

Die Schaffung retentiver Strukturen im Zahnschmelz mittels
Er, Cr:YSGG Laser

Unter Berücksichtigung der Befestigung kieferorthopädischer Brackets

Von der Medizinischen Fakultät
der Rheinisch-Westfälischen Technischen Hochschule Aachen
zur Erlangung des akademischen Grades
einer Doktorin der Zahnmedizin
genehmigte Dissertation

vorgelegt von

Stephanie Rott

aus

Bottrop

Berichter: Herr Privatdozent
Dr. med. dent N. Gutknecht

Herr Universitätsprofessor
Dr. med. Dr. med. dent. H. Spiekermann

Tag der mündlichen Prüfung: 2. Oktober 2001

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abbildungsverzeichnis	II
1. Einleitung	1
2. Grundlagen.....	3
2.1. Der Laser	3
2.2. Wirkungsweise von Laserstrahlen in biologischen Geweben	5
2.3. Der Laser zur Zahnhartsubstanzbearbeitung	6
2.4. Der Er,Cr:YSGG Laser	9
2.5. Die Säure Ätztechnik.....	11
2.6. Bracketadhäsivtechnik in der Kieferorthopädie.....	13
3. Fragestellung	15
4. Eigene Versuche	16
4.1. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung	16
4.1.1. Problemstellung / Literaturübersicht	16
4.1.2. Material und Methode	17
4.1.3. Ergebnisse.....	18
4.1.3.1. Oberflächliche Veränderungen im Zahnschmelz nach Säureeinwirkung.....	18
4.1.3.2. Oberflächliche Veränderungen im Zahnschmelz nach Laserbestrahlung.....	20
4.1.3.3. Untersuchung der Bracketbasis nach Ablösung vom Zahnschmelz	24
4.2. Rautiefenmessung	26
4.2.1. Problemstellung/Literaturübersicht	26
4.2.2. Material und Methode	27
4.2.3. Ergebnisse.....	28
4.3. Haftkraftmessungen	29
4.3.1. Problemstellung / Literaturübersicht	29
4.3.2. Material und Methode	30
4.3.3. Ergebnisse.....	32
5. Diskussion.....	34
6. Zusammenfassung	39
7. Literatur	41
8. Lebenslauf.....	53
9. Danksagung	54

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Säuregeätzter Zahnschmelz / 1000-fach (1269)	19
Abbildung 2: Säuregeätzter Zahnschmelz / 1500-fach (1270)	19
Abbildung 3: Zahnschmelz nach der Bestrahlung mit dem Er,Cr:YSGG Laser (1 W) 20-fach (1258).....	20
Abbildung 4: Zahnschmelz nach der Bestrahlung mit dem Er,Cr:YSGG Laser (1 W) / 300-fach (1256).....	21
Abbildung 5: Zahnschmelz nach der Bestrahlung mit dem Er,Cr:YSGG Laser (1 W) / 600-fach (1257).....	21
Abbildung 6: Zahnschmelz nach der Bestrahlung mit dem Er,Cr:YSGG Laser (2 W) / 100-fach (1263).....	22
Abbildung 7: Zahnschmelz nach der Bestrahlung mit dem Er,Cr:YSGG Laser (2 W) / 600-fach. (1261).....	22
Abbildung 8: Zahnschmelz nach der Bestrahlung mit dem Er,Cr:YSGG Laser (3 W) / 12-fach (1266).....	23
Abbildung 9: Zahnschmelz nach der Bestrahlung mit dem Er,Cr:YSGG Laser (3 W) / 1000-fach (1264).....	23
Abbildung 10: Bracketbasis nach Abzug vom Zahnschmelz / 20-fach (1290).....	24
Abbildung 11: Bracketbasis nach Abzug vom Zahnschmelz 50-fach (1286).....	25
Abbildung 12: Bracketbasis nach Abzug vom Zahnschmelz / 150-fach (1337).....	25
Abbildung 13: Grafische Darstellung der Adhäsionskräfte.....	33

1. Einleitung

Die Lasertechnologie wird seit Einführung in die Zahnheilkunde auf immer neue Einsatzgebiete hin untersucht. Heute ist der Anreiz für zahlreiche Forschungsaktivitäten insbesondere die Aussicht, konventionelle Verfahren der Zahnheilkunde zu verbessern. Es befinden sich hierzu zahlreiche Lasersysteme in experimenteller oder klinischer Erprobung.

Neben der Anwendung in der Endodontie und Parodontologie, wo der Laser im besonderen eine Keimreduktion bewirkt, ist die Bearbeitung bzw. Konditionierung von Zahnhartsubstanzen von besonderem Interesse [29]. Die vorliegende Arbeit beschäftigt sich mit der Schmelzkonditionierung im Vergleich zur konventionellen Säure Ätztechnik.

Ein mögliches späteres Einsatzgebiet könnte die Bracketfixation in der Kieferorthopädie darstellen, wo seit Einführung der Bracketadhäsivtechnik weitere Grundlagenforschungen betrieben werden, um auf eine Säureätzung des Schmelzes ganz oder weitgehend zu verzichten.

Eine natürliche Schmelzoberfläche bietet einem Bracketadhäsiv nur unzureichende Verankerungsmöglichkeiten [15]. Zur Haftverbesserung muss zunächst eine Fläche geschaffen werden, in der der Verbund von Bracketadhäsiven zum Schmelz ermöglicht wird. Im konventionellen Vorgehen wird eine 37%-ige Phosphorsäure für 60s auf die Schmelzoberfläche aufgebracht. Anschließend muss die Säure mindestens 30 Sekunden lang mit einem ölfreien Wasserspray abgesprüht und die Fläche anschließend getrocknet werden [33]. Die Erhöhung der Adhäsion

von Acrylaten nach einem solchen Vorgehen ist die Folge. Diese Methode wurde 1955 von Buconore erstmals entwickelt und ist, seit Newman 1965 mittels Adhäsivtechnik Plastikbrackets aus Polymethacrylat auf den Schmelz klebte, noch bis heute Mittel der Wahl in der Kieferorthopädie [11, 54].

Doch aufgrund nicht vollständig gelöster Probleme konventioneller Säureätzung (unzureichende Definierbarkeit des Ätzmusters, unkontrollierbare Tiefenwirkung des Säureangriffs, Schmelzausrisse) werden seit Einführung der Bracketadhäsivtechnik nach Alternativen der Schmelzkonditionierung gesucht [60]. Ein Schritt in diese Richtung ist die Schmelzvorbehandlung mit Laserstrahlen. In der Vergangenheit wurden bereits zahlreiche verschiedene Wellenlängen auf ihre Brauchbarkeit zur Schmelzkonditionierung eingesetzt. Mit dem Nd:YAG und dem CO₂ Laser konnten nur unbefriedigende Ergebnisse erzielt werden [1,72,74]. Erst mit der Einführung der Erbium Laser näherte man sich der durch die Schmelzätzung erzielbaren Größenordnungen [9,35,37,58]. Der jüngste Vertreter auf dem Gebiet der Erbium Laser ist der Er,Cr:YSGG Laser. Die Auswirkung dieser Wellenlänge auf den Verbund von Kompositen und Zahnhartsubstanzen wurde derzeit weltweit nur einmal untersucht [44]

Die vorliegende Arbeit beschreibt die Wirkung des Er,Cr:YSGG Lasers bei der Anwendung zur Schmelzkonditionierung. Dabei soll im Besonderen seine Eignung zur Befestigung kieferorthopädischer Brackets untersucht werden.

2. Grundlagen

2.1. Der Laser

Licht wird in Quanten (Photonen), d.h. als Energie mit diskreten Betrag, emittiert und absorbiert, es breitet sich aber als Welle aus. Atome führen ihre Quantensprünge zeitlich und räumlich völlig unabhängig voneinander aus, das dabei ausgesandte Licht ist demnach inkohärent, d.h. gestreut. Eine Ausnahme von dieser Regel macht dabei das Laserlicht. Es besteht aus einer Vielzahl parallel verlaufenden Wellen von nur einer Wellenlänge, die zeitlich und räumlich phasengleich emittiert werden (Kohärenz). Grundlage für kohärentes Licht stellt die Stimulierte Emission von Lichtquanten dar. Sie gab dem Laser seinen Namen: Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation.

Bei dem Prozess der stimulierten Emission werden Elektronen zuvor von einem tieferen Energieniveau auf ein höheres angehoben. Die so angeregten Atome vollziehen nun einen Abregungsschritt, der aber nicht zum Grundzustand zurückführt. Ihr neuer Anregungszustand ist metastabil mit einer ungewöhnlich langen Lebensdauer. Aus diesem Grund geraten ungewöhnlich viele Atome in diesen Zustand. Wechselt nun ein einziges Atom von dem metastabilen Zustand zum Grundzustand, induziert das dabei entsandte Lichtquant die Emission der übrigen Quanten. Da sich die Strahlung der abgerufenen Quanten der Phase des auslösenden Quants anschließt, bekommt das Laserlicht eine ungewöhnlich hohe Kohärenzlänge. Die Abrufwahrscheinlichkeit in einem Laser für das erste emittierte Quant

ist sehr gering. Es müsste gewissermaßen sehr dicht an den wartenden Atomen vorbeilaufen. Aus diesem Grund baut man ein langes Entladungsrohr zwischen zwei Spiegeln, zwischen denen das Licht hin und her springt. Dieser Resonator verlängert somit wirksam den Lichtweg für die stimulierte Emission. Ein Spiegel von beiden ist zu wenigen Prozent lichtdurchlässig. Bei ihm tritt der scharf gebündelte, kohärente Laserstrahl aus. Nur ein Quant, das in Richtung der Austrittsstelle gerichtet ist, wird Laserlicht abrufen. Quanten, die quer laufen oder das Entladungsrohr zu früh verlassen, bleiben allein und emittieren inkohärentes Licht [31].

Ist zwischen Grundzustand und Anregungszustand der Atome nur ein einziges, metastabiles Zwischenniveau eingerichtet, wie oben beschrieben, so spricht man von einem 3- Niveau-Laser. Von ihm ist nur kurzzeitig und somit gepulst Laserlicht abrufbar. Erweitert man jedoch dieses System um ein weiteres Zwischenniveau, das energieärmer und somit kurzlebiger als das erste Zwischenniveau ist, so erhält man einen 4-Niveau-Laser. Lasersysteme dieser Art können im kontinuierlichen Betrieb arbeiten [29].

Ein Laser besteht aus drei Hauptbestandteilen: dem laseraktiven Material, der Pumpe und dem Resonator. Die verschiedenen Lasersysteme unterscheiden sich vor allem aufgrund ihres laseraktiven Materials. Man differenziert zwischen einem Festkörperlaser (z.B.: Rubin, Nd:YAG, Er:YAG, HO:YAG, etc.), einem Flüssigkeitslaser (z.B.: Flüssigkeitslaser), einem Gaslaser (z.B.: CO₂, Argon, Krypton, etc.) oder einem Halbleiterlaser (Diodenlaser)[29].

2.2. Wirkungsweise von Laserstrahlen in biologischen Geweben

Das Laserlicht wird beim Auftreffen auf das zu bearbeitende Gewebe reflektiert, transmittiert oder von dem Gewebe absorbiert. Je höher die Absorptionsrate des Gewebematerials für das betreffende Laserlicht, desto größer ist die Änderung innerhalb der Materie. Ist die Absorption hoch, so verringert sich auch die Eindringtiefe in das Gewebe und thermische Begleiterscheinungen in tieferen Gewebeschichten reduzieren sich.

Laser-Gewebe-Interaktionen lassen sich grundsätzlich unterteilen in: photothermische Wechselwirkungen, photochemische Reaktionen und nichtlineare Prozesse.

Bei der photothermischen Wechselwirkung, wie sie z.B. beim Erbium:YAG Laser auftritt, wird das Laserlicht überdurchschnittlich gut von dem im Gewebe eingelagerten Wasser absorbiert. Das Wasser verdampft schlagartig und reißt auf mechanischem Wege Bruchstücke aus dem Gewebeverbund.

Photochemische Reaktionen ereignen sich, wenn absorbierte Photonen Molekülverbindungen durchbrechen und so das Gewebe zerstören.

Nichtlineare Prozesse folgen nicht mehr den Gesetzen der Thermodynamik und der linearen Optik. Sehr hohe Leistungsdichten und kurze Pulszeiten führen zur Ionisation des Gewebes. Es kommt zur Bildung eines Hochtemperaturplasmas, das sich unter Entstehung einer Schockwelle explosionsartig ausbreitet und so aufgrund mechanischer Kräfte umliegendes Material zerstört [29].

2.3. Der Laser zur Zahnhartsubstanzbearbeitung

Die Wirkungsweise verschiedener Lasersysteme wird nunmehr seit über drei Jahrzehnten untersucht. 1964 setzten Stern und Sognaes erstmals einen Laser zur Bearbeitung der Zahnhartsubstanz ein. Der von ihnen verwandte Rubinlaser verdampfte zwar Schmelz und Dentin, doch durch die hohe thermische Wirkung fand eine Verschmelzung und Karbonisierung der Oberfläche, sowie eine Schädigung der Pulpa statt [65]. Der Nd:YAG Laser schnitt in Abhängigkeit von gewählten Parametern bezüglich der Pulpenverträglichkeit deutlich besser ab [2, 3]. Weitere Versuche mit dem kontinuierlich strahlenden und gepulsten CO₂ Laser wurden ebenfalls wegen zu geringer Effektivität und thermische Schädigung abgebrochen [2, 68]. Die vom CO₂ Laser emittierte Lichtenergie mit einer Wellenlänge von 10,6 Mikrometern liegt beim Absorptionsmaximum von Hydroxylapatit und bietet somit scheinbar optimale Bedingungen zur Bearbeitung von Zahnhartsubstanz. Doch aufgrund zu langer Impulsdauern kommt es zu einer thermischen Schädigung des zu bearbeitenden und umliegenden Gewebes. Spätere Versuche zeigten jedoch, dass bei verschiedenen Leistungseinstellungen der CO₂ Laser sehr wohl pulpenverträglich zu Sterilisierung von Dentinkavitäten eingesetzt werden kann. Sogar die Produktion von Tertiärdentin wurde nach Applikation beobachtet [22, 49, 50, 62]. In den 80er Jahren wurden weitere gepulste Lasersysteme entwickelt. Die vom Nd:YAG Laser emittierte Wellenlänge kann wegen ihrer geringen Absorption die Zahnhartsubstanz tief durchdringen, was eine irreversible Schädigung der Pulpa zur Folge haben kann [6, 27]. Der im

benachbarten Spektrum arbeitende Diodenlaser ist aufgrund seiner ähnlichen Eigenschaften ebenfalls zur Bearbeitung von Zahnhartsubstanz nicht geeignet. Die derzeit am besten geeigneten Laser für den Indikationsbereich der Zahnhartsubstanzbearbeitung sind die Erbium Laser. Hierzu zählen der Er:YAG (2,94 μm), der Er:YSGG (2,79 μm) und der in dieser Studie untersuchte Er,Cr:YSGG (2,78 μm). Die Erbium Laser weisen eine hohe Affinität zu Wasser und Hydroxylapatit auf. Beim Auftreffen des Laserstrahls wird sein Energiegehalt bereits an der Oberfläche thermomechanisch umgewandelt. Der Wasseranteil im Gewebe verdampft schlagartig. Diese Mikroexplosionen reißen Partikel aus dem kristallinen Gefüge der Zahnhartsubstanzen heraus. Durch die oberflächliche Absorption und den kurzen Impulsdauern findet ein Temperaturanstieg in tieferen Gewebsschichten nicht statt. Paghdwala testete 1988 zum ersten mal den möglichen Einsatz des Er:YAG Lasers zur Ablation von Zahnhartsubstanzen [56].

Zur Beurteilung der Einsetzbarkeit eines Lasersystems am vitalen Zahn ist die Beurteilung der Temperaturerhöhung in der Pulpenkammer von essentieller Bedeutung. Zach und Cohen beschrieben 1964 eine Temperaturerhöhung bis 6,1 C° als unbedenklich für die Vitalität eines Zahnes [77]. Es folgten eine Vielzahl von Untersuchungen, die demonstrierten, dass die Präparation von Kavitäten mit dem Erbium Laser ohne negative Nebeneffekte möglich ist. Selbst bei einer artifiziellen Eröffnung der Pulpa kam es nicht zu einer irreversiblen Pulpaschädigung [19, 25, 40 , 47, 51, 61]

Keller und Hibst präsentierten schließlich 1993 die erste klinische Untersuchung zum Einsatz des Er:YAG Lasers zur Kavi

tätenpräparation [38]. Weitere Studien verschiedener Untersucher folgten [12, 17, 48]. Alle diese Untersuchungen bescheinigen den Er:YAG Laser als sicheres und effektives Instrument zur Präparation von Kavitäten, zur Kariesentfernung und zum Schaffen von retentiven Oberflächen in Schmelz und Dentin. Die Untersucher fanden keinen signifikanten Unterschied in der Effektivität des Lasers für diese Behandlungstechniken im Vergleich zu konventionellen Verfahren.

Im Mai 1997 erlangte in den USA ein Er:YAG Laser die Freigabe zur Vermarktung durch die FDA. Erlaubt wurde die Applikation an den Zahnhartgeweben. Die Behandlungen beinhalten Kariesentfernung, Kavitätenpräparation sowie die Modifizierung von Oberflächen in Schmelz und Dentin zur gesteigerten Adhäsion von Füllungsmaterialien[13].

In der Literatur findet man unterschiedliche Ergebnisse zur Er:YAG Laser Konditionierung im Vergleich zur klassischen Säure Ätz Methode. Becker et al. (1996) berichtet von einem Retentionsverlust in Abhängigkeit der Pulsenergie. Die Haftfestigkeiten der mit dem Er:YAG Laser bearbeiteten Flächen konnten jedoch in keinen der Fälle die Werte der Säure Ätz Gruppe erreichen [8]. Andere Autoren berichteten über ähnliche oder sogar bessere Ergebnisse in Abhängigkeit des verwandten Adhäsivsystems [24]. Anfänglich wurden Retentionswerte auf Er:YAG laserbestrahltem Zahnschmelz gefunden, die signifikant schlechter als bei der konventionellen Säureätztechnik waren [9, 37, 35, 58]. Durch die Verwendung hoher Pulsrepetitionsraten verbunden mit niedrigen Pulsenergien konnten glattere Oberflächen geschaffen werden. Auf diesen Oberflä

chen ergeben sich keine signifikanten Unterschiede der Haftfestigkeit von Kompositen [28]. Gute Ergebnisse wurden auch in Experimenten von Schöpflin (1996) erzielt, der den Schmelz in defokussierter Einstellung durch ein Gitter bestrahlte.

Seit einigen Jahren wird der Einsatz von Lasern bei der Kariesprävention untersucht. So konnten bereits in den frühen 70'er Jahren die Eignung des CO₂ Lasers bei der Behandlung bzw. Prävention von Karies aus den Forschungsergebnissen abgeleitet werden [66, 67, 76]. Tierversuche bestätigen diesen Effekt auch für den Nd:YAG Laser [52]. Die Säureresistenz selbst von defektem Schmelz wird sowohl durch den Nd:YAG als auch durch den CO₂ Laser erhöht [5, 20, 21, 32, 53, 55]. Erhöhte Kariesresistenz kann auch mit dem Argonlaser erzeugt werden [34, 73]. In unterschiedlichen Studien erwies sich, dass Schmelz und Dentin nach Anwendung des Er:YAG oder Er:YSGG Lasers ebenfalls säureresistenter ist [7,23].

2.4. Der Er,Cr:YSGG Laser

Das in dieser Untersuchung verwendete Erbium, Chromium: Yttrium, Scandium, Gallium, Garnet (Er, Cr:YSGG) Lasersystem zählt zu dem jüngsten Vertreter der Familie der Erbium Laser. Das System erzeugt Photonen mit einer Wellenlänge von 2,78 µm, bei einer Pulsdauer zwischen 140 und 200 µs und einer konstanten Frequenz von 20 Hz. Die Leistung kann zwischen 0 und 6 W variiert werden. Das Laserlicht wird über ein flexibles Fasersystem zum Handstück geleitet. Am Arbeitsende

des abgewinkelten Handstücks befindet sich eine Saphirspitze. Als Arbeitsmodus wird der Quasikontakt empfohlen (0,5 mm Abstand zum Ziel). Parallel zum Laserstrahl wird ein Wasseraerosol abgegeben. Der Wasserdurchfluss beträgt dabei ca. 11 ml/min.

Neben einer hohen Affinität zu Wasser und Hydroxylapatit bei kurzen Impulsdauern verspricht dieses System durch die Benutzung eines Luft/Wasser Sprays einen hydrokinetischen Effekt. Die durch den Laser beschleunigten Wasserteilchen können eine Geschwindigkeit von bis zu 100 m/s aufweisen bevor sie auf der Zahnoberfläche explodieren [41]. Sie sollen der Grund für eine höhere Abtragsrate an der Zahnhartsubstanz sein. Aufgrund der Interaktion zwischen Laserenergie und Wasser an der Zahnoberfläche wird dieses System auch als hydrokinetisches System, oder HKS bezeichnet. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen zeigten, dass die Ränder der bearbeiteten Flächen glatt und sauber sind sowie die Schmelzprismen und Dentintubuli weitgehend erhalten blieben. Die bearbeiteten Flächen wiesen weniger Zelltrümmer und *smear layer* auf als bei der klassischen Präparation mit der Turbine [57]. In Tierversuchen konnte eine hohe Pulpenverträglichkeit nach der Hartsubstanzbearbeitung mit dem HKS beobachtet werden. Bei tiefen und pulpanahen Exkavationen kam es lediglich zu einer Temperaturerhöhung von 1 Grad Celsius ohne Entzündungszeichen des pulpalen Gewebes [19].

2.5. Die Säure Ätztechnik

In der Füllungstherapie, der Kariesprophylaxe (Fissurenversiegelung) und der Kieferorthopädie (Bracketadhäsivtechnik) ist ein Verbund zwischen Kunststoffen und Schmelz erforderlich. Die Oberfläche des naturbelassenen Schmelzes ist aber relativ strukturarm und glatt, die Kunststoffe besitzen selbst keine Klebekraft und gehen auch keine chemischen Verbindungen mit organischen Verunreinigungen auf der Schmelzoberfläche ein. Löst man jedoch chemisch mit Phosphorsäure oder Perchlorsäure oberflächliche Schmelzschichten (5-10 µm) ab, so entsteht eine aufgeraute, mikroporöse Schmelzoberfläche, die nun die Adhäsion von Acrylaten am Zahn erlaubt. Dieses Phänomen wurde 1955 von Buonacore zum erstenmal beschrieben [11]. Die Säurevorbehandlung führt über komplexe chemisch-physikalische Vorgänge zur Eröffnung von inter- und intraprismatischen Spalträumen. In ihnen kann der Kunststoff kapillarartig einfließen. Es bilden sich sogenannte Kunststofftags zapfenartig bis zu einer Tiefe von 20-80 Mikrometer aus [16]. Es kommt zu einem mikroretentiven Verbund zwischen Adhäsiv und Schmelz.

In der Klinik hat sich eine Säurekonzentration zwischen 30 und 50% als verwendbar herausgestellt [14, 63]. Es wird heute fast ausschließlich ungepufferte Orthophosphorsäure bevorzugt. Für eine gezielte Applikationsart wird sie in einer eingefärbten Gelform angeboten. Um eine optimale retentive Oberfläche zu erhalten, ist eine 30s Ätzzeit am geeignetsten [16]. Das Entfernen der Säure und der herausgelösten Schmelzpartikel wird mit einem ölfreien Luft/Wasserspray empfohlen. Die Sprayzeit

sollte pro Zahn bei mindestens fünf Sekunden liegen [15, 75]. Dem vollständige Entfernen der Säure muss unbedingt Sorge getragen werden, um unkontrollierbare Tiefeneinwirkungen mit Irritationen der Pulpa zu vermeiden[60].

Für eine erfolgreiche Adhäsion des Kunststoffes am Zahn ist eine nach Ätzung getrocknete Ätzfläche. Sie darf auf keinen Fall mit Speichel, Fingern, Schleimhaut etc. kontaminiert werden, da schon kurzfristige mechanische Verletzungen das fragile Relief einebnen und zerstören können.

Die Morphologie des Ätzmusters ist sehr variabel und hängt von der Dauer der Säureapplikation, der Säurekonzentration und der Anordnung der Prismenstäbe sowie ihrer Kristalldichte zusammen [16, 70]. So entstehen auf derselben Schmelzoberfläche in unmittelbarer Nachbarschaft honigwabenartige, palisadenartige oder flach granuläre Ätzmuster, mit nur wenig retentiver Struktur. Beim zentralen Ätztyp werden bevorzugt zentrale Prismenanteile aufgelöst, so dass ein honigwabenähnliches Bild entsteht. Beim peripheren Ätztyp sind weniger die Prismenzentren betroffen. Es dominieren Spaltbildungen im Bereich der Prismenperipherie. Ätzmuster des granulierten Typs sind typisch für Areale prismenlosen Schmelzes, wie z.B. bei Milchzähnen oder frisch durchgebrochenen Zähnen. Die Dicke dieser prismenfreien Schicht beträgt 5-100µm. Da hier trotz Anätzung kein retentives Muster entsteht, empfehlen einige Autoren das Wegschleifen dieser prismenfreien Schmelzschicht [60]. Lutz et al. (1976) erscheint dieses Verfahren wegen der nicht abschätzbaren Dicke dieser Schicht als sehr fraglich [45]. Nur unbefriedigende Ätzreliefs erhält man auch bei fluorreicher und damit säureresistenterer Schmelzoberfläche

[43]. So muss in diesem Fall die Ätzzeit verlängert oder der Ätzvorgang wiederholt werden.

2.6. Bracketadhäsivtechnik in der Kieferorthopädie

Die Säureätztechnik ist bis heute das gängigste Verfahren in der Kieferorthopädie, um Brackets mit Kunststoff an der natürlichen Zahnoberfläche zu befestigen. Die hohe Verbundfestigkeit der Bracketadhäsive zum säuregeätzten Schmelz konnte bisher durch alternative Verfahren nicht übertroffen werden. Die in diesem Zusammenhang verwendete Ätztechnik weist dennoch trotz vieler Vorteile auch Schwächen auf.

Viele Autoren stehen der Säureätztechnik skeptisch gegenüber. So konnte Smith et al. (1976) zeigen, dass der erforderliche Spülvorgang nach der Schmelzätzung die Säurewirkung nicht vollständig aufhebt, sondern eine Restaktivität von 20-40% bis in 50 µm tiefe Schichten nachweisbar ist [64].

Die angeätzte Fläche ist oft größer als die benötigte Klebefläche. Wird eine angeätzte Schmelzfläche nicht mit Kleber abgedeckt, so stellen die entstandenen Mikroporositäten eine Angriffsfläche für organische Ablagerungen und Bakterien dar. Sie wird rasch durch mechanische Abrasion mittels Nahrungsaufnahme oder Zähnebürsten verflacht. Doch obwohl die angeätzte Schmelzfläche rasch viel Fluorid aufnimmt und alle Mineralien zur Remineralisierung im Speichel vorhanden sind, ist eine regenerierende Wiederherstellung im Sinne einer natürlichen Schmelzoberfläche nicht zu erwarten. Auch nach viermo

natiger Exposition geätzter Schmelzoberflächen im Mundmilieu ist keine restitutio ad integrum eingetreten, die Ätzläsion ist immer noch sichtbar [15]. Auch Lampert (1976) fand durch Anfärben des Schmelzes noch nach 6-9 Monaten Spuren des Säureangriffs [42]. Es kommt hinzu, dass diese exponierten Flächen sich im zervikalen Umfeld der angeklebten Brackets befinden und so der Reinigung schlechter zugänglich sind. Erfolgt hier in diesem Bereich die Reinigung während der orthodontischen Behandlung nur unvollständig, können white-spotartige Kariesfrühläsionen entstehen.

Während für andere Indikationsbereiche ein dauerhafter Verbund von Kunststoff zur Zahnoberfläche angestrebt wird, werden die angeklebten Brackets nach 1-2 Jahren wieder entfernt. Durch die starke Mikroverzahnung kommt es nicht zu einem glatten Bruch zwischen Schmelz/Adhäsiv/Bracket. So werden oberflächliche Schmelzareale bis zu einer Tiefe von 100 µm herausgerissen [16]. Durch anschließende Bearbeitung mit Schleif- und Poliermitteln wird die Schmelzoberfläche geglättet, wobei die Schmelzdicke sich aber verringert [30].

Aufgrund dieser unerwünschten Nebenwirkungen der konventionellen Säureätztechnik und der Bracketentfernung besteht somit das Bedürfnis nach alternativen Haftungs- und Retentionssystemen, mit denen die oben beschriebenen Nebenwirkungen minimiert oder ganz aufgehoben werden können.

3. Fragestellung

Es sollte untersucht werden, ob der Er,Cr:YSGG Laser zur Konditionierung von Schmelzoberflächen eine Alternative zur Säure-Ätztechnik darstellen kann. Dabei werden im Besonderen die Anforderungen bei der kieferorthopädischen Bracketfixation berücksichtigt.

Die erzielten Ergebnisse wurden mit Hilfe qualitativ rasterelektronenmikroskopischen und quantitativ physikalischen Untersuchungen beschrieben.

4. Eigene Versuche

4.1. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

4.1.1. Problemstellung / Literaturübersicht

Die mikroskopischen Veränderungen der Schmelzoberfläche nach Anwendung des Er:YAG Lasers sind gut untersucht. Altshuler et al. (1989), Traxler et al. (1996) und Keller et al. (1989) beschreiben die mikroskopischen Veränderungen als raue schuppige Oberflächen, die mit dem mikroskopischen Bild von säuregeätztem Schmelz vergleichbar sind [4, 39, 69]. Für den Er,Cr:YSGG Laser sind derartige Untersuchungen noch nicht veröffentlicht worden. Deshalb bestand das erste Ziel der Untersuchung in der qualitativen Beurteilung der mikroskopischen Veränderungen nach Er,Cr:YSGG Laserbestrahlung.

In einem zweiten Versuchsteil wurden die Basisflächen der im vorangegangenen Versuch abgezogenen Brackets untersucht. Die Ergebnisse lassen verschiedene Rückschlüsse zu. Zum einen kann der Verbund zwischen Komposit und Schmelzoberfläche anhand der Bruchfläche beurteilt werden, zum anderen lassen anhaftende Schmelzpartikel einen Rückschluss auf die Festigkeit der retentiven Strukturen des konditionierten Schmelzes zu. Diedrich beschreibt den Bruchmodus als nicht einheitlich. Sie verläuft entlang der Bracket / Adhäsivgrenze, teils im Adhäsiv, entlang der Adhäsiv / Schmelzgrenze und im Schmelz. Dabei hängt die Lokalisation der Bruchstelle von dem Ausmaß der Mikroverzahnung des Adhäsivs ab. Bei ausge

prägender Verzahnung wird die Bruchstelle entweder im Schmelz oder im Adhäsiv verlaufen [15].

4.1.2. Material und Methode

Für die Versuche wurden 4 frisch extrahierte humane Weisheitszähne vorbereitet. Die Zähne wurden mit fluoridfreier Polierpaste gereinigt und mit Hilfe einer diamantierten Trennscheibe unter Wasserkühlung in jeweils zwei Hälften geteilt. Die 8 Zahnhälften wurden auf rasterelektronenmikroskopische Trägerplättchen aufgeklebt und anschließend in 4 Gruppen zu je zwei Proben eingeteilt. Auf dem Zahnschmelz der Zähne wurde eine Versuchsfläche von 4 x 4 mm mit folgenden Einstellungen bearbeitet:

1. Er,Cr:YSGG Laser - 1 W (Energie:50 mJ /Energiedichte: 10 J/cm²),
2. Er,Cr:YSGG Laser - 2 W (Energie: 100 mJ /Energiedichte: 20 J/cm²),
3. Er,Cr:YSGG Laser - 3 W (Energie:150 mJ /Energiedichte: 30 J/cm²),
4. 37% Ortho-Phosphor-Säure.

Die Laserbestrahlung erfolgte manuell, indem das Handstück bei eingeschaltetem Wasserspray in einem Abstand von ca. 0,5 mm gitterförmig über die Versuchsflächen geführt wurde. Für die Versuchsfläche von 4 x 4 mm ergab sich ein Zeitbedarf von ca. 20 s. Die Pulsfrequenz des Lasersystems beträgt konstant 20 Hz.

Die Phosphorsäure wurde 30 s auf die Versuchsfläche einwirken gelassen und danach mit einem Wasserspray für 30 s entfernt.

Nach Trocknung mit einem Luftbläser wurden die Proben in einem Exicator unter Vakuum 5 Tage getrocknet.

In einem zweiten Teil wurden die Unterflächen der bereits im vorrausgegangenen Versuch abgezogenen Brackets rasterelektronenmikroskopisch untersucht.

Dafür wurden pro Leistungseinstellung des Lasers zwei repräsentative Brackets ausgewählt, und die Flügel mit Klebstoff auf den Trägerplättchen fixiert, so dass die Unterseite des Brackets zu oben gelegen kam (Abb.11-13)

4.1.3. Ergebnisse

4.1.3.1. Oberflächliche Veränderungen im Zahnschmelz nach Säureeinwirkung

Die REM-Bilder der Schmelzoberflächen nach Säureeinwirkung zeigen die charakteristischen Veränderungen. In der Übersicht stellt sich die Morphologie eines säurebedingten Ätzreliefs dar (Abb.1) Das Prismengefüge ist freigelegt. Ein honigwabenartiges Bild ist entstanden. In großer Vergrößerung wird der überwiegend zentrale Ätztyp deutlich. Zentrale Prismenanteile sind gelöst wurden. Die einzelnen Prismenköpfe haben wallartig aufgeworfene Peripherien (Abb.2).

Abbildung 1:
Säuregeätzter
Zahnschmelz
1000-fach (1269)

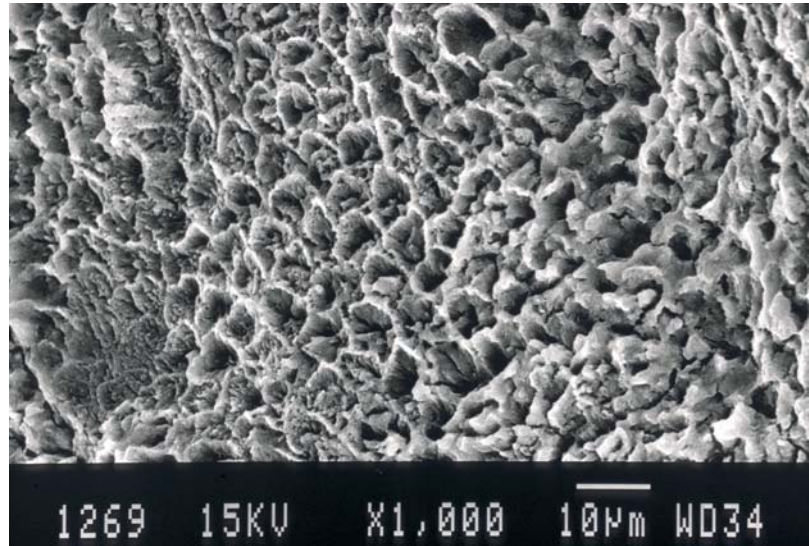
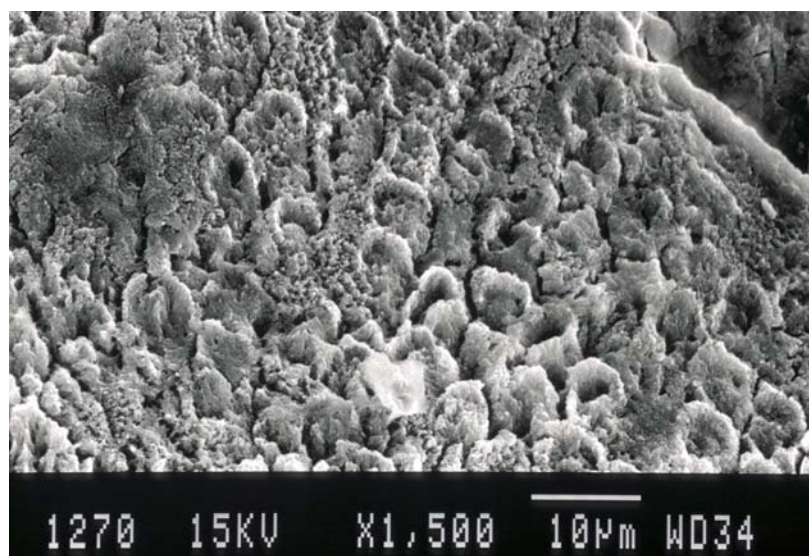


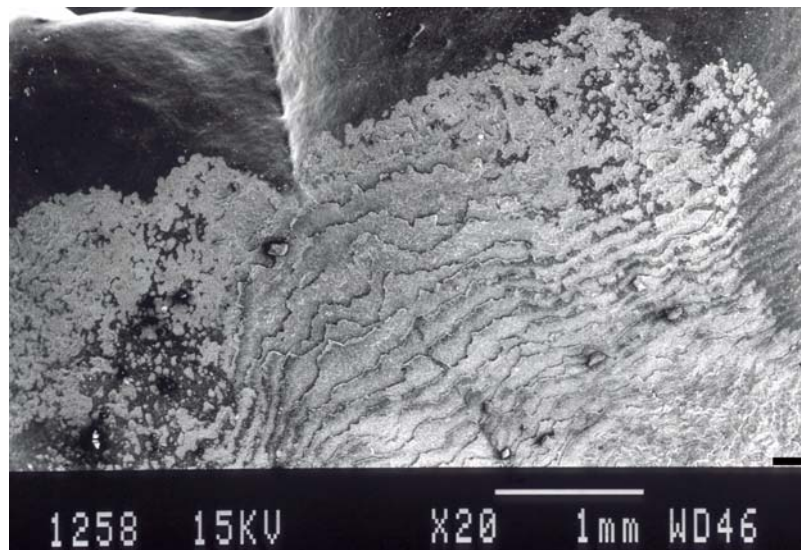
Abbildung 2:
Säuregeätzter
Zahnschmelz
1500-fach (1270)



4.1.3.2. Oberflächliche Veränderungen im Zahnschmelz nach Laserbestrahlung

In der Übersichtsaufnahme (20-fach) des mit 1 Watt laserbestrahlten Zahnschmelzes lassen sich oberflächliche Veränderungen erkennen. Eine dünne Schicht von Schmelz scheint abgetragen. Die Veränderungen wirken rau im Vergleich zum angrenzenden ungelaserten strukturarmen Zahnschmelz. Dieser erscheint glatt. Erkennlich ist auch die querverlaufende Streifung des Zahnschmelzes. Sie wird hervorgerufen durch Perikymatien und Imbrikationslinien (Abb. 3).

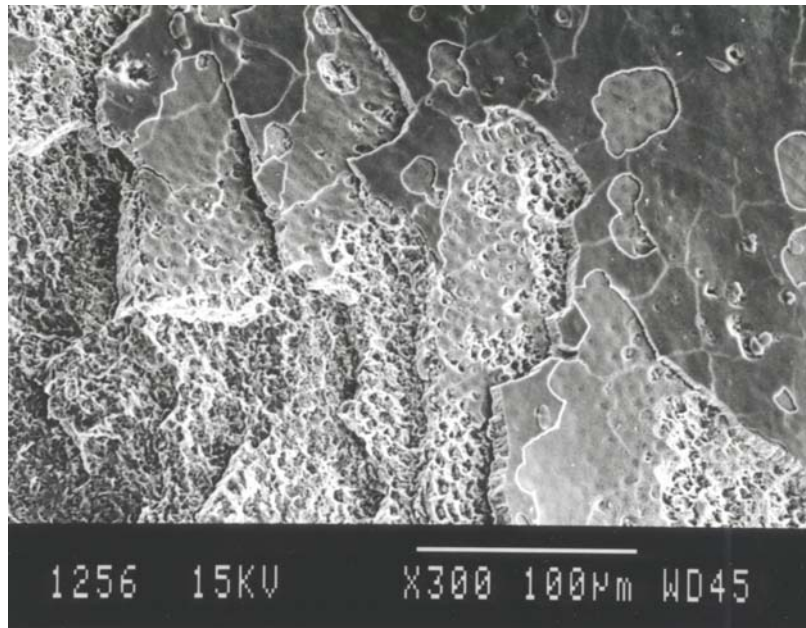
Abbildung 3:
Zahnschmelz nach
der Bestrahlung
mit dem
Er,Cr:YSGG Laser
(1 W)
20-fach (1258)



In der 300-fachen Vergrößerung erkennt man, dass die oberste, prismenfreie Schmelzschicht von der Laserstrahlung entfernt wurde. Darunter werden die freigelegten Prismen deutlich (Abb.4). In der rechten oberen Ecke des Bildes ist ein unbe-

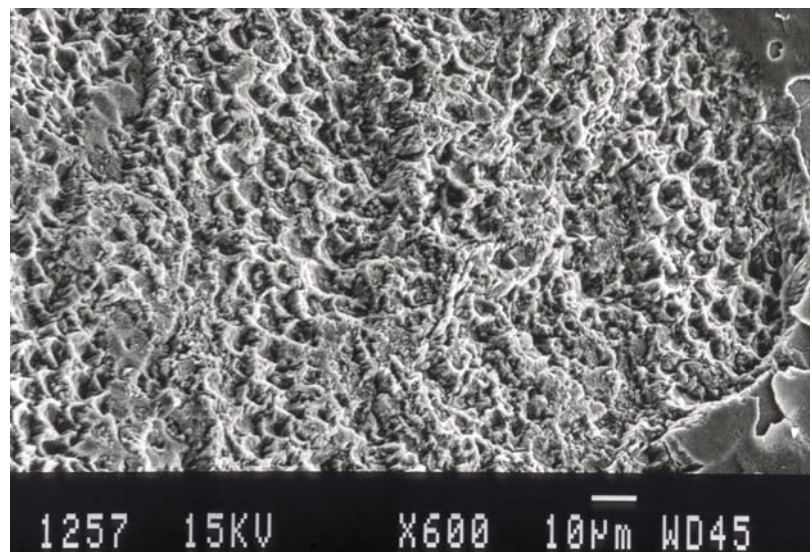
strahlter Bereich erkennbar. Die natürliche, unbestrahlte Schmelzschicht wirkt strukturarm.

Abbildung 4:
Zahnschmelz nach
der Bestrahlung
mit dem
Er,Cr:YSGG
Laser (1 W)
300-fach (1256)



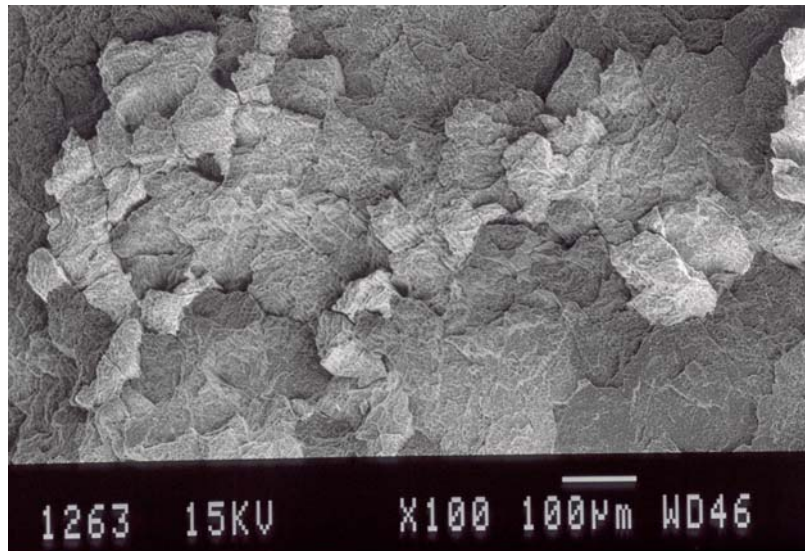
Bei 600-facher Vergrößerung sind ähnliche Veränderungen wie bei säuregeätztem Schmelz ersichtlich. Es hat sich ein honigwabenartiges Muster ausgebildet. Erkennbar ist ein größerer Substanzverlust im Zentrum der Prismen. Dadurch erscheint die Prismenperipherie aufgeworfen (Abb.5)

Abbildung 5:
Zahnschmelz nach
der Bestrahlung
mit dem
Er,Cr:YSGG Laser
(1 W) /
600-fach (1257)



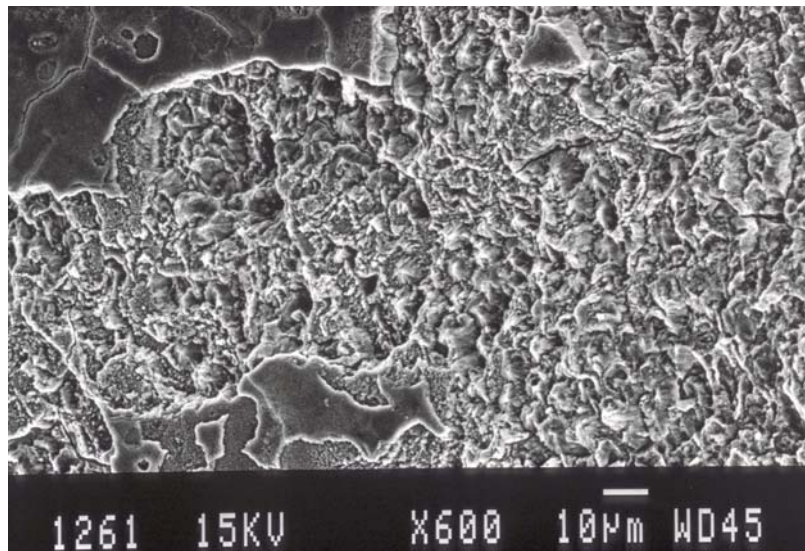
Bei 2 Watt Laserleistung stellt sich in der Übersicht (100-fach) eine stark aufgeraute, inhomogene Oberfläche dar. Diese wirkt in sich locker. Zentral im Bild hell dargestellte Partikel stehen über der Oberfläche und erscheinen aufgelagert. In der feinen Struktur sind wiederum Prismen zu erkennen (Abb.6)

Abbildung 6:
Zahnschmelz nach
der Bestrahlung mit
dem Er,Cr:YSGG
Laser (2 W)
100-fach (1263)



Bei 600-facher Vergrößerung wirken die Prismenstrukturen weniger deutlich als bei 1 Watt Laserleistung. Das Bild wirkt verwaschen (Abb.7).

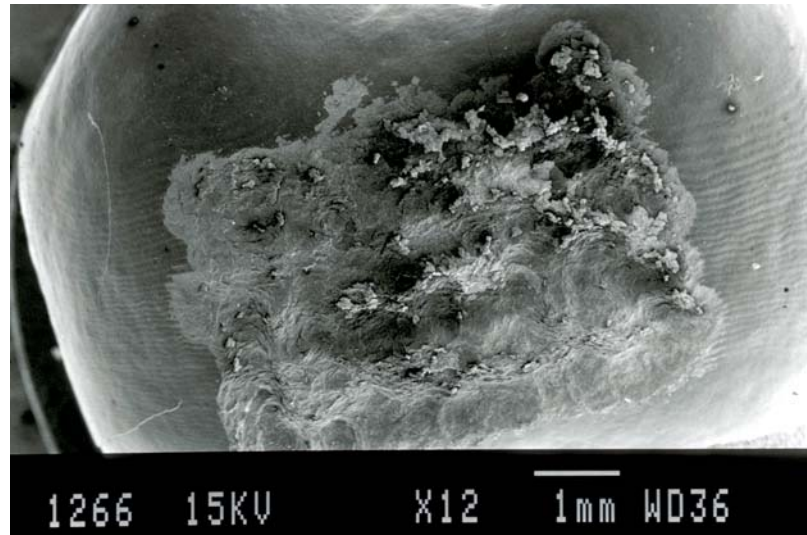
Abbildung 7:
Zahnschmelz nach
der Bestrahlung mit
dem Er,Cr:YSGG
Laser (2 W)
600-fach. (1261)



Bei 3 Watt Laserleistung wird in der Übersicht ein deutlicher Substanzabtrag erkennbar. Teilweise erscheinen in der rechten

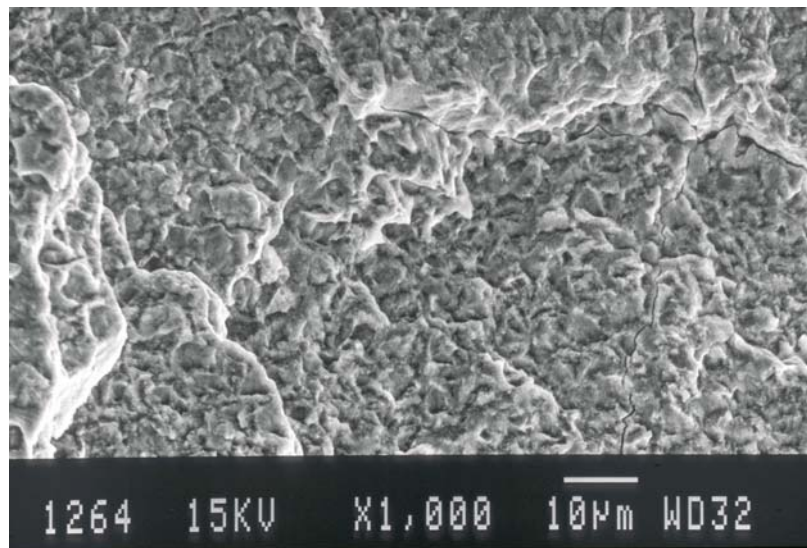
oberen Ecke der bearbeitenden Fläche Strukturen lose aufgelagert (Abb.8).

Abbildung 8:
Zahnschmelz nach
der Bestrahlung mit
dem Er,Cr:YSGG
Laser (3 W)
12-fach (1266)



In der 1000-fachen Vergrößerung ergibt sich ein unklares verwischtes Bild der Prismenstrukturen (Abb. 9).

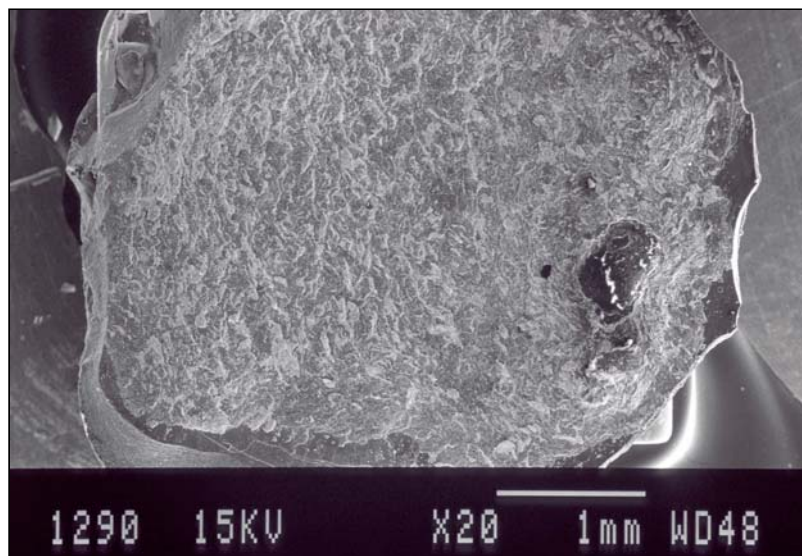
Abbildung 9:
Zahnschmelz nach
der Bestrahlung mit
dem Er,Cr:YSGG
Laser (3 W)
1000-fach (1264)



4.1.3.3. Untersuchung der Bracketbasis nach Ablösung vom Zahnschmelz

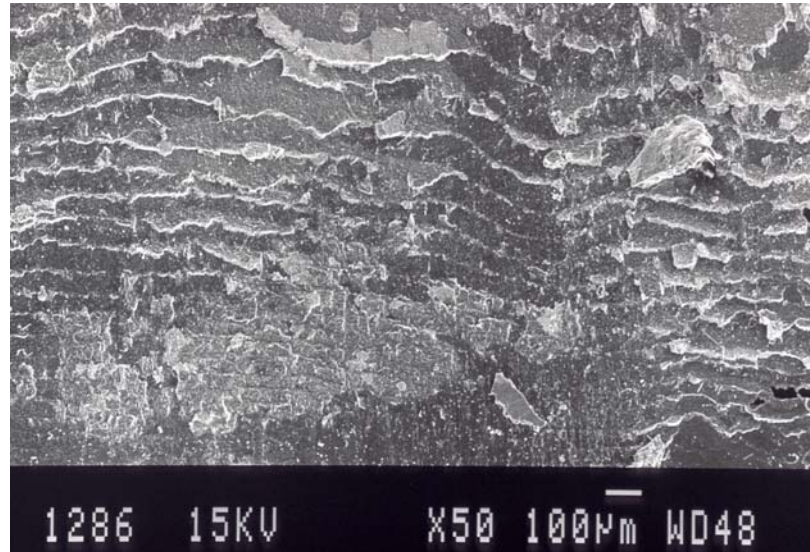
Im zweiten Teil der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen wurde die Unterseite der abgezogenen Brackets untersucht. In Abbildung 10 ist eine Bracketbasis in der Übersicht (20-fach) dargestellt. Auf der Netzbasis des Brackets ist das Befestigungskomposit zu sehen.

Abbildung 10:
Bracketbasis nach
Abzug vom Zahn-
schmelz
20-fach (1290)



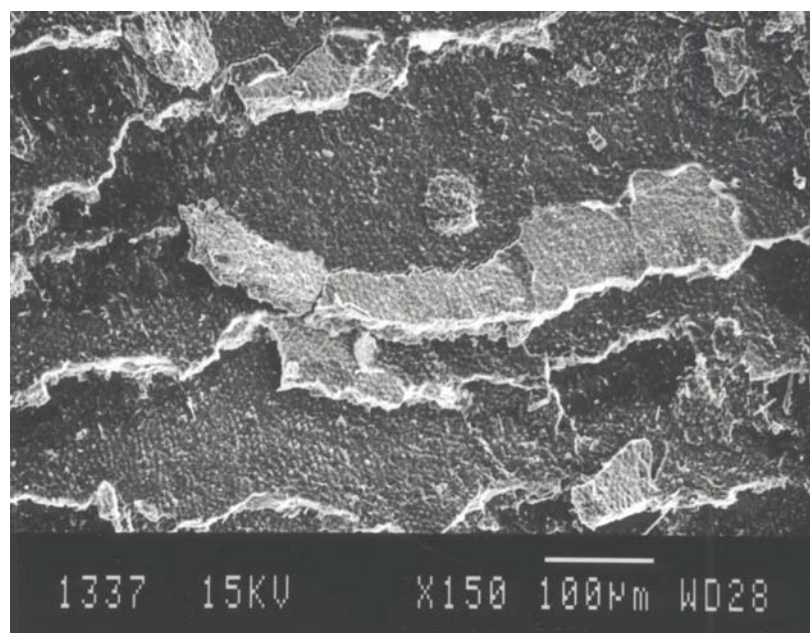
Bei 50-facher Vergrößerung stellt sich die Adhäsivfläche dunkel dar. Ihr aufgelagert erscheinen eine Vielzahl heller Strukturen, die in unregelmäßiger Form und Größe auf der Adhäsivfläche verstreut sind. Hierbei handelt es sich um herausgelöste Schmelzpartikel. Bei den regelmäßig quer über das Bild verlaufenden Streifen handelt es sich um eine Abbildung der Perikymatien im Befestigungskomposit.(Abb.11).

Abbildung 11:
Bracketbasis
nach Abzug vom
Zahnschmelz
50-fach (1286)



In der Vergrößerung werden diese Schmelzbruchstücke deutlich und stellen sich als hellere Auflagerung auf dem dunklen Befestigungskomposit dar.(Abb.13).

Abbildung 12:
Bracketbasis nach
Abzug vom Zahn-
schmelz
150-fach (1337)



4.2. Rautiefenmessung

4.2.1. Problemstellung/Literaturübersicht

Auch die Schaffung von retentiven Strukturen mit Hilfe der Säure-Ätztechnik führt zum Verlust von Zahnhartsubstanz. Dieser Abtrag von oberflächlichen Schmelzschichten durch die Demineralisation beträgt nach Schroeder 5-60 μm [60]. Hellwig geht davon aus, dass beim Ätzen eine Schmelzschicht von ca. 10 μm irreversibel verloren geht. Die histologischen Veränderungen (Gruften, Gruben, Spalten) reichen bis in eine Tiefe von 30-50 μm [33]. Diedrich hingegen beschreibt nur einen geringeren Verlust von 5-10 μm [15]. Neuste Messungen mit 3D-Computerscannern bestätigen die älteren Studien. Die Messungen zeigten einen Höhenabtrag im Durchschnitt von 7,5 μm , mit einem Mindestabtrag von 1 μm und einem Höchstwert von 52 μm [71].

Diese Werte gelten als Referenzwerte für alternative Methoden zur Schmelzkonditionierung. Der iatrogene Verlust von Zahnhartsubstanz spielt insbesondere bei der Bracketadhäsivtechnik im Gegensatz zur Adhäsivtechnik bei der Füllungstherapie eine entscheidende Rolle. Nach Bracketentfernung bleibt die konditionierte bzw. Klebefläche stets ein exponiertes Areal für einen Bakterien/Säureangriff. Ein ästhetischer Nachteil könnte bei allzu großem Substanzverlust gegeben sein, indem Kunststoffreste zur Defektauffüllung verbleiben müssen und sich im Laufe der Jahre in sich oder im Randbereich verfärben.

4.2.2. Material und Methode

Für die Versuche wurden 9 frisch extrahierte Rinderfrontzähne vorbereitet. Die Zähne wurden mit Polierpaste gereinigt und in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt. Auf der Labialfläche der Zähne wurde eine definierte Probestfläche von 5x5 mm mit dem Laser bestrahlt. In Gruppen von je 3 Zähnen wurden die Leistungsparameter

1 W (Energie: 50 mJ / Frequenz: 20 Hz / Energiedichte: 10 J/cm²),

2 W (Energie: 100 mJ / Frequenz: 20 Hz / Energiedichte: 20 J/cm²) und

3 W (Energie: 150 mJ / Frequenz: 20 Hz / Energiedichte: 30 J/cm²)

gewählt. Die am Gerät eingestellten Leistungen wurden am Faserende mit einem Leistungsmessgerät (Fa. Orphir) kontrolliert und stimmten mit einer Toleranz von +/- 5% überein. Die Versuchsflächen wurden gleichmäßig manuell gitterförmig bestrahlt. Das Wasseraerosol des Lasersystems war eingeschaltet.

Die Ermittlung der Rauheitsmessgröße erfolgte mit dem elektronischen Tastschnittgerät (Cyclone High-Speed) nach Din 4768 T1; 8.74. Die Abtastung der Oberfläche erfolgte mit einer Nadel, deren Spitze gegen Null geht. Dabei wird das Rauheitsprofil vom Computer über die gesamte Ausdehnung des Testareals gemessen. Die Messstrecke wird dabei in drei aufeinanderfolgende Einzelmessstrecken aufgeteilt. Die gemittelte Rauhtiefe stellt das arithmetische Mittel aus den Einzelrautiefen der 3 Messstrecken dar.

4.2.3. Ergebnisse

Die Rautiefen der mit dem Laser konditionierten Schmelzoberflächen betragen bei 1 Watt Leistung im Mittel ca. 50 μm , bei 2 Watt ca. 100 μm und bei 3 Watt ca. 150 μm (Tab. 1).

Dabei wird eine lineare Abhängigkeit von der Laserleistung mit der erzielten Rauigkeit deutlich.

Leistung	Zahn	min. Rautiefe [μm]	max. Rautiefe [μm]	mittl. Rautiefe [μm]
1 Watt	1	9,3	87,9	47,3
	2	10,0	84,6	48,7
	3	28,9	133,5	52,6
2 Watt	1	36,4	187,9	109,8
	2	144,7	214,0	112,1
	3	19,1	232,6	102,3
3 Watt	1	18,1	256,1	148,1
	2	20,9	310,1	150,7
	3	12,9	312,0	143,8

Tabelle 1: Rautiefen nach Schmelzkonditionierung mit einem Er,Cr:YSGG Laser

4.3. Haftkraftmessungen

4.3.1. Problemstellung / Literaturübersicht

Von entscheidender Bedeutung für die Beurteilung einer retentiven Oberfläche im Zahnschmelz ist die Qualität des Verbunds zu einem Adhäsivsystem. Eine Quantitative Aussage wird über Haftfestigkeitswerte erzielt. Diese lassen sich durch Abzugs- oder Scherversuche ermitteln. Bei der Füllungstherapie gelten Haftfestigkeiten von 10 - 20 MPa zwischen angeätztem Zahnschmelz und Komposit als Referenzwert [33]. In der Literatur schwanken die für den klinischen Einsatz zur Bracketklebung als notwendig erachteten Zugfestigkeiten zwischen 4 und 8 MPa [15, 18]. Jähnig und Henkel erachten eine Verbundstärke von etwa 4 MPa für eine Verwendung in der Kieferorthopädie als ausreichend [36]. Diedrich unterscheidet zwischen der Verbundfestigkeit des Adhäsivs zum Schmelz und der Verbundfestigkeit des Adhäsivs zur Bracketbasis. Die getrennte Analyse ergab als Gesamtdurchschnitt aller Abrißversuche für Haftfestigkeiten des Adhäsivs am Schmelz Werte von $\bar{x} = 7,22 \pm 3,58 \text{ N/mm}^2$ mit maximalen Einzelwerten von $12,25 \text{ N/mm}^2$ [15].

Der Einsatz verschiedener Laserwellenlängen zur Schmelzkonditionierung war Gegenstand zahlreicher Untersuchungen. Da die Meßlatte durch die Haftwerte von Adhäsiven am säurekonditionierten Schmelz sehr hoch liegt, konnten mit dem Nd:YAG und CO₂ Laser nur unbefriedigende Ergebnisse erzielt werden [1, 46, 72, 74]. Dagegen stellt der Einsatz des Nd:YAG Lasers eine gute Möglichkeit dar, die Komposithaftung im Den

tin zu erhöhen [26]. Erst mit der Einführung der Erbium Laser näherte man sich der durch die Schmelzätzung erzielbaren Größenordnungen. Der Er:YAG und der Er,Cr:YSGG Laser hinterlassen im Schmelz raue Strukturen, die makroskopisch und mikroskopisch säuregeätzttem Schmelz ähneln [39, 69]. Anfänglich wurden Retentionswerte gefunden, die signifikant schlechter als bei der konventionellen Säureätztechnik waren [9, 37, 35, 58]. Durch die Verwendung hoher Pulsrepetitionsraten verbunden mit niedrigen Pulsenergien konnten glatte Oberflächen, die im Bereich der durch Säure erzielten Rautiefen liegen, geschaffen werden. Auf dieser Oberfläche ergeben sich keine signifikanten Unterschiede der Haftfestigkeit von Kompositen [28]. Gute Ergebnisse wurden auch in Experimenten von Schöpflin (1996) erzielt, der den Schmelz in defokussierter Einstellung durch ein Gitter bestrahlte [59]. In der derzeit einzigen Untersuchung zum Er,Cr:YSGG Laser wurden keine signifikant schlechteren Ergebnisse im Vergleich zur klassischen Säurekonditionierung ermittelt. Die zur Konditionierung verwendete Leistungseinstellung betrug 6 W[44].

4.3.2. Material und Methode

40 frisch extrahierte, karies- und füllungsfreie Weisheitszähne wurden für die Versuche vorbereitet und mit Polierpaste gereinigt (Zircate® Polierpaste Fa. De Trey Dentsply, Konstanz). Auf der bukkalen bzw. oralen Seite der Zähne konditionierten wir eine Fläche von 4x4 mm mit zwei unterschiedlichen Systemen.

In der ersten Gruppe verwendeten wir den Er,Cr:YSGG Laser (Millenium, Biolase Technology). Die Einstellungen waren

1 W (Energie: 50 mJ /Energiedichte: 10 J/cm²),

2 W (Energie: 100 mJ /Energiedichte: 20 J/cm²) und

3 W (Energie: 150 mJ /Energiedichte: 30 J/cm²).

Die Pulsfrequenz beträgt bei diesem Gerät konstant 20 Hz. Der Abstand der Faser zur Probenfläche betrug ca. 1 mm bei eingeschaltetem Wasserspray.

In der Kontrollgruppe erfolgte die Konditionierung konventionell mit der Säure-Ätztechnik. Dafür wurde 37%ige Phosphorsäure (Espe) für 60 s verwendet. Das Ätzgel wurde sorgfältig mit einem scharfen Wasserspray abgesprayed.

Alle konditionierten Flächen wurden anschließend mit einem Luftbläser getrocknet und mit kieferorthopädischen Brackets (A-Company U3 R/L) beklebt. Als Adhäsivsystem diente das „Orthodontic-Bonding-System“ der Firma Dentauro. Auf den konditionierten Schmelz wurde die flüssige Komponente des Adhäsivs mit einem Pinsel aufgetragen, die gelförmige Komponente wurde direkt aus der Applikationsspritze auf die Netzbasis des Brackets aufgebracht und in Kontakt mittig auf das konditionierte Schmelzfeld gedrückt. Grobe Klebstoffüberschüsse wurden sofort entfernt. Die Aushärtung erfolgt durch Autopolymerisation. Danach wurden die Zähne in physiologischer Kochsalzlösung bei 37°C für 48 h zwischengelagert. Die Fixierung der Zähne für die Abzugsversuche erfolgte in einem Kunststoffblock (Palavit G, Heraeus Kulzer) und eingespannt in eine Halterung, so dass eine Ausrichtung der Prüfkörper in einem Winkel von 90° gewährleistet war. Zur Durchführung der Abzugsversuche wurde über die Bracketflügel ein zangen

maulförmig gefrästes Metallklötzchen geschoben, das über ein Doppelgelenk mit der Abzugsvorrichtung der Zugprüfmaschine (Firma Zwick, Modell 1465) verbunden war. Die anschließende Ablösung der Brackets erfolgte mit einer Abzugsgeschwindigkeit von 1,5 mm pro Minute. Die ermittelten Kräfte wurden in Kraft pro Fläche umgerechnet [N/mm^2]. Für die einzelnen Testgruppen berechneten wir jeweils den arithmetischen Mittelwert und die Standardabweichung.

4.3.3 Ergebnisse

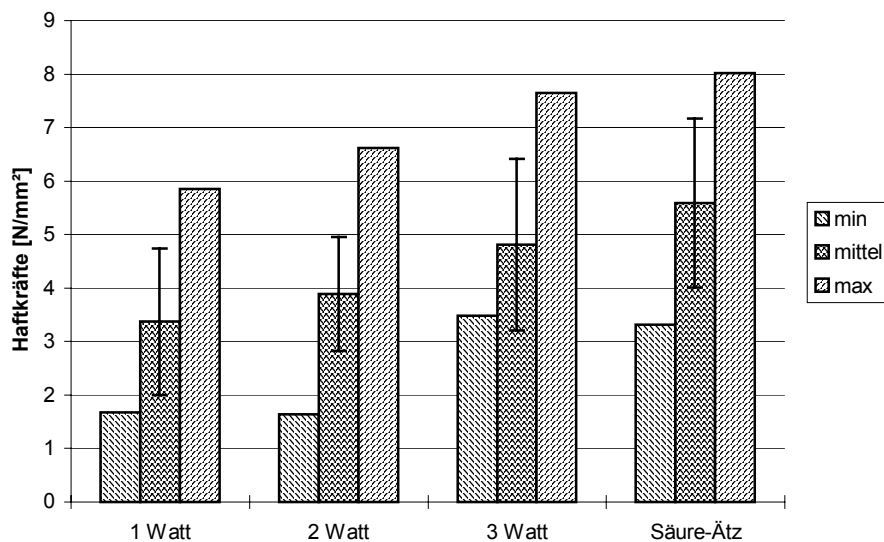
Die Ergebnisse bescheinigen die höchsten Abzugskräfte in der Kontrollgruppe. Bei Anwendung der konventionellen Säure-Ätztechnik mussten im Mittel $5,59 \text{ N/mm}^2$ aufgewendet werden um die Brackets von der Schmelzoberfläche abzureißen. Statistisch lagen die Ergebnisse der Prüfgruppen 1W und 2W beim Er,Cr:YSGG Laser signifikant unter den Werten der übrigen Hauptversuchsgruppen. (Wilcoxon-Test, $p \leq 0,05$). Das Ergebnis der 3W Gruppe unterschied sich nicht signifikant von der Kontrollgruppe. Im Mittel mussten $4,81 \text{ N/mm}^2$ aufgebracht werden um das Bracket vom Zahn zu lösen.

In der nachstehenden Tabelle 1 sind die Ergebnisse der Abzugsversuche von den Prüfgruppen im Vergleich zur Kontrollgruppe (konventionelle Säure-Ätztechnik) dargestellt.

Tabelle 2: Ergebnisse der Abzugsversuche

Gruppe	Einstellung	Mittelwert [N/mm ²]	σ	Minimum [N/mm ²]	Maximum [N/mm ²]
Kontrollgruppe	Säure-Ätz	5,59	1,58	3,32	8,02
Er,Cr:YSGG	1 W (50 mJ)	3,37	1,37	1,68	5,85
Er,Cr:YSGG	2 W (100 mJ)	3,89	1,07	1,64	6,62
Er,Cr:YSGG	3 W (150 mJ)	4,81	1,6	3,46	7,65

In der Abbildung 13 sind in den Prüfgruppen die durchschnittlichen Abzugskräfte mit ihren Standardabweichungen, sowie der jeweilige Minimal- und Maximalwert grafisch dargestellt.

**Abbildung 13: Grafische Darstellung der Adhäsionskräfte**

5. Diskussion

Die Lasertechnologie wird seit Einführung in die Zahnheilkunde auf immer neue Einsatzgebiete untersucht. Ein möglicher Einsatz in der Kieferorthopädie zur Bracketfixierung wurde schwerpunktmäßig in der vorliegenden Studie behandelt.

Die Verwendung der Säure- Ätztechnik zur Schmelzkonditionierung ist bis heute noch das gängigste Verfahren um kieferorthopädische Apparaturen mit Kunststoff an der natürlichen Zahnoberfläche zu befestigen.

Die Schmelzkonditionierung mit Phosphorsäure führt über komplexe chemisch-physikalische Vorgänge zu einer Aufrauung der Schmelzoberfläche und Eröffnung von inter- bzw. intraprismatischen Mikropalträumen. Die Oberfläche vergrößert sich stark. Durch die gesteigerte Benetzbarkeit und die Kapillarwirkung des Schmelzes kann das Kunststoffadhäsiv zapfenartig in die Mikropalträume einfließen. Es kommt zu einem mikromechanischen Verbund von Adhäsiv und Schmelzoberfläche.

Bei den rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen der Er,Cr:YSGG laserbestrahlten Schmelzoberflächen zeigen sich Veränderungen, wie sie bereits für den Er:YAG Laser beschrieben wurden [4, 69]. Die Prismenstruktur wird freigelegt. Es erscheint eine honigwabenartige Oberfläche mit herausgelösten Prismenzentren und aufgeworfenen Prismenrändern. Dieses Bild ist vergleichbar mit dem retentiven Mikrorelief nach Säure

konditionierung. Die beschriebenen Veränderungen erscheinen homogen über der bearbeiteten Oberfläche. Mit steigender Laserleistung verliert sich allerdings die Deutlichkeit der Mikroporositäten. Insgesamt entstehen aber Oberflächen mit mikroretentiven Relief, die auf die Möglichkeit des adhäsiven Verbindens von Kompositmaterialien mit dem laserbestrahltem Zahnschmelz schließen lassen.

Die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der abgezogenen Brackets zeigt eine mit Adhäsivmaterial vollständig bedeckte Netzbasis. Die Bruchstelle verläuft zwischen Komposit und Schmelz und lässt auf eine niedrige Verbundstärke zwischen Adhäsiv und Schmelz schließen. Herausgelöste aufgelagerte Schmelzpartikel deuten darauf hin, dass die laserkonditionierten Oberflächen aufgelockert sind und eine geringe Festigkeit in sich besitzen. Dies ist möglicherweise in der thermomechanischen Wirkungsweise des Er,Cr:YSGG Lasers begründet, durch welche mittels Mikroexplosionen Schmelzpartikel aus dem Verbund gerissen werden.

Der Substanzverlust im Schmelz, der sich bei der Laserbestrahlung einstellt, ist schon bei der geringsten Leistungseinstellung von 1 Watt mit den Maximalwerten der Säure-Ätztechnik zu vergleichen. Bei 1 Watt erzielten wir im Mittel einen Substanzverlust von 50 µm. Der maximale Wert, der in der Literatur für die Säure-Ätztechnik angegeben wird, beträgt 60 µm [60]. Das bedeutet, dass bei 1 Watt die Größenordnung der Säure-Ätztechnik bereits erreicht wird. Bei höheren Leistungen werden die Referenzwerte deutlich überschritten.

Eine Zuordnung der erzielten Ergebnisse zu anderen Lasern oder früher durchgeführten Versuchen war nicht möglich. Aus der Literatur konnten keine Aussagen zum Substanzverlust nach Konditionierung des Zahnschmelzes mit Lasern gefunden werden. Im weiteren Verlauf der Untersuchung wurde aufgrund der gewonnenen Ergebnisse darauf verzichtet, Leistungsparameter über 3 Watt zu verwenden, um die Vergleichbarkeit der erzielten Ergebnisse mit der Säure-Ätztechnik zu gewährleisten.

Um die Qualität des Verbundes von Adhäsiv und Zahnschmelz beurteilen zu können, werden *in-vitro* verschiedene Untersuchungsmethoden angewandt. Dazu zählen die Messung der Haftkraft mittels Abzugs- oder Scherkraftversuchen.

Für die Beurteilung der Einsetzbarkeit des Er,Cr:YSGG Lasers zur Schmelzkonditionierung wurden in der folgenden Studie die Verbundstärke zwischen Adhäsiv und Schmelz mittels Abzugsversuchen untersucht. Eine eigene Referenzversuchsreihe zur Säure/Ätztechnik sollte zusätzlich dazu dienen die Versuchsreihen der laserpräparierten Zähne einordnen zu können.

In Hinblick auf die speziell kieferorthopädische Problematik stellt sich insbesondere die Frage nach den Schmelzveränderungen, sowohl nach Konditionierung als auch nach Bracketentfernung. Da die Bracketadhäsion eine temporäre Maßnahme darstellt, wird das Ziel einer jedweden Konditionierung sein, Substanzverlust und Oberflächenveränderung des Schmelzes möglichst gering zu halten. So ist beim Bracketkleben nicht immer der festeste Verbund anzustreben, da sonst die Gefahr der Schmelzausrisse bei Bracketentfernung besteht.

Die Haftfestigkeiten zwischen Adhäsiv und säurekonditionierten Schmelzoberflächen werden in der Literatur mit etwa 10,0 MPa angegeben. Die als notwendig erachteten Zugfestigkeiten für den klinischen Einsatz zur Bracketklebung liegen zwischen 4 und 8 MPa, in der Füllungstherapie werden jedoch 10 - 20 MPa gefordert [15, 18, 33, 36].

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung bescheinigen die höchsten Abzugskräfte in der Referenzversuchsreihe. Bei Anwendung der konventionellen Säure-Ätztechnik mussten im Mittel 5,59 N/mm² aufgewendet werden, um die Brackets von der Schmelzoberfläche zu reißen. Das Ergebnis der mit 3 W laserbestrahlten Prüfgruppe unterschied sich mit 4,81 N/mm² im Mittel nicht signifikant von der Referenzversuchsreihe. Die Ergebnisse der Prüfgruppen 1W und 2 W liegen statistisch unter den Werten der übrigen Versuchsgruppen. Geht man von der Forderung von 4-8 MPa Zugfestigkeit eines Brackets aus, so erreicht nur die 3 W Gruppe die klinische Grenze. Die 1 W und 2 W Gruppen konnten die geforderten Haftwerte somit nicht erreichen.

Ein Vergleich der vorliegenden Ergebnisse mit Werten aus der Literatur ist nur bedingt möglich. Lin et al. (1998) berichten von nicht signifikanten oder sogar besseren Ergebnissen in Scherkraftversuchen nach Konditionierung der Zahnoberfläche mit dem Er;Cr:YSGG Laser [44]. Es wurde allerdings eine deutlich höhere Leistungseinstellung von 6 W gewählt. Weiterhin wurden keine Brackets auf dem Zahn fixiert und das befestigte Komposit wurde nicht abgezogen sondern abgeschert.

Ein Vergleich der mit dem Er,Cr:YSGG Laser gewonnenen Ergebnisse mit Literaturangaben für den Er:YAG Laser ist eben

falls nur beschränkt oder gar nicht möglich. Neben den verschiedenen Wellenlängen, mit denen die zwei Lasersysteme arbeiten, ergeben sich zahlreiche weitere Unterschiede. So sind z.B. die Pulslängen, die Pulswiederholungsraten und die verwendeten Energiedichten völlig unterschiedlich.

Alle Ergebnisse der vorliegenden Arbeit sind *in-vitro* gewonnen, und können daher nicht unbedenklich auf die klinische Situation übertragen werden.

6. Zusammenfassung

1. Die Schaffung retentiver Strukturen im Zahnschmelz mittels Er,Cr:YSGG Lasers ist möglich.
2. Einstellungen unter 3 W beim Er, Cr:YSGG liefern keine für den klinischen Einsatz notwendig erachteten Zugfestigkeiten.
3. Die Haftfestigkeiten der mit 3 W konditionierten Schmelz-oberflächen erreichen die für die Bracketfixati-on geforderten Zugfestigkeiten und liegen nur gering unter den Werten der Säure-Ätzgruppe.
4. Die Rautiefen der mit dem Laser konditionierten Schmelzoberflächen bei 3 W Leistung betragen ca. 150µm. Sie liegen somit weit über den Maximalwerten der Säure-Ätztechnik. Ein klinisch optischer Defekt nach Bracketentfernung ist daher nicht auszuschließen.
5. Aufgrund zu großer Rautiefen und starker Auflockerung des Schmelzgefüges ist der Einsatz des Er,Cr:YSGG Lasers zur Schmelzkonditionierung in der Kieferortho-pädie wegen der Gefahr sichtbar werdender Schmelzlä-sionen nicht zu befürworten.

6. Ein Einsatz zur Schmelzkonditionierung bei der Fissuren-versiegelung oder der Füllungstherapie ist aufgrund des permanenten Verschlusses mit Komposit denkbar.

7. Literatur

- (1) Abed, S., Hess, J., Shivapuja, P.K.: Bond strength of orthodontic brackets to acid-etched and laser-etched enamel. Abstract presented at the International Academy of Laser in Dentistry, Boston (Oct 13, 1990)
- (2) Adrian, J.C., Bernier, J.C., Sprague, W.G. : Laser and the dental pulp. J Am Dent Ass 83, 113-117 (1971)
- (3) Adrian, J.C.: Pulp effects of neodymium laser. A preliminary report. Oral – Surg – Oral – Med – Oral – Pathol. 44(2), 301-51(1977)
- (4) Altshuler, G., Ussery, D., Marker, V.A., Deckow, P.C.: Shear bond strength: a comparison of laser versus acid – etch. J Dent Res 68, 345, Abstr. No. 1307 (1989)
- (5) Anic, I., Pavelic, B., Vidovic, D.: Possibility of the application of CO₂ laser in the prevention of demineralisation of the enamel. Acta Stomatol Croat. 25(2),103-81(1991)
- (6) Apel, C: Die Dentinbearbeitung mit dem Laser: Eine vergleichende Studie zwischen Nd:YAG und CO₂ Laser unter besonderer Berücksichtigung der Temperaturentwicklung im Pulpenkavum
Med. Dissertation RWTH Aachen, Shaker Verlag (1997)

- (7) Arimoto, N., Suzaki, A., Katada, H., Senda, A.: Acid resistance in lased dentin. 6 th ISLD Congress, Hawaii, (1998)

- (8) Becker, J., Ramil-Diwo, M., Heidemann, D.: Einfluss der Pulsenergie bei Laserkonditionierung auf die Retention von Fissurenversiegelungen. Dtsch Zahnärztl Z, 51, 386-388, (1996)

- (9) Becker, J., Schriever, A., Heidemann, D.: Haftfähigkeit von Fissurenversiegelungen nach Laserkonditionierung. Dtsch Zahnärztl Z, 49, 145-147, (1994).

- (10) Bowen, RL und Rodriguez, MS: Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. J Amer dent Ass 64, 378 (1962)

- (11) Buonocore, M.G.: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. J dent Res 34, 849 (1955)

- (12) Cozean, C.D. ; Powell, G.L.: Er:YAG Clinical Results on Hard Tissue: Phase I: In Laser in Dentistry, Proc SPIE 3248, 14 – 22 (1998)

- (13) Cozean, C., Arcoria, C.J., Pelagalli, J., Powell, G:L.: Dentistry for the 21 st century? Erbium:YAG laser for teeth. J Am Dent Assoc, Vol. 128 pp. 1080-1087 (1997)

- (14) Diedrich, P.: Die Bracketadhäsivtechnik - eine physikalische, rasterelektronenmikroskopische und klinische Untersuchung. Habil.-Schrift, Köln 1980.
- (15) Diedrich, P.: Die Bracketadhäsivtechnik in der Zahnheilkunde. München; Wien: Hanser-Verlag, 1983
- (16) Diedrich, P.: Enamel alterations from bracket bonding and debonding: a study with the scanning electron microscope. Amer J Orthodont 79, 500 (1981)
- (17) Dostolova, T.; Jelinkova, H.; Kucerova, H.; Krejsa, O., Hamal, K.; Kubelka, J.; Prochazka, S.: Clinical evaluation ER:YAG laser caries treatment. In: Laser in Dentistry III, Proc SPIE 2973, 85-91 (1997)
- (18) Eberhard, H., Hirschfelder, U., Nkenke, E., Boulouchou, O., Martus, P.: In-vitro Untersuchung über die Haftung von lichterhärtenden, Fluorid abgebenden Befestigungsmaterialien bei Metallbrackets. Fortschr. Kieferorthop. 55, 304-310 (1994)
- (19) Eversole, L.R., Rioiu, I., Kimmel, A.I.: Pulpal response to cavity preparation by an Er,Cr:YSGG laser-powered hydrokinetic system. JADA 128, 1099-106 (1997)
- (20) Fox, J.L., Otsuka, M., Higuchi, W.I., Wong, J., Powell, G.: Combined effects of laser irradiation and chemical inhibitors on the dissolution of dental enamel. Caries Res

26(5):333-9 (1992)

- (21) Fox, J.L., Yu, D., Otsuka, M., Higuchi, W.I., Wong, J., Powell, G.L.: Initial dissolution rate studies on dental enamel after CO₂ laser irradiation. J Dent Res 71(7) :1389-98 (1992)
- (22) Franquin, J.C., Salomon, J.P.: Pulp-dentin reactions after CO₂ laser treatment of the dentin. J Biol Buccale 14(1), 53-64 (1986)
- (23) Fried, D., Featherstone, J.D.B., Steven, R.H., Seka, W., Walsh, J.T.: The caries inhibition potential of Er:YAG and Er:YSGG laser radiation. Proc. SPIE Vol. 6272, 73-78 (1996)
- (24) Geibel, M.A., Hofmann, W., Raab, H.M.: Untersuchungen zum Einsatz des Er:YAG Lasers im Rahmen der Fissurenversiegelung. Dtsch Zahnärztl Z 50, 248-251 (1995)
- (25) Glockner, K., Ebeleseder, K., Städler, P.: Temperaturverlauf in der Pulpa während der Präparation mit dem Er:YAG Laser, in – vitro Studie. 6. internat. Jahreskongreß der DGL, 31.1. – 2.2.1997, Frankfurt am Main.
- (26) Gutknecht, N., Strauß, O.: Eine einfache Methode, Kunststoff in der Zervikalregion zu befestigen. ZWR 103 293-296 (1994)

- (27) Gutknecht, N., Haufe, S.: Effects of Nd:YAG laser irradiation on the pulp of juvenile healthy permanent teeth. A histological study. Intern. Laser Congress, Athens, Grece, Sept. 25-28 (1996)

- (28) Gutknecht, N., Apel, C., Carlsburg, S., Lampert, F.: Haftfähigkeit von Kompositen auf Er: YAG laserbestrahltem Schmelz. 7. internat. Jahreskongreß der Deutsch. Gesellschaft für Laserzahnheilkunde, 27.2.-1.3.1998 Frankfurt/ Main

- (29) Gutknecht, N.: Lasertherapie in der Zahnärztlichen Praxis / die Anwendungen unterschiedlicher Lasertypen in ihren jeweiligen Spezialgebieten. Berlin: Quintessenz-Verl., 1999

- (30) Gwinnett, A.J., Gorelick, L.: Microskopie evaluation of enamel after debonding: Clinical application. Amer J Orthodont 71, 651 (1977)

- (31) Harten, H.U.: Physik für Mediziner. Berlin; Heidelberg; New York: Springer Verlag, 1987

- (32) Hashimoto, M.: Effects of Nd: YAG laser irradiation on acid resistance of detective rat enamel. Shoni-Shikagaku-Zasshi 28(4), 956-967 (1990)

- (33) Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T.: Einführung in die Zahnerhaltung. München; Wien; Baltimore: Urban und

Schwarzenberg, 1995

- (34) Hicks, M.J., Flaitz, C.M., Westerman, G.H., Berg, J.H., Blankenau, R.L., Powell, G.L. : Caries-like lesion initiation and progression in sound enamel following argon laser irradiation: an in vitro study. ASDC J Dent Child 60(3), 201-6 (1993)

- (35) Hofmann, N., Haller, B., Klaiber, B., Käs Dorf; A.: Füllungsrandschluß nach Laserpräparation. Dtsch Zahnärztl Z 47, 711 (1992)

- (36) Jäh nig, A., Henkel, S.: Glasionomer-Zemente als kieferorthopädische Bracketkleber. Fortschr. Kieferorthop. 51, 204-7 (1990)

- (37) Keller, U., Hibst, R.: Effects of Er:YAG laser bonding of composite materials. Proc SPIE Vol. 1880, 163 (1993)

- (38) Keller, U., Hibst, R.: Er:YAG laser in caries therapy: indications and first clinical results, in: Proc of the 3th international congress on lasers in dentistry, 151 – 152, (1993)

- (39) Keller, U., Hibst, R.: Zur ablativen Wirkung des Er:YAG Lasers auf schmelz und Dentin. Dtsch Zahnärztl Z 44, 600-602 (1989)

- (40) Keller, U., Raab, W. H.-M., Hibst, R.: Die Pulpareaktion während der Bestrahlung von Zahnhartsubstanzen mit

dem Er:YAG Laser. Dtsch Zahnärztl Z 46, 158 – 160
(1991)

(41) Kimmel, A.I., Rizioiu, I.M., Eversole, L.R.: Phase doppler particle analysis of laser energized exploding water droplets (Abstract no. 67). Presented at International Laser Congress; Sep 1996; Athenes, Greece.

(42) Lampert, F.: Die Adhäsivtechnik in der Zahnerhaltungskunde (Klinische und experimentelle Untersuchungen zu dem Problem der Schmelzoberflächenverankerung von Füllungsmaterialien). Habil. Schrift, Mainz (1976)

(43) Lehmann, R., Davidson, C.L.: Loss of surface enamel after acid etching and its relation to fluoride content. Amer J Orthodont 80, 73 (1981)

(44) Lin, S., Caputo, A., Eversole, L., Rizioiu, I.: Composite resin bond strength to tooth structure treated with an Er, Cr:YSGG laser powered hydrokinetic system. Proc SPIE Vol. 3248, 173-181 (1998)

(45) Lutz, F., Lüscher, B., Ochsenbein, H., Mühlemann, H.R.: Adhäsive Zahnheilkunde. Juris, Zürich 1976

(46) Magunski, A.: Infrarotlaser in der Bracketadhäsivtechnik. Eine vergleichende physikalische und rasterelektronenoptische Untersuchung. Med. Diss. Aachen (1998)

- (47) Maßen, H.K.: Reaktive Veränderungen der vitalen Zahnpulpa nach Er:YAG Laserbehandlung. Eine lichtmikroskopische Untersuchung. Med. Diss. Aachen (2000)

- (48) Matsumoto, K., Nakamura, Y., Mazeki, K., Kimura, Y.: Clinical dental application of Er:YAG laser for Class V cavity preparation. J Clin Laser Med Surg, 14 (3), 123 – 127 (1996)

- (49) Melcer, J., Chaumette, M.T., Melcer, F., Dejardin, J., Hasson, R., Merard, R., Pinaudeau, Y., Weill, R. : Preliminary report on the effect of the CO₂ laser beam on the dental pulp of Macaca Mulatta Primate.

- (50) Melcer, J., Chaumette, M.T., Melcer, F.: Dental pulp exposed to the CO₂ laser beam. Lasers Surg Med 7, 347-352 (1987)

- (51) Miserendino, L.J., Cozean, C.D.: Histological results following in – vivo cavity preparation with an Er:YAG laser. In: Lasers in Dentistry IV, Proc SPIE 3248, 46 – 50, (1998)

- (52) Morioka, T., Tagamori, S., Tsutsumi, H.: Increase in acid resistance of hamster enamel by using a normal pulse Nd:YAG laser. Fukuoka-Igaku-Zasshi 76(2):49-53 (1985)

- (53) Nammour, S., Renneboog-Squilbin, C., Nyssen-Behets, C.: Increased resistance to artificial caries-like lesions in

dentin treated with CO2 laser. Caries Res 26(3), 170-5 (1992)

(54) Newman, G.V.: Epoxy adhesive for orthodontic attachments : progress report Amer J Orthodont 51, 901 (1965)

(55) Oho, T., Morioka, T.: A possible mechanism of acquired acid resistance of human dental enamel by laser irradiation. Caries-Res 24(2), 86-92 (1990)

(56) Paghdiwala, A.F.: Application of the erbium:YAG laser on dental hard tissues: measurement of the temperature changes and depth of cut, In A.E. Profio (Herausgeber) Laser Research in Medicine, Surgery and Dentistry- ICALEO '88, Vol.64, 192-201 (1988)

(57) Rizoiu, I.M., DeShazer L.: New laser matter interaction concept to enhance hard tissue cutting efficiency. SPIE proceedings; 2134A, 309-17 (1994)

(58) Roth, KKF., Roth, S.D., Nergiz, I.: Die Haftung eines Komposites auf Er:YAG-Laserbestrahltem Schmelz. Dtsch Zahnärztl Z 49, 828-829 (1994)

(59) Schöpflin, M.: Experimentelle Untersuchungen zur Schmelz- und Dentinkonditionierung mit dem Erbium:YAG Laser. Dissertation Universität Ulm (1996).

- (60) Schroeder, H.E.: Orale Strukturbiologie. Stuttgart; New York: Thieme, 1992
- (61) Sekine, Y., Ebihara, A., Takeda, A., Suda, H.: Pulpal reaction in dog following cavity preparation by Er: YAG laser. In: Advanced Laser Dentistry, Proc SPIE1984, 159-167 (1995)
- (62) Serebro, L., Segal, T., Nordenberg, D., Gorfil, C., Bar Lev, M.: Examination of tooth pulp following laser beam irradiation. Lasers Surg Med 7(3), 236-9 (1987)
- (63) Silverstone, L.M.: Fissure sealants: laboratory studies. Caries Res 8, 2 (1974)
- (64) Smith, RS; Spinelli, JA; Tartkow, DJ: Phosphoric acid penetration during direkt bonding. Amer. J. Orthodont. 70, 543 (1976)
- (65) Stern, R.H., Sognnaes, R.F.: Laser beam effects on dental hard tissue. J Dent Res 43, 873 (Abstr.307) (1964)
- (66) Stern, R.H., Sognnaes, R.F.: Laser inhibition of dental caries suggested by first tests in vivo. J Am Dent Assoc 85(5), 1087-90 (1972)
- (67) Stern, R.H., Vahl, J., Sognnaes, R.F.: Lased enamel: ultrastructural observations of pulsed carbon dioxide laser

effects. J Dent Res 51(2):455-60 (1972)

(68) Stern, R.H.: The laser in dentistry: a review of the literature. J dent Ass Safr. 29, 173 (1974)

(69) Traxler, Altshuler, Schatz, Gsellmann, Krennmair, Ehrenzweig, Rath: Er:YAG in der Zahnheilkunde: Strukturelle Deformation im Zuge der Zahnhartgewebsbehandlung. Stomatologie 1996

(70) Tyler, J.E.: A scanning electron microscope study of factors influencing etch patterns of human enamel. Arch oral Biol 21, 765 (1976)

(71) Van Waes, H., Matter, T., Krejci, I.: Three-dimensional measurement of enamel loss caused by bonding and debonding of orthodontic brackets. Am J Orthod Dentofacial Orthop 112(6), 666-9 (1997)

(72) Von Fraunhofer, J.A., Allen, D.J., Orbell, G.M.: Laser etching of enamel for direct bonding. Angle Orthodont 63, 73-76 (1993)

(73) Westerman, G.H., Hicks, M.J., Flaitz, C.M., Blankenau, R.J., Powell, G.L., Berg, J.H.: Argon laser irradiation in root surfaces caries: in vitro study examines laser's effects. J Am Dent Assoc 125(4), 401-7 (1994)

- (74) White, J.M., Goodis, H.E., Asbill, S.R., Watanabe, L.G.: Orthodontic bracket bond strength to Nd:YAG laser-etched enamel. J Dent Res 70, 297 (1991)
- (75) Williams, B., von Fraunhofer, J.A.: The influence of time of etching and washing on the bond strength of fissure sealants applied to enamel. J Oral Rehabil 4, 139 (1977)
- (76) Yamamoto, H., Sato, K.: Prevention of dental caries by Acousto-Optical Q-switched Nd-YAG Laser irradiation. J Dent Res 59, 173-142 (1980)
- (77) Zach, L., Cohen, G. : Pulp response to externally applied heat. Oral Surg Oral Med Oral Path 19, 515-530 (1965)

8. Lebenslauf

Personalien:	Stephanie Rott geboren am 17.03.1971 in Bottrop
Schulausbildung	1977-1981 Grundschule Paul in Bottrop 1981-1990 Heinrich Heine Gymnasium Bottrop Abschluß Abitur
Studium	1990-1995 Studium der Zahnmedizin an der RWTH Aachen 1995 Staatsexamen Approbation als Zahnärztin 1996 – 1999 Abendstudium der Bild- hauerei an der Akademie der Bildenden Künste Maastricht/NL
Berufstätigkeit	seit 1996 als Weiterbildungsassistentin Kieferorthopädie in freier Praxis be- schäftigt

9. Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. dent. Friedrich Lampert für die Möglichkeit an der Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventiven Zahnheilkunde der RWTH Aachen promovieren zu dürfen.

Den Herrn Oberärzten Priv.-Doz. Dr. med. dent. N. Gutknecht (Klinik für Zahnerhaltung, Parodontologie und Präventive Zahnheilkunde) und Prof. Dr. med. Dr. med. dent. R. Fuhrmann (Klinik für Kieferorthopädie) danke ich für die Überlassung des Themas.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. med. dent. Christian Apel für die fachliche Betreuung und Unterstützung der Arbeit.