die Lichtdurchlässigkeit der Brackets hat. Eine hohe Lichtdurchlässigkeit im sichtbaren

Bereich bedeutet gleichzeitig für den Betrachter auch eine hohe Transluzenz, die im Wesentlichen der Ästhetik zu Gute kommt.

Strobl et al. (80) beschreiben in ihrer Studie eine hohe Absorption der Laserenergie in den mono- und polykristallinen Bracketbasen. Verwendet wurde ein CO<sub>2</sub>-Laser. Durch die absorbierte Laserenergie kommt es zur thermischen Erweichung des Adhäsivs und dadurch zu einer niedrigeren Kraftereignis beim mechanischen Debonding-Verfahren mittels Zange. Strobl et al. stellten fest, dass bei Verwendung von monokristallinen Brackets eine signifikante größere Kraftreduktion erreicht werden konnte als bei polykristallinen Brackets. Durch die klare kristalline Anordnung in monokristallinen Brackets kommt es zu einer gerichteten Wärmeweiterleitung, weshalb die Erwärmung deutlich punktueller an der Bracketbasis erscheint als bei polykristallinen Brackets. Diese weisen eine deutliche inhomogene Struktur mit zufälliger Kristallanordnung auf, wodurch es zu einer wesentlich stärkeren Streuung kommt. Dadurch wird die Wärme ebenfalls deutlich stärker im gesamten Bracket gestreut und die Erwärmung an der Bracketbasis fällt bei gleicher Laserenergie niedriger aus. Zusätzlich wurde die Transmission mittels Nd:YAG-Laser bei 1060 nm Wellenlänge für mono- und polykristalline Brackets getestet. Die Transmission von polykristallinen Brackets lag bei 83,4 % und damit niedriger als bei monokristallinen Brackets mit 92 %. Ca. 18 % der Energie werden durch das Adhäsiv absorbiert. Umgekehrt bedeutet dies eine Energiebelastung des Zahnschmelzes von 69-75 % der einfallenden Energie. Durch die vorhandene Reflexion des Schmelzes interagieren ca. 15 - 26 % der Laserenergie mit dem Adhäsiv im Falle der polykristallinen Brackets und ca. 17 - 29 % bei Verwendung von monokristallinen Brackets. Die interagierende Laserenergie wird in Wärme umgewandelt.

Aldossary et al. (120) kommen zu dem Schluss, dass die Transmission des Lichts herstellungsabhängig ist und es sich um keinen direkten Unterschied zwischen mono- und polykristallinen Brackets handelt. Zusätzlich wird die Transmission durch Verwendung von Adhäsiven auf Harzbasis weiter verringert.

Im Gegensatz zu Aldossary et al. stellten Santini et al. (121) einen signifikanten Unterschied zwischen mono- und polykristallinen Brackets bezogen auf die Lichttransmission fest.

Der direkt herstellbare Zusammenhang zwischen Transmissionsgrad und Laser-Debonding-Erfolg kann aus den Ergebnissen abgeleitet werden. Die Bracket-Gruppe mit dem höchsten Transmissionsgrad entspricht gleichzeitig der Gruppe mit dem höchsten Debonding-Erfolg mittels thermomechanischer Ablation. Die höchste Laserenergie kann auf den adhäsiven Verbund durch eine möglichst hohe Transmission einwirken. Verwendet werden sollte demnach ein Bracketsystem mit einer möglichst hohen Transmission zur verstärkten Laserwirkung und damit verbundener sichereren Ablösung dergleichen. Untersucht wurden ausschließlich polykristalline Brackets.

Bezogen auf die vorliegende Studie war die höchste Transmission in der Clarity™ Ultra-Gruppe messbar. Diese Gruppe hat ebenfalls die niedrigste Laserzeit zum erfolgreichen Debonding benötigt. Die Studienergebnisse belegen, dass je höher die Transmission ist, desto sicherer kann ein Debonding-Erfolg mittels Er:Yag-Laser vorhergesagt werden.

### **5.1.3 Zeit und Geschwindigkeit beim Debonding-Vorgang**

Jegliche bisher zum Thema – laserunterstütztes Debonding von Keramikbrackets – durchgeführte Studie kommt zu dem Ergebnis, dass die Zeit bis zum erfolgreichen Ablösen des Keramikbrackets durch die Anwendung eines Lasers verkürzt wird. Innerhalb der verschiedenen Mechanismen erscheint die thermomechanische Ablation schneller als das thermische Erweichen zu sein. Zur thermischen Erweichung muss das Bracket längere Zeit bestrahlt werden, damit die Energie zur Wärmeentwicklung ausreichend ist.

Obata et al. (89) verglichen in ihrer Studie einen Superpuls CO<sub>2</sub>-Laser mit einem Normalpuls CO<sub>2</sub>-Laser. Hierbei fanden sie heraus, dass der Superpuls CO<sub>2</sub>-Laser deutlich weniger Zeit bis zum Debonding benötigte (<4 s bei 2 W Leistung).

Mimura et al. (109) fanden heraus, dass die Zeit zum Debonding mittels CO<sub>2</sub>-Laser ebenfalls verkürzt werden konnte.

Tocchio et al. (79) untersuchten die Wirkung von 3 verschiedenen Lasern mit 248, 308 und 1060 nm Wellenlänge. Die Debondingzeit betrug durchschnittlich für 248 nm  $<4$  s, für 308 nm  $<5$  s und bei 1060 nm  $>20$  s. Verwendet wurden in der Studie mono- und polykristalline Brackets. Zusätzlich postulierten Tocchio et al., dass beim Ablösen mit einem Impuls und  $<0,5$  s Laserzeit es sich um einen explosionsartigen Debonding-Vorgang im Sinne einer thermischen Ablation (oder Photoablation) handelt. Wenn mehr als ein Impuls notwendig ist und die Zeit über 0,5 s liegt kommt es zum thermischen Erweichen und damit zur Ablösung des Brackets.

Abdul Kader et al. (108) kommen zu dem Ergebnis, dass das Debonding unmittelbar nach der Lasereinwirkung erfolgen muss. Nach einer Minute Wartezeit sind wieder signifikant höhere Debondingkräfte notwendig. Verwendet wurde in seiner Studie ein CO<sub>2</sub>-Laser mit 50 W bei 10.600 nm Wellenlänge.

Oztoprak et al. (102) untersuchten polykristalline Brackets mit einem Er:YAG-Laser zum Debonding. Sie fanden heraus, dass der Laser-Debonding-Mechanismus die thermische Erweichung in ihrem Fall ist. Die besten Ergebnisse konnten nach 9 s und 4,2 W Leistung verzeichnet werden.

Sarp et al. (100) experimentierten mit einem Yb:YAG-Laser mit 1070 nm Wellenlänge und 18 W Leistung. Es konnte eine signifikante Verkürzung der Debondingzeit und Reduktion der Ablösekraft nachgewiesen werden. Die Ablösezeit wurde durch den modulierenden Modus des Lasers um das Dreifache verkürzt.

Entgegen der Ergebnisse von Oztoprak et al. kommen Mundethu et al. (105) zu dem Ergebnis, dass 95 % ihrer getesteten Brackets mittels thermomechanischer Ablation erfolgreich entfernt werden konnten. Sie verwendeten ebenfalls einen Er:YAG-Laser. Der Ablösevorgang erfolgte explosionsartig und es war keine äußere Kraftanwendung zum Debonding erforderlich. Es wurde eine Laserzeit in 95 % (n=19) von  $<0,5$  s benötigt. Die verbleibenden 5 % (n=1) benötigten 8 Laserimpulse bis zum erfolgreichen Debonding. Durch die höhere Anzahl an Impulsen und damit verbundener höherer Energiedosis ist von einer Erwärmung des Brackets im Sinne des thermischen Erweichens auszugehen.

### 5.1.3.1 Einordnung der eigenen Studienergebnisse in den Literaturkontext

Der Definition von Tocchio et al. nach handelt es sich bei der Ablösung eines Brackets mit mehr als einem Laserimpuls und mehr als 0,5 s Laserzeit um das thermische Erweichen. Wenn das Bracket mit einem Impuls bzw. unter 0,5 s entfernt wurde handelt es sich um die thermische Ablation. Der Vorgang ist taktil durch eine kleine explosionsartige Ablösung des Brackets bemerkbar. Im Gegensatz zu seinen Studienergebnissen wurden gemäß seiner Definition in der Damon® Clear™ -Gruppe 85 % (n=17), in der Discovery®-Gruppe 80 % (n=16), in der Clarity™ Ultra-Gruppe 95 % (n=19) und in der Clarity™ ADVANCED-Gruppe 35 % (n=7) mittels thermischer Ablation mit einem Impuls unter 0,5 s abgelöst. Bei den nicht beim ersten Impuls abgelösten Brackets kam es in der Versuchsdurchführung zu einer explosionsartigen Ablösung des Brackets bei mehrfacher Laserimpulsanwendung. Diese Ablösung ist taktil mit der Laserspitze wahrnehmbar gewesen. Diese mechanische Einwirkung ist durch den Laserspitzenbruch ebenfalls erkennbar. Aufgrund der Beobachtungen wird angenommen, dass diese Ablösungen ebenfalls durch eine thermische Ablation erfolgt. Der Mechanismus ist damit sehr wahrscheinlich nicht das thermische Erweichen. Sicherlich wären die drei nicht abgelösten Brackets aus der Clarity™ ADVANCED Gruppe durch eine längere Lasereinwirkung durch das thermische Erweichen abgelöst worden.

Durch die Mittelung aller Daten, auch die Daten mit mehr als einem benötigten Impuls, kommt es zu höheren durchschnittlichen Debondingzeiten als 0,5 s (1 Impuls). Die geringste Laserzeit benötigte die Clarity™ Ultra-Gruppe mit durchschnittlich 0,55 s, danach folgt die Discovery®-Gruppe mit einer durchschnittlichen Debondingzeit von 0,675 s. Die Damon® Clear™ -Gruppe war durchschnittlich mit 0,7 s minimal langsamer als die Discovery®-Gruppe. Mit deutlichem Abstand benötigte die Clarity™ ADVANCED-Gruppe mit durchschnittlich 1,44 s die längste Zeit zum Debonding. Da die ersten drei Gruppen zeitlich sehr nah beieinander liegen, scheint es einen Unterschied zu den Clarity™ ADVANCED Brackets zu geben. Diese sind als flash-free bereits mit einer Schicht Transbond™ beschichtet. Die Vorbehandlung der Zähne (Reinigung, Säureätzen, Primer) und die Lasereinstellungen sind für jede Zahnprobe identisch gewesen. Da drei Clarity™ ADVANCED Brackets durch die thermische Ablation gar nicht abgelöst werden konnten, scheint der explosionsartige Ablationsmechanismus in dieser Gruppe nicht

zuverlässig verwendbar zu sein. Eventuell liegt es an dem vorkonfektionierten Kunststoff-Auftrag an der Bracketbasis. Wahrscheinlich enthält das Adhäsiv nach dem Aushärten nicht ausreichend Restmonomer, welches durch die Laserenergie schnell verdampft wird und dadurch die explosionsartige Ablösung initiiert. Die unterschiedlichen Bracketbasisdesigns der Damon® Clear™, Clarity™ Ultra und Discovery®-Gruppe scheinen keinen entscheidenden Einfluss auf die Debondingzeit und -wahrscheinlichkeit zu haben. Durch die Vorbeschichtung mit Kunststoff konnte die Clarity™ ADVANCED Bracketbasis im Rasterelektronenmikroskop nicht dargestellt werden.

#### **5.1.4 Schmelzfrakturen / Schmelzrisse**

Schmelzfrakturen können verursacht werden, wenn die mikroretentive Verbindung von Adhäsiv und Bracket stärker ist als die Verbindung des Adhäsivs zum Schmelz. Studien, die das Debonding-Risiko untersucht haben, stellten fest, dass es häufiger zu den Schmelzrisen kommt, sie jedoch nicht immer beachtet werden (37). Einige Studien haben belegt, dass ca. 7,8 - 10,2 % der untersuchten Prämolaren bereits vor der kieferorthopädischen Behandlung entsprechende Schmelzrisse aufwiesen. Nach dem Debonding stieg die Zahl der schmelzgeschädigten Zähne auf 12,2 - 20,5 % (38). Freiäugig und unter dem Mikroskop konnte kein Zahn mit einem entsprechenden Schmelzriss detektiert werden. Aufgrund dessen wird davon ausgegangen, dass das Debonding mittels Laser die Gefahr der Schmelzfraktur deutlich reduziert. Insgesamt wurden 87 Bracket-Zahn-Kombinationen erfolgreich mittels Laser getrennt. In einem rasterelektronenmikroskopisch nachuntersuchten Zahn konnte ein Schmelzriss dargestellt werden. Jedoch wird davon ausgegangen, dass dieser bereits vor der Durchführung der Studie vorlag und eventuell durch die nicht kontrollierte Krafteinwirkung bei der Extraktion verursacht wurde. Ein weiterer Aspekt liegt in der technischen Umsetzung im Rasterelektronenmikroskop. Um die Probe auf eine passende Größe zu verkleinern wurde die Schmelzlamelle mittels schnellrotierender Diamantbohrer abgetrennt. Auch während dieses Vorgangs kann ein Schmelzriss entstanden sein. Im Gegensatz zu der Aussage von Zachrisson et al. konnte nur in einem Fall ein Schmelzriss nachgewiesen werden und dies nur unter starker Vergrößerung des Rasterelektronenmikroskops. Zur genaueren Untersuchung der Schmelzriss-Problematik sind weitere Studien zum Ausschluss oder zur Bestätigung notwendig.

## 5.2 Bewertung des Studiendesigns

Die *in vitro* Untersuchung unter Verwendung des Er:YAG-Lasers stellt eine sinnvolle und adäquate Methode dar, um das laserunterstützte Debonding-Verhalten von Keramikbrackets auf extrahierten Zähnen zu untersuchen. Durch das Aufbewahren der Zahnproben in physiologischer Kochsalzlösung kann ein der Mundhöhle ähnliches Milieu dargestellt werden. Jedoch sind die verwendeten Proben keinerlei weiterer Speichelzusammensetzung während der Testzeit ausgesetzt gewesen, wie beispielsweise Bakterien, Enzyme oder Nahrungsbestandteile. Zudem wurden die Bracket-Zahn-Verbindungen keiner Zugspannung durch eine orthodontische Behandlung ausgesetzt. Da der Adhäsivverbund durch exogene Faktoren nach der Befestigung negative Einflüsse, bezogen auf die Haftfestigkeit, erfährt, ist das Debonding *in vivo* tendenziell schneller bzw. einfacher als in der vorliegenden *in vitro* Studie. Allerdings ist die Übertragung auf eine *in vivo* Anwendung durch die erschwerten anatomischen Verhältnisse im oralen Bereich kritisch zu betrachten und nachzuuntersuchen. Bis zur praktischen und sicheren Anwendung bedarf es hierzu weiterer *in vivo* Studien.

## 5.3 Schlussfolgerung und klinische Relevanz

Die Studienergebnisse dieser *in vitro* Studie bestätigen die vielfach beschriebenen Vorteile des laserunterstützten Bracketdebondings. Die Resultate belegen die Effektivität des Er:YAG-Lasers in Bezug auf die thermomechanische Ablation der Keramikbrackets ohne externe Krafteinwirkung. In der vorliegenden Studie wurden zwei neue Bracket-Gruppen zum laserunterstützten Debonding experimentell untersucht. Erstmals konnte die hohe Effektivität des Er:YAG-Lasers in Bezug auf die thermische Ablation für die Clarity™ Ultra Brackets und die Discovery® Brackets nachgewiesen werden.

Durch den rapide ansteigenden Gasdruck, ausgelöst durch die Laserenergie, kommt es zum explosionsartigen Ablösen des Keramikbrackets. Hierbei wird in den meisten Fällen lediglich das Bracket abgelöst, der Großteil des Kunststoffes verbleibt auf der Zahnoberfläche. Dadurch wird das Schmelzfraktur-Risiko auf ein Minimum reduziert. Die besten Ergebnisse, bezogen auf das Debonding-Verhalten unter Er:YAG-Laser Einsatz, zeigten die Clarity™ Ultra Brackets. Durch die niedrige Laserenergie und -zeit wird ein

---

pulpaler Temperatur-Schaden nahezu ausgeschlossen. Damit kann aus der vorliegenden *in vitro* Studie geschlossen werden, dass bei der Verwendung von Clarity™ Ultra Brackets mit Transbond™ XT Bonding ein nahezu sicheres Debonding mittels Er:YAG-Laser bei 500 mJ, 2 Hz und 1 Impuls (0,5 s) erfolgen kann.

## 6 Zusammenfassung

Durch einen stetig wachsenden Anteil ästhetisch-kieferorthopädischer Behandlungen mittels Keramikbrackets ist eine technische Weiterentwicklung des Debonding-Vorgangs ohne Schmelzschädigung unverzichtbar.

Ziel dieser experimentellen *in vitro* Untersuchung war das sichere Debonding von Keramikbrackets mittels Er:YAG-Laser ohne externe Krafteinwirkung zu erforschen. Untersucht wurden vier verschiedene polykristalline Keramikbrackets (Damon® Clear™, Clarity™ Ultra, Discovery®, Clarity™ ADVANCED).

Im Gegensatz zu zahlreichen Studien wurden in der Damon® Clear™-Gruppe 85 % (n=17), in der Discovery®-Gruppe 80 % (n=16), in der Clarity™ Ultra-Gruppe 95 % (n=19) und in der Clarity™ ADVANCED-Gruppe 35 % (n=7) der Proben mittels thermischer Ablation mit einem Impuls unter 0,5 s Laserzeit abgelöst. Die Ablösung des Brackets erfolgt aufgrund der schnellen Verdampfung von Restmonomer bzw. Restwasser in der Adhäsivschicht. Die Verdampfung lässt den Gasdruck innerhalb des geschlossenen Raums schnell bis zum Verlust der Adhäsivintegrität ansteigen. Die Auftrennung erfolgt innerhalb der Adhäsivschicht, da Rückstände des Adhäsivs auf der Bracketbasis mittels REM nachgewiesen werden konnten. Der ARI-Index wurde lichtmikroskopisch untersucht und beträgt bei den Damon® Clear™ Brackets durchschnittlich 2,95, Discovery® 2,90, Clarity™ Ultra 3,0 und Clarity™ ADVANCED 3,0.

Bis auf drei Zahnproben aus der Clarity™ ADVANCED Gruppe wurden alle Brackets sprunghaft abgelöst. Hierbei handelte es sich sehr wahrscheinlich ebenfalls um eine thermische Ablation. In der Literatur beschreiben Mundethu et al. (105) einen ähnlichen Mechanismus. Die Transmission der Brackets scheint eine untergeordnete Rolle bzgl. des Debonding-Erfolgs und der Laserzeit zu haben. Die durchschnittliche Debondingzeit ist vergleichbar zwischen der Damon® Clear™ ( $0,77 \pm 2$  s), Discovery® ( $0,675 \pm 0,825$  s) und Clarity™ Ultra ( $0,55 \pm 0,95$  s) Gruppe. Im Gegensatz dazu ist die durchschnittliche Debondingzeit in der Clarity™ ADVANCED-Gruppe ( $1,44 \pm 3,56$  s) deutlich verlängert.

Der Mechanismus der thermischen Ablation begünstigt eine physiologische Pulpatemperatur. Mit zunehmend einwirkender Laserenergie, die zum thermischen Erweichen notwendig wäre, steigt das Risiko für pulpaschädliche Temperaturen.

Aus den Ergebnissen lässt sich eine hohe Bedeutung der Laser-Transmission der ausgewählten Brackets ableiten. Die höchste Transmission wurde in der Clarity™ Ultra Bracket-Gruppe gemessen, welche gleichzeitig den höchsten Debonding-Erfolg bei möglichst geringer Laser-Impulsanzahl verzeichnen konnte.

Die Resultate der vorliegenden Studie belegen das sichere laserunterstützte Debonding von Keramikbrackets senkrecht durch den Bracketslot. Durch die Laseranwendung wird das Risiko für Schmelzfrakturen und -risse durch das Debonding auf ein Minimum reduziert. Die Schmerzempfindung des Patienten kann durch eine kraftlose Ablösung des Brackets durch den Lasereinsatz reduziert werden. Durch die Anwendung eines Er:YAG-Lasers werden die benötigten Laserimpulse auf nahezu einen Impuls gesenkt.

Die Kombination aus Clarity™ Ultra Bracket und Er:YAG-Laser mit 500 mJ, 2 Hz und 1 Laserimpuls stellt die ideale Kombination zum sicheren Debonding dar. In dieser Kombination ist ein erfolgreiches Debonding mittels Laser ohne externe Krafteinwirkung und damit ohne Schmerzempfindung wahrscheinlich.

Die Kombination aus Clarity™ ADVANCED und Er:YAG-Laser mit 500 mJ, 2 Hz und 1 Laserimpuls stellt die unsicherste Kombination zum Laser-Debonding dar.

## 7 Literaturverzeichnis

1. Gautam PVA. Ceramic Brackets: In search of an ideal! . Trends in Biomaterials and Artificial Organs. 2007:117-22.
2. Douglass JB. Enamel wear caused by ceramic brackets. American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics. 1989; Volume 95(Issue 2):96-8.
3. Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part II. Findings and clinical implications. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1990;98(3):263-73.
4. Bishara SE, Trulove TS. Comparisons of different debonding techniques for ceramic brackets: an in vitro study. Part I. Background and methods. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 1990;98(2):145-53.
5. Bishara SE, Ostby AW, Laffoon J, Warren JJ. Enamel cracks and ceramic bracket failure during debonding in vitro. Angle Orthod. 2008;78(6):1078-83.
6. Arhun N, Arman A. Effects of Orthodontic Mechanics on Tooth Enamel: A Review. Semin Orthod. 2007;13:281-91.
7. Arima S, Namura Y, Tamura T, Shimizu N. Easy Debonding of Ceramic Brackets Bonded with a Light-Cured Orthodontic Adhesive Containing Microcapsules with a CO2 Laser. Photomed Laser Surg. 2018;36(3):162-8.
8. Alakus Sabuncuoglu F, Ersahan S, Erturk E. Debonding of ceramic brackets by Er:YAG laser. J Istanbul Univ Fac Dent. 2016;50(2):24-30.
9. Bakhtari A, Bradley TG, Lobb WK, Berzins DW. Galvanic corrosion between various combinations of orthodontic brackets and archwires. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2011;140(1):25-31.
10. Moller 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. 2009;70(5):385-95.
11. Russell JS. Aesthetic orthodontic brackets. J Orthod. 2005;32(2):146-63.
12. Syed Rafiuddin RA. Metal Free Orthodontics : A Review International Journal of Preventive & Clinical Dental Research. 2014;1(4):100-6.
13. Schwartz ML. A technical bulletin on the issue of bonding and debonding ceramic brackets. Olendora (CA): Ormco Corp. 1988.
14. Ajith S, Gowda AR, Babaji P, Shivaprakash S, Dmello K, Kamble SS. An in vitro comparison of resistance to second and third order archwire activations of three different varieties of esthetic brackets. Indian J Dent Res. 2013;24(6):701-7.
15. K. M. Lehmann EH, H.-J. Wenz. Zahnärztliche Propädeutik2010.
16. Filippi A. Praxis (Bern 1994). 2017;106(4):187-93.
17. M Giraki WR. Das Gesundheitswesen. 2015;27.
18. Swartz ML. Ceramic brackets. J Clin Orthod. 1988;22(2):82-8.
19. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J Dent Res. 1955;34(6):849-53.
20. Hickel R, KKH, Lambrechts P., Perdigao J., Vanherle G., Van Meerbeek B., Frankenberger R., De Munck J. Die Adhäsivtechnologie - Ein Leitfaden für Theorie und Praxis2001.
21. Kanemura N, Sano H, Tagami J. Tensile bond strength to and SEM evaluation of ground and intact enamel surfaces. J Dent. 1999;27(7):523-30.

22. Schopf P. Curriculum Kieferorthopädie Band II: Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin; 2008.
23. Anhoury P, Nathanson D, Hughes CV, Socransky S, Feres M, Chou LL. Microbial profile on metallic and ceramic bracket materials. *Angle Orthod.* 2002;72(4):338-43.
24. Ahmed I, Saif ul H, Nazir R. Carious lesions in patients undergoing orthodontic treatment. *J Pak Med Assoc.* 2011;61(12):1176-9.
25. Sagarika N, Suchindran S, Loganathan S, Gopikrishna V. Prevalence of white spot lesion in a section of Indian population undergoing fixed orthodontic treatment: An in vivo assessment using the visual International Caries Detection and Assessment System II criteria. *J Conserv Dent.* 2012;15(2):104-8.
26. Ogaard B. Prevalence of white spot lesions in 19-year-olds: a study on untreated and orthodontically treated persons 5 years after treatment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;96(5):423-7.
27. Muhammad Azeem WUH. Incidence of white spot lesions during orthodontic clear aligner therapy. *Journal of the World Federation of Orthodontists* 2017;6(3):127-30.
28. Buschang PH, Chastain D, Keylor CL, Crosby D, Julien KC. Incidence of white spot lesions among patients treated with clear aligners and traditional braces. *Angle Orthod.* 2019;89(3):359-64.
29. Artun J, Brobakken BO. Prevalence of carious white spots after orthodontic treatment with multibonded appliances. *Eur J Orthod.* 1986;8(4):229-34.
30. Forsch M, Krull L, Hechtner M, Rahimi R, Wriedt S, Wehrbein H, et al. Perception of esthetic orthodontic appliances: An eye tracking and cross-sectional study. *Angle Orthod.* 2019.
31. Artun J, Bergland S. Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment. *Am J Orthod.* 1984;85(4):333-40.
32. O'Brien KD, Watts DC, Read MJ. Residual debris and bond strength--is there a relationship? *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;94(3):222-30.
33. Ghafari J. Problems associated with ceramic brackets suggest limiting use to selected teeth. *Angle Orthod.* 1992;62(2):145-52.
34. Redd TB, Shivapuja PK. Debonding ceramic brackets: effects on enamel. *J Clin Orthod.* 1991;25(8):475-81.
35. Naini FB, Gill DS. Tooth fracture associated with debonding a metal orthodontic bracket: a case report. *World J Orthod.* 2008;9(3):e32-6.
36. Despain RR, Lloyd BA, Brown WS. Scanning electron microscope investigation of cracks in teeth through replication. *J Am Dent Assoc.* 1974;88(3):580-4.
37. Zachrisson BU, Skogan O, Hoymyhr S. Enamel cracks in debonded, debanded, and orthodontically untreated teeth. *Am J Orthod.* 1980;77(3):307-19.
38. Rix D, Foley TF, Mamandras A. Comparison of bond strength of three adhesives: composite resin, hybrid GIC, and glass-filled GIC. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2001;119(1):36-42.
39. Diedrich P. Klinische Bruchhäufigkeit, Plaquebildung und Schmelzläsionen bei der Bracket-Adhäsivtechnik. *Journal of Orofacial Orthopedics.* 1981;42(3):195-208.
40. Choudhary G, Gill V, Reddy YN, Sanadhya S, Aapaliya P, Sharma N. Comparison of the Debonding Characteristics of Conventional and New

- Debonding Instrument used for Ceramic, Composite and Metallic Brackets - An Invitro Study. *J Clin Diagn Res.* 2014;8(7):ZC53-5.
41. Scott GE, Jr. Ceramic vs. metal brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;93(1):84.
  42. Boyer DB, Engelhardt G, Bishara SE. Debonding orthodontic ceramic brackets by ultrasonic instrumentation. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;108(3):262-6.
  43. Vukovich ME, Wood DP, Daley TD. Heat generated by grinding during removal of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;99(6):505-12.
  44. Dumbryte I, Vebriene J, Linkeviciene L, Malinauskas M. Enamel microcracks in the form of tooth damage during orthodontic debonding: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Eur J Orthod.* 2018;40(6):636-48.
  45. Normando TS, Calcada FS, Ursi WJ, Normando D. Patients' report of discomfort and pain during debonding of orthodontic brackets: a comparative study of two methods. *World J Orthod.* 2010;11(4):e29-34.
  46. Suliman SN, Trojan TM, Tantbirojn D, Versluis A. Enamel loss following ceramic bracket debonding: A quantitative analysis in vitro. *Angle Orthod.* 2015;85(4):651-6.
  47. Viazis AD, DeLong R, Bevis RR, Douglas WH, Speidel TM. Enamel surface abrasion from ceramic orthodontic brackets: a special case report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1989;96(6):514-8.
  48. Viazis AD, DeLong R, Bevis RR, Rudney JD, Pintado MR. Enamel abrasion from ceramic orthodontic brackets under an artificial oral environment. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(2):103-9.
  49. Joseph VP, Rossouw PE. The shear bond strengths of stainless steel orthodontic brackets bonded to teeth with orthodontic composite resin and various fissure sealants. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(1):66-71.
  50. Birnie D. Ceramic brackets. *Br J Orthod.* 1990;17(1):71-4.
  51. Flores DA, Caruso JM, Scott GE, Jeiroudi MT. The fracture strength of ceramic brackets: a comparative study. *Angle Orthod.* 1990;60(4):269-76.
  52. Scott GE, Jr. Fracture toughness and surface cracks--the key to understanding ceramic brackets. *Angle Orthod.* 1988;58(1):5-8.
  53. Kusy RP. Morphology of polycrystalline alumina brackets and its relationship to fracture toughness and strength. *Angle Orthod.* 1988;58(3):197-203.
  54. Odegaard J, Segner D. Shear bond strength of metal brackets compared with a new ceramic bracket. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1988;94(3):201-6.
  55. Britton JC, McInnes P, Weinberg R, Ledoux WR, Retief DH. Shear bond strength of ceramic orthodontic brackets to enamel. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(4):348-53.
  56. Viazis AD, Cavanaugh G, Bevis RR. Bond strength of ceramic brackets under shear stress: an in vitro report. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(3):214-21.
  57. Bishara SE, Fehr DE. Comparisons of the effectiveness of pliers with narrow and wide blades in debonding ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993;103(3):253-7.
  58. Bishara SE, Fonseca JM, Boyer DB. The use of debonding pliers in the removal of ceramic brackets: force levels and enamel cracks. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;108(3):242-8.

59. Joseph VP, Rossouw E. The shear bond strengths of stainless steel and ceramic brackets used with chemically and light-activated composite resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;97(2):121-5.
60. Giannini M, Soares CJ, de Carvalho RM. Ultimate tensile strength of tooth structures. *Dent Mater.* 2004;20(4):322-9.
61. Reynolds IR. A Review of Direct Orthodontic Bonding. *British Journal of Orthodontics.* 1975;2(3):171-8.
62. Bishara SE, Ajlouni R, Laffoon JF, Warren JJ. Effect of a fluoride-releasing self-etch acidic primer on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Angle Orthod.* 2002;72(3):199-202.
63. Bishara SE, Gordan VV, VonWald L, Olson ME. Effect of an acidic primer on shear bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1998;114(3):243-7.
64. D KR, V KM, Safeena S. Shear bond strength of acidic primer, light-cure glass ionomer, light-cure and self cure composite adhesive systems - an in vitro study. *J Int Oral Health.* 2013;5(3):73-8.
65. Stratmann U, Schaarschmidt K, Wegener H, Ehmer U. The extent of enamel surface fractures. A quantitative comparison of thermally debonded ceramic and mechanically debonded metal brackets by energy dispersive micro- and image-analysis. *Eur J Orthod.* 1996;18(6):655-62.
66. Bakhadher W, Halawany H, Talic N, Abraham N, Jacob V. Factors Affecting the Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets - a Review of In Vitro Studies. *Acta Medica (Hradec Kralove).* 2015;58(2):43-8.
67. Abu Alhajja ES, Abu AlReesh IA, AlWahadni AM. Factors affecting the shear bond strength of metal and ceramic brackets bonded to different ceramic surfaces. *Eur J Orthod.* 2010;32(3):274-80.
68. Reynolds IR, von Fraunhofer JA. Direct bonding of orthodontic attachments to teeth: the relation of adhesive bond strength to gauze mesh size. *Br J Orthod.* 1976;3(2):91-5.
69. Zielinski V, Reimann S, Jager A, Bourauel C. Comparison of shear bond strength of plastic and ceramic brackets. *J Orofac Orthop.* 2014;75(5):345-57.
70. Iwamoto H. [Bond strength of new ceramic bracket enhanced by silane coating]. *Nihon Kyosei Shika Gakkai Zasshi.* 1987;46(3):547-57.
71. Karamouzos A, Athanasiou AE, Papadopoulos MA. Clinical characteristics and properties of ceramic brackets: A comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;112(1):34-40.
72. Wool AL. A better debonding procedure. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992;102(1):84-6.
73. Kearns HP, Sandham JA, Bryan Jones W, Lagerstrom L. Electrothermal debonding of ceramic brackets: an ex vivo study. *Br J Orthod.* 1997;24(3):237-42.
74. Mitamura Y, Wang Y. Fracture toughness of single crystal alumina in air and a simulated body environment. *J Biomed Mater Res.* 1994;28(7):813-7.
75. Rueggeberg FA, Lockwood P. Thermal debracketing of orthodontic resins. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1990;98(1):56-65.
76. Holt MH, Nanda RS, Duncanson MG, Jr. Fracture resistance of ceramic brackets during arch wire torsion. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1991;99(4):287-93.

77. Larmour CJ, McCabe JF, Gordon PH. An ex vivo investigation into the effects of chemical solvents on the debond behaviour of ceramic orthodontic brackets. *Br J Orthod.* 1998;25(1):35-9.
78. Azzeh E, Feldon PJ. Laser debonding of ceramic brackets: a comprehensive review. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2003;123(1):79-83.
79. Tocchio RM, Williams PT, Mayer FJ, Standing KG. Laser debonding of ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993;103(2):155-62.
80. Strobl K, Bahns TL, Willham L, Bishara SE, Stwalley WC. Laser-aided debonding of orthodontic ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1992;101(2):152-8.
81. Ghazanfari R, Nokhbatolfighahaei H, Alikhasi M. Laser-Aided Ceramic Bracket Debonding: A Comprehensive Review. *J Lasers Med Sci.* 2016;7(1):2-11.
82. F. K. Kneubühl MWS. *Laser.* 3 Auflage Teubner. 1991:4.
83. Laser products; amendments to performance standard--FDA. Final rule. *Fed Regist.* 1985;50(161):33682-702.
84. Low power laser protocols and the FDA. *J Laser Appl.* 1990;2(1):64-6.
85. Kleemann P. *Laser in der KFO-Praxis - Klinik und Labor. Kompendium.* 2015:88-110.
86. Parker S. Laser/Light Application in Dental Procedures. In: Nouri K, editor. *Lasers in Dermatology and Medicine: Dental and Medical Applications.* Cham: Springer International Publishing; 2018. p. 53-80.
87. Mappangara S OS, Chandha S, Hatta R. Antimicrobial properties of laser treatment in periodontal therapy. *Journal of Physics Conference Series.* 2018;1073(5):052017.
88. Helfmann J BT. *Angewandte Lasermedizin, Lehr- und Handbuch für Praxis und Klinik:* Berlien HP, Müller G; 1995.
89. Obata A, Tsumura T, Niwa K, Ashizawa Y, Deguchi T, Ito M. Super pulse CO2 laser for bracket bonding and debonding. *Eur J Orthod.* 1999;21(2):193-8.
90. Iijima M, Yasuda Y, Muguruma T, Mizoguchi I. Effects of CO(2) laser debonding of a ceramic bracket on the mechanical properties of enamel. *Angle Orthod.* 2010;80(6):1029-35.
91. Macri RT, de Lima FA, Bachmann L, Galo R, Romano FL, Borsatto MC, et al. CO2 laser as auxiliary in the debonding of ceramic brackets. *Lasers Med Sci.* 2015;30(7):1835-41.
92. Ahrari F, Heravi F, Fekrazad R, Farzanegan F, Nakhaei S. Does ultra-pulse CO(2) laser reduce the risk of enamel damage during debonding of ceramic brackets? *Lasers Med Sci.* 2012;27(3):567-74.
93. Hayakawa K. Nd: YAG laser for debonding ceramic orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2005;128(5):638-47.
94. Lai RF, Wang HY, Chen T, Liu XN. [Pulsed Nd:YAG laser-aided debonding for removing the metal brackets]. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2010;45(7):407-10.
95. Liu XL, Wang LH, Wang MF, Liu L, Wang Q, Zhai JH. [Histomorphological effects of Nd:YAG laser for debonding ceramic brackets on rabbit pulp]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2009;27(4):413-6.

96. Feldon PJ, Murray PE, Burch JG, Meister M, Freedman MA. Diode laser debonding of ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138(4):458-62.
97. Yassaei S, Soleimani A, Nik ZE. Effects of Diode Laser Debonding of Ceramic Brackets on Enamel Surface and Pulpal Temperature. *J Contemp Dent Pract.* 2015;16(4):270-4.
98. Anand P, Anand PB, Prabhakar R, Rajvikram N, Rajakumar P, Atali VR, et al. Immediate and Delayed Effects of Diode Laser on Debonding of Ceramic Brackets: An in vitro Study. *J Contemp Dent Pract.* 2016;17(4):275-81.
99. Stein S, Kleye A, Schauseil M, Hellak A, Korbmacher-Steiner H, Braun A. 445-nm diode laser-assisted debonding of self-ligating ceramic brackets. *Biomed Tech (Berl).* 2017;62(5):513-20.
100. Sarp AS, Gulsoy M. Ceramic bracket debonding with ytterbium fiber laser. *Lasers Med Sci.* 2011;26(5):577-84.
101. Dostalova T, Jelinkova H, Sulc J, Nemecek M, Jelinek M, Fibrich M, et al. Ceramic bracket debonding by Tm:YAP laser irradiation. *Photomed Laser Surg.* 2011;29(7):477-84.
102. Oztoprak MO, Nalbantgil D, Erdem AS, Tozlu M, Arun T. Debonding of ceramic brackets by a new scanning laser method. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2010;138(2):195-200.
103. Nalbantgil D, Oztoprak MO, Tozlu M, Arun T. Effects of different application durations of ER:YAG laser on intrapulpal temperature change during debonding. *Lasers Med Sci.* 2011;26(6):735-40.
104. Nalbantgil D, Tozlu M, Oztoprak MO. Pulpal thermal changes following Er-YAG laser debonding of ceramic brackets. *ScientificWorldJournal.* 2014;2014:912429.
105. Mundethu AR, Gutknecht N, Franzen R. Rapid debonding of polycrystalline ceramic orthodontic brackets with an Er:YAG laser: an in vitro study. *Lasers Med Sci.* 2014;29(5):1551-6.
106. Ma T, Marangoni RD, Flint W. In vitro comparison of debonding force and intrapulpal temperature changes during ceramic orthodontic bracket removal using a carbon dioxide laser. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111(2):203-10.
107. Stein S, Hellak A, Schauseil M, Korbmacher-Steiner H, Braun A. Effects of 445-nm Diode Laser-Assisted Debonding of Self-Ligating Ceramic Brackets on Shear Bond Strength. *Photomed Laser Surg.* 2018;36(1):31-6.
108. Abdul-Kader HM IS. A comparative study of CO<sub>2</sub> laser debonding of three types of ceramic brackets. *Al-Azhar J Dent Scien.* 1999;2:79-84.
109. Mimura H, Deguchi T, Obata A, Yamagishi T, Ito M. Comparison of different bonding materials for laser debonding. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;108(3):267-73.
110. Apel C, Franzen R, Meister J, Sarrafzadegan H, Thelen S, Gutknecht N. Influence of the pulse duration of an Er:YAG laser system on the ablation threshold of dental enamel. *Lasers Med Sci.* 2002;17(4):253-7.
111. Apel C, Meister J, Ioana RS, Franzen R, Hering P, Gutknecht N. The ablation threshold of Er:YAG and Er:YSGG laser radiation in dental enamel. *Lasers Med Sci.* 2002;17(4):246-52.

112. Pich O, Franzen R, Gutknecht N, Wolfart S. Laser treatment of dental ceramic/cement layers: transmitted energy, temperature effects and surface characterisation. *Lasers Med Sci.* 2015;30(2):591-7.
113. Gimbel CB. Hard tissue laser procedures. *Dent Clin North Am.* 2000;44(4):931-53, viii.
114. Zach L, Cohen G. Pulp Response to Externally Applied Heat. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol.* 1965;19:515-30.
115. Ben-Baruch G, Fidler JP, Wessler T, Bendick P, Schellhas HF. Comparison of wound healing between chopped mode-superpulse mode CO2 laser and steel knife incision. *Lasers Surg Med.* 1988;8(6):596-9.
116. Nalbantgil D, Tozlu M, Oztoprak MO. Comparison of Different Energy Levels of Er:YAG Laser Regarding Intrapulpal Temperature Change During Safe Ceramic Bracket Removal. *Photomed Laser Surg.* 2018;36(4):209-13.
117. Stein S, Wenzler J, Hellak A, Schauseil M, Korbmacher-Steiner H, Braun A. Intrapulpal Temperature Increases Caused by 445-nm Diode Laser-Assisted Debonding of Self-Ligating Ceramic Brackets During Simulated Pulpal Fluid Circulation. *Photomed Laser Surg.* 2018;36(4):185-90.
118. Eliades T, Johnston WM, Eliades G. Direct light transmittance through ceramic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1995;107(1):11-9.
119. F A. Abscherversuche verschiedener Systeme von Kunststoff- und Keramikbrackets mit ihren Befestigungskompositen 2008:68.
120. Aldossary MS, Abu Hajia SS, Santini A. Light energy transmission through six different makes of ceramic orthodontic brackets. *Int Orthod.* 2018;16(4):638-51.
121. Santini A, Tiu SH, McGuinness NJ, Aldossary MS. Light energy attenuation through orthodontic ceramic brackets at different irradiation times. *J Orthod.* 2016;43(3):193-201.

## **8 Anhang**

### **8.1 Danksagung**

Herrn Prof. Dr. Dr. danke ich für die Vergabe des Themas meiner Dissertationsschrift und die umfangreiche Betreuung.

Frau Dr. danke ich für die Betreuung meiner Studie und fachliche Unterstützung in allen wissenschaftlichen Belangen.

Außerdem möchte ich mich bei Frau Dr. für die stetige Hilfe und Unterstützung in allen Belangen und zu jeder Tageszeit herzlich bedanken.

Schlussendlich bin ich meinen Freunden und besonders meiner Familie für jede Motivation, Geduld und liebevolle Unterstützung, besonders bei der Korrektur dieser Arbeit, unendlich dankbar.

## **9 Tabellarischer Lebenslauf**