

Aus der Abteilung für Kieferorthopädie, Orthodontie
und Kinderzahnmedizin
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

**Untersuchung der Scherfestigkeiten und des
Schmelzausrissverhalten der Keramikbrackets
Fascination[®] und Fascination[®]2
unter Verwendung verschiedener Adhäsive und
Polymerisationslampen**

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Robert Gittner

aus Frankfurt (Oder)

Gutachter: 1. Prof. Dr. P.-G. Jost-Brinkmann
2. Prof. Dr. R. J. Radlanski
3. Prof. Dr. D. Drescher

Datum der Promotion: 3. September 2010

Meiner Frau Ulrike und meinen Eltern in Dankbarkeit für ihre Unterstützung und Liebe
gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
1.1	Schmelz-Ätz-Technik.....	2
1.2	Brackets.....	3
1.2.1	Bracketmaterialien.....	3
1.2.2	Bracketformen.....	5
1.3	Silan – ein chemischer Moderator.....	6
1.4	Adhäsive.....	6
1.5	Polymerisationslampen.....	7
1.5.1	Halogenlampen.....	7
1.5.2	LED-Lampen.....	8
1.5.3	Plasmalampen.....	9
1.6	Verbundfestigkeiten in der Orthodontie.....	10
1.7	Schmelzausrisse.....	10
1.8	Bracketentfernung.....	11
2	Herleitung der Aufgabenstellung.....	13
2.1	Hypothesen.....	14
3	Materialien.....	15
3.1	Verwendete Materialien und Geräte.....	15
3.2	Beschaffung und Vorbereitung der verwendeten menschlichen Zähne.....	17
3.3	Prüfkörperherstellung.....	18
4	Methoden.....	20
4.1	Bekleben der Zähne mit Brackets.....	20
4.2	Einbringen der beklebten Zähne in vorgefertigte Probekörper.....	21
4.3	Lagerung der Probekörper mit Zähnen.....	25
4.4	Abscheren der Brackets und Aufnahme der Messwerte.....	25
4.5	Statistische Auswertung und grafische Darstellung.....	28

5	Ergebnisse	30
5.1	Scherfestigkeiten.....	30
5.2	Schmelzschäden.....	33
5.3	Beschreibung des nach der Bracketentfernung vorhandenen Restadhäsivs mittels der Einteilung nach Pies.....	35
5.4	Zusammenhang zwischen Scherfestigkeit und Schmelzausrissen	38
5.5	Bewertung der Ergebnisse anhand klinischer Parameter	41
6	Diskussion.....	46
6.1	Diskussion der Aufgabenstellung.....	46
6.2	Diskussion der verwendeten Materialien.....	47
6.3	Diskussion der Methoden.....	49
6.3.1	Vergleich zwischen Scher- und Zugfestigkeiten.....	53
6.4	Diskussion der Auswertung.....	56
6.5	Ergebnisdiskussion	58
6.5.1	Einfluss der verwendeten Brackettypen auf die Scherfestigkeit und auf das Risiko von Schmelzschäden.....	58
6.5.2	Einfluss der Bracketbasisgröße auf die Scherfestigkeit	62
6.5.3	Einfluss der Silanbeschichtung auf die Scherfestigkeit	62
6.5.4	Einfluss der Silanbeschichtung auf das Risiko von Schmelzschäden	65
6.5.5	Einfluss des Verbundmechanismus auf den Bruchflächenverlauf.....	67
6.5.6	Einfluss des verwendeten Adhäsivs auf die Scherfestigkeit.....	69
6.5.7	Einfluss des verwendeten Adhäsivs auf das Risiko von Schmelzschäden ..	71
6.5.8	Einfluss der verwendeten Polymerisationslampe auf die Scherfestigkeit....	72
6.5.9	Einfluss der verwendeten Technik bei der Bracketentfernung auf das Risiko von Schmelzschäden.....	75
6.5.10	Zusammenhang zwischen Scherfestigkeit und Schmelzschäden	78
6.5.11	Beeinflussung der Ergebnisse durch die verwendeten Zähne	79
6.5.12	Beeinflussung der Ergebnisse durch die Lagerung der Zähne.....	81
6.5.13	Einfluss der Ätzdauer auf die Scherfestigkeit.....	82
6.5.14	Einfluss der Ätzdauer auf das Ausmaß des Schmelzverlustes	85
6.5.15	Einfluss der Säurekonzentration auf die Scherfestigkeit	86

7	Schlussfolgerungen	88
8	Zusammenfassungen	89
8.1	Zusammenfassung	89
8.2	Summary	93
9	Literatur.....	97
10	Danksagung.....	112
11	Materialliste.....	113
12	Tabellenanhang	115
13	Lebenslauf	116
14	Erklärung	117

1 Einleitung

Festsitzende Apparaturen sind ein fester Bestandteil der heutigen orthodontischen und kieferorthopädischen Therapie.

Seit der Einführung der Schmelz-Ätz-Technik durch Buonocore werden als kieferorthopädische Attachments überwiegend Brackets statt Bänder verwendet. Brackets sind aus verschiedenen Materialien erhältlich: Metall, Polycarbonat oder Keramik.

Brackets aus rostfreiem Stahl sind funktionell einwandfrei, weisen jedoch ästhetische Nachteile auf. Gerade in der heutigen Gesellschaft mit ihren hohen ästhetischen Ansprüchen ist die Nachfrage nach unauffälligen Attachments groß. Dies führte schon in den siebziger Jahren des vergangenen Jahrhunderts zur Einführung der Polycarbonatbrackets. Diese weisen jedoch Nachteile auf; die Bracketverlustrate ist höher und die Torqueübertragung ist mangelhaft.

Des Weiteren gibt es zahnfarbene Brackets aus Keramik. Bei den Keramikbrackets unterscheidet man Brackets mit mechanisch retentiver Basis und Brackets mit chemisch retentiver Basis. Bei der mechanischen Retention unterscheidet man eine makromechanische Retention von einer mikromechanischen Retention. Die makromechanisch retentiven Basen weisen untersichgehende Bereiche auf, in denen das Adhäsiv Halt findet. Bei der mikromechanischen Retention wird der Halt durch das Abstrahlen der Basis zum Beispiel mit Siliziumcarbid und somit durch Aufrauen der Basis erreicht. Bei chemisch retentiven Basen wird die Retention durch eine Silanisierung der Bracketbasis erreicht. Silane sind Zwittermoleküle, die eine Vermittlerrolle zwischen anorganischen und organischen Stoffen übernehmen können und somit den Verbund zwischen Keramikbasis und Adhäsiv sichern. Silanierte Basen sind bei den meisten Brackets glatt und bei den Fascination[®]2-Brackets mit Noppen versehen, die als Abstandshalter dienen sollen.

Da die Verbundfestigkeit von silanierten Keramikbrackets sehr hoch sein kann, wodurch das Auftreten von Schmelzausrissen begünstigt wird, soll bei den Fascination[®]2-Brackets durch die Noppen eine vergrößerte Mindestadhäsivschichtstärke gewährleistet werden, die zu einer Reduktion der Verbundfestigkeit führt und dadurch das Schmelzausrissrisiko senken soll.

Die vorliegende Arbeit sollte untersuchen, ob bei den Fascination[®]2-Brackets ausreichende Verbundfestigkeiten und ein niedriges Schmelzausrissrisiko erzielt werden. Ferner sollten die Verbundfestigkeiten und das Schmelzausrissverhalten von Fascination[®]-Brackets und Fascination[®]2-Brackets verglichen werden.

1.1 Schmelz-Ätz-Technik

Buonocore beschrieb im Jahre 1955 die Schmelz-Ätz-Technik (zumeist: Säure-Ätz-Technik genannt), bei der durch Schmelzätzung eine mikroretentive Schmelzoberfläche erzeugt wird, die Voraussetzung ist für eine Verbindung zwischen Kunststoffen, die als Adhäsiv fungieren, und der Schmelzoberfläche²⁸. Buonocore erzielte durch Anätzen mit einer 85%igen Phosphorsäurelösung eine signifikante Verbesserung der Verbundfestigkeit zwischen Zahn und dem applizierten Kunststoff gegenüber Zähnen mit nicht konditionierter Schmelzoberfläche. Das Ätzen des Schmelzes bewirkt durch selektives Lösen von Schmelzprismen ein mikroretentives Ätzmuster, das zu einer signifikanten Verbesserung der Verbundfestigkeit führt.

Schon in den neunziger Jahren des vergangenen Jahrhunderts wurden geringere Säurekonzentrationen verwendet und verschieden lange Ätzzeiten diskutiert^{27,33}.

Mittels Schmelz-Ätz-Technik werden mehrere Aufgaben in der Zahnmedizin gelöst. So werden Kompositfüllungen zur Restauration von Zahnhartsubstanzdefekten eingesetzt, aber auch keramische Teilkronen, Veneers und Brackets werden durch Komposite am Zahn befestigt.

Ein weiteres Indikationsgebiet der Komposite ist – seit der Einführung dieser Technik durch Newman im Jahre 1964¹³⁸ – die Befestigung orthodontischer Brackets.

1.2 Brackets

1.2.1 Bracketmaterialien

Die Nachfrage nach ästhetischen, festsitzenden Apparaturen wollte man in den siebziger Jahren des vergangenen Jahrhunderts durch die Einführung von Kunststoff-Brackets lösen. Bis dahin wurden Brackets stets aus Metall hergestellt.

Auch heute noch werden Metallbrackets zum Beispiel aus rostfreiem Stahl, Titan oder Gold verwendet.

Zudem werden Kunststoff-Brackets aus Polycarbonat angeboten, die jedoch einige Nachteile haben: die Bracketverlustrate ist höher als bei Stahlbrackets, Bracketflügel brechen gelegentlich und die Torqueübertragung ist unbefriedigend¹⁶⁶, da sich der Bracketschlitz unter Belastung aufbiegt⁸⁰. Des Weiteren kommt es zu Bracketverfärbungen²⁷. Die Torqueverluste durch Aufbiegen der Bracketschlitze versuchte man durch Zugabe anderer Stoffe, die als Verstärkung dienen sollten, zu verbessern. So wurden keramikverstärkte, glasfaserverstärkte, füllstoffverstärkte und mit Metallslots verstärkte Polycarbonatbrackets entwickelt. Die verstärkten Polycarbonatbrackets zeigen zwar geringere Deformationswerte als die Brackets aus reinem Polycarbonat, jedoch sind die Deformationswerte im Vergleich zu Metallbrackets immer noch signifikant höher^{60,80,168}.

Keramikbrackets bieten zwar zum Teil höhere Verbundfestigkeiten, eine höhere Farbstabilität^{7,63,145,190} sowie eine bessere Ästhetik und sind sehr formstabil, stehen aber auch in dem Ruf, bei der Bracketentfernung mit einem erhöhten Schmelzausrissrisiko einherzugehen^{16,24,58,63,79,93,129,190,202,211}.

In jüngerer Zeit werden Brackets aus Zirkonoxid angeboten, die meisten zurzeit auf dem Markt befindlichen Keramikbrackets bestehen jedoch aus Aluminiumoxid. Es sind zwei unterschiedliche Herstellungsprozesse möglich. Bei den monokristallinen Keramikbrackets werden Kristalle künstlich gezüchtet, um dann aus diesem Monokristall das Bracket zu fräsen. Danach werden die Brackets wärmebehandelt, um durch den Fräsprozess bedingte Oberflächenrauigkeiten und Spannungen innerhalb des Brackets zu beseitigen⁶⁷. Durch diesen recht aufwändigen und somit auch relativ teuren Herstellungsprozess entstehen sehr transluzente und somit sehr ästhetische Brackets.

Ältere Arbeiten haben jedoch gezeigt, dass monokristalline Brackets scharfe Kanten zum Beispiel im Bereich der Bracketschlitze besitzen können, wodurch die Friktion des

Bogens im Bracket erhöht wird^{35,69,95,100}. Friktion ist allerdings in der Regel nicht erwünscht, da sie das Gleiten des Brackets am Bogen behindert und somit zu einer erschwerten Zahnbewegung führt^{52,120,193}.

Die Friktionswerte sind bei polykristallinen Brackets niedriger, da die Kanten durch den Herstellungsprozess bedingt abgerundet sind^{69,95,100}. Polykristalline Brackets werden durch Zusammensintern von Keramikkrystallen in einer Hohlform bei sehr hohen Temperaturen hergestellt. Polykristalline Brackets sind zudem relativ kostengünstig herzustellen. Dabei wird die Transluzenz der Brackets durch die Größe der Körner bestimmt. Je größer die Körner sind, desto größer ist auch die Transluzenz. Ein Nachteil dieser Herstellungsart ist die Möglichkeit des Auftretens von strukturellen Fehlern an den Korngrenzen. Dabei können laut Swartz¹⁹⁰ bereits 0,001 % Unreinheiten an diesen Korngrenzen Ausgangspunkt für Brüche unter Belastung sein.

Im Vergleich zu Metallbrackets, die sich um bis zu 20 % verformen können und somit ein Abschälen des Brackets ermöglichen, sind Keramikbrackets mit unter 1 % maximaler elastischer Verformung sehr viel starrer⁷. Daher werden Kräfte, die bei der Entfernung von Keramikbrackets aufgebaut werden, direkt an den Schmelz weitergegeben, da laut Swartz¹⁹⁰ ein starres und sprödes Keramikbracket, welches auf starren und spröden Schmelz geklebt wird, wenig Stress absorbieren kann.

Daher wurden von verschiedenen Herstellern Modifikationen der Basis vorgenommen, die die Sprödigkeit und die geringe Verformungsfähigkeit der Keramikbrackets ausgleichen sollen. So sind Brackets (z. B. InVu[®], Ceramaflex[®], MXi[®] (alle TP Orthodontics)) entwickelt worden, die über eine elastische Zwischenschicht aus Polycarbonat (Ceramaflex[®]) oder aus einer polymeren Netzbasis (InVu[®], MXi[®]) auf der Basis verfügen^{19,146}. Durch die elastische Zwischenschicht soll der beim Abscheren der Brackets erzeugte Stress absorbiert werden und somit sollen Schmelzschäden verhindert werden. Clarity[™]-Brackets (3M Unitek) verfügen zum einen über einen Bracketschlitz aus Metall und zum anderen über eine Sollbruchstelle (vertikal verlaufender Schlitz), die den Clarity[™]-Brackets ein ähnliches Verhalten bei der Bracketentfernung ermöglichen wie bei der Entfernung von Metallbrackets¹⁸.

Dentaurum hat die Fascination[®]-Brackets mit Abstandshaltern versehen und nennt dieses Produkt Fascination[®]2. Durch die Abstandshalter wird eine Mindestadhäsivschichtstärke eingestellt aber auch die retentive Fläche der Basis vergrößert. Eine Vergrößerung der Adhäsivschichtstärke führt zu einer Reduktion der

Verbundfestigkeit⁵⁹. Es wird angenommen, dass mit ansteigender Adhäsivschichtstärke auch Inhomogenitäten und Spannungen innerhalb des Adhäsivs zunehmen^{5,29,59,171}. Die Reduktion der Verbundfestigkeit soll auch das Schmelzausrissrisiko senken.

1.2.2 Bracketformen

Unabhängig vom Bracketmaterial unterscheidet man verschiedene Bracketformen. So gibt es Brackets für die Standard-Edgewise-Technik und Brackets für die Straight-Wire-Technik, die heute bevorzugt verwendet wird. Bei der Standard-Edgewise-Technik müssen die gewünschten Werte für Angulation und Torque des entsprechenden Zahnes in den verwendeten Bogen eingearbeitet werden⁸¹.

Da dies kompliziert und zeitaufwändig ist, werden heute bei der Straight-Wire-Technik vorprogrammierte Brackets verwendet, bei denen die entsprechenden Werte für Angulation und Torque in die Brackets eingebaut sind, wodurch bei durchschnittlicher Zahnform der Einsatz eines geraden Bogens ermöglicht wird und aufwändiges Biegen des Bogens minimiert werden konnte¹⁷³.

Weiterhin lassen sich Einzelbrackets (single bracket) mit nur einem Paar Ligierflügel von Zwillingsbrackets (Doppelbracket, Siamesisches Bracket, twin bracket) mit zwei Ligierflügelpaaren unterscheiden¹⁷³.

Dazu kommen selbstligierende Brackets, die über einen ins Bracket eingebauten Mechanismus verfügen, der den Einsatz von Alastics (elastische Ligatur) oder Drahtligaturen überflüssig macht.

Zu den oben beschriebenen, bukkal zu befestigenden Brackets kommen Brackets, die auf der Lingualseite der Zähne befestigt werden (Lingualtechnik), bei denen die Bracketbasen entweder durch bestimmte Techniken an die linguale Zahnform angepasst werden müssen oder speziell für diese angefertigt werden (z. B. aus Gold gegossen)⁶⁸.

Gemeinsam ist den unterschiedlichen Bracketformen, dass sie entweder über eine mechanisch retentive Basis mit Unterschnitten (gefräst oder durch Laser strukturiert) oder Netzbasen oder über eine chemisch retentive Basis (Silanisierung) verfügen.

1.3 Silan – ein chemischer Moderator

Silane wurden ursprünglich entwickelt, um anorganische Glasfüller in eine organische Kunststoffmatrix einzubinden²², da die hydrophilen Oberflächen der Füllstoffe mit der hydrophoben Monomermatrix des Kunststoffes keine Bindung eingehen. Silane sind Moleküle mit Zwittercharakter, die sowohl über einen organischen als auch über einen anorganischen Molekülteil verfügen und somit als Vermittler zwischen organischen und anorganischen Substanzen fungieren können. Im dentalen Bereich wird vornehmlich das 3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan eingesetzt⁵⁴. Dieses Silan kommt bei orthodontischen Brackets auf der Basis chemisch retentiver Keramikbrackets zum Einsatz. Silanisierte Keramikbracketbasen, bei denen ein chemischer Verbund zwischen Keramikbracket und Befestigungsadhäsiv erzeugt wird, erzielen hohe und zum Teil sehr hohe Verbundfestigkeiten³⁶. Mit hohen Scher- und Zugkräften bei der Bracketentfernung ist ein erhöhtes Risiko von Schmelzschäden assoziiert^{24,63,118,128,202,211}.

1.4 Adhäsive

Als Bracketadhäsive werden vorwiegend Komposite verwendet^{10,16,17,36,55,73,78,192,205,207}. Darüber hinaus werden (kunststoffmodifizierte^{17,40,65,94,109,207}) Glasionomermemente^{12,23,39,41,107,133} und Cyanoacrylate^{4,6,57,98} eingesetzt.

Die verwendeten Komposite sind entweder druckpolymerisierend, autopolymerisierend, lichthärtend oder dualhärtend, wobei Letztere sowohl über eine photoinduzierte als auch über eine chemisch induzierte Polymerisation verfügen. Anfänglich wurden chemisch härtende Komposite verwendet, die in den achtziger Jahren des letzten Jahrhunderts von lichthärtenden Kompositen abgelöst wurden.

Bei rein chemisch härtenden Adhäsiven kann Zeitdruck durch eine verfrüht einsetzende Polymerisation entstehen. Dieses ist bei rein lichthärtenden Produkten nicht der Fall, da der Behandler selbst den Zeitpunkt der Lichtzufuhr bestimmen kann. Neben der leichteren Verarbeitbarkeit haben lichthärtende Komposite eine hohe Farbstabilität und Lagerfähigkeit^{54,171}.

Der Initiator lichthärtender Komposite ist meist Kampferchinon, das nach Aktivierung durch Photonen freie Radikale bildet und somit die radikalische Polymerisation startet. Das Kampferchinon absorbiert Licht im Bereich zwischen 350 nm und 550 nm wobei der effektivste Bereich zwischen 450 nm und 490 nm liegt. Das Absorptionsmaximum liegt bei 468 nm⁶⁶.

Bei Brackets aus Metall kann durch den erschwerten Lichtzutritt eine vollständige Durchhärtung photopolymerisierender Adhäsive schwierig sein. Dualhärtende Adhäsive bieten hier einen hohen Polymerisationsgrad⁵⁵, da die chemisch induzierte Polymerisation auch unter der lichtundurchlässigen Metallbasis zu einem hohen Polymerisationsgrad führt.

Die Eigenschaften von Adhäsiven werden auch durch den Füllstoffgehalt beeinflusst. So wird zum Beispiel ein hochgefülltes Adhäsiv auch eine höhere Viskosität aufweisen¹⁴⁷. Eine höhere Viskosität macht sich beim Bracketsetzen durch eine geringere Tendenz zum Verrutschen des Brackets positiv bemerkbar¹⁴⁷. Mit gesteigertem Füllstoffanteil steigt die Scherfestigkeit^{78,92,147}, da bei einem gesteigerten Füllstoffanteil die Risse im Adhäsiv um die Füllpartikel herum verlaufen müssen, d. h. die Bruchfläche – und damit die Festigkeit – wird größer.

1.5 Polymerisationslampen

Bei den zur Lichthärtung der Adhäsive verwendeten Polymerisationslampen kommen zu den konventionellen Halogenlampen neuere Lampensysteme mit LED-Technik²⁰⁰ oder Plasmabögen^{86,106,176} hinzu, die dem Kliniker durch eine höhere Lichtemission kürzere Polymerisationszeiten bieten.

1.5.1 Halogenlampen

Halogenlampen erzeugen ihr Licht durch Erhitzen eines Wolframfadens. Dabei wird aber nur weniger als ein Prozent der aufgewendeten Energie in Licht umgewandelt. Der Rest wird als Wärme abgegeben, weshalb Halogenlampen sehr heiß werden und einen Ventilator zur Kühlung benötigen². Da die Glühwendeltemperatur einer Halogenlampe um einige hundert Grad Celsius höher ist als bei einer normalen Glühlampe, erhöht sich

zwar der Wirkungsgrad der Lampe, das heißt die Helligkeit bei gleicher Intensität, allerdings muss der Gasfüllung der Glühlampe zum Schutz des Wolframfadens ein Halogen (meist Jod) zugefügt werden, welches einem Durchbrennen der Glühwendel entgegenwirkt⁸⁹. Trotzdem besitzen Halogenlampen laut Barghi et al. eine begrenzte Lebensdauer von bis zu 100 Betriebsstunden⁹.

Das von Halogenlampen emittierte Lichtspektrum liegt zwischen 400 und 520 nm und deckt damit den zur Aktivierung des Kampferchinon benötigten Wellenlängenbereich ab⁸⁴.

1.5.2 LED-Lampen

LED (light emitting diode = LED)-Lampensysteme besitzen Leuchtdioden, die zu den Elektrolumineszenzstrahlern gehören, bei denen die Strahlungserzeugung durch Rekombination von Ladungsträgerpaaren in einem Halbleiter erreicht wird. Die Wellenlänge des emittierten Lichts wird bei einer LED-Lampe durch die Wahl der Halbleiterstoffe im Zusammenhang mit den entsprechenden Dotiermaterialien bestimmt. Am häufigsten sind die III/V-Halbleiter, bei denen Elemente der dritten und fünften Hauptgruppe des Periodensystems verwendet werden. Dazu zählen Stoffe wie Galliumphosphid (GaP), Aluminiumgalliumarsenid (AlGaAs) oder das sehr häufig verwendete Galliumnitrid (GaN)⁸⁹.

LED-Lampen benötigen relativ wenig Strom bei geringer Spannung. Daher können diese Geräte netzunabhängig mit Akkumulatoren betrieben werden. Somit kann kabellos gearbeitet werden, was die Arbeitsplatzergonomie begünstigt. Das Emissionsspektrum liegt bei LED-Lampen zwischen 375 und 500 nm¹²⁶.

Bei der Elipar™ FreeLight wird das Emissionsmaximum mit 465 nm angegeben. Da der empfindliche Wellenlängenbereich des Kampferchinon zwischen 440 bis 480 nm mit einem Absorptionsmaximum bei 468 nm liegt, kann das emittierte Licht der LED-Lampe effektiv zur Polymerisationsinitiation durch Kampferchinon genutzt werden. Das enge Emissionsspektrum der LED-Lampen, das bei Kampferchinon ein Vorteil ist, kann bei der Verwendung anderer Photoinitiatoren wie Lucirin® TPO zu einer unvollständigen oder fehlenden Polymerisation führen¹³⁷, weshalb auf die Kombinierbarkeit von Adhäsiven und Polymerisationslampen zu achten ist.

Ein weiterer Vorteil der LED-Lampensysteme liegt darin, dass sie die eingesetzte Energie besser in emittiertes Licht umwandeln können (ungefähr 25 %) als ein Halogenlampensystem (ungefähr 1 %). Da nur wenig Energie in Form von Wärme abgegeben wird, kann auf Lüfter verzichtet werden, so dass eine deutliche Geräuschreduktion bei besserer Hygienefähigkeit wegen fehlender Lüftungsschlitze möglich ist⁸⁹.

In letzter Zeit wurden neuere Generationen von LED-Polymerisationslampen entwickelt, die über effizientere Leuchtdioden verfügen und auch mit höheren Strömen betrieben werden, um größere Lichtintensitäten zu erzielen, und somit die benötigte Belichtungszeit weiter zu reduzieren. Durch die höheren Intensitäten steigt aber auch die Wärmeentwicklung, weshalb bei diesen Geräten zum Teil wieder der Einsatz von Lüftern notwendig wird^{89,91}.

1.5.3 Plasmalampen

Plasmalampen bestehen aus zwei Elektroden und einem Glaskörper, der mit Xenongas gefüllt ist. Bei fließendem elektrischem Strom entsteht durch das ionisierte Xenongas stark erhitztes Plasma. Die dabei frei werdende Energie wird zum größten Teil als Wärme abgegeben. Wie bei der Halogenlampe wird weniger als ein Prozent der eingesetzten Energie in Licht umgewandelt. Das Emissionsspektrum der Plasmalampe ist relativ eng und deckt sich fast mit dem Absorptionsspektrum von Kampferchinon. Bei 470 nm erreicht die Plasmalampe der Firma ADT laut Herstellerangaben eine Lichtintensität von 1196 mW/cm². Diese hohe Lichtintensität, die im Wellenlängenbereich des Absorptionsmaximums des Kampferchinons (468 nm) erreicht wird, erlaubt es, die Polymerisationszeiten stark zu reduzieren. Es werden Polymerisationszeiten zwischen 1 bis 3 Sekunden^{150,176} und 6 Sekunden^{86,201} als ausreichend angegeben.

In der konservierenden Zahnheilkunde werden Plasmalampen aufgrund hoher Hitzeeinwirkung auf die Pulpa und wegen hoher Polymerisationsschrumpfung und damit schlechter Randadaptation des Komposits kritisch eingestuft^{85,187}. Die starke Polymerisationsschrumpfung ist bei der Bracketbefestigung zu vernachlässigen, da sich zwischen Zahn und Bracket nur eine dünne Kompositschicht befindet und das Bracket durch diese Kontraktion sozusagen an den Zahn gezogen wird^{106,144}.

Plasmalampensysteme konnten sich aufgrund ihres hohen Anschaffungspreises und einer höheren Wärmeentwicklung bei der Polymerisation nicht durchsetzen.

1.6 Verbundfestigkeiten in der Orthodontie

In der Orthodontie sollen die Verbundfestigkeiten der Brackets einerseits groß genug sein, um den orthodontischen Kräften widerstehen zu können, andererseits dürfen die Verbundfestigkeiten nicht so groß werden, dass sie die kohäsiven Festigkeiten des Schmelzes übersteigen und deswegen Schmelzschäden bei der Bracketentfernung verursacht werden. Reynolds¹⁶¹ sah 1979 5,9 bis 7,8 MPa als ausreichend an. Laut Retief¹⁵⁷ treten Schmelzschäden ab einer angewendeten Scherfestigkeit von 9,7 MPa auf. Bishara et al.¹⁶ empfehlen Scherfestigkeiten über 13,5 MPa aufgrund erhöhter Schmelzfrakturnraten zu vermeiden. Jähmig und Henkel⁹² erachten sogar 4 MPa als ausreichend. Die meisten heute angebotenen Adhäsive erreichen jedoch deutlich höhere Scherfestigkeiten^{13,16,20,43,85,102,126,148} und es werden auch weitaus höhere Scherfestigkeiten angegeben, die mit einem erhöhten Schmelzausrissrisiko verbunden werden. So geben Forsberg und Hagberg⁶³ an, dass bei einer Scherfestigkeit von 30 MPa mit einem erhöhten Risiko für Schmelzausrisse zu rechnen ist. Die von Forsberg und Hagberg⁶³ angegebene Scherfestigkeit ist jedoch ungefähr dreimal so groß wie die 1962 von Bowen und Rodriguez²² angegebene kohäsive Festigkeit des Schmelzes von 10,3 MPa, sofern deren Ergebnisse heute noch Gültigkeit besitzen. Dazu bleibt jedoch anzufügen, dass die in den einzelnen Studien angegebenen Scherfestigkeiten sich aufgrund unterschiedlicher Materialien und Methoden nur bedingt miteinander vergleichen lassen.

1.7 Schmelzausrisse

Gerade bei der Verwendung von Keramikbrackets können Schmelzfrakturen bei der Bracketentfernung besonders in vitro beobachtet werden^{7,34,75,93,106,121,129,132,141,142,147,153,185,211}. Bei Brackets mit silanisierter Basis werden eher Schmelzschäden beobachtet als bei Brackets mit mechanisch retentiver Basis^{7,34,75,121,132,141,142,153,185,211}. Ein Grund hierfür können die im Vergleich zu Brackets mit mechanisch retentiver Basis höheren

Scherfestigkeiten der Brackets mit silanisierter Basis sein^{63,202}, da bei höheren Scherfestigkeiten auch ein größeres Risiko für Schmelzausrisse besteht^{24,118,128,202,211}. Ferner werden bei chemisch retentiven Keramikbrackets Bruchflächenverläufe vor allem an der Schmelz-Adhäsiv-Fläche beobachtet^{7,75,142,211}, bei denen die Wahrscheinlichkeit für Schmelzschäden gegenüber Brüchen an der Bracket-Adhäsiv-Fläche erhöht ist^{21,79,132,153}.

1.8 Bracketentfernung

Zur Bracketentfernung werden unterschiedliche Instrumente und Vorgehensweisen benutzt. So werden neben Bracketabnahmezangen auch Bracketentfernungszangen, Weingart-Zangen, How-Zangen, Ligaturencutter oder Mathieu-Nadelhalter verwendet. Von manchen Herstellern werden auf ihr Bracket abgestimmte Bracketentfernungszangen mitgeliefert. So werden zum Beispiel für das Transcend™6000-Bracket (3M Unitek), das Mystique®-Bracket (GAC-International) oder das Inspire Ice™-Bracket (Ormco) spezielle Entfernungszangen von den jeweiligen Bracketherstellern angeboten. Neben den unterschiedlichen Instrumenten gibt es auch verschiedene Vorgehensweisen. Bei der Bracketabnahmezange wird die kunststoffverkleidete Branche auf dem Zahn (Höcker/Schneidekante) abgestützt und die andere Branche auf der gingivalen Bracketseite angesetzt und das Bracket durch Zusammendrücken der Branchen entfernt.

Bei der Bracketentfernungszange und dem Ligaturencutter werden die Branchen/Schneiden an der okklusalen und gingivalen (oder an der mesialen und distalen) Seite des Brackets angesetzt und das Bracket wird abgeschert. Die How-Zange, die Weingart-Zange oder der Mathieu-Nadelhalter können an der mesialen und distalen Bracketseite angesetzt werden und das Bracket kann durch eine drehende Bewegung entfernt werden. Bei bestimmten Keramikbrackets, die durch einen vertikal verlaufenden Schlitz (Sollbruchstelle) ähnliche Debondingeigenschaften wie Metallbrackets erhalten sollen, kann durch Druckapplikation an der mesialen und distalen Seite des Brackets ein Zusammenbrechen und damit ein Entfernen des Brackets erzielt werden^{18,19,116}.

Ein Hersteller (DB Orthodontics) empfiehlt für das Entfernen seiner Keramikbrackets eine Bandschlitzzange zu verwenden. Des Weiteren gibt es die Möglichkeit mit einer Zange, die über eine Drahtschlinge verfügt, das Bracket vom Zahn abziehen. Die genannten Zangen und deren Anwendung sollen einen Überblick über die verschiedenen Möglichkeiten der Bracketentfernung geben ohne den Anspruch zu erheben jede einzelne Zange oder jedes speziell auf ein Bracket abgestimmtes Entfernungsvorgehen erwähnt zu haben, was sicherlich aufgrund der zahlreichen unterschiedlichen Brackets schwierig ist.

Des Weiteren gibt es die Möglichkeit, Brackets durch elektrothermisches Debonding^{97,179,180} zu entfernen. Dabei wird mittels spezieller Geräte das zu entfernende Bracket stark erhitzt, wodurch auch das darunter liegende Adhäsiv erhitzt und somit erweicht wird, was das Entfernen des Brackets erleichtert. Die Gefahr einer thermischen Pulpaschädigung wurde diskutiert^{97,179,180}. Auch andere Verfahren wie der Einsatz eines Lasers zum Erweichen des Adhäsivs^{129,140,186} vor der Bracketentfernung, das Benutzen eines Ultraschallansatzes^{21,24,110} oder der Einsatz chemischer Substanzen (z. B. Pfefferminzöl)^{113,204,209} wurden zur Vereinfachung der Keramikbracketentfernung vorgestellt. Diese Verfahren konnten sich jedoch noch nicht durchsetzen.

2 Herleitung der Aufgabenstellung

Im Rahmen der vorliegenden Studie sollten die Scherfestigkeiten der Keramikbrackets Fascination[®] und Fascination[®]2 der Firma Dentaaurum gemessen und verglichen werden.

Beide Keramikbrackets verfügen über eine silanisierte und somit chemisch retentive Bracketbasis. Die Fascination[®]2-Brackets besitzen zusätzlich Noppen als Abstandshalter, durch die eine definierte, vergrößerte Schichtstärke des Adhäsivs von mindestens 0,1 Millimeter gewährleistet werden soll.

Es war die Frage zu klären, ob die Fascination[®]2-Brackets genügend hohe Scherkräfte liefern, obwohl bei diesen Brackets durch eine vergrößerte Adhäsivschichtstärke die Verbundfestigkeit reduziert werden soll.

Zusätzlich sollte das Abscherverhalten hinsichtlich des Auftretens von Schmelzausrissen evaluiert und verglichen werden. Hierbei war zu klären, ob durch die Abstandshalter der Fascination[®]2-Brackets das Verhalten der Keramikbrackets bei der Bracketentfernung günstig beeinflusst wird und somit das Schmelzausrissrisiko im Vergleich zum Vorgängermodell Fascination[®] reduziert wird.

Des Weiteren sollte der Bruchflächenverlauf und die Menge des nach der Bracketentfernung auf dem Zahn verbliebenen Adhäsivs festgestellt werden. Dabei war zu klären, wie sich die Abstandshalter auf den Bruchflächenverlauf auswirken. Denn große Adhäsivreste, die nach der Bracketentfernung auf dem Zahn verbleiben, erfordern einen erheblichen Zeitaufwand, um sie zu entfernen.

Die beiden Keramikbrackettypen sollten mit drei verschiedenen Adhäsiven (einem dualhärtenden, zwei lighthärtenden) und unter Verwendung dreier unterschiedlicher Polymerisationslampentypen (einer Halogenlampe, einer LED-Lampe, einer Plasmalampe) auf zwei unterschiedliche menschliche Zahntypen (oberer erster Prämolare, unterer Schneidezahn) geklebt werden, um eventuelle Einflüsse der Faktoren Polymerisationslampe, Adhäsiv und Zahntyp auf die oben genannten Fragestellungen festzustellen.

2.1 Hypothesen

1. Die Scherfestigkeiten der beiden untersuchten Keramikbrackets Fascination[®] und Fascination[®]2 unterscheiden sich aufgrund der unterschiedlichen Adhäsivschichtstärken voneinander.
2. Durch die unterschiedlichen Scherfestigkeiten bei den Fascination[®]- und Fascination[®]2-Brackets unterscheiden sich die Schmelzfrakturnraten der beiden Brackettypen.
3. Die Bruchflächenverläufe der Keramikbrackets Fascination[®] und Fascination[®]2 unterscheiden sich aufgrund des unterschiedlichen Bracketbasisdesigns.
4. Die Scherfestigkeiten der lichthärtenden Adhäsive unterscheiden sich von den Scherfestigkeiten des dualhärtenden Adhäsivs.
5. Die unterschiedlichen Polymerisationslampen haben keinen Einfluss auf die Scherfestigkeiten der mit ihnen geklebten Brackets.

3 Materialien

3.1 Verwendete Materialien und Geräte

Untersucht wurden die folgenden Materialien:

Brackets

Die Keramikbrackettypen Fascination[®] und Fascination[®]2 der Firma Dentauro wurden in dieser Dissertation verglichen.

Bei den Fascination[®]-Brackets handelt es sich um polykristalline Keramikbrackets aus Al_2O_3 (> 99,99 % Al_2O_3) mit glatter, silanisierter Bracketbasis. Durch die silanierte Basis wird eine chemische Retention des Brackets erreicht.

Die Fascination[®]2-Brackets sind ebenfalls polykristalline Brackets aus Aluminiumoxid, deren silanierte Basen über 15 Noppen verfügen (Abb. 1a), die laut Herstellerangabe eine vergrößerte Adhäsivschichtstärke von mindestens 0,1 mm beim Bracketsetzen gewährleisten soll (Abb. 1b).



Abbildung 1a: Basis eines Fascination[®]2-Brackets mit 15 halbkugelförmigen Noppen.

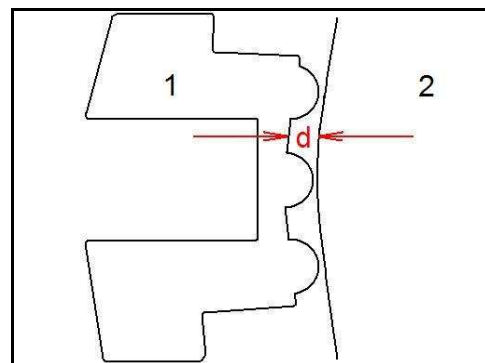


Abbildung 1b: Schematische Darstellung eines Fascination[®]2-Brackets in mesio-distaler Ansicht.
1 = Fascination[®]2-Bracket
2 = Schmelzoberfläche
 $d \geq 0,1 \text{ mm}$

Adhäsive

Als Adhäsive wurden drei verschiedene Systeme untersucht:

1. ConTec LC der Firma Dentauro.

Bei dem photopolymerisierenden ConTec LC besteht der Primer laut Herstellerangaben aus einer Mischung verschiedener Di-Acrylate, Photoinitiatoren, Amine, Stabilisatoren und Aceton.

Das Adhäsiv enthält verschiedene Di-Acrylate (Bis-GMA (17-19 %), TEDMA (22-23 %)), Photoinitiatoren, Amine, Stabilisatoren sowie silanisertes Quarzglasmehl (40-50 %) als Füllstoff⁴⁴. Das Adhäsiv wurde in Spritzenform geliefert und verwendet.

2. ConTec Duo der Firma Dentauro.

Der Primer des chemisch härtenden ConTec Duo besteht laut Herstellerangaben aus einer Mischung verschiedener Di-Acrylate, Photoinitiatoren, Amine, Stabilisatoren und Aceton. Das Adhäsiv des ConTec Duo enthält Di-Acrylate (Bis-GMA (18-20 %), TEDMA (18-20 %)), Photoinitiatoren, Stabilisatoren und silanisertes Quarzglasmehl (40-50 %) als Füllstoff⁴⁵. Die Komponente A des Adhäsivs enthält zusätzlich Di-Benzoylperoxid und die Komponente B enthält zusätzlich Amine. Das Adhäsiv wurde in einer Doppelkammerkartusche mit Automixapplikationskanülen geliefert und verwendet.

3. Transbond™ XT der Firma 3M Unitek.

Bei dem photopolymerisierenden Transbond™ XT besteht die Basispaste laut Herstellerangaben aus Bis-GMA und Bis-A-Bis-DIMA. Das Adhäsiv ist zu ungefähr 80 % mit Siliziumpartikeln (Partikelgröße durchschnittlich 1,5 µm) gefüllt⁷⁰. Der Primer des Transbond™ XT besteht aus Bis-GMA (45-55 %) und TEGDMA (45-55 %)¹.

Das Adhäsiv Transbond™ XT wurde in Spritzenform geliefert und verwendet.

Polymerisationslampen

Die Untersuchung wurde mit drei verschiedenen Lampentypen durchgeführt:

1. Die Halogenlampe ConTec Light der Firma Dentauro mit einer Leistung von 880 mW/cm². Die ConTec Light hat einen im Gerät enthaltenen Leistungssensor mit digitaler Anzeige zur eigenständigen Überprüfung.
2. die Plasmalampe der Firma American Dental Technologies mit einer vom Hersteller angegebenen Leistung von 1196 mW/cm² und
3. die LED-Lampe Elipar™ FreeLight der Firma 3M ESPE mit einer Leistung von 400 mW/cm² laut Herstellerangabe.

3.2 Beschaffung und Vorbereitung der verwendeten menschlichen Zähne

Bei der Firma enretec (Velten) wurden einige tausend extrahierte menschliche Zähne bestellt, die enretec für zahlreiche Zahnärzte entsorgen sollte. Daraus wurden nur kariesfreie Zähne ausgesucht: 180 untere Schneidezähne und 180 obere erste Prämolaren. Diese Zähne lagerten für unbekannte Zeit in einer Alkohollösung (96 % Ethanol). Weitere 360 labial/bukkal kariesfreie Zähne (180 untere Schneidezähne und 180 obere erste Prämolaren) wurden durch ungefähr 80 Zahnärzte aus Berlin und Frankfurt (Oder) gesammelt; diese Zähne wurden in einer vorher bereitgestellten 0,1%igen Thymollösung gelagert. Die Wurzeln der Zähne wurden unter Wasserkühlung mit einer diamantierten Trennscheibe entfernt und die Zähne auf der oralen Seite mit einer Rille (0,5 bis 1,0 mm tief, 1,0 mm breit, Länge je nach Zahnbreite) versehen, die für das spätere Einbringen der Zähne in die Probekörper benötigt wurde. Außerdem wurden die unteren Schneidezähne auf den Approximalfächern mit je einer Längsrille versehen (0,5 bis 1,0 mm tief, 1,0 mm breit, ca. 4 mm lang), um die Zähne besser in der Einbettmasse zu verankern (Abb. 2 und 3). Diese Rillenfräsungen erfolgten mit einem kugelförmigen Präparierdiamanten (Hopf, Ringleb & Co.) unter Wasserkühlung. Vor dem Aufbringen der Brackets wurden alle Zähne für einen unbestimmten Zeitraum (≤ 4 Wochen) in 0,1%iger Thymollösung (gelöst in destilliertem Wasser) gelagert. Nach dem Aufbringen der Brackets bis zum Abschneiden der Brackets lagerten die Zähne für 24 Stunden ($\pm \frac{1}{2}$ Stunde) in destilliertem Wasser.

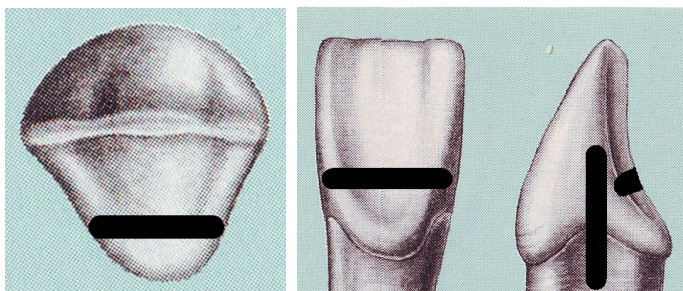


Abbildung 2: Darstellung der Rillenfräsungen an einem unteren Schneidezahn in der Ansicht von okklusal (links), lingual (mittig) und approximal (rechts). Modifiziert aus [175].

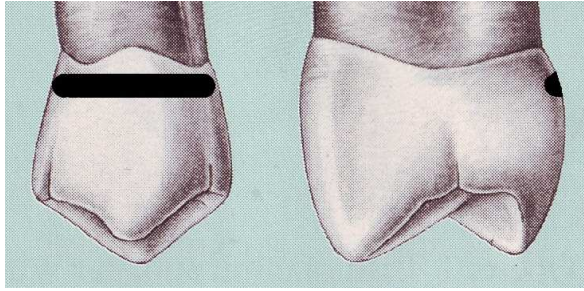


Abbildung 3: Darstellung der Rillenfräsung an einem oberen ersten Prämolaren in der Ansicht von palatinal (links) und approximal (rechts). Modifiziert aus [175].

3.3 Prüfkörperherstellung

Als Erstes wurden Kunststoffkörper hergestellt, in die die Zähne im Weiteren eingebettet wurden.

Um Silikonformen zum Herstellen dieser Kunststoffkörper zu gewinnen, wurde zunächst ein Gipsquader mit 25 mm x 21 mm x 14 mm Seitenlänge hergestellt und in diesen eine Vertiefung der ungefähren Größe 10 mm x 13 mm x 12 mm mit untersichgehenden Bereichen gefräst.

Mit diesem Gipskörper wurde eine Duplierform aus Silikon (Feguramed) hergestellt. Diese Formen wurden mit dem Polyurethan „ebafloft“ (ebalta) gefüllt. Auf diese Weise wurden 720 Prüfkörper hergestellt (Abb. 4). Der beim Ausgießen der Duplierformen entstandene Überschuss an einer der sechs Prüfkörperseiten wurde nachträglich mit einem Modelltrimmer entfernt. Eine zusätzliche Markierung (punktförmige Vertiefung) auf der Vorderseite des Prüfkörpers diente zum Erkennen der drei Prüfkörperseiten (Vorderseite des Prüfkörpers, der Markierung benachbarte lange und kurze Stirnseite des Prüfkörpers), die in einem Winkel von jeweils 90 Grad standen, um ein exaktes Einspannen der Probekörper in der Abschervorrichtung zu gewährleisten.

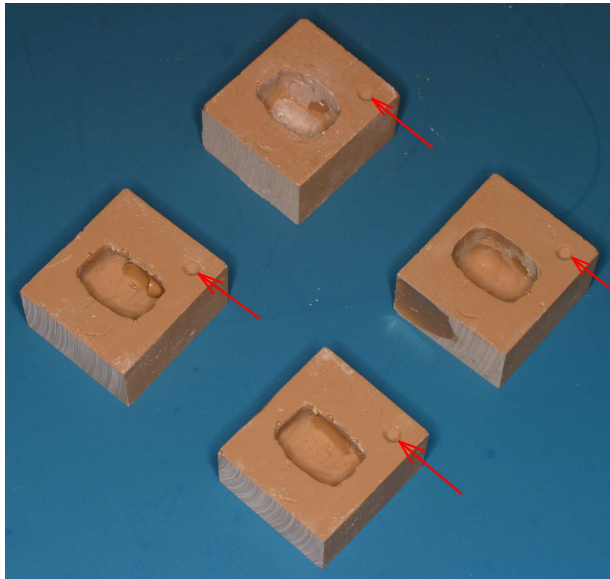


Abbildung 4: Prüfkörper aus ebaflott mit mittig angelegter Vertiefung; punktförmige Markierung (Pfeil) kennzeichnet rechtwinklig zueinander stehende Prüfkörperseiten.

In 360 dieser Prüfkörper wurden untere Schneidezähne und in weitere 360 obere erste Prämolaren mit dem Zweikomponenten-Polyurethan SG130/PUR11 (ebalta Kunststoff GmbH) eingebettet.

4 Methoden

4.1 Bekleben der Zähne mit Brackets

In Vorbereitung auf das nachfolgende adhäsive Befestigen der Brackets auf den Zähnen wurden diese mit fluoridfreier, feiner Polierpaste (SuperPolish, KerrHawe) und einer rotierenden Bürste (Prophylaxebürste mit Nylonborsten, Meisinger) im Winkelstück mit niedriger Drehzahl für 10 Sekunden gründlich gereinigt. Danach wurde der Zahn gründlich mit Wasserspray abgespült und mit einem Luftbläser getrocknet sowie anschließend mit dem Ätzgel ConTec Etch (37%ige Phosphorsäure) für 60 Sekunden der bukkale Zahnschmelz angeätzt.

Nach dem Ätzen für 60 Sekunden wurde 10 Sekunden lang mit einem Wasserspray aus einer 3-Wege-Spritze das Ätzgel entfernt und der Zahn mittels Luftbläser und ölfreier Druckluft solange getrocknet, bis die durch das Ätzen hervorgerufene milchig trübe Schmelzoberfläche zu erkennen war.

Im direkten Anschluss an die Schmelzätzung wurde der Primer des jeweiligen Adhäsivsystems mit einem kleinen Pinsel (d^s-Pinseleinsätze, demedis) dünn aufgetragen, mit ölfreier Druckluft sanft verblasen und durch die jeweils zu verwendende Lampe polymerisiert.

Daraufhin wurde das zu klebende Bracket mittels Bracketpinzette aus der Verpackung genommen und das verwendete Adhäsiv auf die Bracketbasis appliziert, so dass eine ungefähr ein Millimeter dicke Adhäsivschicht die gesamte Bracketbasis bedeckte. Nach Andrücken des Brackets auf die bukkale/labiale Zahnoberfläche wurden die Überschüsse mit einer zahnärztlichen Sonde entfernt und die Bracketpositionierung (Bracket Schlitz senkrecht zur Zahnlongsachse) geprüft und gegebenenfalls korrigiert..

Je nach verwendetem Lampentyp wurde unterschiedlich lange polymerisiert.

Mit der Halogenlampe (ConTec Light, Dentaurum) wurden sowohl der Primer als auch das Adhäsiv 20 Sekunden belichtet. Bei den beiden anderen Lampentypen (Plasmalampe, American Dental Technologies; Elipar™ FreeLight, 3M ESPE) betrug die Belichtungszeit für Primer und Adhäsiv jeweils 10 Sekunden. Die Belichtung erfolgte bei allen Lampentypen ungefähr senkrecht zur Bracketbasis mit einem Abstand < 4 mm zwischen Lichtleiter und Bracket. Die Zahl der Proben pro Gruppe (gleicher Zahntyp, gleiche Lagerung, gleiches Bracket, gleiche Lampe und gleiches Adhäsiv) betrug n = 10. Wobei unter den gleichen Bedingungen sowohl 10 Fascination® - als auch 10 Fascination®2-Brackets geklebt wurden.

Es wurden stets vier Zähne gleichen Zahntyps nacheinander gereinigt, angeätzt, abgesprüht und getrocknet. Danach wurde auf diese vier Zähne nacheinander unter gleichen Bedingungen abwechselnd ein Fascination[®]- und ein Fascination[®]2-Bracket geklebt. Auf diese Weise sollte verhindert werden, dass ein etwaiger Übungseffekt einen Brackettyp bevorzugt.

4.2 Einbringen der beklebten Zähne in vorgefertigte Probekörper

Zum Einbringen der beklebten Zähne in die Probekörper wurde eine Positionierungshilfe (Fa. W. Mehwald – Maschinen- und Werkzeugbau, Berlin) mit vier verwendbaren Stiften benutzt (Abb. 5).

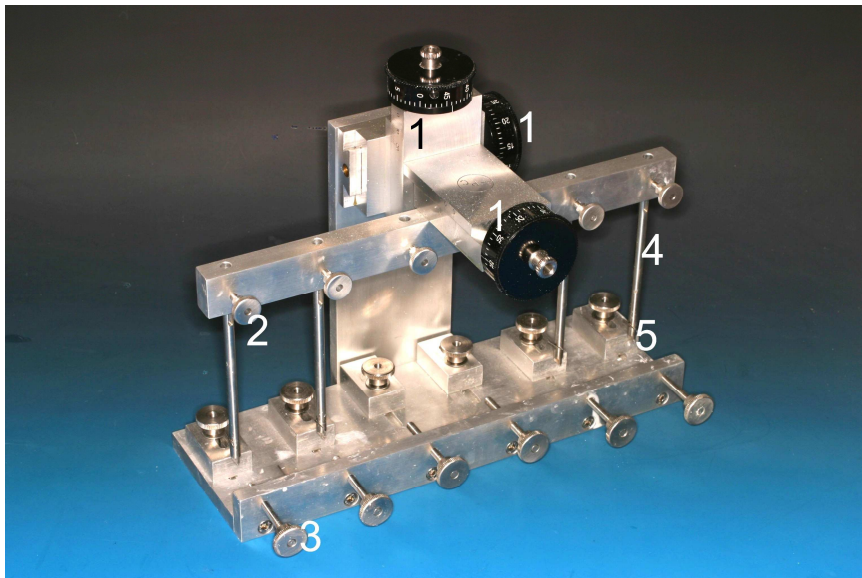


Abbildung 5: Positionierungshilfe

- 1 = Lineartisch mit Mikrometerschraube
- 2 = Feststellschraube 2 zur Fixierung der Haltestifte
- 3 = Feststellschraube 3 zur Fixierung der Probekörper
- 4 = Haltestift
- 5 = Kopfstege des Haltestiftes (vgl. Abb. 6)

Die Positionierungshilfe ist eine Spezialanfertigung für die Abteilung für Kieferorthopädie, Orthodontie und Kinderzahnmedizin der Charité. Sie verfügt über drei zueinander rechtwinklig orientierte Lineartische, die jeweils auf 1/10 mm genau in den drei Raumebenen über Mikrometerschrauben verstellt werden können. Von den drei Lineartischen wurde nur der Lineartisch zur Justierung in der Vertikalen verwendet und die anderen beiden Lineartische am Anfang einmal eingestellt und mit dieser

Einstellung bei allen Proben benutzt. Da die Positionierungshilfe über vier verwendbare Stifte verfügt, beschränkte sich die Zahl der zugleich beklebten Zähne auf zwei mit Fascination[®]-Brackets und zwei mit Fascination[®]2-Brackets. Die Haltestifte verfügen am oberen Ende über eine Nut, die eine Rotation der Haltestifte verhindert.

Sofort nach dem adhäsiven Befestigen der Brackets wurden die Zähne für ungefähr drei Minuten in destilliertem Wasser gelagert. In diesem Zeitintervall wurde das Einbringen der Zähne in die vorbereiteten Polyurethanformen vorbereitet.

Das Einbringen erfolgte mit der bereits erwähnten Positionierungshilfe (Abb. 5).

Die Kopfstege der Stifte haben eine Breite von 0,559 mm (0,022 inch), so dass die Kopfstege genau zu den Bracketschlitzten passten. Um einen sicheren Halt der Zähne an den Stiften der Klebelehre zu gewährleisten, wurden die Zähne zusätzlich durch einen Gummi (Größe 1/4", 2 oz.; 3M Unitek) gehalten, der in die Rille auf der oralen Seite des Zahns gelegt und um ein Häkchen an den Stiften gespannt wurde (Abb. 6).

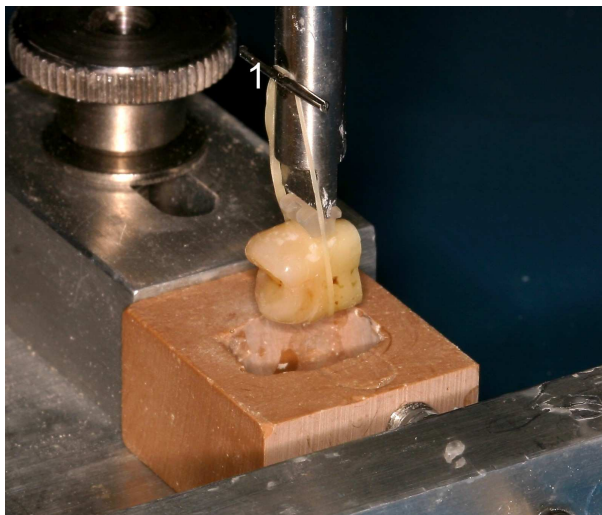


Abbildung 6: Der Halt des beklebten Prämolars am Kopfsteg wird durch zusätzliche Fixierung mittels Gummi gesichert, das um ein Häkchen gespannt ist.

1 = Häkchen

Der Gebrauch der Positionierungshilfe sollte sicherstellen, dass später der Stempel der Abschervorrichtung (vgl. Kapitel 4.4) in einem Abstand von 0,5 mm von okklusal/inzisal linear auf die Bracketbasis traf (Abb. 7 und 8).

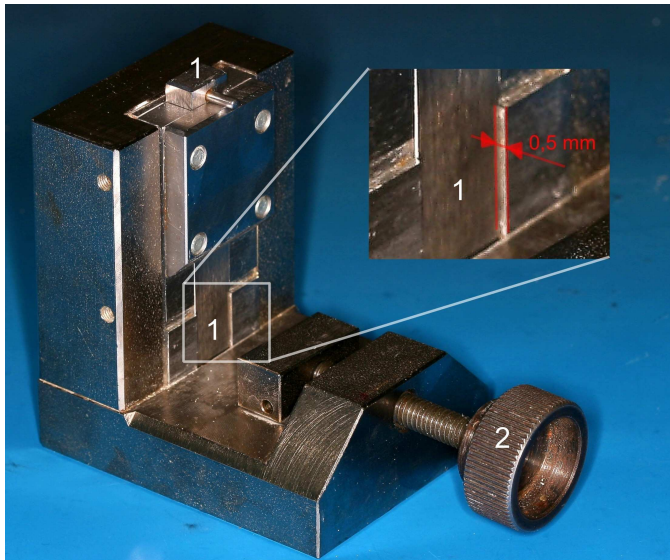


Abbildung 7: Abschervorrichtung. Die Ausschnittvergrößerung zeigt die Abstandslatten, durch die ein Abstand von 0,5 mm von Bracketbasis und Abscherstempel eingestellt wurde.

1 = Abscherstempel

2 = Feststellschraube zur Fixierung des Probekörpers

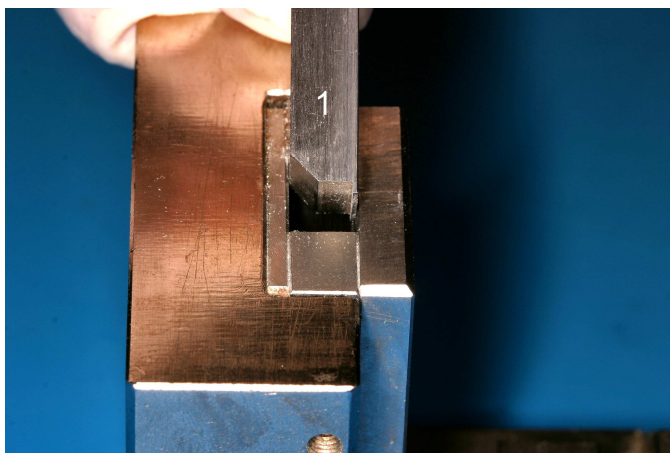


Abbildung 8: Detailaufnahme des Abscherstempels (vgl. Abb. 7).

1 = Abscherstempel

Vor Einbringen der Zähne in die Probekörper wurde die Null-Position festgelegt, indem ein Bracket auf jeden der vier Kopfstege gesteckt wurde und nun die Stifte mit Brackets auf die vordere Probekörperwand mittels der Mikrometerschraube heruntergedreht wurden (Abb. 9). Um eine flächige Berührung der Bracketbasis auf der vorderen Prüfkörperseite jedes einzelnen Brackets sicherzustellen, wurden die Feststellschraube 2 (Klemmschrauben im waagerechten Führungsbalken in Abbildung 5) nun gelöst, anschließend der Kontakt zwischen Bracketbasen und Prüfkörpervorderseiten durch manuelles Herunterdrücken der Haltestifte (dabei taktile Kontrolle) überprüft und die Feststellschrauben danach fixiert.

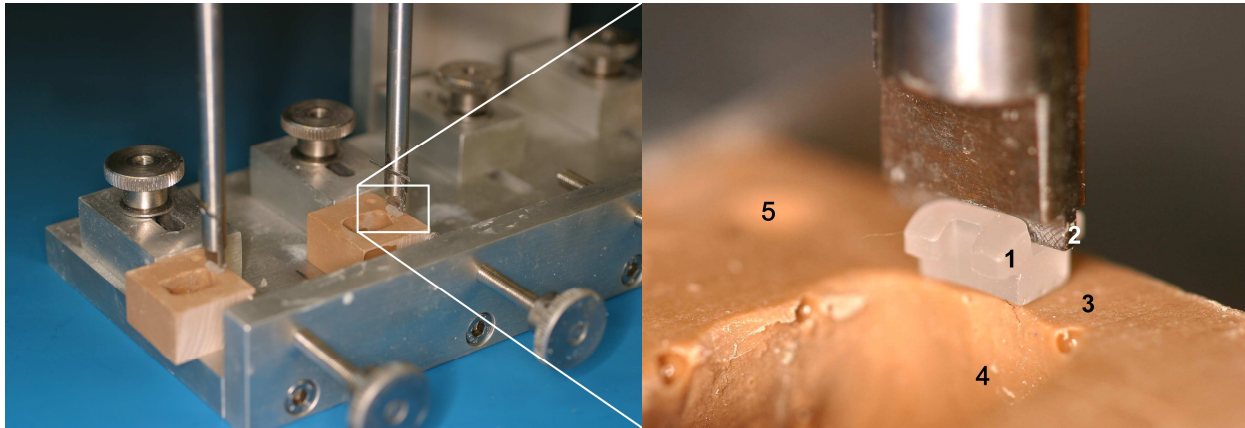


Abbildung 9: Bracket auf Kopfsteg eines Haltestiftes. Zur Einstellung der Null-Position sitzt die Bracketbasis auf der Prüfkörpervorderseite.

- 1 = Bracket
- 2 = Kopfsteg
- 3 = Prüfkörpervorderseite
- 4 = Vertiefung zum Einbringen eines beklebten Zahnes
- 5 = punktförmige Markierung (vgl. Abb. 4)

Der nun eingestellte Wert der Mikrometerschraube wurde abgelesen und als Null-Position festgelegt.

Nach Aufstecken der mit Brackets beklebten Zähne auf die Kopfstege der Haltestifte und Herunterfahren auf die Null-Position, wobei die Zähne in die Vertiefung der Polyurethanformen einführen, wurde SG130-Gießmasse angemischt und mit einer Pastenkanüle (0,9 x 23 mm; Transcoject GmbH, Neumünster) in den Spalt zwischen Zahn und Probekörper gespritzt. Die Gießmasse SG130 ist ein Zweikomponenten-Polyurethan der Firma ebalta Kunststoff GmbH, bestehend aus einem Harz (SG130) und dem entsprechenden Härter (PUR11), das nach dem Anmischen sehr dünnfließend ist. Es bindet schnell und wenig exotherm ab und ist sehr dimensionsstabil. Diese zwei Komponenten wurden im Mischungsverhältnis 1:1 angemischt. Zum Einbringen von vier Zähnen wurden jeweils 2 ml der beiden Komponenten gemischt und danach in eine 10 ml Spritze (B. Braun Melsungen AG, Melsungen) aufgezogen, die dann mit einer Pastenkanüle (Transcoject GmbH, Neumünster) bestückt wurde, so dass eine genaue Applikation der Gießmasse in den Spaltraum möglich war, ohne dass es zu einer Kontamination der Bracketklebefläche kam (Abb. 10). Nach 15 bis 20 Minuten war das Abbinden so weit vorangeschritten, dass die Gummis von den Haken abgezogen werden konnten und ein sicheres Entfernen der Probekörper aus der Klebelehre ohne

Lageverschiebung der Zähne möglich war. Die Gummis wurden nun auf der Höhe der Probekörpervorderwand abgeschnitten.

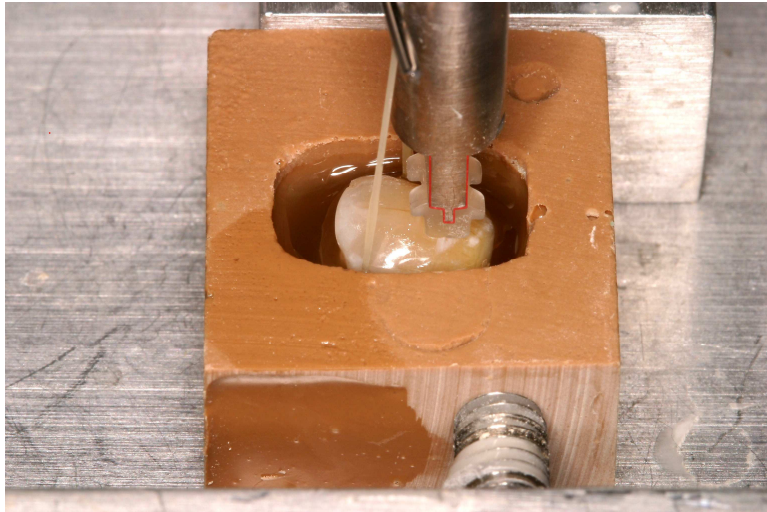


Abbildung 10: Probekörper aus ebaflott mit oberem ersten Prämolaren und aufgeklebtem Fascination®-Bracket nach Einbringen der Gießmasse SG 130/PUR 11 zum Fixieren des Zahnes. Die Kontur des Kopfsteiges ist rot markiert.

4.3 Lagerung der Probekörper mit Zähnen

Anschließend wurde jeder Probekörper beschriftet, um eine spätere Identifizierung zu ermöglichen. Nach dem Beschriften wurden die Probekörper mit Zähnen für 24 Stunden ($\pm \frac{1}{2}$ Stunde) in destilliertem Wasser bei Raumtemperatur gelagert.

4.4 Abscheren der Brackets und Aufnahme der Messwerte

Die Brackets wurden 24 Stunden ($\pm \frac{1}{2}$ Stunde) nach adhäsiver Befestigung der Brackets und anschließender Wasserlagerung mit einer Erichsen-Universalprüfmaschine, Modell 464 L, gemäß ISO Spezifikation TC 106/SC2/WG16 abgeschert⁸⁸ (Abb. 11). Dabei wurde eine Traversengeschwindigkeit von 1 mm/min eingestellt.

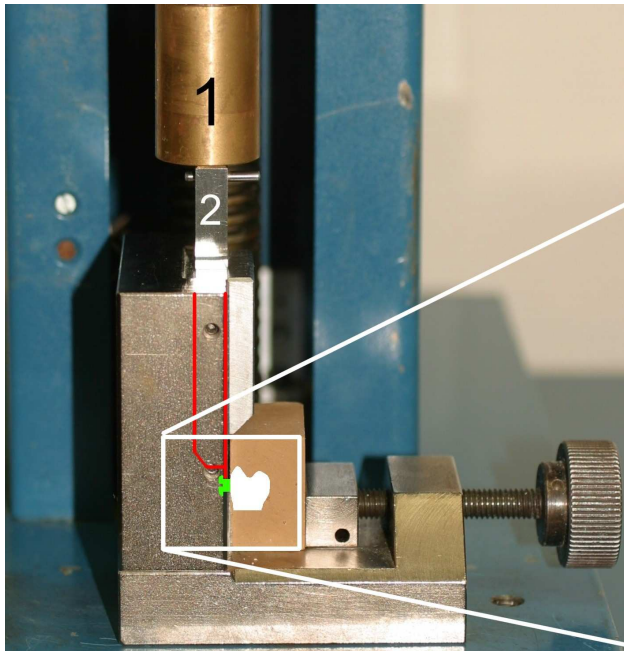


Abbildung 11a

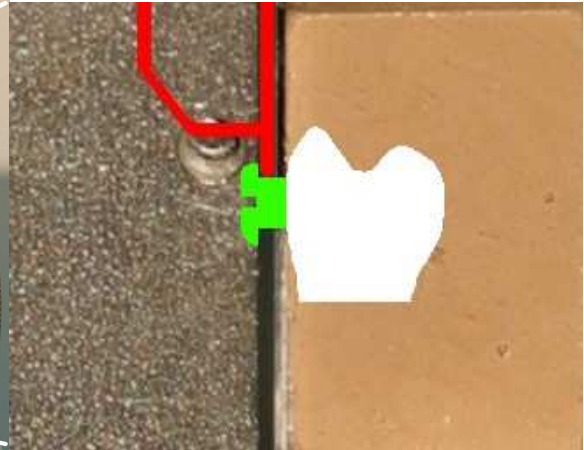


Abbildung 11b

Abbildung 11a und b: Abschervorrichtung mit eingespanntem Probekörper in Erichsen-Universalprüfmaschine. Eingezeichnet sind nicht sichtbare Anteile des Abscherstempels (rot), das Bracket (grün) und der im Probekörper eingebettete Prämolare (weiß).

1 = Druckstempel der Erichsen-Universalprüfmaschine

2 = Abscherstempel

Das Gewicht des Abscherstempels wurde bei der Kraftmessung durch zuvor eingestellte Subtraktion des entsprechenden Wertes (0,24 N) berücksichtigt.

Die Brackets wurden in okklusogingivaler Richtung abgeschert.

Der Abschervorgang wurde durch einen angeschlossenen Plotter als Kraft-Weg-Diagramm dokumentiert (Abb. 12).

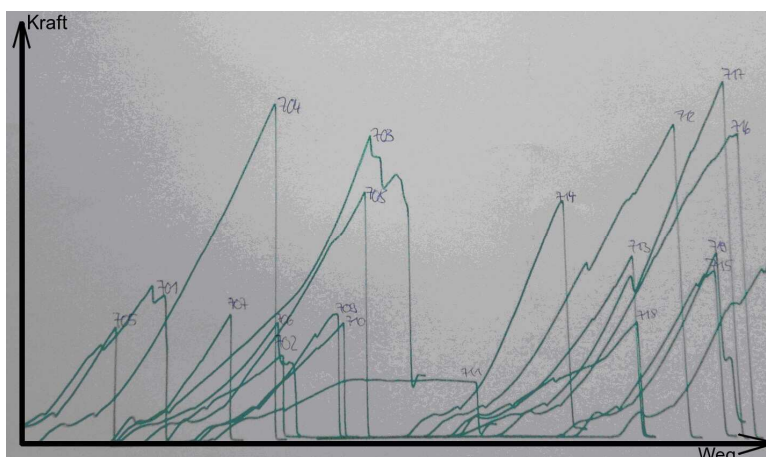


Abbildung 12: Kraft-Weg-Diagramm von insgesamt 19 abgescherten Brackets.

Nach Abscheren des Brackets, das durch einen plötzlichen Kraftabfall ($> 80\%$) und ein entsprechendes Knackgeräusch zu erkennen war, wurde der Prüfkörper aus der Vorrichtung entfernt. Der Antrieb wurde bei einem Kraftabfall um $> 80\%$ des bis dahin erreichten Höchstwertes automatisch gestoppt. Gemäß DIN 13990-2⁴⁶ wurde die gemessene Scherkraft durch die Basisfläche des getesteten Brackets dividiert, so dass man die Scherfestigkeit in MPa erhält.

Anschließend wurde bewertet, ob es zu einem Schmelzausriss gekommen war. Diese makroskopische Beurteilung erfolgte zunächst recht grob als Ja/Nein-Einteilung, wurde nach Abschluss der Abscherversuche aber durch eine Untersuchung der Bruchfläche mittels Stereomikroskop (10-fache und 40-fache Vergrößerung) verifiziert und verfeinert. Die Größe des vorhandenen Schmelzausrisses wurde dabei geschätzt und wie folgt klassifiziert:

- 0: kein Schmelzausriss,
- 1: Größe der Fläche des Schmelzausrisses $\leq 1/3$ der Bracketbasisfläche,
- 2: Größe der Fläche des Schmelzausrisses $\leq 2/3$ der Bracketbasisfläche aber $> 1/3$ der Bracketbasisfläche,
- 3: Größe der Fläche des Schmelzausrisses $> 2/3$ der Bracketbasisfläche.

Zusätzlich wurden die Bruchflächen nach *Pies et al.* bewertet.

Diese Auswertung teilt die Brüche ein in:

- Brüche zwischen Zahnoberfläche und Adhäsiv (Code 1),
- Brüche zwischen Bracketbasis und Adhäsiv (Code 2),
- Kombinationen aus den beiden ersten Bruchtypen (Code 3).

Um das 24-Stunden-Intervall zwischen Kleben des Brackets und Abscheren des Brackets sicher einhalten zu können, wurden pro Stunde 4 Zähne beklebt und in die Probekörper eingebracht. In der verbleibenden Zeit bis zum Erreichen der nächsten Stunde wurden die Proben abgeschert, die am Vortag zur gleichen Zeit beklebt worden waren.

4.5 Statistische Auswertung und grafische Darstellung

Die statistische Auswertung und grafische Darstellung der Ergebnisse erfolgte mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS16.0 (SPSS GmbH) für Personalcomputer.

Eine Normalverteilung der Daten war bei den vorliegenden Ergebnissen nicht gegeben (Kolmogoroff-Smirnoff-Test). Bei der Auswertung der Ergebnisse wurden daher nichtparametrische Tests (Kruskal-Wallis-Test, Mann-Whitney-U-Test) unter Berücksichtigung der Einflussfaktoren Zahntyp, Lagerungsart, Brackettyp, Adhäsivtyp und Art der Polymerisationslampe durchgeführt. Die Wahrscheinlichkeit für den Fehler 1. Art wurde auf $\leq 5\%$ festgelegt. Einflussfaktoren mit zwei unabhängigen Variablen wurden mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests untersucht. Bei Einflussfaktoren mit mehr als zwei unabhängigen Variablen wurde zunächst mit Hilfe des Kruskal-Wallis-Tests geprüft, ob zwischen den einzelnen Gruppen signifikante Unterschiede vorlagen. Traten solche auf, so wurden die einzelnen Variablen paarweise mit Hilfe des Mann-Whitney-U-Tests genauer untersucht. Um nicht die Irrtumswahrscheinlichkeit für den gesamten Test zu erhöhen, muss hierbei eine α -Adjustierung (nach Bonferroni) vorgenommen werden¹⁶⁷.

Bei n Variablen können k mögliche Paarungen gebildet werden.

$$k = \binom{n}{2}$$

k = Anzahl möglicher Paarungen
 n = Anzahl der Variablen

Der kritische Wert zur Irrtumswahrscheinlichkeit für die einzelnen Paarungen α_k ist somit näherungsweise nach

$$\alpha_k = \frac{\alpha}{k}$$

α_k = kritischer Wert für eine einzelne Paarung
 α = kritischer Wert für das gesamte Experiment
 k = Anzahl möglicher Paarungen

anzupassen.

Die Tests wurden einzeln für jeden der oben angegebenen Einflussfaktoren durchgeführt und dabei alle anderen, nicht zu testenden Einflussfaktoren zusammengefasst. Zur grafischen Darstellung der Ergebnisse wurden Box-Whisker-Plots verwendet (Abb. 13).

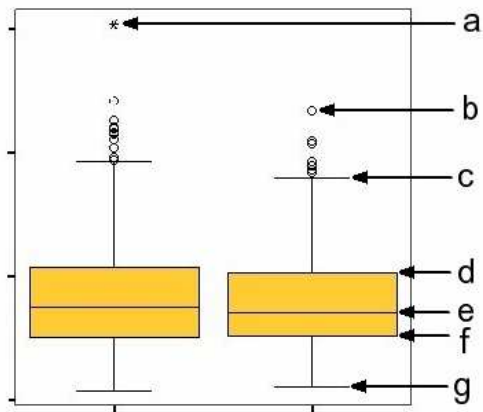


Abbildung 13: Beispiel zweier Box-Whisker-Plots

- a = Extremwert; Werte, die mehr als drei Boxlängen außerhalb des 0,75-Quantils liegen
- b = Ausreißer; Werte, die zwischen 1,5 und drei Boxlängen außerhalb des 0,75-Quantils liegen
- c = größter beobachteter Wert, der noch kein Ausreißer ist
- d = 0,75-Quantil; Wert, der größer ist als 75 % aller beobachteten Werte
- e = 0,5-Quantil, Medianwert
- f = 0,25-Quantil; Wert, der größer ist als 25 % aller beobachteten Werte
- g = kleinster beobachteter Wert, der noch kein Ausreißer ist

Durch die Testung der einzelnen Einflussfaktoren sollten Unterschiede zwischen den jeweiligen Materialien herausgefunden werden, so dass bei isolierter Fragestellung nach einem Einflussfaktor, zum Beispiel welches Adhäsiv die höchste Scherfestigkeit erzielt, ein bestimmtes Material empfohlen werden konnte.

Da es für einen erfolgreichen klinischen Einsatz nicht auf hervorragende Einzeleigenschaften (z. B. hohe Verbundfestigkeit) ankommt, sondern auf in jeder Hinsicht günstige Eigenschaften, wurden klinische Kriterien formuliert, die ein Material immer sämtlich erfüllen muss. Denn was nützen sehr feste Klebungen, wenn diese bei der Bracketentfernung zu Schmelzausrissen führen.

In der Ergebnisbeschreibung und statistischen Auswertung wurden die Scherfestigkeiten in MPa angegeben, wie durch die DIN 13990-2⁴⁶ gefordert. Dazu muss man die erzielte Scherkraft (in N) durch die Bracketbasisfläche (in mm², laut Herstellerangaben) des verwendeten Brackets dividieren.