

**Materialtechnische Eigenschaften
kieferorthopädischer Brackets nach Recycling**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Ashalata Rewari
aus
Amravati / Indien

2012

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr.rer.nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: Herrn PD Dr.med.dent. Y. R. Pohl

Tag der Mündlichen Prüfung: 24.05.2012

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik
und Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn
Direktor: Prof. Dr. med. dent. H. Stark
- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie -
Prof. Dr.rer.nat. C. Bourauel

Meinen Eltern Saroj und Shankerlal Chordia
und
meinen Kindern Mallika-Mona und Anmol

Inhaltsverzeichnis

1. Abkürzungsverzeichnis	7
2. Einleitung und Literaturübersicht.....	8
2.1. Brackets.....	10
2.2. Entwicklung der Bracketadhäsivtechnik.....	11
2.3. Recycling	12
2.3.1. Recycling durch Abflämmen.....	12
2.3. 2. Recycling mit dem Gerät „Big Jane“	13
2.3. 3. Recycling im Säurebad.....	13
2.4. Biokompatibilität.....	13
2.5. Korrosion.....	14
2.6. Reibung.....	17
2.7. Härte	18
2.8. Scherhaftfestigkeiten von Brackets.....	20
3. Fragestellung und Zielsetzung	23
4. Materialien und Methoden.....	24
4.1. Probekörper Auswahl.....	24
4.2. Korrosionsversuche	25
4.2.1. Auswahl des Elektrolyten (Kunstspeichel).....	25
4.2.2. Statischer Immersionstest mit Analyse der Nickelionen im Massenspektrometer	26
4.2.2.1. Versuchsaufbau	26
4.3. Untersuchungen auf Korrosion im Rasterelektronmikroskop	28
4.4. Lichtmikroskopische Untersuchungen von Dimensionsänderungen des Bracketslots.....	29
4.5. Versuchsdurchführung der Reibungsmessungen	31
4.5.1. Versuchsaufbau	31
4.5.2. Aufbereitung der Daten	34
4.6. Versuchsdurchführung der Scherhaftfestigkeitsmessungen	35
4.6.1. Herstellung der Prüfkörper	35
4.6.2. Vorbereitung der Adhäsivprüfkörper.....	36
4.6.3. Durchführung der Scherhaftfestigkeitsmessungen.....	37
4.7. Härteprüfung	39

4.7.1. Versuchsaufbau	39
4.7.2. Versuchsdurchführung	40
4.8. Statistische Untersuchungen.....	40
5 . Ergebnisse	41
5.1. Korrosion.....	41
5.1.1. Ergebnisse des statistischen Immersionstest.....	41
5.1.2. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen	43
5.2. Lichtmikroskopische Untersuchungen von Dimensionsänderungen des Bracketslots.....	48
5.2.1. Statistische Auswertung der Ergebnisse der Slot-Dimensionsänderung....	49
5.3. Reibungswerte	51
5.3.1. Statistische Auswertung der Ergebnisse des Reibungsverlusts	52
5.4. Scherhaftfestigkeitswerte	53
5.4.1. Statistische Auswertung der Ergebnisse der Scherhaftfestigkeit.....	54
5.5. Härteprüfungswerte	54
5.5.1. Statistische Auswertung der Ergebnisse der Härteprüfung	56
6. Diskussion.....	58
6.1. Diskussion der Recycling-Methoden für Metallbrackets.....	58
6.1.1. Kritik des Recyclings	59
6.2. Diskussion der Korrosionswerte.....	60
6.2.1. Kritik der Methode zur Korrosionsuntersuchung.....	60
6.2.2. Diskussion der Ergebnisse und Vergleich mit der bestehenden Literatur ...	61
6.3. Diskussion der Oberflächenbetrachtung mit dem Rasterelektronmikroskop	63
6.4. Diskussion der lichtmikroskopischen Untersuchungen	64
6.5. Diskussion der Reibungswerte.....	64
6.6. Diskussion der Scherhaftfestigkeitswerte	66
6.7. Diskussion der Härteprüfung.....	67
6.8. Klinische Schlussfolgerungen	67
7. Zusammenfassung.....	69
8. Literaturverzeichnis	71
9. Danksagung	77

1. Abkürzungsverzeichnis

Neben den Abkürzungen der deutschen Rechtschreibung laut Duden und den Internationalen Einheiten sowie eigenen Definitionen wurden folgende Abkürzungen verwendet:

ABRB	im Säurebad recyceltes Bracket
BJRB	mit dem Gerät Big Jane recyceltes Bracket
CCD	Charge-coupled Device
3D	dreidimensional
F1	angelegte Kraft
F2	orthodontisch wirksame Kraft
FRB	flammenrecyceltes Bracket
Gew.-%	Gewichtsprozent
HV	Härte nach Vickers
min.	Minute
mg	milligramm
MPa	Megapascal
mm	Millimeter
N	Newton
Ni	Nickel
NiTi	Nickel Titanium
PTFE	Polytetrafluorethylen
REM	Rasterelektronenmikroskop
OMSS	Orthodontisches Mess- und Simulations-System
SD	Standardabweichung
µg	mikrogramm
VFRB	von einer Firma recyceltes Bracket

2. Einleitung und Literaturübersicht

Das zunehmende Interesse an der Korrektur von Gebiss- und Stellungsanomalien, um ein ästhetisches und kaufunktionelles Optimum der Zahnstellung zu erreichen, erfordert immer häufiger aufwendigere und umfangreichere Behandlungen. Mit der Einführung der festsitzenden Apparaturen eröffnete sich die Möglichkeit, die Zähne körperlich zu bewegen. Bei der Behandlung mit festsitzenden Apparaturen werden als Übertragungselemente Brackets verwendet, die mittels Drahtbögen miteinander verbunden werden (s. Abb.1). Durch gezielte Kraftausübung auf die Zähne lassen sich somit kontrollierte Zahnbewegungen durchführen. Die Bracket-Adhäsivtechnik ist ein wichtiger und routinemäßiger Bestandteil der heutigen Kieferorthopädie, weil sie die Grundlage für die Gewährleistung einer kontrollierten Kraft und Drehmomentübertragung vom Bogen auf die Zähne bildet. Die Schmelz-Klebstoff-Bracket-Schnittstelle muss beide Aspekte, eine zuverlässige Befestigung des Brackets während der Behandlung und auch eine einfache und schnelle Trennung nach der Behandlung mit möglichst keinen oder geringen Schäden des Zahnschmelzes bieten.

Ein weiterer wichtiger Aspekt ist der der Wirtschaftlichkeit. Der Kostenfaktor steigt an, wenn wegen einer Fehlpositionierung das Bracket erneut geklebt werden muss. Bei solchen falsch positionierten Brackets können durch Recycling der Brackets die Kosten gesenkt werden. Matasa (1998) untersuchte Unterschiede im Schadensausmaß an Brackets als Folge der unterschiedlichen Debondingtechnik. Es können Schäden an den Flügeln, Verformungen der Bracketbasis oder des Slots auftreten. Sind Schäden aufgetreten würde es nicht mehr möglich sein, das Bracket wieder zu verwenden oder nach zu bearbeiten. Deshalb erweist sich das Verfahren des kieferorthopädischen Bracket-Recyclings als angemessen, da dabei die Brackets nicht umgestaltet, sondern nur von Flecken und Klebstoffresten befreit werden.

Nach dem Recycling der Brackets, unter dem Einsatz von Wärme und Chemikalien zur Reinigung gefolgt von Polieren, sollte der Standard und die Qualität fabrikneuer Brackets erreicht werden. In der Kieferorthopädie werden recycelte Brackets von einer wachsenden Zahl von Kieferorthopäden eingesetzt. Gegenstand der vorliegenden Arbeit war es daher, die Einflüsse unterschiedlicher Recycling-Methoden auf die wichtigsten materialtechnischen Parameter kieferorthopädischer Brackets zu untersuchen.

Es wurden verschiedene Materialparameter untersucht: Zum einen wurde das Korrosionsverhalten der mit verschiedenen Methoden recycelten Brackets in elektrochemischen Tests geprüft, zum anderen erfolgte mit einem statischen Immersionstest eine Analyse des Korrosionsmediums mit Bestimmung der Nickelionenkonzentration im Massenspektrometer. In einem weiteren Versuchsteil wurden die Prüfkörper vor und nach Korrosionsversuch einer Oberflächenanalyse in einem Rasterelektronenmikroskop unterzogen. Des Weiteren wurde die Härte der Brackets nach Vickers in einem Härteprüfgerät bestimmt. Prüfungen der Scherhaftfestigkeit und mikroskopische Untersuchungen wurden ebenfalls vorgenommen. Anhand der durchgeführten Untersuchungen sollten die Materialeigenschaften der unterschiedlich recycelten Bracketssysteme charakterisiert und ein Vergleich dieser Materialeigenschaften mit denen neuer Brackets ermöglicht werden. Die Ergebnisse dieser Studie sollen Hinweise für den klinischen Gebrauch geben und Rückschlüsse auf die Bioverträglichkeit, Haltbarkeit und Anwendung der untersuchten recycelten Brackets zulassen.

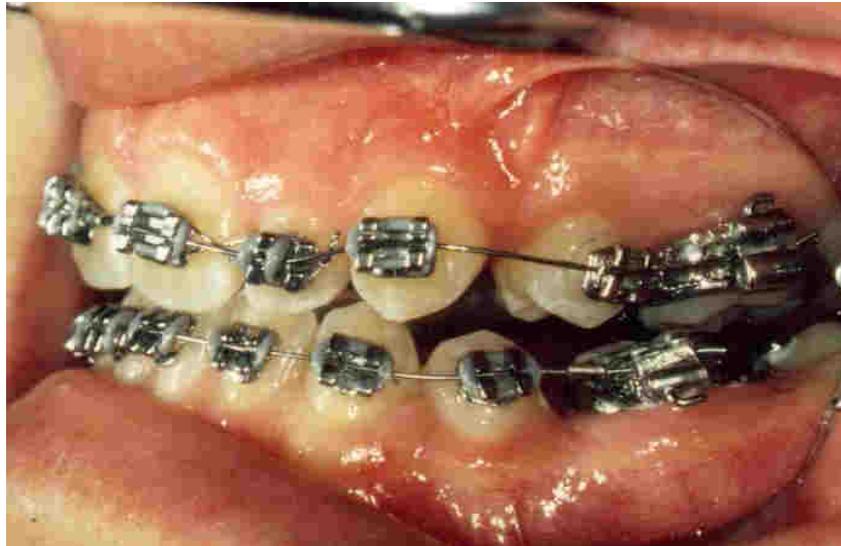


Abbildung 1: Beispiel einer klinischen Multiband-Apparatur: Über die Brackets werden die vom Drahtbogen erzeugten Kräfte und Drehmomente auf die Zähne übertragen.

2.1 Brackets

Brackets weisen eine der Zahnform angepasste Bracketbasis auf, einen Schlitz (Slot) zur Aufnahme eines Bogens sowie Flügel zum Anbringen von Ligaturen, welche den Bogen am Bracket fixieren (siehe Abb. 2). An den Brackets können zusätzliche Hilfsteile, wie Häkchen (Hooks), angebracht sein. Die Brackets sind aus Metall, Kunststoff oder Keramik hergestellt, Metallbrackets werden meist aus Stahllegierungen gefertigt. Die Gestaltung der Bracketbasis stellt eine wesentliche Variation hinsichtlich des Haftverbundes der Metallbrackets mit dem Adhäsiv dar. Mithilfe von Drahtnetzen, perforierten Metallbasen, laserstrukturierten Oberflächen oder halbkugelförmigen Vertiefungen werden mechanische Retentionen erzeugt, wobei sich die feinmaschige Netzunterlage als Retentionselement bewährt hat (Diedrich, 2003).

Für den Gesamtverbund ist die Größe der Freiräume zwischen den einzelnen Drähten im Geflecht bedeutsam bei eckigen Klammern (Reynolds, 1975). Es wurden Versuche mit Titanplasmabeschichtung der Bracketbasen durchgeführt, um die Verbundfestigkeit zu steigern (Droese, 1992), aber dieses Verfahren war zu aufwendig und konnte sich nicht durchsetzen (Diedrich, 2000). Durch mit Sandstrahlen behandelte Bracketbasen wurde eine 30%ige Steigerung der Haftfestigkeit erreicht, womit allerdings auch eine Erhöhung der Korrosion einherging. Um die Korrosion der Brackets im aggressiven Mundhöhlenmilieu, Verfärbungen von Adhäsiven und Freisetzung von Nickelionen zu vermeiden, werden heutzutage die Brackets immer häufiger aus nickelfreien Stählen oder Titanmaterial hergestellt (Diedrich, 2000).



Abbildung 2: Vorder- und Rückseite zweier verschiedener Metall Brackets, mit und ohne Häkchen (Hook), sowie mit Slot zum Einlegen des Drahtes und Netzbasis zur Befestigung am Zahn mittels Komposit.

2.2. Entwicklungen der Bracketadhäsivtechnik

Festsitzende Apparaturen werden erstmals in Form von orthodontischen Bändern auf nicht vorbehandelte Zähne zementiert. Als Alternative zum Zementieren von Attachments an Zähnen wurde erst sehr viel später die Adhäsivtechnik mit Ätzzel, Bonding und Komposit entwickelt (s. Abb. 3). Die 1955 von Buonocore beschriebene Ätzung von Zahnschmelz mittels Säure dient noch heute als Grundlage für eine sichere direkte Fixation von Brackets durch Komposite auf Zahnschmelz. Newman führte 1965 die Säure-Ätz-Technik in die Kieferorthopädie ein und eröffnete die Möglichkeit der direkten Klebung von Kunststoffbrackets aus Polymethacrylat auf den vorbehandelten Zahnschmelz. Im Jahr 1979 ermittelte Görlich in einer Umfrage unter siebentausend amerikanischen Kieferorthopäden, dass 93% der Behandler die Bracket-Adhäsiv-Technik in ihrer Praxis eingesetzt haben. Die Weiterentwicklung der Schmelzvorbereitung, der Adhäsivsysteme und des Bracketdesigns erhöhte kontinuierlich den Haftverbund (Scholz, 1983) und etablierte die Bracket-Adhäsiv-Technik.



Abbildung 3: Beispiel eines Adhäsiv-System (Transbond™XT) mit a) Ätzzel, b) Bonding und c) Komposit.

2.3. Recycling

Unter Recycling von kieferorthopädischen Brackets versteht man das Entfernen der Klebstoffreste von der Rückseite, mittels verschiedener Behandlungsmethoden (Abbrennen, Lösen mit Chemikalien, usw.) und anschließendem erneuten Einsatz (Basudan und Al-Emran, 2001). Streng genommen handelt es sich hierbei nicht um ein echtes Recycling, bei dem der Werkstoff zurückgewonnen wird, sondern nur um eine Aufbereitung mit anschließender Wiederverwendung. Bereits in den 80er Jahren des vergangenen Jahrhunderts wurden erste Versuche unternommen, die doch sehr teuren Brackets, wie anderes hochwertiges medizinisches Material, zu recyceln. Die Problematik hierbei war jedoch die Entfernung der Adhäsivreste aus der maschenartigen Klebefläche der Brackets, ohne diese in Material und Struktur zu beschädigen.

Es gibt zwei wichtige kommerzielle Verfahren zur Wiederverwertung von kieferorthopädischen Brackets, der Einsatz eines thermischen Verfahrens und eines chemischen Verfahrens zum Entfernen des Klebstoffs. In einem weiteren Verfahren erfolgt unter Hitze einwirkung ein Wegbrennen des Adhäsivs mit Zerstörung der Klebefläche des Brackets, gefolgt von elektrolytischem Polieren zur Beseitigung oxidierte Bereiche.

Auch die Anwendung von chemischen Lösungsmitteln in Kombination mit hochfrequenten Schwingungen und elektrochemischem Polieren wird berichtet (Buchmann, 1980). Der Prozess mit chemischen Lösungsmitteln wird meist bei einer Temperatur von unter 110°C durchgeführt, gefolgt von einer Wärmebehandlung von 250°C für die Sterilisation. Dieses Verfahren brachte wesentlich bessere Erfolge (Dawjee und Gheevarghese, 2004). Neben den beschriebenen Methoden, die überwiegend im Praxislabor, zum Teil sogar auch Chairside durchgeführt werden, existieren auch kommerzielle Verfahren, die von verschiedenen Firmen angeboten werden (Basudan und Al-Emran, 2001).

2.3.1. Recycling durch Abflämmen

Die erste Methode, die auf Hitzeeinwirkung basiert, ist das Recycling-Verfahren, das von der Firma Esmadent (Highland Park, Illinois, USA) eingesetzt wird. Hierbei werden Brackets für 45 Minuten auf 454°C erhitzt, anschließend in kaltem Lösungsmittel mit Ultraschall für 10-15 Minuten gereinigt, getrocknet und elektropoliert. Es folgt Neutralisierung für 30-45 Sekunden in heißer Natrium-Bikarbonat-Lösung, gefolgt von Spülen mit Wasser (Cacciafesta et al., 2003). Bei der Buchman-Methode (Buchman, 1980) wird die

Bracketbasis für 5-10 Minuten in eine Flamme gehalten, dann im Labor mit 50 µm Aluminiumoxid-Partikeln für circa 5 Minuten sandgestrahlt und am Ende für 15 Minuten elektrolytisch poliert.

2.3.2. Recycling mit dem Gerät „Big Jane“

Von der Firma Esmadent wird überdies ein Gerät namens Big Jane angeboten, das dem Kieferorthopäden ermöglichen soll, Brackets selbst aufzubereiten (Postlethwaite, 1992). Die Brackets werden für 60 Minuten im vorgeheizten Ofen bis 454,4°C (850°F) erwärmt und anschließend in einen Zementlöser (ESMA ORTHO Lösung) bei Zimmertemperatur eingetaucht (Mark et al., 1982). McClea und Wallbridge (1986) berichteten, dass die Aufbereitung mit Hilfe des Big Jane-Gerätes ebenso effektiv wie kommerzielle Aufbereitungen war.

2.3.3. Recycling im Säurebad

Die Firma Orthocycle (Hollywood, Florida, USA) verwendet ein chemisches Lösungsmittel (32%-ige Salzsäure und 55%-ige Salpetersäure im Verhältnis 1:4) und ein Stripping-Verfahren. Beim Stripping-Verfahren wird zunächst das Adhäsiv von der Bracketbasis abgeflammt (ca. 5 min) und die Verbundreste im Säurebad bei Temperaturen bis ca. 100°C unter gleichzeitiger Einwirkung von Hochfrequenz-Ultraschall bis zu einem Restadhäsiv-freien Bracket (ca. 30-45 min) entfernt (Dawjee und Gheevarghese, 2004). Anschließend erfolgt eine Sterilisation durch Erhitzen auf 250°C für 15-30 Sekunden und eine sehr kurze Elektropolitur für 45 Sekunden.

2.4. Biokompatibilität

Unter Biokompatibilität versteht man die Fähigkeit eines Materials, bei spezifischer Anwendung keine negative Gewebeantwort hervorzurufen. Diese festzustellen ist also ein essentieller Faktor für den klinischen Einsatz dentaler Werkstoffe. Das zu untersuchende Material wird auf Toxizität, Allergenität und Karzinogenität hin überprüft. Bei Legierungen ist es erforderlich, gezielt auch das Verhalten jedes einzelnen Legierungsbestandteils zu analysieren. In dieser Arbeit erfolgte eine Untersuchung an recycelten Brackets bezüglich ihrer Korrosionseigenschaften. Der Grund dafür ist, dass bei Korro-

sionsvorgängen herausgelöste Legierungsbestandteile Schädigungen lokaler oder gar systemischer Natur beim Patienten hervorrufen könnten.

Unter den gegebenen variierenden Einflüssen der Mundhöhle sind Korrosionserscheinungen eingegliedert dentaler Werkstoffe zu einem gewissen Grad unvermeidbar (Magnusson et al., 1982). Besonders das Verhalten des Elementes Nickel als Bestandteil vieler Dentalwerkstoffe wurde in verschiedenen Studien untersucht. Die Prävalenz der Nickelallergiker in der Bevölkerung wird auf 10% geschätzt, wobei Frauen etwa zehnmal häufiger betroffen sind als Männer (Peltonen, 1979). Barrett et al. (1993) gehörten zu den Ersten, die durch *in-vitro*-Untersuchungen, die Nickelionenabgabe kieferorthopädischer Apparaturen bestimmten. Über vier Wochen wurden zusammengestellte Sets aus Brackets und orthodontischen Drähten in künstlichem Speichel bei konstanter Temperatur von 37°C eingelegt. Per Massenspektrometer wurde dann nach dem ersten Tag, nach einer, zwei, drei und vier Wochen das Korrosionsmedium auf seine Nickelionenkonzentration hin untersucht. Die Ergebnisse zeigten ein Maximum der Nickelionenabgabe nach einer Woche mit daraufhin abnehmender Menge.

2.5. Korrosion

Laut DIN 50900 Teil 1 ist „Korrosion die Reaktion eines metallischen Werkstoffes mit seiner Umgebung, die eine messbare Veränderung des Werkstoffes bewirkt und zu einer Beeinträchtigung der Funktion eines metallischen Bauteils oder eines ganzen Systems führen kann. In den meisten Fällen ist die Reaktion elektrochemischer Natur, in einigen Fällen kann sie chemischer oder metallphysikalischer Natur sein.“ Bei der Prüfung der Eignung eines Werkstoffes für den klinischen Einsatz stellt die Prüfung des Korrosionsverhaltens einen wichtigen Parameter dar. Im Folgenden werden die wichtigsten Grundlagen der Korrosion dargestellt.

Laut Speckhardt und Gugau (2001) ist es grundsätzlich möglich, zwischen der chemischen, der elektrochemischen und der biochemischen Korrosion (s. Abb.4) zu unterscheiden. Die chemische Korrosion findet beim Zusammentreffen von Metall mit reaktionsfähigen Gasen statt, wie Luftsauerstoff, Schwefeldioxid etc., wohingegen die elektrochemische Korrosion beim Zusammentreffen von Metallen mit elektrolytisch leitenden Medien wie wässrigen Lösungen, Säuren oder Basen auftritt. Die biochemische Korrosion zeichnet sich durch von Mikroorganismen hervorgerufene Vorgänge aus. In Bezug

auf dentale Werkstoffe ist die elektrochemische Reaktion von größter Bedeutung. Das Korrosionselement besteht aus anodischer und kathodischer Fläche, die elektronenleitend miteinander verbunden sind und von demselben Elektrolyten benetzt sein müssen (Speckhardt und Gugau, 2001). Die auslösende Allergenkonzentration im Mund ist fünfmal höher als diejenige auf der äußeren Haut. So ist eine Ortsabhängigkeit der Allergenität feststellbar.

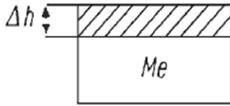
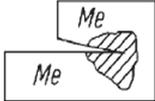
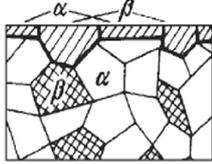
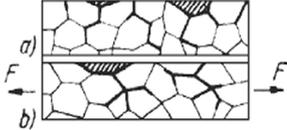
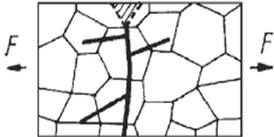
Angriffsform		Schema
gleichmäßiger Flächenabtrag	Flächenkorrosion $\Delta h =$ Dickenverlust	
ungleichmäßiger Abtrag	Lochfraß Örtliche Vertiefungen bei praktisch nicht angegriffener Umgebung	
	Kontaktkorrosion Bevorzugter Angriff des unedleren Me II (als Anode eines Korrosionselements)	
	Spaltkorrosion Bevorzugter Angriff des Spaltgrundes (als Anode eines Belüftungselements)	
	Selektive Korrosion Herauslösung unedler β -Gefügebestandteile	
	Interkristalline Korrosion Selektiver Angriff im Korngrenzenbereich a) ohne b) mit statischer Belastung	
	Transkristalline Risse Selektiver Angriff außerhalb von Korngrenzen bei statischer Belastung	

Abbildung 4: Die wichtigsten Korrosionserscheinungen (nach Schatt und Worch, 1996) mit gleichmäßigem Flächenabtrag sowie ungleichmäßigem Abtrag. Der gleichmäßige Flächenabtrag erscheint in Form einer Flächenkorrosion, der ungleichmäßige Abtrag hingegen hat viele Erscheinungsformen wie Lochfraß, Kontaktkorrosion, Spaltkorrosion, selektive Korrosion, interkristalline Korrosion oder transkristalline Korrosion.

2.6. Reibung

In vielen Fällen wird eine Korrektur der Zahnfehlstellung durch den Einsatz von Multi-band/Multibracket-Apparaturen durchgeführt. Beispielsweise werden bei der Standard-Edgewise-Technik standardisierte Brackets auf den Zähnen positioniert, die unter Zuhilfenahme gebogener Rund- oder Vierkantdrähte und verschiedener aktiver Elemente mit den gewünschten Kräften belastet werden können. Durch die bei der Führung eines Zahnes erzeugte Reibung, auch als Friktion bezeichnet, zwischen Bracket und Bogen kann aber nicht die gesamte am Bracket angelegte Kraft orthodontisch wirksam werden. Die gewünschte Zahnbewegung wird stark verzögert, oder bleibt sogar ganz aus, wenn die Friktion zwischen Bracket und Draht zu hoch ist (Drescher et al., 1990). Das Problem einer durch übermäßige Friktion behinderten Zahnbewegung liegt zudem in der deutlich höheren Kraft, mit der die Verankerung belastet werden muss, als dies zur orthodontischen Bewegung eigentlich erforderlich wäre (Drescher et al., 1990). Die Reibung entsteht also zwischen zwei gleitenden Flächen und ist direkt proportional zu der Kraft, mit der die Flächen aneinander gedrückt werden (s. Abb. 5). Dies ist seit langem bekannt und hinreichend beschrieben worden.

Im Verlauf einer bogengeführten Zahnbewegung kommt es durch Kippungen und Rotationen des Zahns zu einer Anlagerung des Brackets an den Führungsbogen und somit zu einem Kraftverlust durch Reibung. Das Ausmaß der Reduktion der eingesetzten orthodontischen Kraft durch Reibung wurde bereits in zahlreichen Veröffentlichungen geschildert, es kann bis zu 50% der eingesetzten Kraft betragen, in ungünstigen Fällen auch deutlich mehr. Dabei spielen verschiedene Einfluss Faktoren eine Rolle wie z.B. Bracketdesign, Drahtmaterial, Drahtdimension und Ligatur (Bednar et al. 1991; Bourauel et al. 1992; Frank 1979; Schumacher et al. 1990, 1991, 1992; Segner und Odegaard 1992; Tidy und Orth 1989).

Die Reibung ist definiert als ein Widerstand, der auftritt, wenn sich ein Gegenstand tangential und unter Berührung gegenüber einem anderen Gegenstand bewegt (Cacciafesta et al., 2003). Nach dem Coulombschen Reibungsgesetz ist:

$$F = F_1 * \mu$$

Dabei ist F die Friktionskraft, F_1 die Normalkraft und μ der Friktionskoeffizient. Der Wert von μ hängt von den Materialien ab, die aneinander gleiten. Man unterscheidet grundsätzlich die Gleitreibung von der Haftreibung, bei der der Reibungskoeffizient etwa doppelt so groß ist. Die Haftreibung ist diejenige Kraft, die benötigt wird, um einen Körper in Bewegung zu versetzen. Die Gleitreibung ist die Kraft, die benötigt wird, um die Bewegung zu unterhalten.

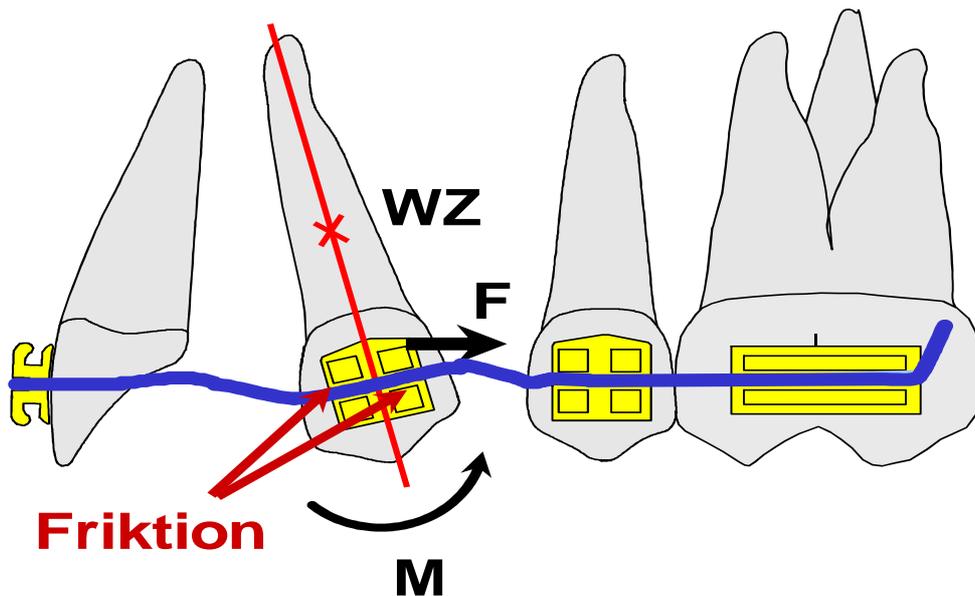


Abbildung 5: Biomechanik einer orthodontischen Zahnbewegung: Der bewegte Zahn kippt in die Bewegungsrichtung und das Bracket lagert sich am Bogen an. Durch die Anlagerung entsteht Reibung zwischen dem Führungsbogen und dem Bracket sowie der Ligatur.

2.7. Härte

Unter Härte versteht man die Eigenschaft eines Stoffes, dem Eindringen eines festen Körpers Widerstand entgegenzusetzen (Stümke, 1988). Um die Härte als Eigenschaft eines Werkstoffes zu untersuchen, können verschiedene Verfahren Anwendung finden. Die älteste ist die nach Mohs, die Ritzhärte. Sie findet Anwendung in der Mineralogie und Geologie. Es werden verschiedene Minerale gegeneinander geritzt und so in einer relativen, zehnteiligen Skala geordnet. Hierbei entsteht eine Rangfolge von 1 (Talk) bis 10 (Diamant).

Am häufigsten finden heute jedoch Tests nach dem Eindruckhärteprüfverfahren Verwendung. Hierbei übt ein definierter Prüfkörper über einen festgelegten Zeitraum mit festgelegter Kraft Einfluss auf die Materialoberfläche aus. Der entstandene Eindruck kann dann vermessen werden. Hierzu zählt zum Beispiel das Verfahren nach Brinell, nach Vickers oder nach Rockwell. So wird bei dem Prüfverfahren nach Brinell eine Hartmetallkugel mit definiertem Durchmesser in den Prüfkörper eingedrückt und anschließend der hinterlassene Eindruck vermessen. Es stellt ein eher unempfindliches Verfahren dar, bei dem allerdings große Eindrücke vorliegen (Eichner, 1981). Bei dem Prüfverfahren nach Rockwell wird der Prüfkörper in zwei Stufen in die Oberflächenschicht des zu prüfenden Werkstückes gedrückt und die Eindringtiefe vermessen.

Die Härteprüfung erfolgte in dieser Arbeit nach dem Eindruckverfahren nach Vickers. Hierbei findet ein Diamant Eindringkörper in Form einer vierseitigen Pyramide mit quadratischer Grundfläche Anwendung. Nach einer festgelegten Zeit und Kraft wird anschließend der entstandene Eindruck vermessen und somit die Härte nach Vickers des zu prüfenden Brackets bestimmt. Die Vickershärte eines Werkstoffes ist damit das Verhältnis der aufgewendeten Belastung zu der Oberfläche des bleibenden Eindrucks einer vierseitigen Diamantpyramide (Franz, 1994). Auch frühere Studien bestimmten die Härte unterschiedlicher Bracketssysteme. So analysierten Zinelis et al. (2003) und Eliades et al. (2003) die Härte ausgewählter Metallbrackets. Faltermeier et al. (2006) und Zinelis et al. (2003) prüften die Härte von Kunststoffbrackets. In der Arbeit von Zinelis et al. (2003) sind im Speziellen auch Brackets untersucht, die im MIM- (Metal-Injection-Molding) Verfahren hergestellt wurden. Hierbei wurden vier verschiedene Brackettypen analysiert und es wurden Härtewerte zwischen 154 und 287 HV gefunden. Bei der Untersuchung wurde festgestellt, dass die Brackets stark unterschiedliche Struktur, Zusammensetzung und damit auch Härtewerte aufwiesen. In der Arbeit von Gioka et al. (2004) wurde die Härte von zwei Titan-Bracketssystemen gemessen. Hierbei zeigten sich deutlich unterschiedliche Härtewerte, abhängig von dem Ort der Messung. Hier wurden Differenzen zwischen Basis und Flügel der Brackets gemessen.

Ähnliches ergab auch die Untersuchung von Eliades et al. (2003). Sie testeten das Stahlbracket Mini Diamond® der Firma Ormco und unterschieden drei Testgruppen. In der einen befanden sich fabrikneue Brackets, in der zweiten Brackets nach kompletter kieferorthopädischer Behandlung und in der dritten Brackets, die einen Recyclingpro-

zess durchlaufen hatten. Gemessen wurde die Vickers Härte HV 200. Es zeigte sich, wie in der Arbeit von Gioka et al. (2004), dass Bracketflügel und Bracketbasis unterschiedliche Härtewerte aufwiesen. So lagen sie für die neuen Brackets bei 362 HV 200 (Bracketflügel) und 168 HV 200 (Bracketbasis), da die beiden Anteile unterschiedliche Zusammensetzung aufwiesen. Die Autoren vermuteten als Grund dafür, dass die Härte der Basis deshalb geringer ausfällt, damit das Debonding erleichtert werde. Als Ursache für die größere Härte der Bracketflügel diskutierten sie, ob damit das Eingliedern von Bögen ohne Energieverlust durch Materialverformung umgesetzt werden sollte. Ein weiteres Ergebnis ihrer Untersuchung war, dass die recycelten Brackets eine Zunahme der Vickershärte von ca. 5-10% aufwiesen. Dies deckt sich mit den Angaben früherer Studien (z.B. Matasa, 1998). Als Grund führten die Autoren zwei Thesen an: Zum einen vermuteten sie die Ursache in der aufgetretenen Kaltverformung des Materials, zum anderen könnte auch die Hitzebehandlung während des Recyclingprozesses Einfluss auf die Härte genommen haben.

2.8. Scherhaftfestigkeiten von Brackets

Während des klinischen Gebrauchs sind kieferorthopädische Befestigungsmaterialien neben mechanischen (Kaudruck) und chemischen (Speisen, Stoffwechselprodukte der Mikroorganismen) Belastungen auch immer thermischen Wechsellasten (heiße und kalte Speisen) ausgesetzt. Aufgrund unterschiedlicher thermischer Expansionskoeffizienten von Zahn, Kompositen und Bracket kommt es dabei zum Aufbau innerer Spannungen und somit zu Belastungen des Verbundes zwischen diesen. Um dem in der Mundhöhle herrschenden Temperaturstress möglichst nahe zu kommen, werden die Versuchsproben in zahlreichen Studien vor der Haftfestigkeitsprüfung einem Thermocycling unterzogen. Darunter versteht man die thermische Belastung von Probekörpern mit abwechselnd kalter und heißer Flüssigkeit (meist 5°C und 55°C), wobei 100 bis mehrere 1000 Zyklen durchlaufen werden. Die so entstehenden Temperatursprünge beanspruchen die Verbindung Schmelz-Kleber-Bracket aufgrund der unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten sehr stark, was zu einer Schwächung des gesamten Gefüges führt. Die Prüfkörper werden somit einer künstlichen Alterung ausgesetzt, um die Langzeitfestigkeit der Klebungen zu testen.

Während der kieferorthopädischen Behandlung treten an den Brackets festsitzender Apparaturen orthodontische Kraft von 1 bis maximal 3 N auf. Durch mastikatorische Einflüsse, vor allem im Seitenzahnbereich, entstehen kurzzeitig auch höhere Kräfte, die bei einer zufälligen Übertragung auf die Brackets zu Ablösungen und in ungünstigen Fällen zu Schmelzschäden führen können. Zur Beurteilung einer retentiven Oberfläche im Zahnschmelz ist die Qualität des Verbundes zu einem Adhäsivsystem von entscheidender Bedeutung. Eine quantitative Aussage wird über Haftfestigkeitswerte erzielt. Diese lassen sich durch Abzugs- oder Scherversuche ermitteln. Für die festsitzende orthodontische Behandlung werden Haftverbundwerte mit einem unteren Richtwert von 6 bis 8 MPa einschließlich mastikatorischer Kräfte angegeben, um eine erfolgreiche Therapie zu gewährleisten.

Da die Multibandtechnik in der Kieferorthopädie häufig auch über längere Zeiträume angewendet wird, ist es wichtig, das recycelte Bracket, als wichtigen Bestandteil dieses Systems auf seine materialtechnischen Eigenschaften hin zu untersuchen. Hierbei sollte insbesondere das Korrosionsverhalten *in vitro* geprüft werden, da sämtliche Elemente der Apparatur in der Mundhöhle Korrosionsbelastungen ausgesetzt sind. Die Korrosionsbeständigkeit einer Legierung stellt einen wichtigen Parameter dar, gerade unter Berücksichtigung der steigenden Zahl auftretender Nickelallergien. Ein weiterer wichtiger Punkt ist die Härtebestimmung der Bracketsysteme, die Aussage über deren klinische Belastbarkeit liefern sollte. Besonders wichtig ist dieser Parameter auch, da das Bracket durch den einligierten Draht einer mechanischen Dauerbelastung ausgesetzt ist. Ein etwaiger Verschleiß, besonders im Bereich der Wände des Bracketslots, bei unterschiedlichen Härtewerten dieser beiden Komponenten soll hiermit abgeschätzt werden können. Dieser Verschleiß ist für die Haltbarkeit der Brackets in der Funktionsperiode von Bedeutung, da eine verschleißbedingte Veränderung des Slots keine kalkulierbaren Rahmenbedingungen für die gewünschte Zahnbewegung mehr zulässt.

Das Ziel der Haftverbundprüfung besteht darin, recycelte Brackets und Adhäsive hinsichtlich ihrer Haftfestigkeit mit Blick auf eine mögliche klinische Anwendbarkeit zu testen. Außerdem sollen angesichts der Vielzahl der einflussnehmenden Faktoren auf den Haftverbund so viele Faktoren wie möglich und deren Einflüsse abgegrenzt und einer Bewertung unterzogen werden. So lassen sich Ergebnisse verschiedener Studien zu orthodontischen Haftverbundsystemen in Zukunft besser vergleichen. Zum Erreichen

dieser Ziele schlug Diedrich (1981) die Aufteilung einer Haftverbundprüfung in eine Prüfung zwischen Adhäsiv und Schmelz einerseits und Adhäsiv und Bracket andererseits vor. Dabei stellte er jedoch keinen direkten Vergleich zum klinischen Verbund Schmelz-Adhäsiv-Bracket her. Im Mai 2009 sind zeitgleich die Teile 1 und 2 der DIN 13990 erschienen. Durch diese Normen wurde erstmals ein einheitliches, reproduzierbares und einfaches Prüfverfahren für die Verbundprüfung von Befestigungselement, Adhäsiv und Zahnschmelz beschrieben. Durch die Veröffentlichung von DIN 13990-1 und DIN 13990-2 wurde für die Kieferorthopädie ein weiteres wichtiges Werkzeug zur Qualitätssicherung der Produkte bereitgestellt.

Ein bereits bekanntes Problem der Multiband-Technik ist die auftretende Reibung, bei der es zu einem Kraftverlust kommt. Diese Reibung, in der kieferorthopädischen Literatur meist als Friktion bezeichnet, entsteht durch unerwünschte Kippungen und Rotationen des Zahnes während seiner Bewegung entlang des Führungsbogens. In zahlreichen Untersuchungen wurde hierbei der Einfluss des Bracket Designs, des Bracketmaterials, des Bogenmaterials und der Ligatur untersucht und beschrieben. Die Zahl der am Markt erhältlichen recycelten Brackets steigt beständig und somit nimmt auch der Einsatz in der kieferorthopädischen Praxis zu.

3. Fragestellung und Zielsetzung

Ziel der vorliegenden Untersuchung war, die mittels verschiedener Methoden recycelten Bracketsysteme auf Biokompatibilität, Korrosion, Reibung, Härte sowie Scherhaftfestigkeiten von Brackets hin zu analysieren und damit Ähnlichkeiten oder eben auch Unterschiede zwischen den einzelnen Recycling-Methoden aufzuzeigen. Deshalb wurden die recycelten Brackets in den Reibungs- und Nivellierungsversuchen mit einem entsprechenden neuen Bracket verglichen.

Im Einzelnen wurden die folgenden Fragestellungen analysiert:

- Gibt es insgesamt gesehen deutliche Unterschiede in den materialtechnischen Eigenschaften zwischen recycelten Bracketsystemen und den entsprechenden neuen Brackets oder weisen sie ähnliche Ergebnisse auf?
- Welchen Einfluss haben demnach die verschiedenen Recycling-Methoden auf das Korrosionsverhalten der Brackets, auf dadurch bedingte Veränderungen der Oberflächenstruktur und in welchem Ausmaß verändert sich die Nickelionenabgabe bei Korrosionstests?
- Führt das Bracket-Recycling zu Dimensionsänderungen des Bracketsslots?
- Beeinflusst das Bracket-Recycling die Reibungseigenschaften der Brackets bei der bogengeführten Zahnbewegung.
- Inwieweit unterscheiden sich die verschiedenen Recycling-Methoden in ihren Auswirkungen auf die Härteeigenschaften.
- Welchen Einfluss haben die unterschiedlichen Recycling-Methoden auf die Haftfestigkeiten des Bracket-Adhäsiv-Zahnschmelz-Verbundes?

4. Material und Methode

4.1. Probenkörperauswahl

Als Probekörper wurden insgesamt 300 equilibrium[®] 2-Metallbrackets der Firma Dentaforum, Pforzheim verwendet. Die klinisch eingesetzten Brackets wurden von einer Privatpraxis (Kieferorthopädische Praxis Dr. Dr. Widu, Erding) zur Verfügung gestellt und mit den unten dargestellten verschiedenen Recycling-Methoden aufbereitet (vgl. Tabelle 1).

Bracket/ Methoden	Versuche					
	Korrosion	Härte	Reibung	Scherhaft- festigkeit	REM	Mikroskopische Untersuchungen
Neu	10	10	10	10	10	10
Flammen- Recycling	10	10	10	10	10	10
Recycling im Säurebad	10	10	10	10	10	10
Recycling mit Big Jane	10	10	10	10	10	10
Recycling bei einer Firma	10	10	10	10	10	10

Tabelle 1: Darstellung der verwendeten Brackets und die durchgeführten Versuche bzw. der Recycling-Methode.

4.2. Korrosionsversuche

Mittels statischen Immersionstests wurden je zehn Brackets einer Probenreihe, die eine bestimmte Recycling-Methode durchlaufen hatten, untersucht. Zur Identifikation der Korrosionserscheinungen wurden alle recycelten Brackets aus den Korrosionsversuchen mit den entsprechenden neuen Brackets verglichen. Die mit verschiedenen Methoden recycelten Brackets wurden im Rasterelektronenmikroskop auf Korrosionserscheinungen und Deformationen des Slots untersucht. Neben einem Übersichtsbild von den verschiedenen Brackets wurden auch mehrere Detailvergrößerungsaufnahmen (200-, 500-, und 1000-fache Vergrößerung) festgehalten.

4.2.1. Auswahl des Elektrolyten (Kunstspeichel)

Untersucht man die Brackets auf ihr Korrosionsverhalten hin, so muss ein geeignetes Medium gefunden werden, das als Elektrolyt fungiert und dabei den Verhältnissen in der Mundhöhle möglichst nahe kommt. Deshalb wurde in diesem Versuch Kunstspeichel verwendet. Die Nachahmung des natürlichen Speichels stellt eine große Herausforderung dar. So ist der menschliche Speichel von recht unterschiedlicher Zusammensetzung. Er schwankt bei jedem Menschen abhängig von diversen Faktoren wie Sekretionsmenge, Art der Nahrung, Einnahme von Medikamenten etc. Damit unterliegt er Schwankungen in der Anzahl gewisser Ionen sowie des pH-Wertes.

Natriumchlorid	400 mg
Kaliumchlorid	400 mg
Kalziumchlorid-Dihydrat	795 mg
Harnstoff	1000 mg
Natriumhydrogenphosphat-1-Hydrat	690 mg
Kaliumrhodanid 300	300 mg
Natriumsulfid 5	5 mg

Tabelle 2 : Modifizierter Kunstspeichel nach Fusayama. Die Menge ist in mg pro Liter angegeben. Die Reagenzien wurden mit destilliertem Wasser auf 1000 ml verdünnt.

In der DIN/ISO-Norm 10271 (2001) sind mehrere Lösungen aufgeführt, die bei Korrosionsuntersuchungen als Elektrolyt zum Einsatz kommen können. Dies sind Milchsäuren, Natriumchlorid, Wasser sowie Ethanol oder Methanol. Im Anhang wird auch der modifizierte Kunstspeichel nach Fusayama angeführt. In dieser Untersuchung wurde in Anlehnung an frühere Studien Fusayama-Kunstspeichel (Fusayama et al., 1963) nach modifizierter Zusammensetzung von Geis-Gerstorfer und Weber (1985) verwendet. Diese Wahl wurde getroffen, um eine Vergleichbarkeit mit früheren Arbeiten zu ermöglichen. Die Zusammensetzung ist in Tabelle 2 aufgetragen.

4.2.2. Statischer Immersionstest mit Analyse der Nickelionen im Massenspektrometer

4.2.2.1. Versuchsaufbau:

Nach *DIN/ISO-Norm 10271* (2001) wurden zehn Reagenzgläser aus Borsilikatglas mit einem Volumen von je 10 ml verwendet. Des Weiteren kam ein Wasserbad zum Einsatz, das die Temperatur der Lösung wie gefordert konstant über eine Woche auf 37°C gehalten hat. Nach einer Woche konnte dann der Kunstspeichel auf seinen Gehalt an Nickelionen im Massenspektrometer untersucht werden. Bei dem verwendeten Massenspektrometer handelte es sich um ein induktiv gekoppeltes Massenspektrometer (Inductively Coupled Plasma Mass Spektrometer, ICP-MS) SCIEX ELAN 5000 (Perkin Elmer, Wellesley, MA, USA). Es ermöglicht die schnelle qualitative und quantitative Bestimmung von Elementen des Periodensystems und ihrer Isotope. Als Ionenquelle findet bei diesem System ein induktiv gekoppeltes Plasma Verwendung. Als weitere Bestandteile sind das Quadrupol-Massenspektrometer, die Injektionseinheit, das Vakuumsystem und eine Zerstäubereinheit mit integrierter peristaltischer Pumpe zu nennen.

Die zu untersuchende Probe wird zunächst in das Plasma hinein zerstäubt, wobei die Atome durch das Plasma ionisiert werden. Ein Teil der Ionen wird über die Injektionseinheit gesammelt, zum Massenspektrometer geführt, dort nach dem Masse/Ladungsverhältnis sortiert und anschließend zum Detektor geleitet. Der wiederum ermöglicht dann die Quantifizierung der Probe. Das Gerät und seine Hauptkomponenten sind in Abbildung 6 und 7 gezeigt.



Abbildung 6: Induktiv gekoppeltes Plasma Massenspektrometer (SCIEX ELAN 5000, Perkin Elmer)

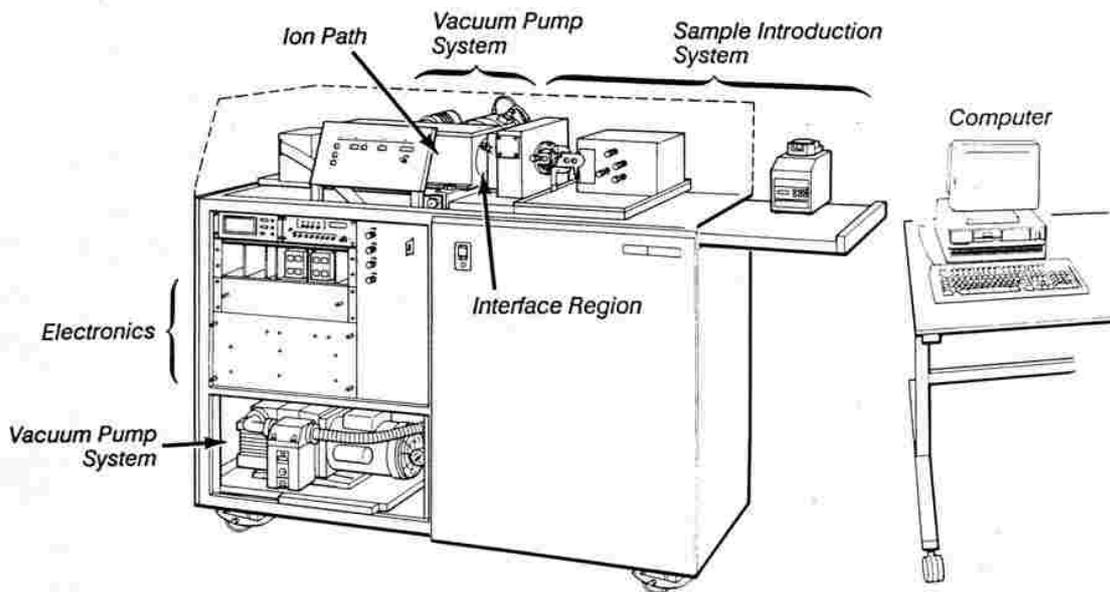


Abbildung 7: Hauptbestandteile der Massenspektrometers ELAN 5000 mit schematischer Darstellung der einzelnen Komponenten.

4.3. Untersuchungen auf Korrosion im Rasterelektronenmikroskop

Die neuen Brackets wurden mittels eines Rasterelektronenmikroskops (Philips XL 30, Philips, Eindhoven, NL) einer Oberflächenanalyse unterzogen. Zur Auswertung etwaiger Oberflächenveränderungen durch die Korrosionsuntersuchung bei verschiedenen Recycling-Methoden, wurden ebenfalls Bilder von recycelten Brackets angefertigt. So konnten die Oberflächen der neuen Brackets den Korrosionsspuren und den Oberflächen der recycelten Brackets gegenüber gestellt werden. Zunächst wurden die Brackets auf die dafür vorgesehenen Träger aufgebracht. Vor dem Positionieren der Proben im Rasterelektronenmikroskop wurden diese mit 90%-igem Alkohol gesäubert. Die Metallbrackets konnten dann direkt untersucht werden. Das verwendete Rasterelektronenmikroskop ist in Abbildung 8 gezeigt.

Von jedem Bracket wurden zunächst Übersichtsaufnahmen mit 25-facher Vergrößerung angefertigt. Hierbei wurden so viele Aufnahmen gewählt wie nötig, um Basis und Slot-Seiten des Brackets darzustellen. Danach wurden mehrere Vergrößerungen an Stellen gewählt, die Korrosionsspuren aufwiesen. Um vergleichbare Aufnahmen zu erhalten, wurde jeweils eine 200-, 500- und 1000-fache Vergrößerung abgebildet und gespeichert. Wenn visuell nicht ausreichend geklärt werden konnte, ob es sich bei der veränderten Region um eine Korrosionserscheinung oder um eine Verunreinigung handelte, konnte eine EDX-Analyse (Energy Dispersive X-Ray Spectroscopy) durchgeführt werden. Diese ermöglichte die Analyse der Zusammensetzung dieser Veränderung und ließ so zwischen Korrosion und Ablagerung differenzieren.



Abbildung 8: Das Rasterelektronenmikroskop Philips XL 30 mit Steuer-PC und EDX Anlage, das zur Anfertigung der REM-Bilder benutzt wurde.

4.4. Lichtmikroskopische Untersuchungen von Dimensionsänderungen des Bracketslots

Zur Auswertung etwaiger Slot-Deformationen wurden Bilder von Brackets, die mit den verschiedenen Methoden recycelt wurden, und von neuen Brackets angefertigt. So konnte die Slot-Breite der neuen Brackets mit der Slot-Breite recycelter Brackets verglichen werden. Mit einem Zeiss-Axioskop Mikroskop und einer Axio Cam MRc (Zeiss) Kamera und einem Ektachrome 64T (36) Kodak Professional Film wurden die Brackets bei 25-facher Vergrößerung und mit einer Belichtungszeit von 0,1 Sekunden fotografiert. Die Breiten am Slot-Boden und am Slot-Eingang wurden mit Hilfe einer Skala an einem Computer ermittelt. Abb. 9 zeigt mikroskopische Aufnahmen der Brackets.

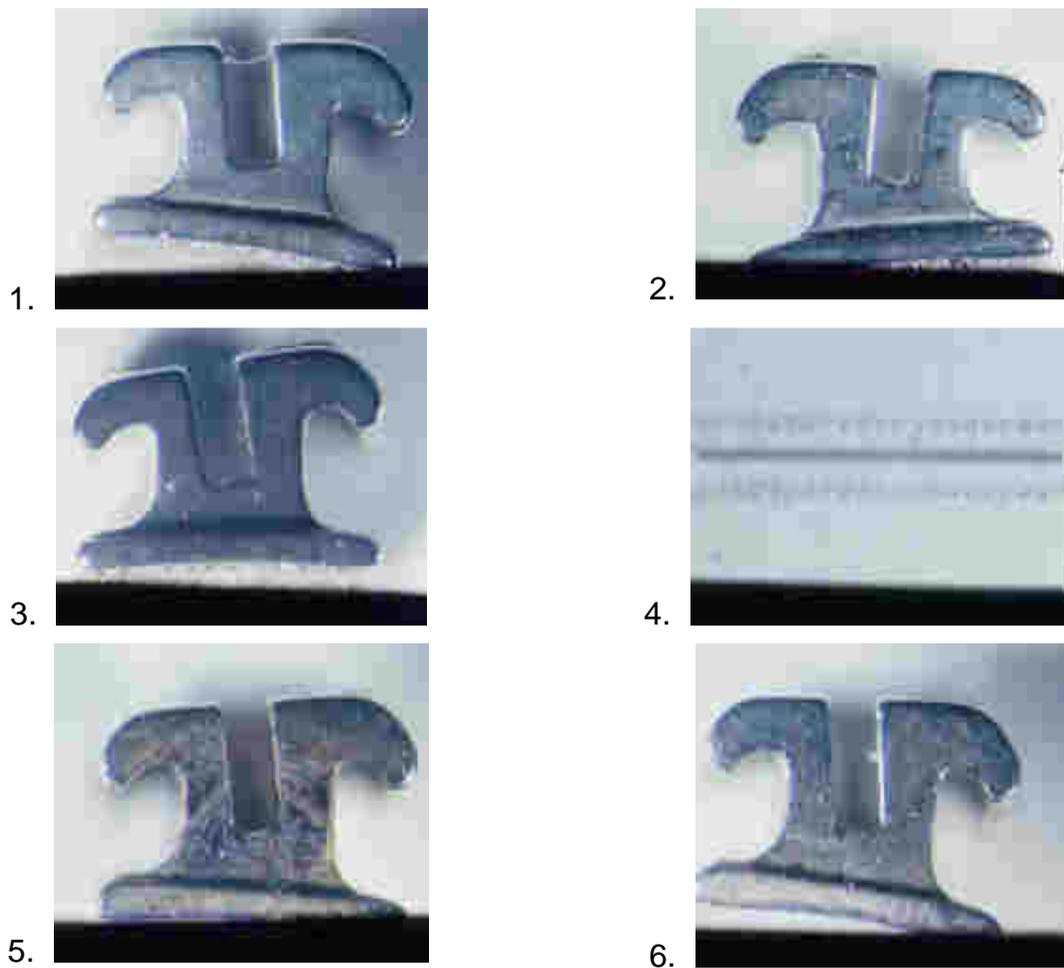


Abbildung 9: Lichtmikroskopische Aufnahmen der Bracketslots der untersuchten equilibrium® 2-Metallbrackets von equilibrium® 2 sowie der zur Skalierung mitfotografierten Präzisionskala: 1. Neues equilibrium® 2-Bracket, 2. Ein im Säurebad recyceltes Bracket, 3. bei einer Firma recyceltes Bracket, 4. Zur Skalierung aufgenommene Maßkala, 5. durch Abflämmen recyceltes Bracket und 6. mit dem Gerät „Big Jane“ recyceltes Bracket.

4.5. Versuchsdurchführung der Reibungsmessungen

Im Folgenden wird die Durchführung der Reibungsmessungen beschrieben.

4.5.1. Versuchsaufbau

Für die Reibungsmessungen kamen Standardstahlbögen mit einem Querschnitt von $0,40 \times 0,56 \text{ mm}^2$ (.016"x.022") zum Einsatz. Zehn neue Brackets und je zehn Brackets, die flammenrecycelt, im Säurebad recycelt, mit dem Gerät Big Jane recycelt und durch eine Firma recycelt worden waren, wurden in den Reibungsmessungen untersucht. Für jeden Brackettyp wurde ein neuer Führungsbogen verwendet. Die Versuche wurden in Form sogenannter simulierter Zahnbewegung im Orthodontischen Mess- und Simulations-System (OMSS) durchgeführt (Bourauel et al., 1992; Drescher et al., 1991).

Das OMSS ist im Sinne eines elektronischen Typodonten zu verstehen, in dem unter Modellbedingungen der Zahn auf angreifende Kraftsysteme reagieren kann. In Analogie zu den Überlegungen des Zwei-Zahn-Modells nach Burstone können Behandlungssituationen nachgestellt werden, indem die auf einen Zahn (hier das Bracket) wirkenden dreidimensionalen Kraftsysteme mit einem Sensor erfasst werden (Burstone und Koenig, 1976). Aus diesen Kraftsystemen werden Bewegungen berechnet, die durch das OMSS anschliessend experimentell simuliert werden. Mittels der beiden Sensoren werden sowohl das am Zahn angreifende Kraftsystem wie auch die orthodontisch zum Einsatz gebrachte Kraft ermittelt (Abb. 10). Letztere wird über eine NiTi-Zugfeder (Fa. ODS, Kisdorf) auf das Eckzahnbracket aufgebracht. Der Einsatz der NiTi-Feder stellt sicher, dass über die gesamte Retraktionsstrecke von 5 mm eine nahezu konstante Kraft von etwa 1,5 N wirkt.

Das OMSS besteht aus folgenden Komponenten:

- zwei Positioniertische mit jeweils sechs Freiheitsgraden,
- zwei mikrocomputergesteuerte Auswerteelektroniken zur Aufbereitung und Digitalisierung der Sensorsignale,
- zwei Sechs-Achsen-Schrittmotorsteuerungen,
- Temperaturprüfschrank und
- Personal Computer mit dem OMSS-Messprogramm.

Die beiden rechnergesteuerten Messtische können unabhängig voneinander bewegt werden. Wie in Abbildung 10 ersichtlich, verfügen beide Messtische über einen Dreh-

moment/Kraft-Sensor (3D-Sensor) und einen motorisch betriebenen, in sechs Achsen beweglichen Verstelltisch. Mit Hilfe des Computerprogrammes OMSS kann die an jedem der beiden Sensoren angreifende Kraft getrennt bestimmt werden. Auf der Grundlage eines mathematischen Modells (Bourauel et al., 1992) wird die resultierende Zahnbewegung aus den gemessenen Kräften und Drehmomenten berechnet. Diese Bewegung wird in kleine Teilschritte zerlegt und von den Verstelltischen ausgeführt. Der Messvorgang wird wiederholt, bis ein zuvor eingegebener Grenzwert, in diesem Fall 200 auszuführende Messschritte, erreicht wird. Bei jedem dieser 200 Messschritte wird die veränderte Position des Eckzahnes in der Berechnung berücksichtigt.

Für die Reibungsmessung wird nur ein Verstelltisch benötigt. An ihm wird über einen Ausleger das Eckzahnbracket montiert. Dieses entspricht dem zu retrahierenden Zahn (Abb. 10). Seine Position wird über den Verstelltisch im Laufe der Messung verändert. Der Sensor des zweiten Messtisches dient in diesem Fall zur Ermittlung der angreifenden Kraft, ausgeübt durch eine Nickel-Titan-Zugfeder. Während der Messungen gewährleistet der Temperaturprüfschrank die Einhaltung einer konstanten Temperatur von 37°C.

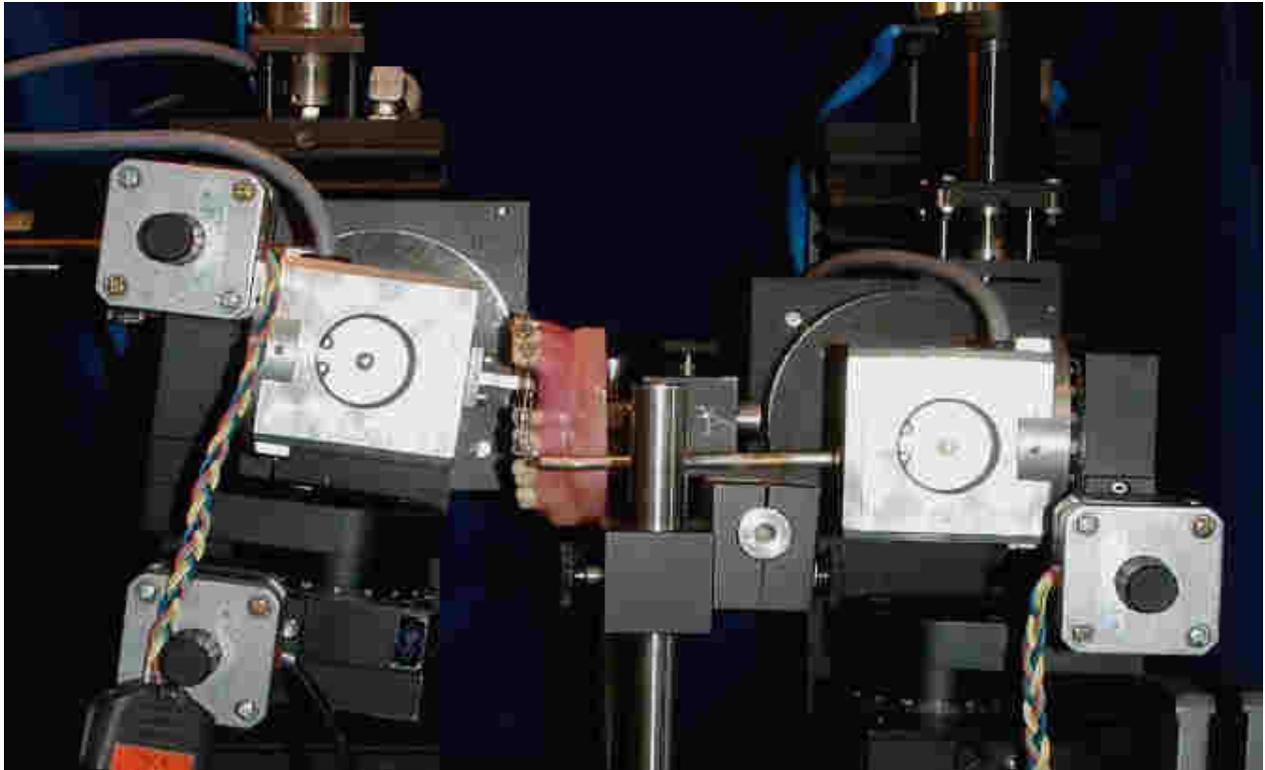


Abbildung 10: Mechanischer Aufbau des OMSS mit zwei Messtischen bestehend aus jeweils einem 3D-Sensor und motorisch betriebenen Verstelltischen.

Die experimentelle Untersuchung der Eckzahndistalisation erfolgte an einem Oberkiefer-Frasaco-Modell (Franz Sachs & Co. GmbH, Tettwang), bei dem der erste Prämolare der linken Seite sowie auch der entsprechende Eckzahn entfernt wurden. Das Bracket des Eckzahns war Bestandteil des Messaufbaus. Zur Simulation der Zahnbewegung und Messung der dabei auftretenden Reibung wurde das vorbereitete Modell in das OMSS integriert (Abb.10). Die zu untersuchenden Brackets wurden auf einen Bracketträger geklebt und mit einem der beiden Sechs-Komponenten-Kraft/Drehmoment-Sensoren des OMSS verbunden. Der Kraftsensor wurde anschließend so justiert, dass der Bracketlot in Bezug auf den Führungsbogen ausgerichtet war, die Richtung des Slots und des Bogens übereinstimmten und der Bogen in das Bracket einligiert werden konnte.

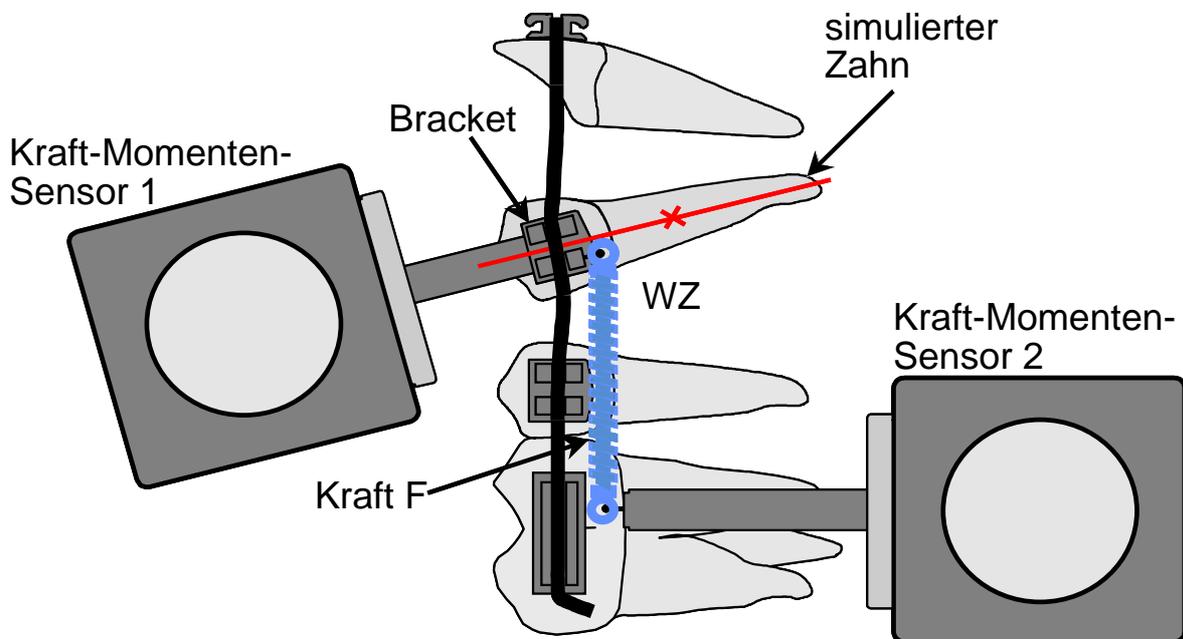


Abbildung 11: Schematische Zeichnung des Messprinzips mit zwei Kraft-Momenten-Sensoren und einem simulierten Zahn.

In die Berechnung der Zahnbewegung geht die Position des Widerstandszentrums (WZ) als wesentlicher Parameter ein (Abb. 11). Entsprechend der typischen Geometrie eines Eckzahnes wurden für die Position des Widerstandszentrums in bukkaler Ansicht eine vertikale Distanz zum Bracket von 10 mm und in okklusaler Ansicht ein Abstand von

4,5 mm eingestellt (Poppe et al., 2002). Die Bestimmung des Kraftverlustes infolge der Reibung im Bracket-Bogen-Ligatur-Komplex erfolgte in jedem Bewegungszyklus der Zahnbewegung. Aus dem Verhältnis von eingesetzter und am Zahn einwirkender Kraft lässt sich deren Differenz als Ausmaß des reibungsbedingten Kraftverlustes bestimmen. Aus fünf Einzelmessungen wurden die Mittelwerte und deren Standardabweichungen berechnet.

4.5.2. Aufbereitung der Daten

Zur Bestimmung des Reibungsverlustes wurden die mit dem OMSS gewonnenen Daten nachbearbeitet und statistisch aufbereitet. Da der Reibungsverlust der Differenz zwischen angelegter Kraft F_1 und orthodontisch wirksamer Kraft F_2 entspricht, lässt er sich prozentual von der angelegten Kraft nach folgender Formel berechnen:

$$\text{Reibungsverlust [in \% von } F_1] = [(F_1 - F_2) / F_1] \times 100.$$

Die Anwendung dieser Formel erfolgte über das Tabellenkalkulationsprogramm Excel. Das Ergebnis ist eine prozentuale Angabe des Reibungsverlustes nach einer kurzen Retraktionsstrecke für jeden vorgenommenen Messschritt der Eckzahnretraktion. Verantwortlich für die Reibungsverluste sind sowohl die relativ hohe eingesetzte Kraft von etwa 1,5 N als auch ein Kippen des Zahnes und die daraus resultierende Anlagerung des Brackets an den Führungsbogen und an die Ligatur. Für jede Messung wurde der Messschritt bestimmt, ab dem die Reibung einsetzte. Sofern ein Bracket sich im weiteren Verlauf der Messung freirüttelte und hierdurch für einige Zeit keine Reibungsverluste entstanden, wurde dies nicht in die Berechnung aufgenommen. Von den so ausgewählten Werten wurden Mittelwerte und Standardabweichungen gebildet. Da von jeder Probe jeweils zehn im OMSS untersucht wurden, ergaben sich so entsprechend zehn Mittelwerte. Aus diesen wurde ein gewichteter Mittelwert berechnet, der sich aus der nachfolgenden Formel ergibt:

$$\bar{x} = \frac{\sum \frac{x_i}{\sigma_i^2}}{\sum \frac{1}{\sigma_i^2}} \cdot$$

Durch dieses Auswerteverfahren gehen die Messwerte mit der geringeren Standardabweichung stärker in den gewichteten Mittelwert ein. Zusätzlich ist neben jedem Mittelwert auch der Fehler des gewichteten Mittelwertes entsprechend bestimmt worden.

4.6. Versuchsdurchführung der Scherhaftfestigkeitsmessungen

Das Vorgehen und die Form der Adhäsivprüfkörper für die Versuchsdurchführung der Scherhaftfestigkeitsmessungen werden im Folgenden beschrieben.

4.6.1. Herstellung der Prüfkörper

Als Form für die Herstellung der Bracket-Adhäsivprüfkörper diente ein zylinderförmiger PTFE-Ring und eine PTFE-Grundplatte (Abbildung 12).

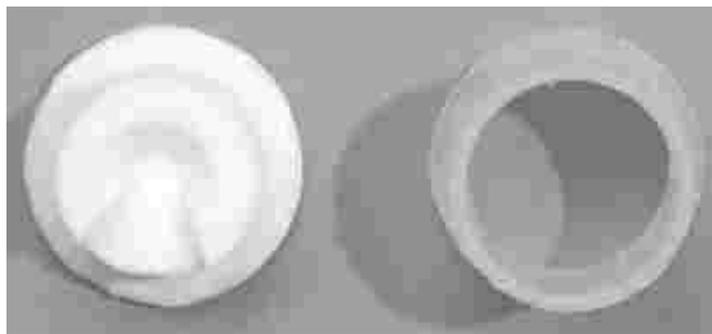


Abbildung 12: Kegelstumpfförmige Form aus PTFE für die Herstellung der Prüfkörper mit Grundplatte und Ring.

Die Bracketbasis des zu prüfenden Befestigungselementes wurde mit Vaseline so auf den Boden der kegelförmigen PTFE-Form gesetzt, dass die okklusale Kante des Brackets gegenüber und senkrecht zur Mitte des nicht kegelförmigen Steges ausgerichtet war. Anschließend wurde die mit dem PTFE-Ring umhüllte PTFE-Form mit Technovit 4004 blasenfrei ausgefüllt, so dass das Bracket bis auf die Klebefläche fest im Kunststoff eingebettet war. Nach Aushärtung des Kunststoffes wurde der PTFE-Ring abgezogen und der Kunststoffzylinder mit dem eingebetteten Befestigungselement aus der Einbettvorrichtung entnommen (Abb. 13).

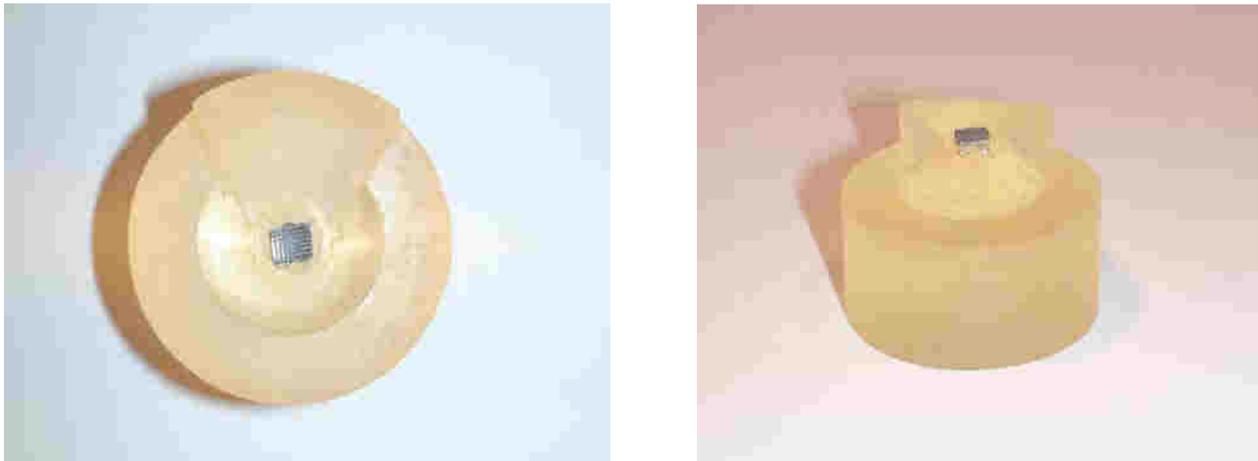


Abbildung 13: In Kunststoff (Technovit 4004) eingebettetes Bracket. Die Bracketbasis wurde vorher mit Wasser abgedampft und mit ölfreier Pressluft getrocknet.

4.6.2 Vorbereitungen der Adhäsivprüfkörper

Die Adhäsivprüfkörper selbst wurden mittels einer Form (Höhe 3 mm, Durchmesser 3 mm) aus farblosem Silikon angefertigt. Hierzu wurde die Silikonform auf der Klebefläche des Brackets zentriert und mit einer Unterlegscheibe an die Klebefläche gedrückt (Abb. 14).

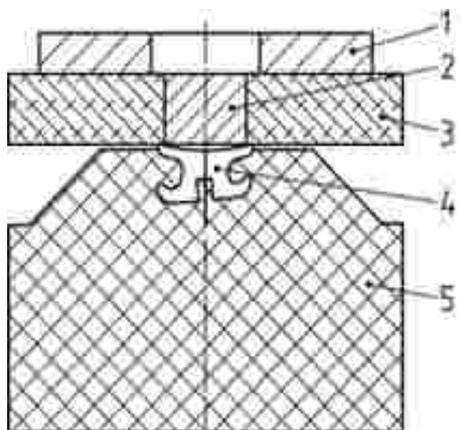


Abbildung 14: Vorrichtung zur Herstellung von Adhäsivprüfkörpern auf Befestigungselementen. 1 Unterlegscheibe, 2 Adhäsiv, 3 Silikonform, 4 Bracket, 5 Kunststoffeinbettung.

Anschließend wurde der zylindrische Hohlraum der Silikonform mit dem zu prüfenden Adhäsiv aufgefüllt und das Adhäsiv nach den Angaben des Herstellers ausgehärtet

(Abb.17). Nach der Aushärtung wurde die Silikonform ohne Krafteinwirkung von dem Adhäsivprüfkörper abgezogen. Die derart hergestellten Adhäsivprüfkörper wurden für 24 +/-2 Stunden in deionisiertem Wasser (DIN ISO 3696 Qualität 3) bei 37°C gelagert.



Abbildung 15: Adhäsivprüfkörper (Basisfläche 7,07 mm²) auf der Bracketbasis. Prüfkörper für den Scherversuch des Verbundes Bracket - Adhäsiv.

4.6.3. Durchführung der Scherhaftfestigkeitsmessungen

Die Scherversuche wurden an einer standardisierten, computergesteuerten Werkstoffprüfmaschine (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland, Abbildung 16) durchgeführt. Während der Vorlast bis hin zum Bruch wurde das Verhalten der Probe in jeder Phase gemessen und dokumentiert. Von jeder Bracket-Adhäsiv-Kombination wurden zehn Proben untersucht, ein Kraft-Weg-Diagramm erstellt und die Scherhaftfestigkeitswerte in N/mm² berechnet. Die Scherkraft wurde erreicht, wenn der Anstieg der Kraftänderungskurve abrupt endete. Die resultierenden Kräfte, die zum Abscheren des Brackets führten, wurden direkt von der Prüfmaschine in Newton (N) angegeben. Unter Berücksichtigung der Größe der retentiven Adhäsivprüfkörper in (mm²) wurden die Werte in Verbundfestigkeit (N/mm² = MPa) nach folgender Formel umgerechnet:

$$\text{Verbundfestigkeit (N/mm}^2\text{)} = \text{Kraft (N)} / \text{Bracketbasisfläche (mm}^2\text{)}.$$

Durch diese Formel ist der Vergleich der Ergebnisse zwischen verschiedenen Kombinationen möglich.



Abbildung 16: Verwendete computergesteuerte Universalprüfmaschine (Zwick GmbH & Co, Ulm) zur Messung der Scherhaftfestigkeit.

Die Kunststoffronde mit eingebettetem Bracket wurde so in die Prüfmaschine eingespannt, dass die zu prüfende Verbundfläche parallel zu der von okklusal nach gingival wirkenden Scherkraft ausgerichtet wurde. Dazu eignete sich ein auf der Zugmaschine befestigter Schraubstock, in dem die Kunststoffronde hochkant stehend eingeklemmt wurde. Nach Ausrichtung und Einspannen der Kunststoffronde in die Prüfmaschine wurde die quadratische Öffnung eines leicht vorgebogenen Zugscherbügel über den

Adhäsivprüfkörper so an die zu prüfende Verbundfläche geschoben, dass der Zugscherbügel dicht an der Verbundfläche anlag. Dann erst wurde der Zugscherbügel am gegenüberliegenden Ende in die Prüfmaschine eingespannt. Die Geschwindigkeit der eingeleiteten Kraft betrug 1 mm/min, die Abscherkraft wurde in Newton (N) gemessen und wurde dann durch die Fläche dividiert. Als Scherhaftfestigkeit der jeweiligen Grenzfläche des Gesamtverbundes wurde der Mittelwert aus mindestens zehn Verbundprüfungen je Bracket genommen.

4.7. Härteprüfungen

Das Vorgehen für die Versuchsdurchführung der Härteprüfungen wird im Folgenden beschrieben.

4.7.1. Versuchsaufbau

Für die Bestimmung der Härte der einzelnen Brackets kam eine Härteprüfmaschine der Firma Zwick-Roell zum Einsatz (Härteprüfmaschine ZHV20/Z2.5). Sie ist in Abb. 17 dargestellt.

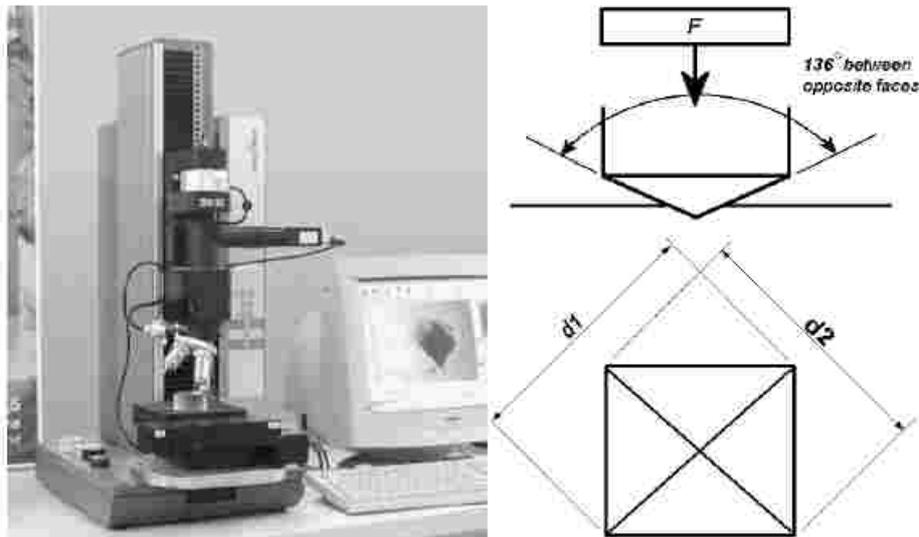


Abbildung 17: Foto der verwendeten Härteprüfmaschine Zwick-Roell ZHV 20/2.5 (links) und Prinzip der Härtemessung nach Vickers (rechts). Der Abdruck eines pyramidenförmigen Diamantindenters wird automatisch vermessen.

Es sollte die Härte der Prüfkörper nach Vickers bestimmt werden. Dabei findet ein Diamantindenter Anwendung. Die Pyramidenform des Diamanten zeichnet sich durch die quadratische Grundfläche und Seitenflächen mit einem Neigungswinkel von 136° aus. Dieser Körper hatte mit einer vorher am Computer einzustellenden gleichen Kraft und Dauer auf das zu prüfende Objekt einzuwirken. Der dadurch entstehende Eindruck am Bracket wurde mittels einer CCD-Kamera auf dem Monitor des Computers sichtbar gemacht und konnte so anschließend vom Computer ausgewertet werden. Die Härtewerte wurden anschließend als HV in Kombination mit einer Zahl angegeben. Grundsätzlich bezeichnet HV das Härteprüfverfahren, also Härte nach Vickers. Die zugehörige Zahl gibt die Kraft an, mit der der Prüfkörper auf das Bracket einwirkt. Es sind diverse Kräfte wählbar.

4.7.2. Versuchsdurchführung

An jedem Bracket wurde die Härtebestimmung nach Vickers HV an fünf Messstellen durchgeführt und anschließend ein Mittelwert gebildet. Insgesamt wurden jeweils je zehn Brackets von verschiedenen Recycling-Methoden und 10 neue Brackets geprüft. Die bei den Metallbrackets bestimmte HV bedeutet, dass die Impressionen des Prüfkörpers mit einer Kraft von 9,807 N, einer Prüfgeschwindigkeit von 25 mm/min und einer Haltezeit am Belastungspunkt von 12 Sekunden erzeugt wurden. Nach jeder Krafteinwirkung musste der Eindruck per CCD-Kamera auf dem Bildschirm eingestellt und die Begrenzung des Pyramideneindrucks markiert werden. Daraus errechnete der Computer die entsprechende Vickershärte des Objekts.

4.8. Statistische Untersuchungen

Alle Ergebnisse, die mit den in den Kapiteln 3.2. bis 3.7. beschriebenen Methoden ermittelt wurden, wurden mit Hilfe des Programms Excel 2007 aufbereitet und anschließend gruppenweise mittels t-Tests auf statistisch signifikante Unterschiede hin untersucht. Statistisch signifikant unterschiedliche Ergebnisse wurden in den Graphen jeweils markiert, teilweise wurden zusätzlich Tabellen mit den p-Werten der Signifikanzuntersuchungen vorbereitet.

5. Ergebnisse

Im Folgenden werden die Ergebnisse der vorliegenden Experimente für Korrosion, mikroskopische Untersuchungen der Slot-Deformationen, Reibung, Scherhafffestigkeit und Härte der verschiedenen recycelten und neuen Brackets verglichen. Von jedem Bracketsystem jedes Versuches wurden zehn Probebrackets analysiert und für jedes einzelne System wurden der Mittelwert und die Standardabweichung ermittelt.

5.1. Korrosion

Die mit verschiedenen Methoden recycelten Brackets zeigten Korrosionspuren im Vergleich zu neuen Brackets auf.

5.1.1. Ergebnisse des statischen Immersionstests

Die Ergebnisse des statischen Immersionstests wurden mittels Massenspektrometer bestimmt. Anschließend wurden die Werte, die sich auf die Nickelionenabgabe nach einer Woche bezogen, auf die Nickelionenabgabe pro Tag umgerechnet. Alle Angaben beziehen sich auf die Nickelionenabgabe eines einzelnen Brackets in das Korrosionsmedium. Von jeder Probe wurden zehn Korrosionsproben analysiert und der Mittelwert und die Standardabweichung ermittelt. Der Mittelwert von den neuen Brackets, Flammenrecycelten Brackets, und der von einer Firma recycelten Brackets lagen bei $1,1 \mu\text{g}$ Nickelionenabgabe in 7 Tagen im Säurebad recycelten Brackets und mit dem Gerät Big Jane recycelten Brackets lagen bei $1,2 \mu\text{g}$ Nickelionenabgabe in 7 Tagen. Die Darstellung der Ergebnisse findet sich in Tabelle 3 und Abb. 18.

Nach den Ergebnissen dieser Untersuchung lassen sich die neuen Brackets mit den in unterschiedlichen Methoden recycelten Brackets in Bezug auf die Nickelionenabgabe gut vergleichen. Die neuen Brackets, die flammenrecycelten Brackets sowie die im Säurebad recycelten Brackets zeigten vergleichbare Werte von etwa $0,15 \mu\text{g/Tag}$ Ionenabgabe. Die mit dem Gerät Big Jane recycelten Brackets zeigten $0,17 \mu\text{g/Tag}$ und die von einer Firma recycelten Brackets $0,18 \mu\text{g/Tag}$ Nickelionenabgabe (Abb. 18).

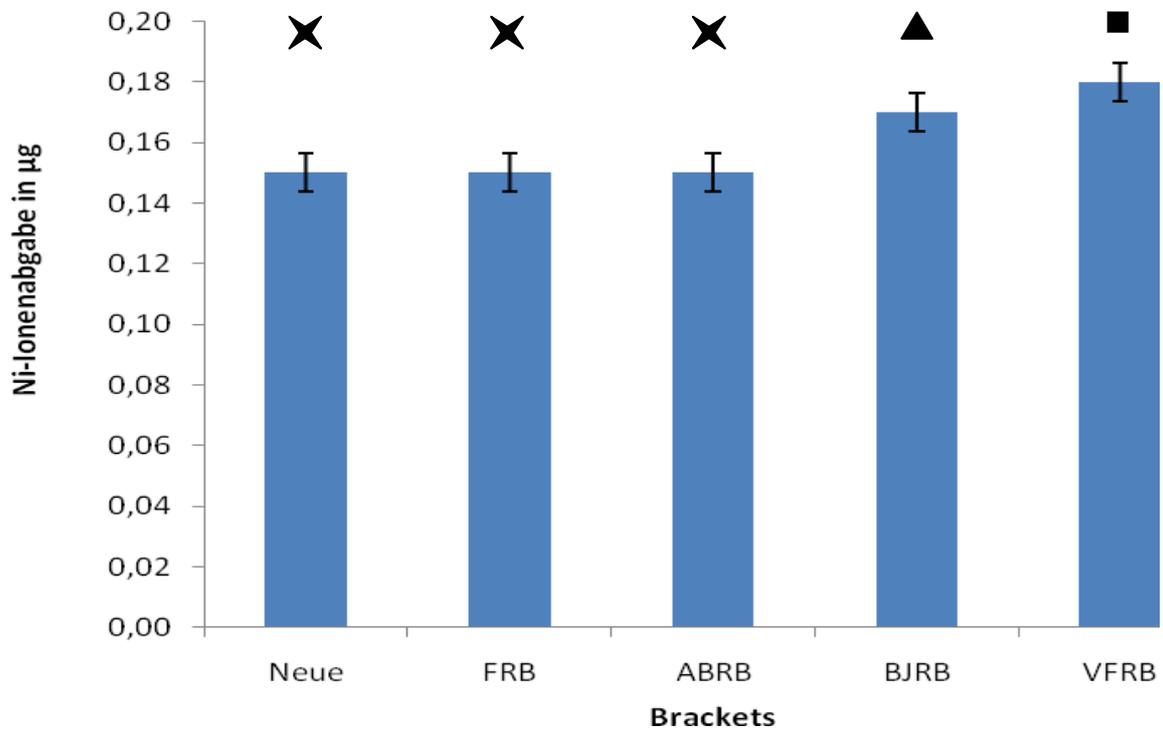


Abbildung 18: Balkendiagramm der Nickelionenabgabe pro Bracket und Tag für neue Brackets (Neue), flammenrecycelte Brackets (FRB), im Säurebad recycelte Brackets (ABRB), mit dem Gerät Big Jane recycelte Brackets (BJRB) und von einer Firma recycelte Brackets (VFRB). Ergebnisse mit gleichem Symbol unterscheiden sich nicht signifikant und gehören zur gleichen Gruppe.

Bracket Typ	Mittelwert	Standardabweichung
Neue Brackets	1,1	0,5
Flammenrecycelte Brackets (FRB)	1,1	0,5
Im Säurebad recycelte Brackets (ABRB)	1,2	0,6
Mit Big Jane recycelte Brackets (BJRB)	1,8	0,6
Von einer Firma recycelte Brackets (VFRB)	1,2	0,5

Tabelle 3: Deskriptive Statistik zur Nickel-Ionenabgabe pro Bracket in μg in 7 Tagen.

5.1.2. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen

Im Folgenden werden die Korrosionsspuren, die bei den verschiedenen recycelten Bracketssystemen auftraten, vorgestellt. Zur genaueren Unterscheidung zwischen herstellungsbedingten Oberflächenstrukturen und Korrosionsspuren wurden als Referenz auch Übersichtsbilder von neuen Brackets angefertigt. Zur besseren Analyse wurden ausgewählte, veränderte Stellen in 25-, 200-, 500- und 1000-facher Vergrößerung festgehalten (Abb. 19).

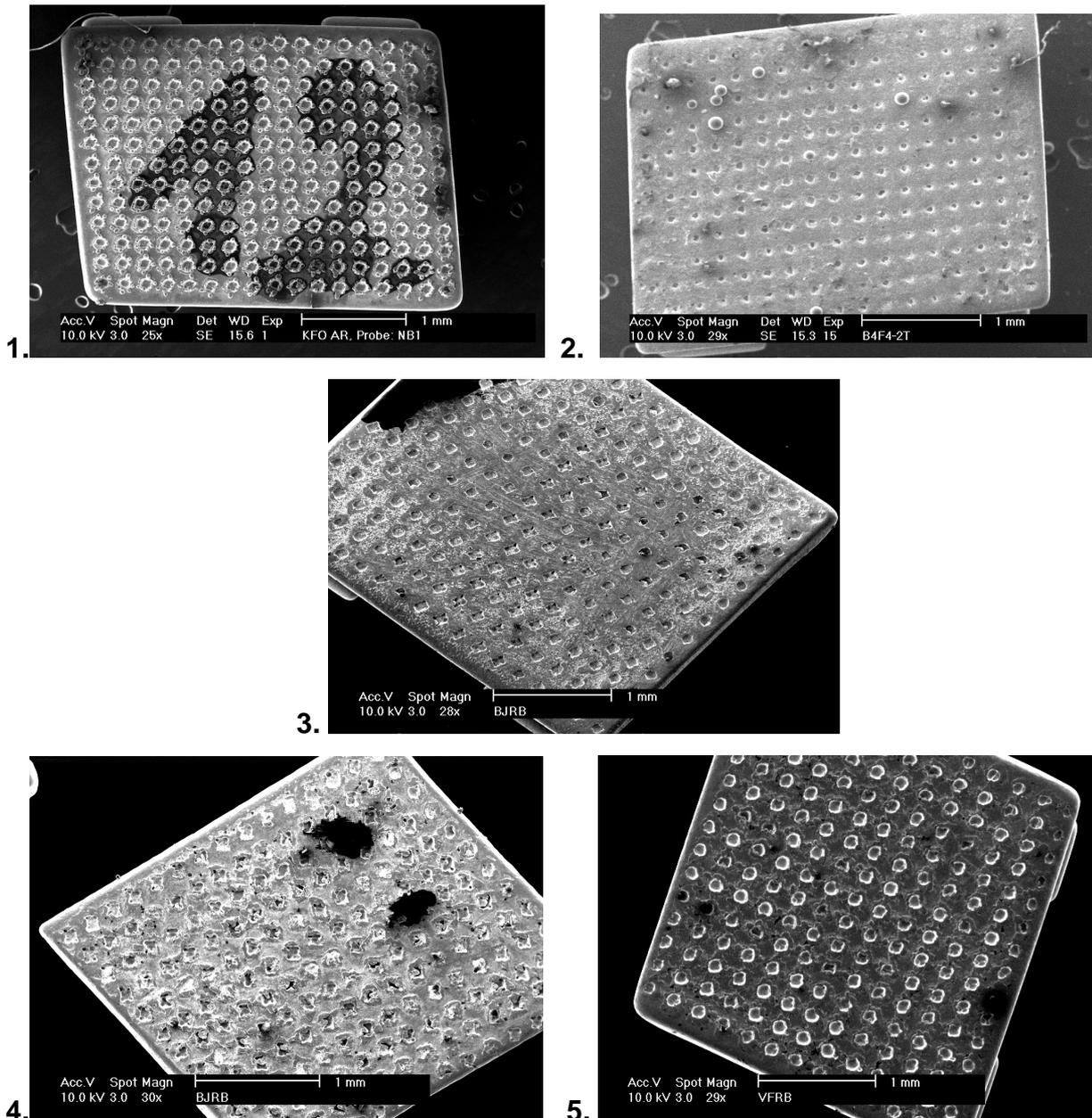


Abbildung 19: REM-Bilder von 1. neuem Bracket, 2. flammenrecyceltem Bracket, 3. im Säuerbad recyceltem Bracket, 4. mit dem Gerät Big Jane recyceltem Bracket, 5. von einer Firma recyceltem Bracket.

Korrosionen und Beschädigungen an Bracketbasis und am Bracketslot sowie Reste des Adhäsivs auf der Bracketbasis wurden erhoben. Die Klassifizierung der Korrosion und der Beschädigungen erfolgte wie in Tabelle 4 dargestellt.

0	Keine Korrosion / Beschädigungen
1	1-20% Korrosion / Beschädigungen
2	21-40% Korrosion / Beschädigungen
3	41-60% Korrosion / Beschädigungen
4	61-80% Korrosion / Beschädigungen
5	81-100% Korrosion / Beschädigungen

Tabelle 4: Die Klassifizierung der Korrosionen und Beschädigungen der gesamten Oberfläche der untersuchten Brackets.

Es wurde deutlich, dass die einzelnen recycelten Bracketssysteme je nach eingesetzter Methode einen unterschiedlich starken Korrosionsbefall aufwiesen. Die mit der Flamme recycelten Brackets wiesen bei der Betrachtung unter dem Rasterelektronenmikroskop erhöhte Korrosionsspuren auf (im Slot-Bereich zwischen 50% und 60% und auf der Basis zwischen 70% und 75%). Die im Säurebad und mit dem Gerät Big Jane recycelten

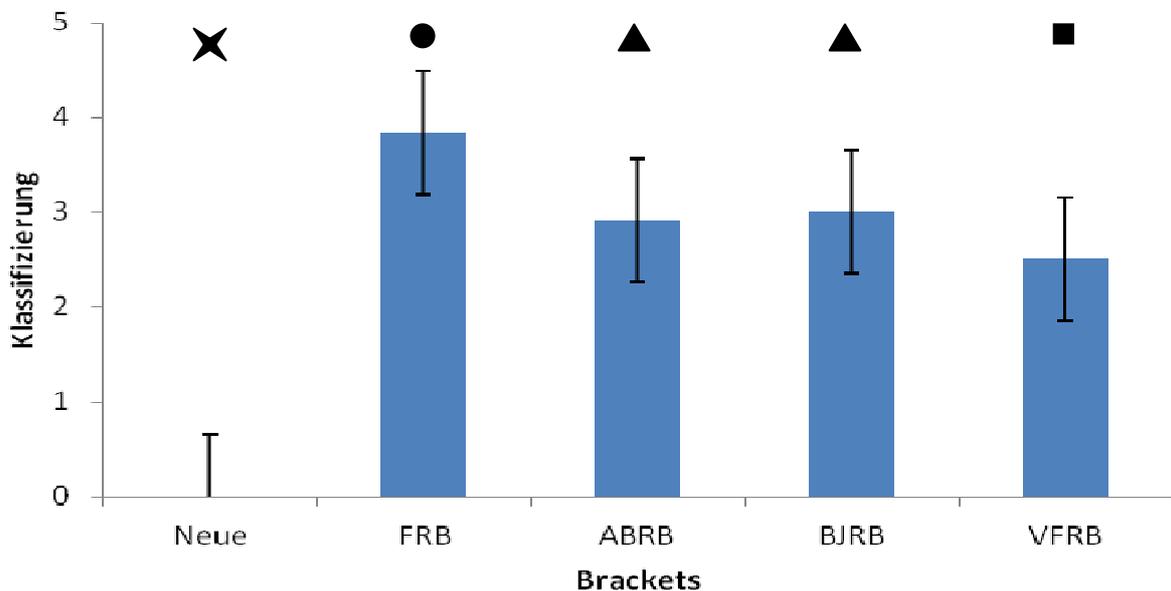


Abbildung 20a: Balkendiagramm der Korrosionsspuren im Slot-Bereich von neuen Brackets (Neue), flammenrecycelten Brackets (FRB), im Säurebad recycelten Brackets (ABRB), mit dem Gerät Big Jane recycelten Brackets (BJRB) und von einer Firma recycelten Brackets (VFRB). Ergebnisse mit gleichem Symbol unterscheiden sich nicht signifikant und gehören zur gleichen Gruppe.

Brackets wiesen Korrosionsspuren im Slot-Bereich zwischen 35% und 40 % und an der Bracketbasis zwischen 45% und 55% auf. Die von der Firma recycelten Brackets wiesen Korrosionsspuren im Slot-Bereich von etwa 30% und an der Basis von bis zu 20% auf (Abb. 20a und Abb. 20b).

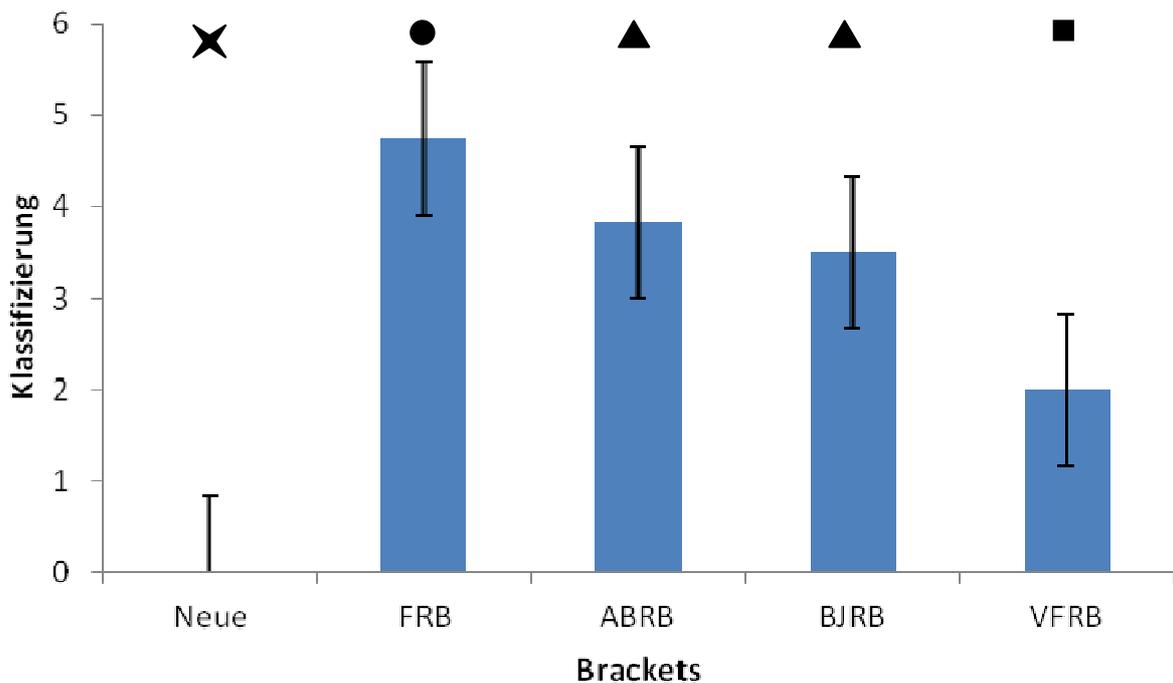


Abbildung 20b: Balkendiagramm der Korrosionsspuren auf der Bracketbasis von neuen Brackets (Neue), flammenrecycelten Brackets (FRB), im Säurebad recycelten Brackets (ABRB), mit dem Gerät Big Jane recycelten Brackets (BJRB) und von einer Firma recycelten Brackets (VFRB). Ergebnisse mit gleichem Symbol unterscheiden sich nicht signifikant und gehören zur gleichen Gruppe.

Es waren deutlich mehr (42% - 44%) Slot-Beschädigungen bei den mit der Flamme recycelten Brackets festzustellen als bei den anderen recycelten Brackets. Die im Säurebad recycelten Brackets und die von einer Firma recycelten Brackets zeigten 11% - 12% Slot-Beschädigungen. Bei den Big Jane recycelten Brackets lagen die Slot-Beschädigungen bei 7% - 8% (Abb. 21a und Abb. 21b) im Vergleich zu neuen Brackets.

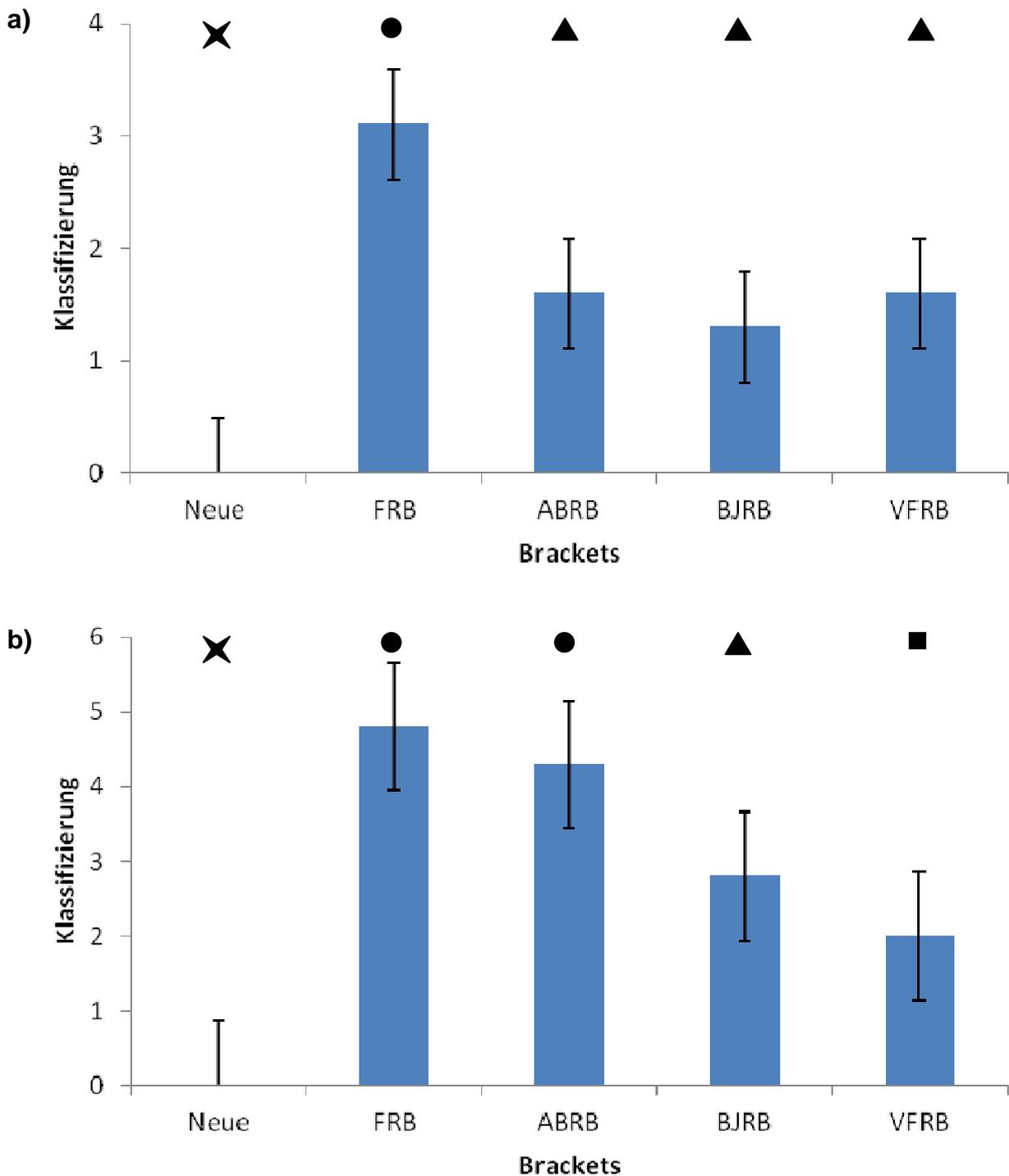


Abbildung 21: Balkendiagramm der Slot-Beschädigungen (a) und der Basis-Beschädigungen (b) von neuen Brackets (Neue), flammenrecyclten Brackets (FRB), im Säurebad recyclten Brackets (ABRB), mit dem Gerät Big Jane recyclten Brackets (BJRB) und von einer Firma recyclten Brackets (VFRB). Ergebnisse mit gleichem Symbol unterscheiden sich nicht signifikant und gehören zur gleichen Gruppe.

Die im Säurebad recycelten Brackets wiesen 23% - 25% und die mit Big Jane recycelten Brackets 21% - 22% Restadhäsiv an der Bracketbasis auf. Die mit der Flamme recycelten Brackets und die von einer Firma recycelten Brackets wiesen 2% - 3% Restadhäsiv an der Bracketbasis auf (Abb. 22).

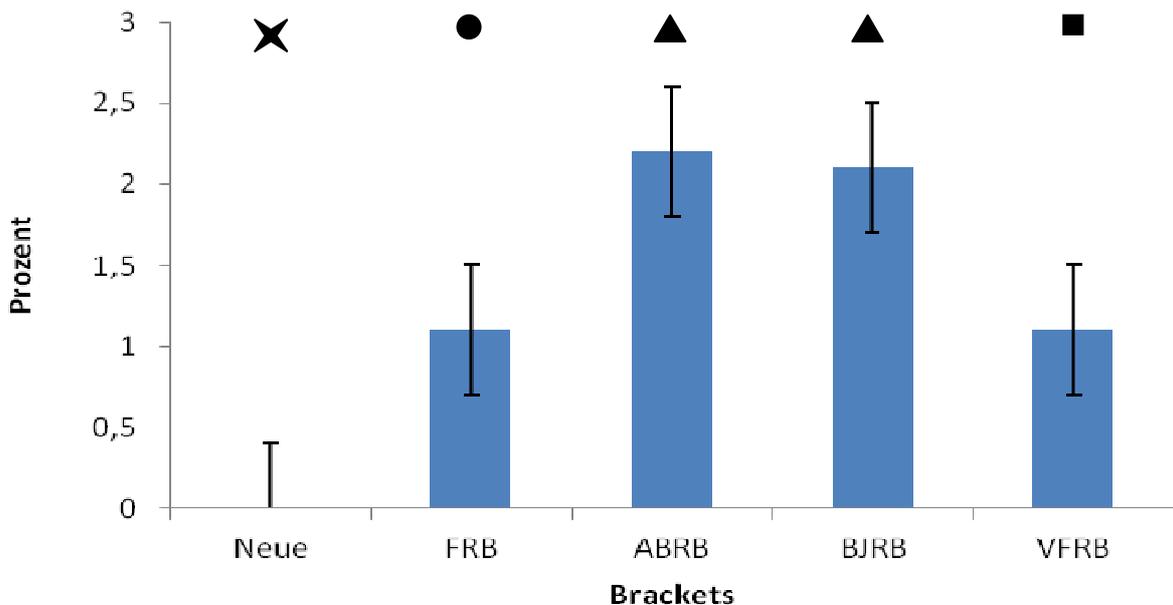


Abbildung 22: Balkendiagramm des Restadhäsiv an der Bracketbasis von neuen Brackets (Neue), flammenrecycelten Brackets (FRB), im Säurebad recycelten Brackets (ABRB), mit dem Gerät Big Jane recycelten Brackets (BJRB) und von einer Firma recycelten Brackets (VFRB). Ergebnisse mit gleichem Symbol unterscheiden sich nicht signifikant und gehören zur gleichen Gruppe.

5.2. Lichtmikroskopische Untersuchung von Dimensionsänderungen des Bracketlots

Zur Ermittlung der Dimensionsänderung des Bracketlots durch verschiedene Recycling-Methoden wurde die Breite am Boden des Bracketlots und die Breite am Slot-Eingang gemessen. Die Breite des Bracketlots am Eingang bei allen recycelten Brackets lag zwischen 0,55 mm und 0,60 mm und bei den neuen Brackets lag sie bei 0,57 mm. Die Breite des Bracketlots am Boden der verschiedenen recycelten Brackets wies große Unterschiede zu den neuen Brackets mit 0,57 mm auf. Die Breite am Boden

des Bracketslots der im Säurebad recycelten Brackets betrug weniger als 0,50 mm und die in der Flamme recycelten Brackets wiesen 0,51 mm auf. Die mit dem Gerät Big Jane recycelten Brackets und die von einer Firma recycelten Brackets zeigten gleiche Breitenwerte von 0,54 mm am Boden des Bracketslots (Abb. 23).

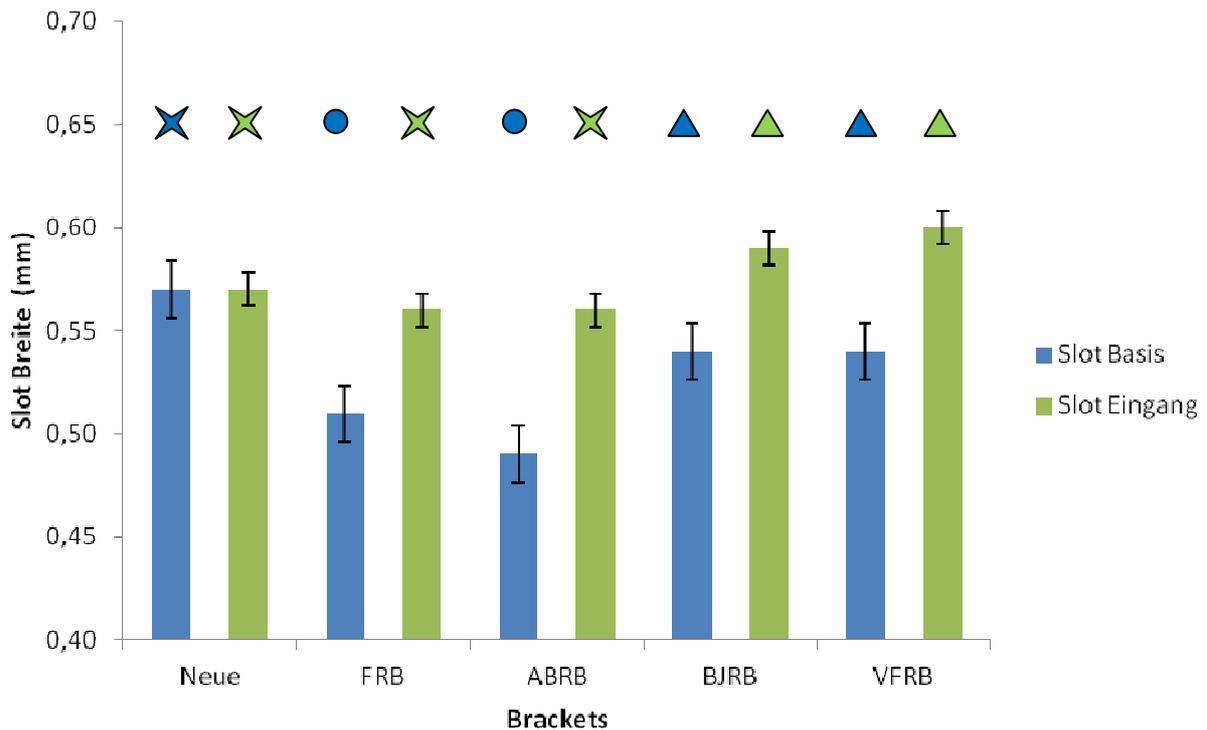


Abbildung 23: Balkendiagramm der Breite des Bracketslots am Boden und am Eingang bei verschiedenen Bracketssystemen in lichtmikroskopischer Untersuchung (Neue: neue Brackets, FRB: flammenrecycelte Brackets, ABRB: im Säurebad recycelte Brackets, BJRB: mit dem Gerät Big Jane recycelte Brackets und VFRB: von einer Firma recycelte Brackets). Ergebnisse mit gleichem Symbol unterscheiden sich nicht signifikant und gehören zur gleichen Gruppe (s. Tabellen 5 und 6).

5.2.1. Statistische Auswertung der Ergebnisse der Slotdimensionsänderung

Mit Hilfe von Excel 2007 wurde der t-Test durchgeführt. Eine statistische Signifikanz für die Unterschiede wurde angenommen, wenn der p-Wert kleiner oder gleich 0,05 war. Die t-Test-Ergebnisse zur Breite des Slotbodens von verschiedenen recycelten Brackets

sind in Tabelle 5 dargestellt. Die Brackets zeigten zu einem großen Teil signifikant unterschiedliche Bracketslotdimensionsänderungen am Boden. Es gab jedoch auch einige p-Werte über 0,05, die damit nicht signifikant waren. So waren zum Beispiel die Mittelwerte von im Säurebad recycelten Brackets und der von einer Firma recycelten Brackets nicht signifikant unterschiedlich.

	Flammen recycelte Brackets (FRB)	Im Säurebad recycelte Brackets (ABRB)	Mit Big Jane recycelte Brackets (BJRB)	Von einer Firma recycelte Brackets (VFRB)
Neue Brackets	0,000	0,000	0,001	0,000
FRB		0,090	0,000	0,000
ABRB			0,000	0,000
BJRB				0,157

Tabelle 5: p-Werte des t-Testes zum Vergleich der Bodenbreite des Bracketslots bei verschiedenen Bracketsystemen in mikroskopischer Untersuchung.

Die t-Test-Ergebnisse zum Vergleich der Breite des Slot-Eingangs von verschiedenen recycelten Brackets sind in Tabelle 6 dargestellt. Die Brackets zeigten zu einem großen Teil nicht signifikant unterschiedliche Dimensionsänderungen der Breite des Bracketslot-Eingangs. Es gab jedoch auch einige p-Werte unter 0,05, die somit signifikant waren. So waren zum Beispiel die Mittelwerte der Slot - Dimensionsänderung der im Säurebad recycelten Brackets und der von einer Firma recycelten Brackets signifikant unterschiedlich.

	Flammen re- cycelte Brackets (FRB)	Im Säurebad recycelte Brackets (ABRB)	Mit Big Jane recycelte Brackets (BJRB)	Von einer Fir- ma recycelte Brackets (VFRB)
Neue Brackets	0,126	0,090	0,002	0,000
FRB		0,837	0,004	0,000
ABRB			0,000	0,000
BJRB				0,062

Tabelle 6: p-Werte des t-Testes zum Vergleich der Breite des Slot-Eingangs von verschiedenen recycelten Bracketsystemen.

5.3. Reibungswerte

Für jede einzelne Bracketprobe (zehn neue Brackets und je zehn recycelte Brackets aus den verschiedenen Recyclingmethoden) wurde nach den in Kapitel 4.5.2 definierten Kriterien der Reibungsverlust der Einzelmessung ermittelt und daraus der Mittelwert und die Standardabweichung für die einzelne Simulationsmessung bestimmt. Die hieraus errechneten gewichteten Mittelwerte der zehn Mittelwerte für jedes Bracketsystem desselben Brackettyps wurden mit dem Fehler des gewichteten Mittelwertes in einem Säulendiagramm zusammengestellt (Abb. 24). Hierdurch können eventuelle Qualitätsschwankungen bei den Reibungsverlusten eines Brackettyps übersichtlich gezeigt werden.

Die Mittelwerte im Säulendiagramm sind in prozentualen Angaben und beziehen sich auf die angelegte Kraft. Die Y-Achse gibt den Reibungsverlust in Prozent an und auf der X-Achse sind die untersuchten Bracketsysteme aufgeführt. Die Reibungsverluste der untersuchten recycelten Brackets lagen in einem Bereich von etwa 40% bis 50% und die neuen Brackets wiesen Reibungsverluste von 38% auf. In der Flamme recycelte Brackets, mit Big Jane recycelte Brackets und die von einer Firma recycelten Brackets zeigten Reibungsverluste von etwa 48%. Im Säurebad recycelte Brackets zeigten 40% Reibungsverluste (Abb. 24).

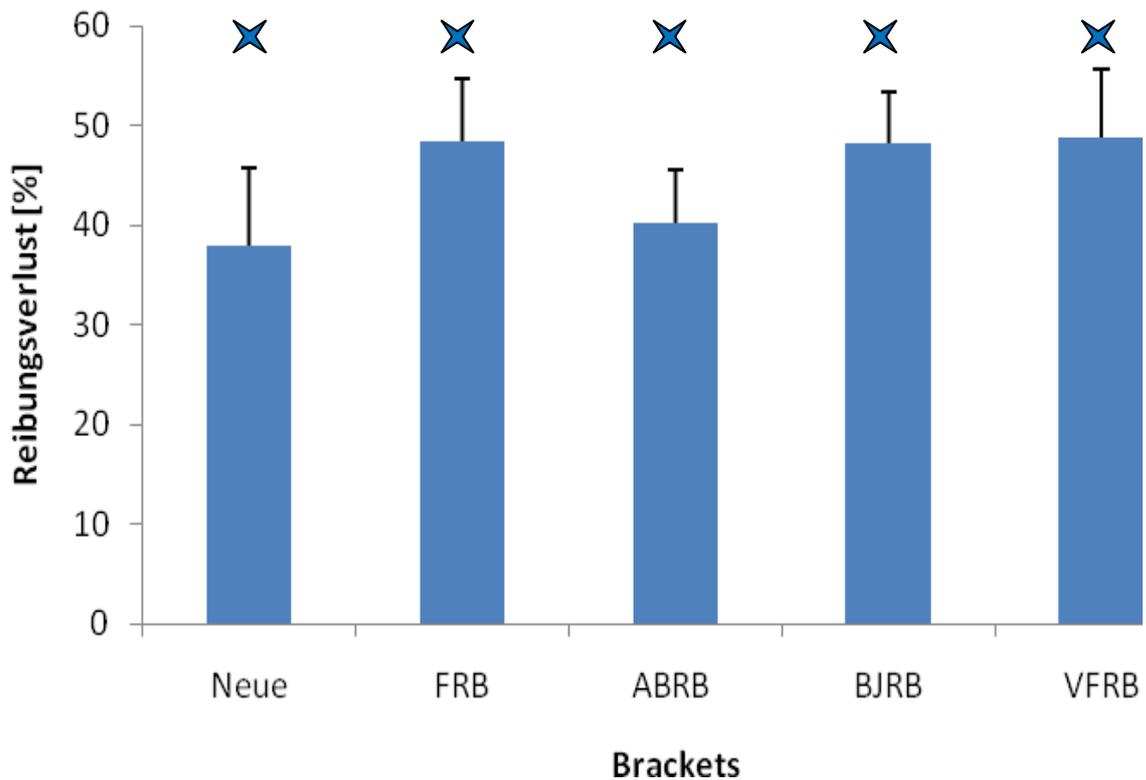


Abbildung 24: Reibungsverlust in Prozent bei recycelten Brackets im Vergleich zu fabrikneuen Brackets (Neue: neue Brackets, FRB: flammenrecycelte Brackets, ABRB: im Säurebad recycelte Brackets, BJRB: mit dem Gerät Big Jane recycelte Brackets und VFRB: von einer Firma recycelte Brackets). Alle Ergebnisse erwiesen sich als statistisch nicht signifikant unterschiedlich und weisen daher ein identisches Symbol auf (s. Tabelle 7).

5.3.1. Statistische Auswertung der Ergebnisse des Reibungsverlusts

Die t-Test-Ergebnisse zum Reibungsverlust von verschiedenen recycelten Brackets sind in Tabelle 7 dargestellt. Alle p-Werte lagen über 0,05, womit die Unterschiede nicht signifikant waren.

	Flammen recycelte Brackets (FRB)	Im Säurebad recycelte Brackets (ABRB)	Mit Big Jane recycelte Brackets (BJRB)	Von einer Firma recycelte Brackets (VFRB)
Neue Brackets	0,145	0,540	0,161	0,101
FRB		0,394	0,987	0,965
ABRB			0,321	0,176
BJRB				0,940

Tabelle 7: p-Werte des t-Testes zum Vergleich der Reibungsverluste von verschiedenen recycelten Bracketsystemen. Alle Unterschiede erwiesen sich als nichts signifikant.

5.4. Scherhaftfestigkeitswerte

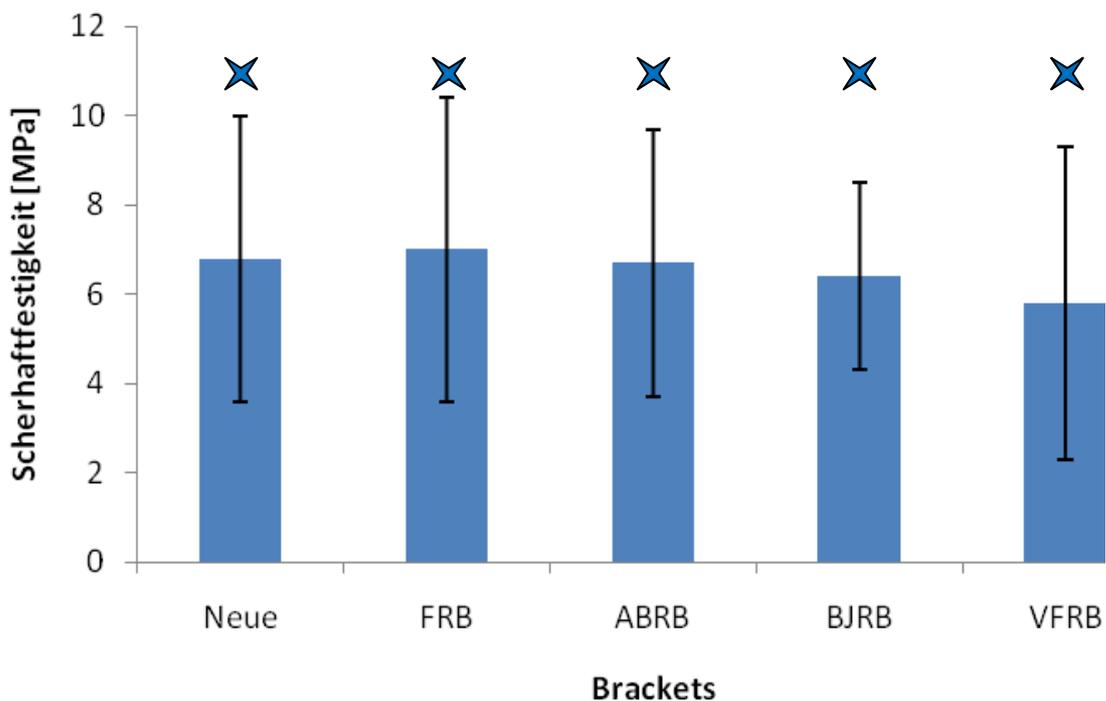


Abbildung 25: Balkendiagramm der Scherhaftfestigkeitsmittelwerte von neuen (Neue), flammenrecycelten (FRB), im Säurebad recycelten (ABRB), mit Big Jane recycelten (BJRB) und von einer Firma recycelten Brackets (VFRB). Alle Ergebnisse waren statistisch nicht signifikant unterschiedlich (s. Tabelle 8).

Von jedem Bracket-Adhäsiv-Verbund wurden Mittelwert und Standardabweichung bestimmt, diese sind in Abbildung 25 zusammengefasst. Die Scherhaftfestigkeit bei verschiedenen recycelten Brackets lag zwischen 5,8 und 7,0 MPa. Die flammenrecycelten Brackets wiesen 7,0 MPa auf und die im Säurebad recycelten Brackets 6,7 MPa. Mit Big Jane recycelte Brackets zeigten 6,4 MPa und die von einer Firma recycelten Brackets wiesen 5,8 MPa auf. Bei neuen Brackets lag die Scherhaftfestigkeit bei 6,8 MPa.

5.4.1. Statistische Auswertung der Ergebnisse der Scherhaftfestigkeit

Die t-Test Ergebnisse der Scherfestigkeitsverluste von verschiedenen recycelten Brackets sind in Tabelle 8 dargestellt. Alle p-Werte lagen über 0,05, womit die Unterschiede nicht signifikant waren.

	flammenrecycelte Brackets (FRB)	Im Säurebad recycelte Brackets (ABRB)	Mit Big Jane recycelte Brackets (BJRB)	Von einer Firma recycelte Brackets (VFRB)
Neue Brackets	0,801	0,778	0,730	0,856
FRB		0,559	0,679	0,311
ABRB			0,993	0,727
BJRB				0,567

Tabelle 8: p-Werte des t-Testes zum Vergleich des Scherhaftfestigkeitsverlustes von verschieden recycelten Brackets. Alle Unterschiede erwiesen sich als nicht signifikant.

5.5. Härteprüfungswerte

In Tabelle 9 wird ersichtlich, dass die durchschnittlichen Härtewerte der recycelten Brackets zwischen 219 MPa und 332 MPa lagen. Die mit der Flamme recycelten Brackets wiesen 314 MPa und die von der Firma recycelten Brackets wiesen 332 MPa auf. Bei den im Säurebad recycelten Brackets lagen die Härtewerte bei 291 MPa und die mit dem Gerät Big Jane recycelten Brackets wiesen 298 MPa auf (Abb. 26).

Probe	Neue Brackets	flammenrecycelte Brackets (FRB)	Im Säurebad recycelte Brackets (ABRB)	Mit Big Jane recycelte Brackets (BJRB)	Von einer Firma recycelte Brackets (VFRB)
1	320	295	265	248	283
2	313	384	279	246	271
3	319	297	279	200	303
4	267	371	332	274	333
5	254	300	309	318	358
6	219	269	285	431	388
7	273	376	274	380	322
8	275	304	297	235	366
9	301	305	323	319	351
10	275	238	268	329	249
Mittelwert	282	314	219	298	332
Standardabweichung	32	48	23	71	38

Tabelle 9: Deskriptive Statistik zu den Härtewerten (in MPa) der Brackets.

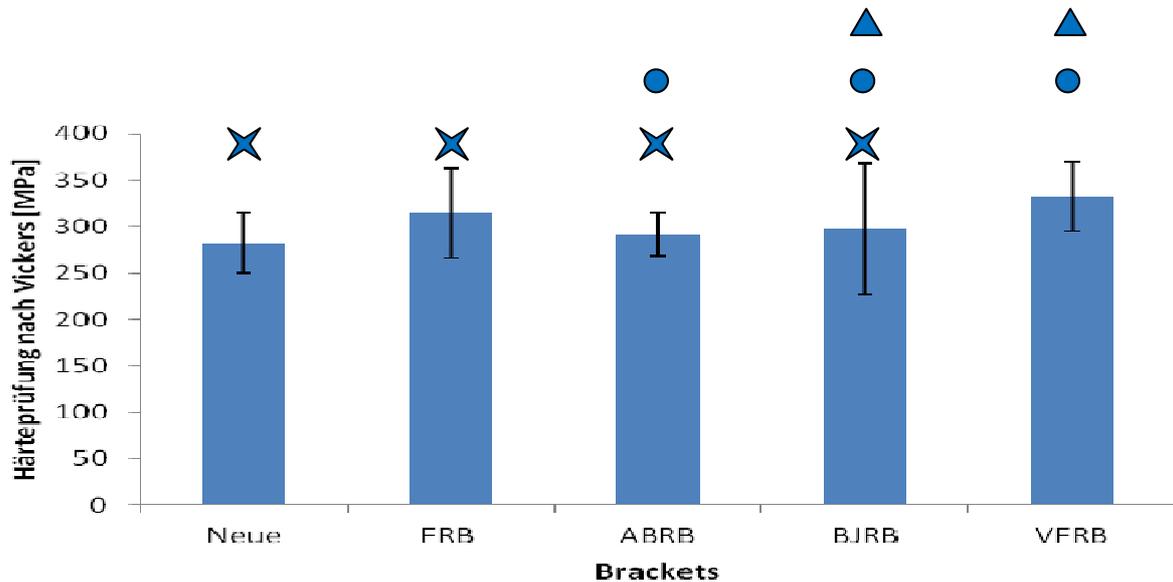


Abbildung 26: Balkendiagramm der Mittelwerte zur Härteprüfung nach Vickers von neuen Brackets (Neue), flammenrecyclten Brackets (FRB), im Säurebad recyclten Brackets (ABRB) mit dem Gerät Big Jane recyclten Brackets (BJRB) und von einer Firma recyclten Brackets (VFRB). Ergebnisse mit gleichem Symbol unterscheiden sich nicht signifikant und gehören zur gleichen Gruppe (s. Tabelle 10).

5.5.1. Statistische Auswertung der Ergebnisse der Härteprüfung

Die t-Test-Ergebnisse der Härteprüfungen von verschiedenen recyclten Brackets sind in Tabelle 10 dargestellt. Die recyclten Brackets zeigten nicht signifikante Veränderungen der Härte, alle p-Werte lagen über 0,05. Nur die von einer Firma recyclten Brackets zeigten p-Werte $<0,05$ und waren signifikant unterschiedlich zu im Säurebad recyclten Brackets und den neuen Brackets.

	flammenrecycelte Brackets (FRB)	Im Säurebad recycelte Brackets (ABRB)	Mit Big Jane recycelte Brackets (BJRB)	Von einer Firma recycelte Brackets (VFRB)
Neue Brackets	0,079	0,513	0,610	0,039
FRB		0,166	0,601	0,451
ABRB			0,778	0,005
BJRB				0,090

Tabelle 10: p-Werte des t-Testes zum Vergleich der Härteverlustes von verschiedenen recycelten Brackets. Nur von der Firma recycelten Brackets waren signifikant unterschiedlich zu im Säurebad recycelten Brackets und den neuen Brackets.

6. Diskussion

6.1. Diskussion der Recycling-Methode für Metallbrackets.

Brackets haben die Funktion, während der Behandlung Kräfte von den z.B. als Kraftquelle dienenden Bögen oder Drahtelementen auf die Zähne zu übertragen. Die Kräfte dienen zur präzisen Einstellung der dreidimensionalen Ausrichtung der Zähne. Insbesondere sind die Winkellagen, wie Angulation und Torque des Zahnes, für eine gute Okklusion von Bedeutung. Für eine präzise Kraftübertragung und eine präzise Ausrichtung der Zähne sind entsprechend maßlich präzise Brackets erforderlich, wenn Behandlungszeiten nicht außer Kontrolle geraten sollen. Klebebrackets haben weiterhin die Funktion, während der Behandlung mittels entsprechender Adhäsive an den Zähnen zu haften. Der Haftmechanismus ist bei allen Metallbrackets physikalischer Natur. Entsprechende Retentionen (Hinterschneidungen), wie z.B. Drahtnetze auf der Klebefläche der Brackets, sorgen für den Form- und Kraftschluss. Brackets müssen selbstverständlich ausreichend korrosionsbeständig sein, um jegliche toxische Nebenwirkung zu vermeiden. Metallbrackets sind bisher in der Mehrzahl aus rostfreien Stählen hergestellt, wobei die so genannte Klebebasis an das eigentliche Bracket angeschweißt oder ein Stück mit dem Bracketkorpus ist. Die Stahlsorten sind je nach Hersteller durchaus unterschiedlich. Das Recyceln von Metallbrackets erfordert das Entfernen der Kleber auf der Rückseite durch unterschiedliche Prozesse (Abbrennen, Lösen mit Chemikalien, usw.) mit anschließendem erneuten klinischen Einsatz. Die Bracketeigenschaften werden durch das Recyceln verändert.

Die thermischen Wiederaufbereitungsverfahren (Recyceln durch Abflämmen und Recyceln mit dem Gerät Big Jane) sind für Metallbrackets schädlich, weil die erforderlichen Temperaturen das Gefüge und damit vor allem die Härte des Metalls durch sogenanntes ‚Tempern‘ verändern können (Eckstein, 1977). Beim Recycling durch Abflämmen werden die Brackets bei 454°C einige Minuten erhitzt, im Labor sandgestrahlt mit 50 µm Aluminiumoxid-Partikeln und dann am Ende einer elektrolytischen Politur unterzogen. Die Hitze, das Sandstrahlen und die Elektropolitur verändern den Bracketslot und die Bracketbasis. Die Adhäsivreste werden bei den flammenrecyclten Brackets auch nicht vollständig entfernt.

Beim Recyceln mit dem Gerät Big Jane werden die Brackets für 60 min. im vorgeheizten Ofen bis 454,4°C (850°F) erwärmt, dann in einen Zementlöser (ESMA ORTHO Lösung) bei Zimmertemperatur eingetaucht. Diese Methode zeigte ebenfalls Spuren von Adhäsivresten an der Bracketbasis und Bracketslot-Beschädigungen. Das Recycling im Säurebad und das Recycling durch eine Firma sind nicht thermischer sondern chemischer Natur. Auch beim chemischen Recycling muss zunächst das am Bracket anhaftende Adhäsiv rückstandsfrei entfernt werden.

Die auf Acrylbasis beruhenden Adhäsive lassen sich nur in aggressiven Säuren, wie z.B. Schwefelsäure, auflösen. Bei im Säurebad recycelten Brackets wurden chemische Lösungsmittel (32%-ige Salzsäure und 55%-ige Salpetersäure im Verhältnis 1:4) im Stripping-Verfahren (vorher adhäsiv verbrannt) sowie unter Hochfrequenz-Ultraschall-Einwirkung bei Temperaturen unter 100°C zur Entfernung des Verbunds benutzt, gefolgt von einem Erhitzen auf 250°C zur Sterilisation und ein sehr kurzes Elektropolieren (45 Sekunden). Die Auswirkung der Methoden hängt zusätzlich von einem chemischen Angriff (Korrosion) bei metallischen Brackets ab. Auch sind die Wechselwirkungen von Temperatur und Zeitdauer der Einwirkung beim Tempern mit Temperaturen zwischen 100 und 550°C sehr komplex, somit auch die resultierenden Gefügeänderungen nur schwer einzuschätzen (Eckstein, 1977).

6.1.1. Kritik des Recyclings

Brackets sind seitens der Hersteller nur für den einmaligen Gebrauch bestimmt. Ob bei der Politur (elektrische sowie mechanische) oder durch die thermische Behandlung der Brackets beim Recycling die Maßhaltigkeit des Bracketslots stärker beeinflusst wird, kann nicht eindeutig geklärt werden. In jedem Falle wird die Präzision bei allen Recyclingmethoden vermindert. Die Krafteinwirkung des Drahtes über die Brackets wird durch die verloren gegangene Präzision des Bracketslots verringert. Dies könnte Auswirkungen auf das Ergebnis einer Behandlung haben, indem eine gewünschte Zahnposition nicht vollständig erreicht wird.

Andrerseits haben alle Hersteller wirtschaftliche Interessen. Die Hersteller von Medizinprodukten tragen die Verantwortung für ihre Produkte. Ein wirtschaftlicher Vorteil durch das Recycling zu Ungunsten und ohne Aufklärung des Patienten kann das aufgezeigte Risiko nicht rechtfertigen. Die Zweckbestimmung „nur für den einmaligen Ge-

brauch bestimmt“ ist deshalb eine verantwortliche Maßnahme, die den Patienten und den Kieferorthopäden vor einem klaren Risiko schützt.

6.2. Diskussion der Korrosionswerte

6.2.1. Kritik der Methode zur Korrosionsuntersuchung

Zu Korrosionsuntersuchung an dentalen Werkstoffen gibt es genaue Richtlinien, nach denen in experimentellen Versuchen verfahren werden sollte. In dieser Arbeit war dies die DIN/ISO-Norm 10271 (2001). Das Vorgehen anhand von Normen erleichtert es, die ermittelten Ergebnisse vergleichbar machen zu können und damit standardisierte Verfahren zu etablieren. Im Rahmen dieser Untersuchung wurde mittels statischen Immersionstests die Ionenabgabe des jeweiligen Brackets in das Korrosionsmedium analysiert. Hierbei gilt besonderes Augenmerk der Nickelionenabgabe, da Nickel ein sehr häufig auftretendes metallinduziertes Kontaktallergen darstellt (Barceloux, 1999; Barrett et al., 1993; Grimsdottir et al., 1992; Peltonen, 1979; Staerkjaer und Menné, 1990).

Grundlegend ist festzustellen, dass es sich bei dieser Arbeit um eine *In-vitro*-Untersuchung handelte. *In-vitro*-Untersuchungen lassen Einschätzungen bezüglich des Korrosionsverhaltens und vor allem Vergleiche der Systeme untereinander zu. Sie bieten den Vorteil, dass Materialuntersuchungen unabhängig vom Patienten durchgeführt werden können. Dies bedeutet, individuelle einflussnehmende Faktoren des einzelnen Patienten ausschließen zu können. Eine direkte analoge Übertragung auf den klinischen Einsatz ist grundsätzlich jedoch nicht möglich. Hierfür sind zusätzliche ergänzende *in-vivo*-Tests unerlässlich.

Gerade der vorherrschende pH-Wert in der Mundhöhle unterliegt stetigen Schwankungen, die sich rein experimentell nicht simulieren lassen. Auch über den pH-Wert hinaus ist es nicht möglich, in Experimenten die Komplexität der Mundhöhle nachzuempfinden. Besonders Plaque und ihre Abbauprodukte können Einfluss auf die Korrosion nehmen und können in *in-vitro*-Tests nicht simuliert werden. Diesem Problem wurde in dieser Arbeit versucht, Rechnung zu tragen, indem als Korrosionsmedium Kunstspeichel nach Fusayama gewählt wurde. Dieser stellt, wie schon in anderen Studien dargelegt (Geis Gerstorfer und Weber, 1985; Luft, 2008), ein geeignetes Medium dar, um solche Untersuchungen durchzuführen.

Auf der anderen Seite vermag selbstverständlich auch Kunstspeichel nicht die Komplexität und die auftretenden, oben erwähnten Schwankungen exakt zu simulieren. Betrachtet man die Ergebnisse der Korrosionstests in dieser Arbeit, so muss man beachten, dass die Untersuchungen jeweils an einem einzelnen Bracket durchgeführt wurden. Die Angaben aus dem statischen Immersionstest beispielsweise bedürfen also noch einer Um- bzw. Hochrechnung. Um eine klinische Situation zu simulieren, muss das Ergebnis mit der Anzahl der Zähne, die mit Brackets versorgt werden, multipliziert werden. Außerdem muss Berücksichtigung finden, dass eine vollständige kieferorthopädische Apparatur nicht nur aus Brackets, sondern auch aus Bändern und Drähten besteht, welches ebenfalls Auswirkungen auf den Korrosionstest haben könnten. Eine weitere Schwierigkeit stellt die Umrechnung der Ergebnisse auf die tägliche Ionenabgabe dar. Mehrere Studien haben gezeigt, dass die Nickelionenabgabe oft unmittelbar zu Beginn am höchsten ist und dann abfällt (Gjerdet et al., 1991; Petoumenou, 2006).

In dem statischen Immersionstest wurde die Nickelionenabgabe nach DIN/ISO-Norm 10271 (2001) nach einer Woche bestimmt. Eine Umrechnung pro Tag kann deshalb einen Richtwert liefern, aber keine ganz exakte Aussage pro Tag geben. Trotz dieser Einschränkungen handelt es sich jedoch bei der Nickelionenanalyse im Massenspektrometer um ein zuverlässiges Verfahren. Bei Berücksichtigung der genannten Punkte liefert sie einen sehr guten Überblick über die Ionenabgabe eines Metalls unter *in-vitro*-Bedingungen und konnte somit wichtige Ergebnisse zur Korrosionsanalyse liefern.

6.2.2. Diskussion der Ergebnisse und Vergleich mit der bestehenden Literatur

Es gibt mehrere Arbeiten, in denen dem Korrosionsverhalten dentaler Werkstoffe nachgegangen wurde. Zum Teil wurden ebenfalls kieferorthopädische Werkstoffe auf ihre Nickelfreisetzung hin im Massenspektrometer untersucht. Jedoch handelte es sich häufiger um die Analyse kieferorthopädischer Drähte als um die der Brackets. Wurden ebenfalls neue Metallbrackets analysiert, so handelte es sich um andere Systeme als die hier getesteten recycelten Metallbrackets (Barret et al., 1993; Luft, 2008; Zinelis et al., 2003). Die Ergebnisse sind somit nicht unmittelbar auf diese Arbeit zu übertragen.

Sehr wichtig erscheint hingegen, bestehende Literaturergebnisse zur Nickelionenabgabe genau auf ihren Versuchsaufbau und –ablauf zu untersuchen. So gibt es Studien, in denen ein anderes Korrosionsmedium eingesetzt wurde. Grimsdottir et al. (1992) zum Beispiel wählten zu diesem Zweck Kunstspeichel mit 0,9% Natriumchlorid und als Temperatur 23°C anstatt 37°C. Ihre Ergebnisse lagen trotz dieser anderen Versuchsumstände im Bereich der Ergebnisse dieser Arbeit.

Das Ziel war es, etwaige Unterschiede in der Ionenfreisetzung zu eruieren, und zwar in Bezug auf den Unterschied zwischen neuen und recycelten Brackets sowie auf den Einfluss der Zusammensetzung und des pH-Wertes des Korrosionsmediums. Grimsdottir et al. (1992) gaben an, dass die höchste freigesetzte Ionenmenge bei Einsatz von künstlichem Speichel auftrat. Diese Aussage ist jedoch nur mit Vorsicht auf die Ergebnisse dieser Arbeit übertragbar, da ein Kunstspeichel anderer Zusammensetzung, nämlich „Sali-Lube“ (Zusammensetzung: Natriumchlorid: 0,844 mg; Kaliumchlorid: 1,2 mg; Kaliumchlorid: 0,146 mg; Magnesiumchlorid: 0,052 mg; Kaliumphosphat: 0,34 mg; Sorbitlösung 70%: 60 mg; Methylparaben: 2 mg; Hydroxyethylcellulose: 3,5 mg), verwendet wurde (Grimsdottir et al., 1992). Auch wurde durch die Versuche gezeigt, welche Abhängigkeit vom pH-Wert der Lösung besteht. So wurde bei niedrigem pH-Wert auch mehr Nickel freigesetzt.

Es finden sich ebenfalls mehrere Arbeiten, in denen die Nickelionenkonzentration bei *in-vivo*-Untersuchungen bestimmt wurde. Hierzu wurde Patienten zu gewissen Zeitpunkten vor und während kieferorthopädischer Behandlung Speichel entnommen und dieser auf die Nickelionenkonzentration hin untersucht. Die Ergebnisse der Arbeiten fielen unterschiedlich aus. In der Arbeit von Kerosuo et al. (1997) konnten im Gegensatz zu *in-vitro*-Arbeiten keine signifikanten Unterschiede zwischen Patienten mit verschiedenen orthodontischen Apparaturen in der Nickelfreisetzung beobachtet werden. Ähnliche Ergebnisse lieferten auch Gjerdet et al. (1991). In anderen Arbeiten wurde eine erhöhte Nickelionenkonzentration unmittelbar nach dem Eingliedern einer kieferorthopädischen Apparatur angegeben (Pfeiffer und Schwickerath, 1990).

Petoumenou (2006) und Petoumenou et al. (2009) kamen zu dem Ergebnis, dass die Nickelionenkonzentration unmittelbar nach dem Einsetzen der Apparatur anstieg, jedoch danach wieder in den gemessenen Konzentrationsbereich vor der Eingliederung abfiel. Die Ergebnisse des statischen Immersionstests in dieser Arbeit lagen im Mittelwert zwi-

schen 0,15 µg (in Flamme recycelte Brackets) und 0,18 µg (von Firma recycelte Brackets) Nickelionenabgabe pro Tag. Die Werte der verschiedenen recycelten Bracket-systeme lagen sehr nah bei denen der neuen Brackets (0,15 µg pro Tag). Zu beachten ist nun, wie oben erwähnt, dass es sich um Einzelergebnisse handelt, die erst auf eine vollständige kieferorthopädische Apparatur hochgerechnet werden müssen, um sinnvolle klinische Aussagen zuzulassen. Auch wenn man die gemessenen Werte auf eine gesamte Apparatur umrechnet, so liegt die angegebene Nickelionenmenge immer noch deutlich unter der täglichen Nickelionenaufnahme mit der Nahrung (300-600 µg) (Kappert und Fitjer, 2002) sowie unter der kritischen allergieauslösenden Nickelionenkonzentration von 600-2500 µg (Schroeder et al., 1962) und sollte somit nicht von Bedeutung sein.

Abschließend kann man sagen, dass der vorliegende Immersionstest zufriedenstellende Ergebnisse lieferte. Für die klinische Übertragbarkeit ist zu bedenken, dass gewisse Punkte, wie Änderungen im pH-Wert des Korrosionsmediums usw. nicht Gegenstand dieser Untersuchung waren. Um die vorliegende Untersuchung zu komplettieren, könnten ergänzende *in-vivo*-Tests durchgeführt werden.

6.3. Diskussion der Oberflächenbetrachtung mit dem Rasterelektronenmikroskop

Die Betrachtung der Oberfläche der Brackets nach den verschiedenen Recycling-Methoden sollte einen Überblick über die Korrosionsspuren, ausgelöst durch die verschiedenen Methoden, und eine Vergleichbarkeit mit die neuen Brackets ermöglichen. Diese Untersuchung stellte einen wichtigen Bestandteil der Korrosionsanalyse dar. Es gibt aber Aspekte, die bei der Diskussion der Methodik Beachtung finden müssen. So ist es nicht möglich, exakte quantitative Angaben vorzunehmen. Die Aufnahmen, die von den korrosiv veränderten Stellen der Brackets gefertigt wurden, erlauben eine eher subjektiv abgeschätzte Einteilung der Veränderungen. Die Ergebnisse machen jedoch einen Vergleich unter den getesteten Systemen möglich.

Zu berücksichtigen ist, dass die Auswertung der Bilder in gewissem Maße vom Untersucher und dessen Einschätzung abhängig ist. Eine weitere Schwierigkeit bei der Analyse der aufgefundenen Veränderungen stellten die Ablagerungen dar, die sich nach den Recycling-Methoden teilweise auf den Brackets gebildet hatten. Sie machten eine Aus-

sage darüber, ob eine Ablagerung oder eine Materialveränderung vorlag, schwierig. Es ist ebenfalls von Bedeutung, den Oberflächenzustand der recycelten Brackets mit den neuen Brackets zu vergleichen. Denn Oberflächendefekte und Rauheit der Prüfkörper können zu erhöhten Korrosionserscheinungen beitragen (Huang, 2001).

Es lässt sich zusammenfassen, dass die Untersuchung unter dem Rasterelektronenmikroskop einen wichtigen Versuchsbestandteil darstellte, um die Ausmaße des Korrosionsbefalls an den recycelten Bracketssystemen genauer abschätzen zu können. Es handelt sich um ein probates Verfahren, die Ergebnisse des statischen Immersionstest zu ergänzen und zu komplettieren (DIN/ISO 10271, 2001; Zinelis, 2003).

6.4. Diskussion der lichtmikroskopischen Untersuchungen

Zur Betrachtung der Slot-Beschädigung der Brackets nach Anwendung verschiedener Recyclingmethoden wurden lichtmikroskopische Bilder angefertigt. Die Bilder wurden mit Hilfe einer Mikroskopiekamera (Zeiss-Axioskop 2) mit dem Film Ektachrome 64T (36) Kodak Professional, mit 25-facher Vergrößerung und einer Belichtungszeit von 0,1 Sekunden fotografiert. Die Breite des Slot-Bodens und des Slot-Eingangs der neuen und recycelten Brackets wurde mit Hilfe einer Skala im Computer registriert. Ähnlich wie bei den REM-Aufnahmen erlauben die Aufnahmen, die von den recycelten Bracketslots angefertigt wurden, eine eher subjektive Einschätzung der Veränderungen. Deshalb wurde ein Mittelwert der maximalen und minimalen Breite der Bracketslots (für Slot-Boden und Slot-Eingang) verwendet. Die Ergebnisse ermöglichten einen Vergleich zwischen dem Bracket-Slotbereich der neuen Brackets und den untersuchten recycelten Bracketssystemen. Die Breite der Slots am Eingang bei den recycelten Brackets lag zwischen 0,55 und 0,60 mm, wohingegen die Breite des neuen Bracketslots am Eingang zwischen 0,57 mm lag. Diese deutliche Erhöhung der Slotdimension erhöht auch das Slot/Drahtbogenspiel und reduziert so die Kontrolle über die angestrebte Zahnbewegung. Als Resultat kann eine gewünschte Zahnbewegung gegebenenfalls nicht vollständig ausgeführt werden.

6.5. Diskussion der Reibungswerte

Im Rahmen dieser *in-vitro*-Studie wurde eine experimentelle Darstellung der bogengeführten Zahnbewegung eingesetzt, in der die Interaktionen des Okklusionsgeschehens

sowie die parodontalen Rahmenbedingungen nicht modelliert werden können. Somit gibt die durchgeführte Simulation der orthodontischen Behandlungsmechanik sicherlich nur unvollständig das wieder, was sich im Rahmen einer kieferorthopädischen Behandlung unter Hinzuziehung der intraoralen Interaktion tatsächlich klinisch abspielt. Die Interpretation dieser Analyse gibt aber dennoch relevante Informationen über die klinische Anwendung der Gleitmechanik am Patienten und vermittelt einen Eindruck über Alternativstrategien mit veränderten Drahtkonfigurationen, die das Ziel haben, das Bewegungsmuster zwischen Bracket und Bogen zu optimieren (Naghibi, 2007).

Es wurden beispielsweise Messungen mit einer Werkstoffprüfmaschine unter Bedingungen durchgeführt, die nur einen kleinen Teil der bei einer tatsächlich durchgeführten orthodontischen Zahnbewegung vorhandenen Gegebenheiten darstellen. So wurde in derartigen Arbeiten mit Durchzugsgeschwindigkeit von 5mm/min gearbeitet. Es wurden Angulationen von bis zu 10 Grad simuliert, und das Bracket wurde mit Drehmomenten von bis zu 20 Nmm belastet. Gemessen wurde die am Bracket direkt entstehende Reibungskraft (Leuschen, 2000; Kusy und Whitley, 1990; Andreasen und Quevedo, 1970). Derartige Messungen können nur eingeschränkt mit der klinischen Situation verglichen werden. Der relativ einfache und robuste Messaufbau ermöglicht jedoch jederzeit eine gute Reproduktion der Ergebnisse. Auch konnten die Ergebnisse dieser Untersuchungen weitgehend bestätigt werden.

Das anwendungsorientierte Messverfahren mit dem OMSS orientiert sich dagegen weitgehend an der klinischen Situation und bezieht möglichst viele klinisch relevante Faktoren mit ein. So ist es durch die dreidimensionale Beweglichkeit der Messtische sowie das angewandte Steuerungsprogramm möglich, dass das Kraftsystem am Bracket gemessen und in resultierende Bewegungen umgerechnet wird. Eine Veränderung des Kraftsystems wirkt sich so auf die auszuführenden Bewegungen aus. Ermittelt werden letztlich prozentuale Reibungsverluste, ausgehend von der eingesetzten Kraft, die in ähnlicher Größenordnung auch in der Praxis auftritt. Der nicht berücksichtigte Einfluss des Speichels als Gleitmittel wird von diversen Autoren als vernachlässigbarer Faktor im Friktionsmechanismus dargestellt (Andreasen und Quevedo, 1970; Garner, 1986; Jost-Brinkmann und Miethke, 1991).

Die Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung stellen vorwiegend die Effektivität des eingesetzten recycelten Bracketsystems dar. Die Messergebnisse zeigen Reibungsver-

luste zwischen 40,3% und 48,8 % bei recycelten Brackets. Bei neuen Brackets lagen diese bei 38%. Die erhöhten Reibungsverluste können entweder auf die Beschädigungen des Bracketslots durch die verschiedenen Recycling-Methoden oder auch auf Dimensionsänderungen und Oberflächenveränderungen zurückgeführt werden.

6.6. Diskussionen der Scherhaftfestigkeitswerte

Die Adhäsivprüfkörper wurden mittels einer Zylinderform (Höhe 3 mm, Durchmesser 3 mm) aus farblosem Silikon angefertigt. Die hergestellten Adhäsivprüfkörper wurden für 24 +/-2 Stunden in deionisiertem Wasser (DIN ISO 3696 Qualität 3) bei 37°C gelagert. Sodann wurden die Scherversuche mit einer standardisierten, computergesteuerten Werkstoffprüfmaschine durchgeführt.

Jedoch sind die nach solch einer Vorbehandlung ermittelten Ergebnisse nicht ohne weiteres auf den klinischen Anwendungsbereich übertragbar. Es ist nicht möglich, die komplexen Bewegungsabläufe während des Kauvorgangs nachzuvollziehen, bei dem es zu einem ständigen Wechsel der Belastungsstärke und Krafrichtung auf den Schmelz-Komposit-Verbund kommt. Auch sind die Brackets während des klinischen Gebrauchs chemischen Einflüssen (Speisen, Stoffwechselprodukte der Mikroorganismen) ausgesetzt. Im Labor lassen sich diese Belastungen nur unvollkommen und mit hohem apparativem Aufwand nachahmen. Bei klinischen Studien ergeben sich wiederum erhebliche Schwierigkeiten in der praktischen Durchführung. Die Verfahrensweise erfordert einen erheblichen Zeitaufwand und die Standardisierung sowie die Reproduzierbarkeit sind nicht immer in ausreichendem Umfang gegeben. Schließlich erfordern klinische Untersuchungen auch einen sehr hohen finanziellen Aufwand. Somit stellen Laborversuche dennoch eine sinnvolle Lösung dar, um zumindest einen Vergleich zwischen den recycelten Brackets und den neuen Brackets zu erarbeiten.

Die klinische Mindestanforderung von 6,0 bis 8,0 MPa Haftverbundfestigkeit übertrafen die flammenrecycelten Brackets (7,0 MPa), im Säurebad recycelte Brackets (6,7 MPa), die mit dem Gerät Big Jane recycelten Brackets (6,4 MPa) und die neuen Brackets lagen bei 6,8 MPa. Niedrige Haftverbundfestigkeitswerte zeigten die von der Firma recycelten Brackets (5,8 MPa). Da *in Vivo* jedoch aufgrund mechanischer sowie chemischer Einflüsse niedrigere Werte zu erwarten sind, ist es zweifelhaft, ob derart behandelte

Brackets den kieferorthopädischen Anforderungen gerecht werden können (Wendl et al., 2003). Dies muss in Zukunft in klinischen Studien untersucht werden.

6.7. Diskussion der Härteprüfungswerte

Die Härtebestimmung erfolgte über die Härteprüfung nach Vickers. Grundsätzlich stellt das Verfahren eine gute Methode dar, um die Härteeigenschaften plastisch verformbarer Prüfkörper messbar und damit untereinander vergleichbar zu machen. Bezüglich der Methode ist hinzuzufügen, dass die entstandene Impression nicht automatisch erfasst werden kann, sondern vom Untersucher vermessen werden muss. Die entstandenen Fehler können dadurch so gering wie möglich gehalten werden, wenn am Computer vorher eine geringe Fehlertoleranz eingestellt wurde. Denn grundsätzlich kann das Problem auftreten, dass der Eindruckkörper nicht vollständig senkrecht auf den Prüfkörper auftrifft, weil das Bracket nicht gerade zum Eindruckkörper ausgerichtet war oder seine Beschaffenheit ein senkrecht Aufreffen nicht ermöglichte.

Folglich wäre der Eindruck verzerrt und könnte nicht korrekt vermessen werden. Um dieses Problem und ein Verschieben des Brackets unter dem Eindruck zu vermeiden, wurden die Brackets zuvor auf einen Metallträger fest aufgeklebt. Die Härte wurde durch Mehrfachmessungen an den jeweiligen Brackets bestimmt.

Es finden sich einige Studien, die sich mit der Härtemessung von Brackets und vor allem von Drähten befassten. Besonders Zinelis et al. (2003) haben in mehreren Studien die Vickershärte von Brackets sowie kieferorthopädischen Drähten bestimmt. In der vorliegenden Arbeit wurde die HV recycelter Metallbrackets bei einer einwirkenden Kraft von 9,807 N bestimmt. Die ermittelten Härtewerte der recycelten Brackets lagen im Bereich zwischen 291 und 332 MPa. Die Härtewerte der neuen Brackets lagen bei 282 MPa. Somit war keine relevante, negative Veränderung der Härte festzustellen.

6.8. Klinische Schlussfolgerungen

Brackets und Bänder werden von allen Herstellern zum Einmalgebrauch hergestellt und deklariert. Betriebswirtschaftlich gesehen ist Recycling ein gutes Argument für eine weitere Herabsetzung der Gebühren. Der Arzt ist somit in der Lage, nach Absprache mit dem Patienten durch recycelte Brackets eine günstigere Behandlung anzubieten. Ob-

wohl beim Recycling erhebliche Bracketslot-Beschädigungen entstehen, stellt sich die Frage, ob es sich lohnt.

Dem steht gegenüber, dass sich in den vorgestellten Untersuchungen gezeigt hat, dass die Korrosionsbeständigkeit und die Maßhaltigkeit durch Recycling signifikant verschlechtert werden. Forensisch gesehen verstößt zusätzlich der Behandler gegen bestehende Gesetze beim Gebrauch von recycelten Brackets, falls die Brackets entgegen der Herstellerdeklaration und dem Medizinproduktgesetz ohne Aufklärung und Zustimmung des Patienten wiederverwendet werden, woraus sich eine juristische und ethische Angreifbarkeit ergeben kann.

7. Zusammenfassung

Heute bieten sich dem kieferorthopädischen Behandler viele verschiedene Bracket-systeme an, die sich in Material, Zusammensetzung und Art unterscheiden. Es findet sich eine Vielzahl konventioneller Brackets wie auch zunehmend recycelte Brackets, die näher untersucht werden sollten, damit eine Differenzierung ihrer Materialeigenschaften vorgenommen werden kann.

In dieser Arbeit wurden insgesamt 300 Brackets (neue und recycelte Brackets) mehreren materialtechnischen Prüfungen, wie Korrosion, rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen, lichtmikroskopische Untersuchungen zur Ermittlung von Bracketslot-Beschädigungen, Reibungsversuche, Scherhaftfestigkeitsversuche und Härteprüfungen unterzogen. Unter den getesteten Brackets befanden sich neun Metallbrackets, die mittels Abflämmen recycelt wurden, im Säurebad recycelte Brackets, mit dem Gerät Big Jane recycelte Brackets und von einer Firma recycelte Brackets.

Die Analyse der Korrosionseigenschaften der recycelten Brackets sollte dazu beitragen, die Biokompatibilität der Prüfkörper beurteilen zu können. Die Biokompatibilität stellt ein entscheidendes Kriterium für den klinischen Einsatz dentaler Werkstoffe dar und ist besonders im Hinblick auf die Prävalenz von Nickelallergien von Bedeutung. Die Ergebnisse des statischen Immersionstests lagen für alle recycelten Brackets in einem akzeptablen Bereich, da die gemessenen Nickelionenabgaben deutlich unter der Nickelmenge lagen, die täglich mit der Nahrung aufgenommen wird. Härtewerte der Bracketssysteme sollten dazu beitragen, die Stabilität der Prüfkörper einschätzen zu können. Die recycelten Brackets zeigten Härtewerte in einem Normbereich. Die Scherhaftfestigkeitsversuche bei alle recycelten Brackets lagen ebenfalls im Normbereich. Nur die von einer Firma recycelten Brackets zeigten niedrige Scherhaftfestigkeitswerte. Die Reibungswerte für alle recycelten Brackets lagen ebenfalls in einem akzeptablen Bereich.

Die rasterelektronenmikroskopischen Bilder von allen recycelten Bracketssystemen zeigten Korrosionsspuren an der Bracketbasis, am Bracketslot, Beschädigungen des Bracket-slots und Adhäsivreste an der Bracketbasis. Das flammenrecycelte Bracket schnitt am schlechtesten unter dem Rasterelektronenmikroskop ab, mit zu hohen Korrosionswerten an der Bracketbasis und am Bracketslot sowie großen Beschädigungen an der Bracketbasis. Bei den flammenrecycelten Brackets konnte man die Adhäsivreste besser entfernen und die von einer Firma recycelten Brackets zeigten weniger Adhäsivreste als die

übrigen recycelten Brackets. Im Säurebad recycelte Brackets und mit dem Gerät Big Jane recycelte Brackets wiesen erhöhte Adhäsivreste auf.

Die Präzision des Bracketslots wird im Fall der flammenrecycelten und der im Säurebad recycelten Brackets deutlich verschlechtert. Nach DIN 13971-2 ist z.B. das Slotmaß in einem 18er Bracket auf $0,46 + 0,04$ mm genormt. Dieses Maß und die Toleranz müssen die Hersteller garantieren. Die mikroskopischen Untersuchungen für die Bracketslot-Beschädigungen zeigten nach dem Recycling ein Bracketslotmaß, das um mehr als 0,08 mm von den angegebenen Slotmaßen abwich. Diese Abweichung war größer als von den Normvorgaben gefordert. Die Hersteller kieferorthopädischer Produkte sind gemäß Medizinproduktegesetz verpflichtet, zur Garantie einer „sicheren und effizienten“ Therapie den aktuellen Stand der Technik bezüglich Fertigung und Qualität zu berücksichtigen. Dieser ist in einschlägigen nationalen und internationalen Normen festgeschrieben. So sind beispielsweise die Slotdimensionen definiert und sehr eng toleriert. Die vorgestellten Recyclingmethoden sind nicht in jedem Fall geeignet, diese Vorgaben einzuhalten.

8. Literaturverzeichnis

1. Andreasen GF, Quevedo FR. Evaluation of friction forces in the 0.022"x0.028" edge-wise bracket in vitro. *J Biomech* 1970; 3: 151-160
2. Barceloux DG. Nickel. *J Toxicol Clin Toxicol* 1999; 37: 239-285
3. Barrett R, Bishara S, Quinn J. Biodegradation of orthodontic appliances. Part 1. Biodegradation of nickel and chromium in vitro. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1993; 103: 8-14
4. Basudan AM, Al-Emran SE. The effects of in-office reconditioning on the morphology of slots and bases of stainless steel brackets and on the shear/peel bond strength. *J Orthod* 2001; 28: 231-236
5. Bednar JR, Gruendemann GW, Sandrik JL. A comparative study of frictional forces between orthodontic brackets and arch wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1991; 11: 513- 552
6. Bourauel C, Drescher D, Their M. An experimental set up for the simulation of three dimensional movements in orthodontics. *J Biomed Eng* 1992; 14: 371-378
7. Bourauel C, Scharold W, Jäger A, Eliades T. Fatigue failure of as-received and retrieved NiTi orthodontic archwires. *Dent Mater* 2008; 24: 1095-1101
8. Buchman DJ. Effects of Recycling on metallic direct-bond orthodontic brackets. *Am J of Orthod*,1980; 77: 654-668
9. Bunocore M. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 38: 849-853
10. Burstone CJ, Koenig HA. Optimizing anterior and canine retraction. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1976; 70: 1-20
11. Cacciafesta V, Sfondrini MF, Ricciardi A, Scribante A, Klersy C, Auricchio F. Evaluation of friction of stainless steel and esthetic self-ligating brackets in various bracket-archwire combinations. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2003; 124: 395-402
12. Dawjee S, Gheevarghese O. Recycling debonded brackets with an Acid Bath. *J Clin Orthod* 2004; 11: 605-607
13. DIN 50900. Korrosion der Metalle. Deutsches Institut für Normung. Berlin: Beuth Verlag, 2002

14. DIN/ISO-Norm 10271. Dental metallic materials - Corrosion test methods. Technical Committee IO TC 106/SC2/WG 12. Geneva: Beuth-Verlag; 2001
15. Diedrich P. Die Verbundfestigkeit verschiedener orthodontischer Adhäsive zum konditionierten Schmelz und zur Bracketbasis. *Fortschr Kieferorthop* 1981; 42: 305-320
16. Diedrich P. Erfahrungen mit der Segmentbogentechnik nach Burstone im Erwachsenenengebiss. *Fortschr Kieferorthop* 1990; 51: 14-22
17. Diedrich, P. *Kieferorthopädie 2, Praxis der Zahnheilkunde*. Urban & Fischer München, Jena 2000
18. Diedrich P. Apical root resorption after lingual orthodontic therapy. *J Orofac Orthop* 2003; 64: 434-442
19. Drescher D, Bourauel C, Schumacher HA. Der Kraftverlust durch Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung. *Fortschr Kieferorthop* 1990; 51: 99-1051
20. Drescher D, Bourauel C, Their M. Application of the orthodontic measurement and simulation system (OMSS) in orthodontics. *Eur J Orthod* 1991; 13: 169-178
21. Droese V, Diedrich P. The tensile bonding strength of metal plasma-coated bracket bases. *Fortschr Kieferorthop* 1992; 53: 142-152
22. Eliades T, Zinelis S, Eliades G, Athanasiou AE. Characterization of as received, retrieved, and recycled stainless steel brackets. *J Orofac Orthop* 2003; 64: 80-88
23. Eckstein HJ. *Technologie der Wärmebehandlung von Stahl*. VEB Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie, Leipzig 1977
24. Eichner K. *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung-Werkstoffe unter klinischen Aspekten Bd 2* Heidelberg: Hüthig Verlag; 1981; 4.Auflage.
25. Faltermeier A, Roentritt M, Reichender C, Müßig D. Experimental Composite brackets: influence of filler level on the mechanical properties. *Am J Ortho Dentofacial Orthop* 2006; 130: 699.e9-699.e.14
26. Frank CA. *An evaluation of frictional force generated between orthodontic bracket and arch wire*. St. Louis University 1979
27. Franz G. *Zahnärztliche Werkstoffkunde*. In: Schwenzer N, Hrsg. *Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Bd 3. Prothetik und Werkstoffkunde*. Stuttgart - New York: Thieme-Verlag; 1994; 2. Auflage: 16-19
28. Fusayama T, Katayori T, Nomoto S. Corrosion of gold and amalgam placed in contact with each other. *J Dent Res* 1963; 42: 1183-1197

29. Garner LD, Allai WW, Moore BK. A comparison of frictional forces during simulated canine retraction of continuous edgewise arch wire. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1986; 90: 199-203
30. Geis-Gerstorfer J, Weber H. Der Einfluss von Kaliumrhodamid auf das Korrosionsverhalten edelmetallfreier Dentallegierungen. *Dtsch zahnärztl Z* 1985; 40: 87-91
31. Gioka C, Bouraueil C, Zinelis S, Eliades T, Silikas N, Eliades G. Titanium orthodontic brackets: structure, composition, hardness and ionic release. *Dent Mater* 2004; 20: 693-700
32. Gjerdet NR, Erichsen ES, Remlo HE, Evjen G. Nickel and iron in saliva of patients with fixed orthodontic appliances. *Acta Odontol Scand* 1991; 49: 73-78
33. Görlich W, Burg E. Prevention of frequent errors in tapping threads during internal fixation of fractures. *Unfallheilkunde* 1979; 82: 369-373
34. Grimsdottir MR, Gjerdet NR, Hensten-Pettersen A. Composition and in vitro corrosion of orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1992; 101: 525-532
35. Hixson ME, Brantely WA, Pincsak J, Conover JP. Changes in bracket slot tolerance following recycling of direct-bond metallic orthodontic appliances. *Am J Orthod* 1982; 81: 447-454
36. Huang TH, Yen CC, Kao CT. Comparison of ion release from new and recycled orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 2001: 68-75
37. Jost-Brinkmann PG, Miethke RR. Einfluß der physiologischen Zahnbeweglichkeit auf die Friktion zwischen Bracket und Bogen. *Fortschr Kieferorthop* 1991; 52: 102-109
38. Kahl-Nieke B. Einführung in die Kieferorthopädie. München-Wien-Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1995
39. Kappert HF, Fitjer LC. Kieferorthopädische Werkstoffe- Biokompatibilität der kieferorthopädischen Materialien. In: Diedrich P, Hrsg. *Praxis der Zahnheilkunde Bd 12. Kieferorthopädie 3 – Interdisziplinäre Aufgaben*. 4. Auflage. München – Jena: Urban & Fischer-Verlag, 2002; 255
40. Kerosuo H, Odont DR, Moe G, Hensten-Pettersen A. Salivary nickel and chromium in subjects with different types of fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop* 1997; 111: 595-608

41. Knösel M, Mattysek S, Jung K, Khosarari R, Ziebolz D. Suitability of orthodontic brackets for rebonding and reworking following removal by air pressure pulses and conventional debracketing technique. *Angle Orthod.* 2010; 80: 461-467
42. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J Biomech* 1990; 23: 913-925
43. Leuschen FM. Die Einflüsse verschiedener Parameter auf die Friktion zwischen Bracket und Bogen. Ein Vergleich unterschiedlicher Messverfahren. Med Diss, Universität Bonn, 2000
44. Luft S. Materialtechnische Untersuchungen an selbstligierenden und konventionellen Brackets. Med Diss, Universität Bonn, 2008
45. Machen DE. Orthodontic bracket recycling. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1993, 104: 618-619
46. Magnusson B, Bergman M, Bergman B, Soremark R. Nickel allergy and nickel-containing dental alloys. *Scand J Dent Res* 1982; 90: 89-94
47. Matasa CG. Metal strength of direct bonding brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 1998; 113: 282-286
48. Mc Clea CPJ, Wallbridge DJ. Comparison of tensile and shear bond strength of new and recycled brackets. *New Zealand Dental J.* 1986; 82: 11-14
49. Naghibi A. Reibungsverhalten und Torquevermögen verschiedener kieferorthopädischer Drähte in selbstligierenden Bracketsystemen. Med Diss, Universität Bonn, 2007
50. Newman B. Commonsense in orthodontics. *Dent Pract Dent Rec.* 1965; 16: 152-156
51. Peltonen L. Nickel sensitivity in the general population. *Contact Dermatitis* 1979; 5: 27-32
52. Petoumenou E. Analyse der Nickelionen-Konzentration im Speichel kieferorthopädisch behandelter Patienten. Med Diss, Universität Bonn, 2006
53. Petoumenou E, Arndt M, Keilig L, Reimann S, Hoederath H, Eliades T, Jäger A, Bourauel C. Nickel concentration in the saliva of patients with nickel titanium orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009; 135: 59-65
54. Petoumenou E, Kislyuk M, Hoederath H, Keilig L, Bourauel C, Jäger A. Corrosion susceptibility and nickel release of nickel titanium wires during clinical application *J Orofac Orthop* 2008; 69: 411-423

55. Pfeiffer P, Schwickerath H. Löslichkeit von Dentallegierungen im Speichel. Dtsch Zahnärztl Z 1990; 45: 492-494
56. Poppe M, Bourauel C, Jäger A. Determination of the Elasticity Parameters of the Human Periodontal Ligament and the Location of the Center of Resistance of Single-rooted Teeth. J Orofac Orthop 2002; 63: 358-370
57. Postlethwaite KM. Recycling bands and brackets. Br J Orthod 1992; 19: 157-163
58. Lamper T. Scher-Abschäl-Festigkeit von Brackets bei Anwendung selbstätzender Haftvermittler nach Lichthärtung mit einer konventionellen Halogenlampe sowie einer Hochleistungs-LED-Lampe zu jeweils zwei verschiedenen Polymerisationszeiten. Med Diss, Universität München, 2008
59. Reynolds IR. A review of direct orthodontic bonding. Brit J Orthod 1975, 2: 171-178
60. Scholz RP. Indirect bonding revisited. J Clin Orthod 1983; 17: 529-536
61. Schroeder HA, Balassa JJ, Tipton IH. Abnormal trace metals in man - nickel. J Chronic Dis 1962; 51-65
62. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Der Einfluß der Ligatur auf die Friktion zwischen Bracket und Bogen. Fortschr Kieferorthop 1990; 51: 272-280
63. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Bogengeführte Zahnbewegung- Dynamik, Effektivität und Nebenwirkungen. Fortschr Kieferorthop 1991; 52: 141-152
64. Schumacher HA, Bourauel C, Drescher D. Deaktivierungsverhalten und Effektivität verschiedener orthodontischer Nivellierungsbögen- eine dynamische Analyse der Kraftsysteme. Fortschr Kieferorthop 1992; 53: 19-30
65. Segner D, Odegaard J. Reibung bei der bogengeführten Distalisierung: Die Bedeutung des aufrichtenden Moments. Kieferorthop Mitt 1992; 5: 19-30
66. Staerkjaer L, Menné T. Nickel allergy and orthodontic treatment. Eur J Orthod 1990; 12: 284-290
67. Stümke M. Einführung in die Metallkunde. In: Eichner, Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Hüthig-Verlag 1988; Band1, 5. Auflage: 209-209
68. Speckhardt H, Gugau M. Korrosion und Korrosionsschutz von Metallen. In: Dubbel, Taschenbuch für den Maschinenbau. Springer-Verlag 2001; 20. Auflage
69. Tidy DC, Orth D. Frictional forces in fixed appliances. Am J Orthod Dentofac Orthop 1989; 96: 249-254

70. Wendl B, Muchitsch P, Pichelmayer M, Droschl H, Kern W. Comparative bond strength of new and reconditioned brackets and assessment of residual adhesive by light and electron microscopy. *Eur J Orthod* 2011; 33: 288-292

71. Zinelis S, Eliades T, Eliades T, Zinelis S, Eliades G, Athanasiou AE. Characterization of as received, retrieved, and recycled stainless steel brackets. *J Orofac Orthop* 2003; 64: 80-87

9. Danksagungen

Ich danke Herrn Professor Dr. rer. nat. Christoph Bourauel sehr herzlich für die wissenschaftliche Betreuung und die gute fachliche und freundliche Unterstützung beim Durchführen dieser Arbeit.

Herrn Professor Dr. Andreas Jäger danke ich für die Möglichkeit, diese Arbeit an der Poliklinik für Kieferorthopädie durchführen zu können.

Herrn Dr. Ludger Keilig danke ich sehr für die immer freundliche Unterstützung und Hilfe bei allen Schwierigkeiten, gerade auch computertechnischer Art.

Herzlich möchte ich meinen Kindern danken für ihre Unterstützung und Geduld. Für das sprachliche Korrekturlesen und vor allem für den mir stets entgegengebrachten Rückhalt bei der Durchführung dieser Arbeit und während des Studiums dafür bin ich ihnen sehr dankbar.