

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR KIEFERORTHOPÄDIE
PROF. DR. DR. PETER PROFF
FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

Einflussfaktoren des Bleichens auf Zahnfarbe und Haftkraft
des 3M Unitek SmartClip™-SL3 Bracketsystems – eine in vitro Studie

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von

Michael Troidl

2013

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR KIEFERORTHOPÄDIE
PROF. DR. DR. PETER PROFF
FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

Einflussfaktoren des Bleichens auf Zahnfarbe und Haftkraft
des 3M Unitek SmartClip™-SL3 Bracketsystems – eine in vitro Studie

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von

Michael Troidl

2013

Dekan:	Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert
1. Berichterstatter:	PD Dr. Andreas Faltermeier
2. Berichterstatter:	PD Dr. Reinhold Lang
Tag der mündlichen Prüfung:	09.07.2013

Meiner Mutter, meinem zu früh verstorbenen Vater sowie meinen Großeltern gewidmet.

Inhaltsverzeichnis:

1.	Einleitung und Fragestellung	1
2.	Grundlagen	3
2.1	Schmelzkonditionierung	3
2.2	Säurekonzentration, Applikationsart und –zeit	6
2.3	Entfernung des Ätzmittels ,Kontamination des Ätzmusters	7
2.4	Mikroverzahnung Adhäsiv/geätzter Schmelz	8
2.5	Klebesysteme in der Bracketadhäsivtechnik	10
2.6	Bleichmittel	12
2.6.1	Chemische Grundlagen des Bleichens	12
2.6.2	Verschiedene Techniken des Bleichens	15
2.6.2.1	Internes Bleichen	15
2.6.2.2	Externes Bleichen	16
2.7	Farbenlehre	19
2.7.1	Farbraum und Zahnfarbraum	20
2.7.2	Farbbestimmungssysteme	21
2.7.2.1	Munsell-Colour-System	21
2.7.2.2	DIN-System	22
2.7.2.3	CIE-L*a*b*-System	23
2.8	Brackets	25
2.8.1	Bracket-Basis	27
2.8.2	Bracket-Körper	29
2.8.3	Slot	30
2.8.4	Friktion	32
2.8.5	Torque	33
2.8.6	Hilfs-Slot	33
2.8.7	Clip	34
2.8.8	Rotation und Friktion	35
2.8.9	Vorteile des SmartClip™-SL3 Bracketsystems	41

3.	Material und Methode	42
3.1	Material	42
3.1.1	Zähne	42
3.1.2	Thymol	42
3.1.3	Gips	44
3.1.4	Ätzel	44
3.1.5	Adhäsiv	45
3.1.6	Bleichmittel	47
3.1.7	Universalprüfmaschine	49
3.1.8	Spektrophotometer	50
3.1.9	Stereomikroskop	51
3.2	Methoden	52
3.2.1	Substratgewinnung und Verarbeiten der Rinderzähne	52
3.2.2	Herstellung der Prüfkörper	53
3.2.3	Versuchsprotokoll	55
3.2.4	Farbbestimmung	56
3.2.5	Bleaching	56
3.2.6	Ätzen und Bonding	57
3.2.7	Wasserlagerung	58
3.2.8	Abscherversuch/Debonding	59
3.2.9	Qualitative Bestimmung der Abrissfläche nach Debonding	61
3.2.10	Adhäsiventfernung	61
3.2.11	Statistische Auswertung	61
4.	Befunde	63
4.1	Einfluss des Bleichens auf Scherhaftfestigkeit des SmartClip-Brackets	63
4.2	Vergleich der Farbstabilität	67
4.2.1	Beurteilung der Farbveränderung gebleichter Zähne	68
4.2.2	Beurteilung der Farbveränderung ungebleichter Zähne	71
4.3	Vergleich der Abrissflächenbestimmung gebleichter und ungebleichter Zähne	74
4.4	Zusammenfassung der Ergebnisse	78

5.	Diskussion	79
5.1	Diskussion der Fragestellung	79
5.2	Diskussion der Methodik	79
5.3	Diskussion der Ergebnisse	84
5.3.1	Diskussion zum Vergleich der Scherhafffestigkeit des 3M Unitek SmartClip Brackets auf gebleichten und ungebleichten Zähnen	85
5.3.2	Diskussion des Vergleichs der Farbveränderung infolge Wasserlagerung und Multibandbehandlung	89
5.4	Zusammenfassung	92
6.	Literaturverzeichnis	95
7.	Anhang	111

1. Einleitung und Fragestellung

Zähne sind ein wichtiger Bestandteil des Erscheinungsbildes eines Menschen. Schöne Zähne signalisieren Gesundheit, Jugend und Selbstbewusstsein, wobei umgekehrt kranke Zähne zur Beeinträchtigung des Wohlempfindens führen. Immer mehr Menschen sind mit dem Aussehen ihrer Zähne unzufrieden. Auch wenn die Zähne gesund sind, entsprechen sie oft nicht den ästhetischen Ansprüchen. Schön, gepflegt und möglichst weiß, so sollen Zähne heute aussehen. Zahnärzte verzeichnen eine deutliche Nachfrage an ästhetischen Zahnkorrekturen. Daher sind sie heute mit einer Vielzahl ästhetischer Behandlungsmöglichkeiten konfrontiert, der einzige Nachteil dieser Entwicklung ist die "Qual der Wahl".

Mit den prothetischen Möglichkeiten in der "weißen Ästhetik" durch die Verwendung von Vollkeramiken beispielsweise für die Kronen- und Brückentechnik hat sich auch das Anforderungsprofil an die "rosa Ästhetik" des angrenzenden Weichgewebes verändert. Nicht nur weiße Zähne sind die Voraussetzung für ein strahlendes Lächeln sondern auch ein gesundes und schönes Zahnfleisch. Von besonderer Bedeutung ist dies im Frontzahnbereich des Oberkiefers. Die nach einem Zahnverlust auftretenden lokalen Defekte im Weichgewebe erschweren oft die Umsetzung einer perfekten Rekonstruktion. Nach einer entsprechenden Vorbehandlungsphase und durch den Einsatz eines Langzeitprovisoriums kann ein Weichgewebslager für das Brückenzwischenstück geschaffen werden, das sogenannte "Pseudopapillen" aufweist.

Dem Wunsch nach geraden Zähnen kann durch die vielseitigen Möglichkeiten der Kieferorthopädie genüge getan werden. Die Kräfte, welche für die Bewegung der Zähne notwendig sind, können sowohl durch herausnehmbare als auch durch festsitzende Zahnspangen erreicht werden. Die von Angle (1855 - 1930) beschriebenen Apparatsysteme wurden in dem Bestreben fortentwickelt, die an den Zähnen angreifenden Kräfte zu reduzieren und damit mögliche Überlastungsschäden zu vermeiden (Ludwig et al., 2009).

Schwarz (1837 - 1963) teilte die orthodontischen Kräfte in vier biologische Wirkungsgrade ein und warnte vor der Anwendung zu hoher Kräfte (Harzer, 1999).

In vorliegender Studie wird vor allem auf die Multibandapparatur eingegangen. Die Verwendung von Drahtligaturen und später Alastics zur Fixierung des Bogens in den Brackets ist bis heute eine bewährte Technik geblieben. Diese Variante, den Bogen im Slot zu halten, war und ist bei der Applikation relativ zeitaufwendig und dies ist vermutlich eine der wichtigsten Motivationen gewesen, warum sich Kieferorthopäden und Techniker bereits in den 1930er Jahren in den USA der Entwicklung selbstligierender Bracketsysteme widmeten.

Mit dem Begriff selbstligierender Brackets werden die Brackets bezeichnet, bei denen ein integrierter Verschlussmechanismus den Bogen im Bracket-Slot hält. Inzwischen sind nicht nur sehr kleine, sondern auch teilweise oder vollständig zahnfarbene Brackets auf dem Markt, die den steigenden ästhetischen Ansprüchen der Patienten sowie der stetig zunehmenden Anzahl von Erwachsenenbehandlungen gerecht werden (Ludwig et al., 2009).

In den letzten Jahren aber ist der Anspruch auf strahlend weiße Zähne immer größer geworden. Dem Konsumenten wird eine breite Palette an Aufhellungsprodukten angeboten. Angefangen mit sogenannten Over-the-Counter Produkten, wie den günstigen Whitening-Strips, bis hin zur professionellen Zahnaufhellung in der Zahnarztpraxis. Somit hat das Bleachen einen immer höheren Stellenwert in unserer Gesellschaft bekommen und Einzug in die Zahnarztpraxen genommen.

Das Ziel der vorliegenden Studie ist es, darzustellen, ob eine Zahnaufhellung eine mögliche Beeinträchtigung des adhäsiven Verbundes zwischen Zahn und Bracket nach sich zieht.

Des Weiteren soll die Farbstabilität sowohl gebleichter als auch ungebleichter Zähne ermittelt werden.

Außerdem wird die Abrissfläche nach Abscheren der Brackets mittels einer Universalprüfmaschine zwischen gebleichten und ungebleichten Zähnen untersucht.

Es wird ein Vergleich mit der von Immerz (2012) durchgeführten Studie gezogen, deren Versuchsaufbau und –durchführung mit unserer Studie identisch ist.

2. Grundlagen

2.1 Schmelzkonditionierung

Um einen innigen Verbund von Kunststofffüllungen, zahnmedizinischen Restaurationen oder kieferorthopädischer Apparaturen, wie Brackets zu erreichen, muss der Zahnschmelz im Sinne der Schmelzätzung vorbereitet werden.

Die Festigkeit des Verbundes der Bracketadhäsive zum Schmelz beruht auf der chemischen und mechanischen Adhäsion. Bei der konventionellen Schmelzätzung erfolgt im Wesentlichen der Halt des Brackets durch feine Kunststoffzapfen, die sich in den Mikroporositäten und –fissuren des säurebehandelten Schmelzes verankern.

Konventionelle Säureätzung

Die Oberfläche naturbelassenen Schmelzes ist relativ strukturarm und glatt. Zahnoberflächen, die noch nicht durch Attrition oder Abrasion verändert wurden, zeigen häufig eine gerippte Oberflächenstruktur, bedingt durch die Perikymatien und Imbrikationslinien (Abb. 1,2,3).

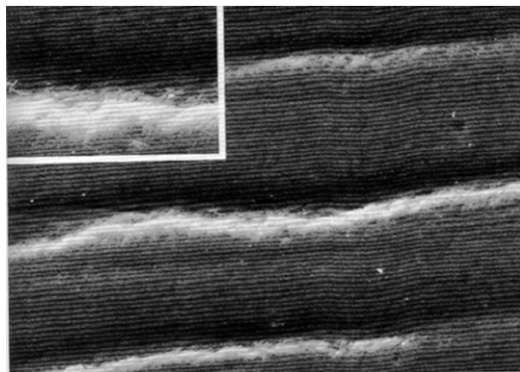


Abb. 1: Naturbelassener, mit Bimssteinpulver gereinigter Zahnschmelz mit Perikymatien und Imbrikationslinien: glatte, strukturarme Oberfläche. Vergr.: 320x, Inset 1000x.

Aus: P. Diedrich (2000).

Vorzugsweise in den Perikymatien zeigen sich bis zu 2 µm tiefe und 4 µm breite Mikroporen, die den eingedellten Enden der Prismenstäbe entsprechen (Abb. 2).

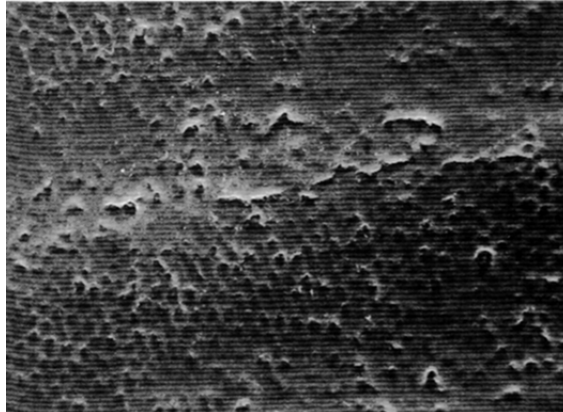


Abb. 2: Natürliche Schmelzoberfläche mit Mikrodellen endender Prismenstäbe. Vergr.: 320 x. Aus: P. Diedrich (2000).

Im Vergleich mit diesen anatomischen Oberflächenmerkmalen jüngerer Zähne weisen ältere Zähne zusätzlich Gebrauchsspuren auf, wie z.B. Sprünge, Riefen und Schmelzaussprengungen.

Die Topographie des säuregeätzten Schmelzes ist durch zwei Effekte gekennzeichnet:

Zum Einen durch einen geringeren irreversibleren Höhenabtrag von circa 5 bis 10 µm . Zum Anderen entsteht ein raues, retentives Mikrorelief mit Eröffnung von inter- und intraprismatischen Spalträumen.

Durch die erhebliche Oberflächenvergrößerung sowie die gesteigerte Benetzbarkeit und Kapillarität des Schmelzes werden ideale Voraussetzungen für den Adhäsivverbund geschaffen.

Die Vorbehandlung des Zahnschmelzes über die Konditionierung verändert die Oberflächenstruktur derart, dass die Verarbeitung leicht visköser Harzsubstanzen eine sehr gute Grenzflächenverbindung einzugehen. Die Folgen sind deutlich höhere Haftkräfte, die ein Vielfaches im Vergleich zu Haftkräften von nicht vorbehandelten Grenzflächen betragen können (Gwinnet et al., 1966),

Die Struktur des säurebedingten Ätzreliefs ist durch große Variabilität gekennzeichnet. Bei identischer Vorbehandlung entstehen auf derselben Schmelzoberfläche, zum Teil in unmittelbarer Nachbarschaft, Ätzmuster mit

bevorzugter Kristallitauflösung im Zentrum oder in der Peripherie der Schmelzprismen. Daneben zeigen sich auch stellenweise strukturarme, granulierte Ätzfelder, die wenig retentiv sind. Diese Ätzmuster sind typisch für Areale prismenlosen Schmelzes, wie er gehäuft bei Milchzähnen und bei frisch durchgebrochenen Zähnen auftritt (Abb. 3a,b).

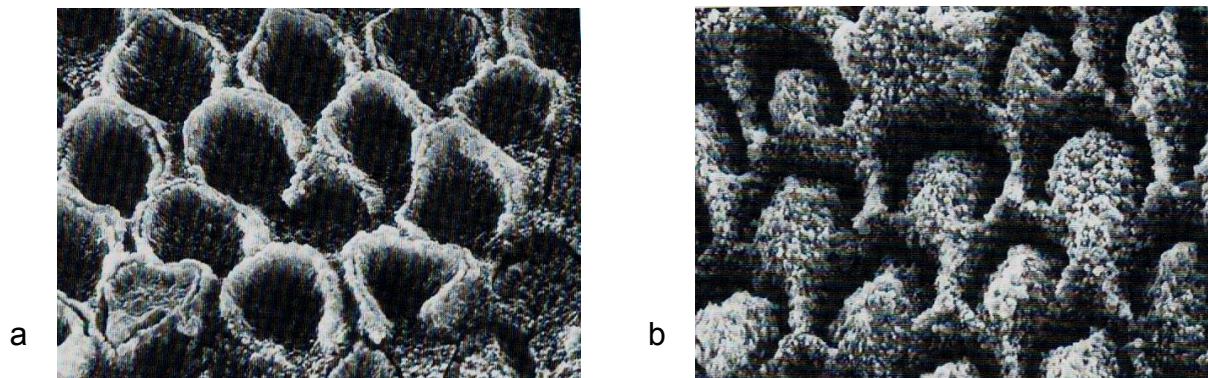


Abb. 3a: Zentraler Ätztyp: durch bevorzugte Auflösung zentraler Prismenteile entsteht eine Honigwabenstruktur. (50%ige H₃PO₄, 2 Minuten), Vergr.: 3200 x.

Abb. 3b: Schmelzareal mit überwiegend peripherem Ätztyp. (50%ige H₃PO₄, 2 Minuten), Vergr.: 3200 x.

Aus: P. Diedrich (2000).

Die Ursachen des Auftretens zentraler und peripherer Äztypen liegen auf der einen Seite in strukturellen Varianten des Schmelzgefüges, Unterschiede im Prismenverlauf und in der Kristallorientierung, Anisotropie der chemischen Reaktion einzelner Kristallite, regionale Unterschiede im Mineralgehalt und in der organisch/anorganischen Zusammensetzung der Prismen.

Auf der anderen Seite spielen Einflüsse auf die aktuelle Protonenkonzentration an der Schmelzoberfläche eine wesentliche Rolle, Konzentration und pH-Wert der Säure, Dauer und Art der Säureexpansion.

Die verschiedenen Ätzmuster können als Ausdruck unterschiedlich weit fortgeschrittener Löslichkeitsstadien der Schmelzoberfläche gedeutet werden (P. Diedrich, 2000).

2.2 Säurekonzentration, Applikationsart und -zeit

Wichtig für den adhäsiven Verbund ist die Art der Säureapplikation. Aufgrund von grundlegenden Studien der chemischen Lösungskinetik des Schmelzgefüges sowie der mikromorphologischen Veränderungen bei unterschiedlichen Säurekonzentrationen hat sich eine 30- bis 50%ige Konzentration als verwendbar herausgestellt (Barkmeier et al., 1987).

Aus der Gruppe der unterschiedlichen Konditioner, wie EDTA, Milchsäure, Zitronensäure, ungepufferte und gepufferte Phosphorsäure wurde über lange Zeit nahezu ausschließlich ungepufferte Orthophosphorsäure verwendet und zwar in Gelform und eingefärbt, um eine gezielte Applikation zu erleichtern.

In den letzten Jahren wurden auch andere Konditioner wie Maleinsäure und Polyacrylsäure verwendet. Maleinsäure zeigt strukturell ein ähnliches Oberflächenrelief wie nach Phosphorsäureeinwirkung, jedoch mit geringerer Tiefenwirkung (Triolo et al., 1993).

Bei der Applikation der Säure mit Wattepellets, Schwämmchen oder mittels Spritze ist von Bedeutung, dass die Säure ungestört auf die Schmelzoberfläche einwirken kann. Durch Reiben des mit Säure getränkten Schwämmchens auf der Schmelzoberfläche entsteht durch Abrasion ein weniger retentives, eingeebnetes Ätzrelief (P. Diedrich, 2000).

Hinsichtlich der Applikationszeit werden Empfehlungen von 15 bis 240 Sekunden gegeben. Bewährt hat sich eine 15- bis 30-sekündige Ätzzeit, um eine weitgehend gleichmäßige Verteilung von retentiven Mikrorauhigkeiten auf der gesamten konditionierten Schmelzoberfläche zu erreichen (P. Diedrich, 2000).

Eine Verringerung der Ätzzeit auf fünf Sekunden hatte eine signifikante Haftverminderung zur Folge (Olsen et al., 1997).

Bei stark fluoridiertem Schmelz sollte wegen der erhöhten Säureresistenz die Ätzzeit gelegentlich verlängert oder der Ätzvorgang wiederholt werden, um ein günstiges Mikrorelief zu schaffen.

Nach Murchison et al. (1992) hat die zunehmende Tendenz zur Schmelzbleichung (z.B. Carbamidperoxid) eine nachteilige Auswirkung auf den Ätzeffekt. Murchison et

al. (1992) empfehlen, mindestens 48 Stunden vor Bracketplatzierung das Bleichverfahren auszusetzen.

Miles spricht sogar davon, eine Woche vor Bonding das Bleichen einzustellen (Miles et al., 1994).

Klinisches Kriterium für ein erfolgreiches Ätzen des Zahnschmelzes ist nach Spülung und Trocknung eine gleichmäßig kreidige, opake Schmelzoberfläche (Abb. 4).

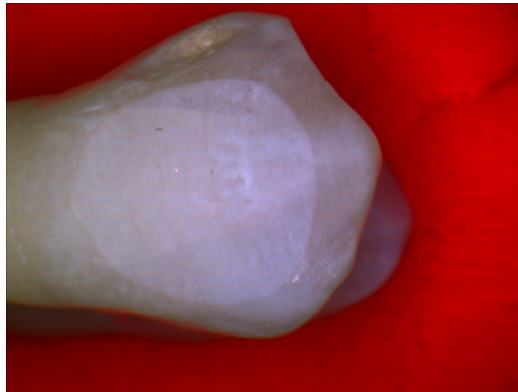


Abb. 4: Ätzmuster auf der Vestibulärfläche eines Prämolaren. Vergr.: 10 x.

Entscheidend für eine erfolgreiche Bracketadhäsion ist, dass die Schmelzoberfläche von heraus gelösten Kalziumkristallpräzipitaten vollständig gereinigt wird und dass die gereinigte Schmelzoberfläche keinesfalls mit Speichel, Fingern, Schleimhaut oder Öl aus der Kompressoranlage kontaminiert wird (siehe Kap. 2.3), um eine enge Mikroverzahnung zwischen Adhäsiv und Schmelz zu gewährleisten (P. Diedrich, 2000).

2.3 Entfernung des Ätzmittels und Kontamination des Ätzmusters

Die Entfernung des Ätzgels von der Schmelzoberfläche erfolgt mittels Wasserspray des Sprayvits etwa 20 Sekunden pro Zahn. Dadurch sollen die Kalzium-Kristallpräzipitate entfernt werden, welche durch die Säurewirkung ausgefällt wurden. Wird die Säure nicht genügend entfernt, lagern sich die Kalzium-Phosphat-Oxidkristalle der Zahnoberfläche auf, was zu einer Beeinträchtigung der Brackethaftung am Zahn führt (Schneider, 1990).

Eine Untersuchung von Diedrich (1979) zeigt, dass bereits nach einer zwei Sekunden langen Reinigung keine Säurerückstände oder herausgelöste Schmelzpartikel mehr sichtbar sind.

Nach der erfolgten Trocknung des angeätzten Materials darf keine Kontamination mit Flüssigkeiten wie Speichel, Öl oder Wasser erfolgen.

Jede Kontamination der geätzten Schmelzoberfläche führt zu einer wesentlichen Beeinträchtigung des Mikroreliefs und der Mikroverzahnung zwischen Adhäsiv und Schmelz. Schon eine kurzfristige, wischende Fingerberührung bewirkt eine Zerstörung der Ätzstruktur. Bei kurzem Speichel- oder Schleimhautkontakt ist die Ätzstruktur stellenweise von einem dichten Schleier aus Glykoproteinen des Speichels bedeckt, wodurch die gewünschte Retention aufgehoben ist.

Kontaminierte Schmelzoberflächen sollten neu mit Bimspulver gereinigt werden und der Ätzvorgang ist zu wiederholen (P. Diedrich, 2000) (Abb. 5).

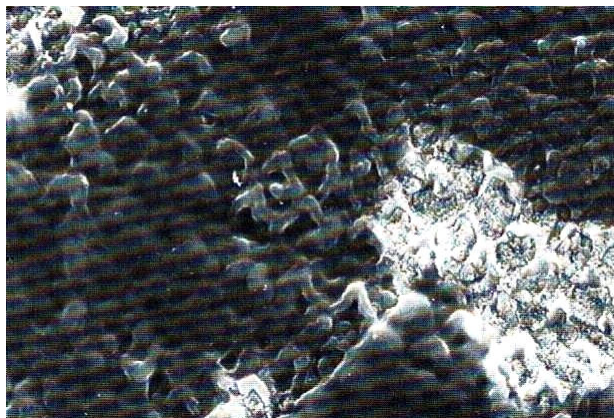


Abb. 5: Zustand nach Kontamination einer geätzten Schmelzoberfläche mit Speichel, dunkler Schleier von Glykoproteinen auf dem Ätzrelief. (Vergr.: 1000 x).

Aus: P. Diedrich (2000).

2.4 Mikroverzahnung Adhäsiv/geätzter Schmelz

Durch die innige Verzahnung der Bracketadhäsive zum säuregeätzten Schmelz kommt es zu einer hohen Verbundfestigkeit. Diese entsteht durch das Eindringen des Kunststoffes in die durch die Konditionierung freigelegten Mikrofissuren und -porositäten unter Ausbildung sogenannter Kunststoffzapfen (tags) (Abb. 6).

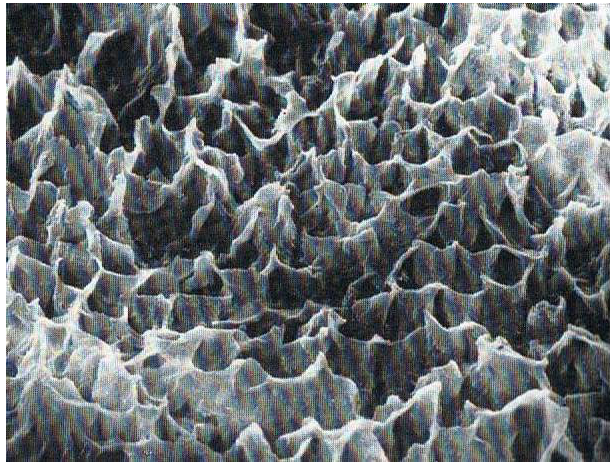


Abb. 6: Adhäsivmatrize: Adhäsivausläufer nach Weglösen des Schmelzes.
(Vergr.: 400 x)
Aus: P. Diedrich (2000).

Die Angaben über die Tiefe der Mikroverzahnung (Abb. 6,7) schwanken aufgrund unterschiedlicher Untersuchungsmethoden erheblich – es werden Eindringtiefen des Adhäsivs von 5 bis 100 µm angegeben (P. Diedrich, 1990).

Mit Hilfe der Gefriertrocknung konnten Reinhardt et al. (1994) Kunststoffzotten sogar bis in eine Tiefe von 200 – 300 µm rasterelektronisch verfolgen.

Orellana et al. (2008) kamen in ihrer Studie zu dem Ergebnis, dass neben den in Kapitel 2.1 beschriebenen Ätzmustern unzählige Poren in der Schmelzoberfläche entstehen, die hauptsächlich zur erwünschten Oberflächenvergrößerung beitragen. Dieser Sachverhalt ist Voraussetzung für eine optimale Grenzflächenverbindung zwischen Zahnschmelz und Kunststoff.

Die Ausbildung von „tags“ (Abb. 7) – so genannten Kunststoffzapfen, welche durch die Oberflächenvergrößerung in den Schmelz hineinragen, wird erleichtert. Dadurch wird der Halt der Brackets am Zahn deutlich erhöht.

Nach Sheykhoslam et al. (1972) bestehen diese Kunststoffzapfen überwiegend aus in den konditionierten Schmelz eingedrungenem Kunstharz und einer Kombination aus diesem mit natürlichem Schmelzmaterial.

Diese intensive Mikroverzahnung von Adhäsiv und Schmelz erklärt die Haftintensität orthodontischer Brackets und verdeutlicht gleichzeitig die bei der Bracketentfernung auftretenden Probleme.

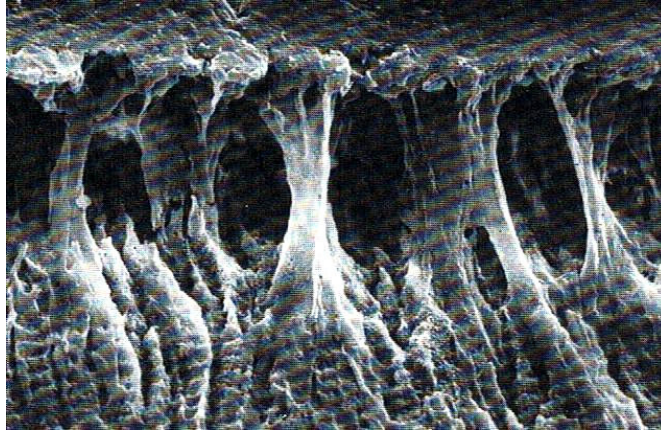


Abb. 7: Seitlicher Einblick in die Mikroverzahnung Adhäsiv/Schmelz; feine Adhäsivzapfen in den periprismatischen Spalten (Vergr.: 1000 x).

Aus: P. Diedrich (2000).

2.5 Klebesysteme in der Bracketadhäsivtechnik

Die Aufgabe der orthodontischen Adhäsive bestehen darin, einen zeitlich begrenzten Verbund zwischen dem konditionierten Schmelz und der Bracketbasis aus Kunststoff, Metall oder Keramik herzustellen. Dabei wird als Richtschnur eine Haftintensität von 5 bis 10 MPa als klinisch ausreichend betrachtet (Diedrich, 1990, Reynolds et al., 1976).

In der Anfangsphase der direkten Bracketfixation wurden Polymethacrylate und Polykarboxylatzemente verwendet. Gegenwärtig finden Diacrylate oder Ionomere und zukünftig Primer/Kompomersysteme als Bracketadhäsive Verwendung. Die einzelnen Adhäsive unterscheiden sich in der Zusammensetzung, den physikalisch-technischen Eigenschaften und der Aktivierung:

- chemisch (Pulver/Flüssigkeit, Paste/Paste, Primer/Druck)
- Lichtenergie
- Dualhärtung (mit Licht und chemisch)

Wegen der einfacheren Handhabung werden No-Mix und lichtaktivierte Produkte verwendet (P. Diedrich, 2000).

Ionomeradhäsive

Die ursprünglichen Glasionomerezemente hatten neben ihren adhäsiven Eigenschaften den Vorteil der Fluoridfreisetzung, waren jedoch feuchtigkeitsempfindlich und wenig bruchfest. Im Vergleich zu Kompositmaterialien war die Schmelz-Bracket-Adhäsion zu gering (Fricker, 1994; Nkenke et al., 1997; Norevall et al., 1996).

Eine Weiterentwicklung, die Hybridionomere, sind kunststoffmodifizierte Glasionomere, die ohne Ätzung eine klinisch akzeptable Haftung an der Schmelzoberfläche erreichen (z.B. Fujii Ortho LC, GC, Vitremer, 3M/Unitek). Bei milder Schmelzvorbereitung mit Polyacrylsäure ergab sich experimentell eine Verbundfestigkeit von annähernd 20 MPa (Cacciafesta et al., 1998; Süßenberger et al., 1997).

Bemerkenswert ist, dass die Haftintensität durch Wasser oder Speichelkontamination sogar gesteigert wurde (Cacciafesta et al., 1998).

In klinischen Langzeitstudien erwiesen sich Hybridionomere als zuverlässige Adhäsive, die Bracketverlusten lagen bei 3 – 5% (Fricker, 1994).

Wegen des positiven Effekts der Fluoridfreisetzung und der schwachen Säurekonditionierung sind diese Adhäsive eine Alternative zu Kompositen, besonders bei Keramikbrackets.

Komposite

Komposite sind die aktuell gebräuchlichsten Bracketadhäsive. Sie stellen Reaktionsprodukte zwischen Epoxidharzen und Acrylaten dar. Die bekannteste unter den verschiedenen Diacrylatmodifikationen ist das erstmals von BOWEN et al. (1962) angegebene Reaktionsprodukt aus einem Epoxidharz und einem Methacrylat, das Bisphenol-A-Diglycidyl-Dimethacrylat (Bis-GMA).

Die herausragenden Eigenschaften der Diacrylate zeigen sich in der hohen Abrasionsbeständigkeit, der geringen Wasseraufnahme und in der geringen Polymerisationsschrumpfung.

Der Füllstoffgehalt (Größe und Anteil der Partikel) beeinflusst entscheidend die Härte, Abrasivität und Viskosität des Komposits. Stark gefüllte, chemisch härtende

Adhäsive (Zwei-Komponenten-System, z.B. Concise Orthodontic, 3M/Unitek) eignen sich für die indirekte Klebetechnik, die Adhäsion auf Keramik und Metalllegierungen sowie für Lingualretainer.

Als Nachteil dieser härtenden Präparate muss jedoch ein höherer Zeitaufwand bei der Schmelzpolitur nach Bracketentfernung in Kauf genommen werden.

Lichthärtende Adhäsive (z.B. Durafill, Kulzer) haben den Vorteil, dass die Brackets ohne Zeitdruck präzise auf die bukkale oder linguale Zahnoberfläche platziert werden können. Periphere Kleberüberschüsse lassen sich ohne Schwierigkeit mit einer Sonde abtragen. Bei Metallbrackets ist die Lichthärtung im Seitenzahnbereich schwieriger, da hier die transdentale Aushärtung und die Lichtpenetration des Adhäsivs von der Bracketperipherie zeitaufwendig sind. Ein dualhärtendes Komposit (z.B. Dual Phase II, Reliance) ist hier vorzuziehen.

Lichthärtendes Adhäsivmaterial ist außerdem hervorragend geeignet, um bei der festsitzenden Behandlungstechnik scharfe Kanten, Drahtenden oder Ligaturen abzudecken; Mukosaläsionen lassen sich hierdurch oft vermeiden. Bei NO-Mix Adhäsiven (z.B. Right-on, TP Orthodontics, System I, Ormco, Bonabond, Bonadent) wird die Polymerisation durch eine chemisch-physikalische Aktivierung eingeleitet.

Der Kontakt Adhäsiv/Haftvermittler und die Druckenergie initiieren die Polymerisation. Neben der einfachen Handhabung liegt ein weiterer Vorteil dieser Adhäsive darin, dass die Kleberüberschüsse in der Bracketperipherie initial nicht vollständig aushärten und leicht zu entfernen sind (P. Diedrich, 2000).

2.6 Bleichmittel

2.6.1 Chemische Grundlage des Bleachings

Eine Zahnaufhellung kann entweder mechanisch oder chemisch erreicht werden. Die mechanische Zahnaufhellung erfolgt durch Polieren der Zahnoberfläche beispielsweise mit Polierpasten, wodurch Verunreinigungen auf der Zahnoberfläche entfernt werden. Verunreinigungen oder Verfärbungen sowohl im Zahninneren als auch auf der Zahnoberfläche können durch chemische Substanzen entfernt werden.

Das Bleichen von vitalen Zähnen erfolgt mittels zweier wirksamer Substanzen, nämlich mit Wasserstoffperoxid und Carbamidperoxid. Bleichgele für die häusliche Anwendung enthalten als Wirkstoff Carbamidperoxid ($\text{CH}_6\text{N}_2\text{O}_3$).

Bei Kontakt des Bleichgels mit Zahnhartsubstanz, Ionen, Speichelproteinen oder Wasser zerfällt ein 10%iges Carbamidperoxid in einem Verhältnis von etwa 7:3 in den aktiven Bestandteil Wasserstoffperoxid (H_2O_2 , 3,3%) und Harnstoff ($\text{CO}(\text{NH}_2)_2$, 6,6%) (Feinmann et al., 1991) (Abb. 8).

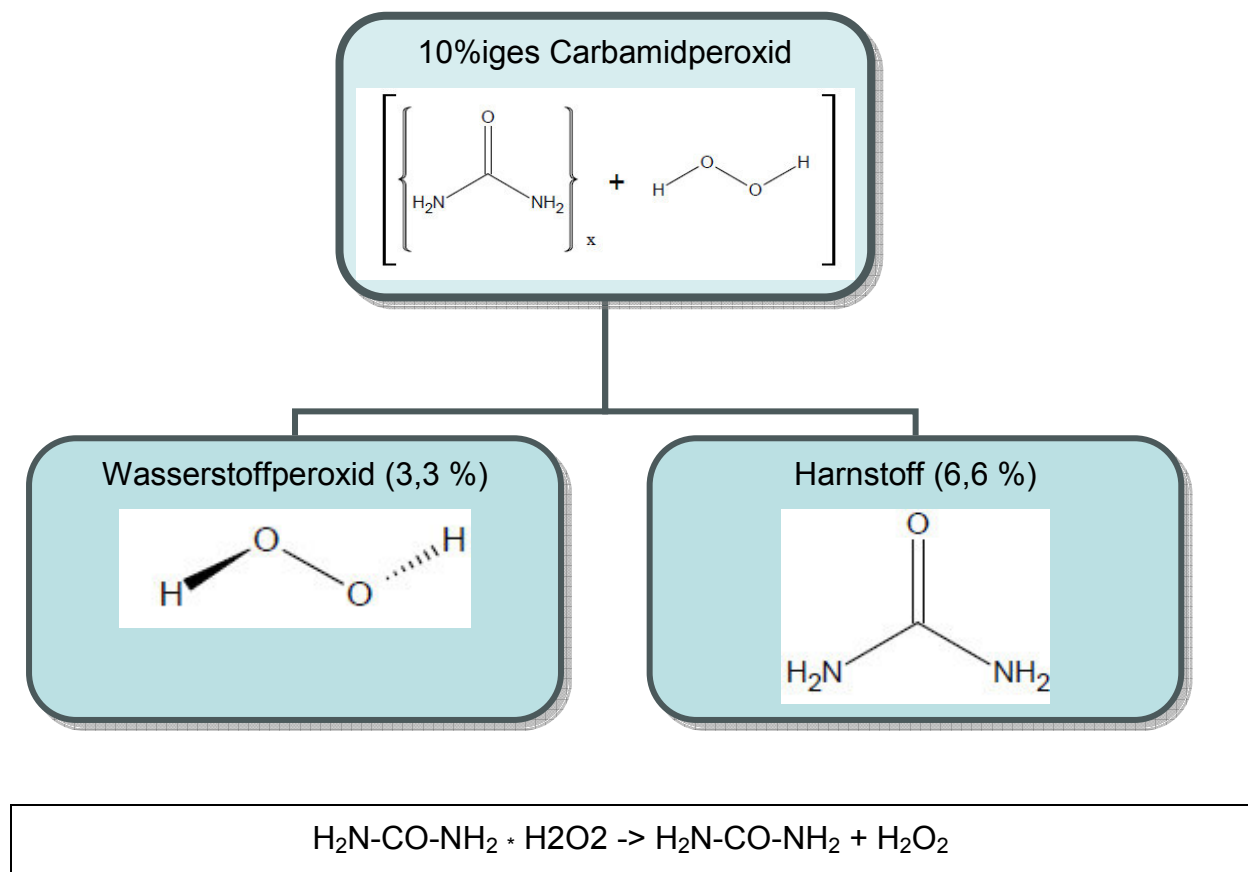


Abb. 8: Zerfall Carbamidperoxid in Wasserstoffperoxid und Harnstoff.

Carbamidperoxid kann somit als Depotsubstanz für Wasserstoffperoxid (H_2O_2), dem eigentlichen Bleichagens, betrachtet werden.

Der Harnstoff wird weiter zu Ammonium (NH₃) und Kohlendioxid (CO₂) umgesetzt (Abb. 8), während der wirksame Bestandteil Wasserstoffperoxid in die Zahnhartsubstanz eindringt und dort seine oxidierende und aufhellende Wirkung entfaltet (Abb. 9):

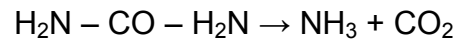


Abb. 9: Zerfall des Harnstoffs in Ammonium und Kohlendioxid.

Wasserstoffperoxid ist zudem ein starker Radikalbildner. Verfärbungen durch organische Substanzen werden durch die freigesetzten Hydroxyl- (OH⁻) oder Perhydroxyl-Ionen (OOH⁻) und die Aufspaltung konjugierender Doppelbindungen zu farblosen Alkoholen, Ketonen und Karboxylsäuren umgesetzt (Christensen 1991; Zantner und Kielbassa 2004).

Beim Zerfall der entstehenden Perhydroxylionen wird naszierender Sauerstoff freigesetzt, der eine bleichende Wirkung besitzt. Eine weitere Möglichkeit besteht in der Spaltung farbiger Ringmoleküle. Die dabei entstehenden ungesättigten Kohlenstoffketten werden durch die Einfügung von Hydroxylgruppen farblos. Nach Attin beruht die Entfärbung eines durch Tetrazyklinen enthaltenen Chinonringes (Attin, 1998).

Aus chemischer Sicht bewirkt die Verwendung von Wasserstoffperoxid durch seine oxidative und reduzierende Wirkung in der Zahnhartsubstanz eine Umsetzung der Chromogene zu farblosen Substanzen (Attin et al., 2003). Farbige Metalloxide wie das rötliche Eisenoxid (Fe₂O₃) können beispielsweise unter dem Einfluss von Wasserstoffperoxid zu farblosem Eisenoxid FeO reduziert werden (Attin et al., 2003). Tetrazyklin enthält in seiner Struktur einen Chinonring, welcher zwei Doppelbindungen besitzt und für die Rotfärbung des Zahnes verantwortlich ist. Durch das Wasserstoffperoxid kommt es zur Freisetzung von Hydroxylradikalen, welche die Doppelbindungen nacheinander aufspalten. Das Tetrazyklin erscheint nach Aufbrechen der ersten Doppelbindung hellgelb und nach Aufbrechen der zweiten Doppelbindung farblos (Feinman et al., 1991).

Zur Verbesserung der Wirkung wird einigen Bleichmitteln Carboxypolymethylen (Carbopol) zugesetzt. Carbopol ist ein wasserlösliches Polymer der Polyacrylsäure und bindet an Carbamidperoxid, was die Viskosität des Bleichmittels erhöht und dessen Aufspaltungsprozess verzögert. Somit wird der Abbau der freien Radikale verlangsamt und dadurch wird wiederum die Kontaktzeit mit der Zahnhartsubstanz verlängert.

Wasserstoffperoxid wird in der Mundhöhle durch Speichelperoxidasen abgebaut. Das Carbopol neutralisiert diese Peroxidasen und verlangsamt den Abbau (Haywood, 1991).

Bleichgele für die Heimanwendung enthalten zusätzlich Glycerin als Lösungsmittel, Fluoride zur Remineralisation, modifizierte Polyacrylsäure für die gelartige Konsistenz, Natriumhydroxid als Puffer (pH-Wert liegt zwischen 5,7 und 6,5) und gegebenenfalls Aromastoffe.

2.6.2 Verschiedene Techniken des Bleichens

2.6.2.1 Internes Bleichen

Das interne Bleichen ist ein Verfahren, das ausschließlich in der zahnärztlichen Praxis Anwendung findet und voraussetzt, dass der zu bleichende Zahn avital und diskoloriert ist.

Es gibt verschiedene Techniken des internen Bleichings:

- Thermokatalytische Methode (30% Wasserstoffperoxid als wässrige Lösung)
- Langzeitbleichen/Walking-Bleach-Verfahren (Natriumperborat und Wasser)
- Kombination beider erstgenannter Verfahren
- Inside-outside-Technik (10% Carbamidperoxid)

Eine Möglichkeit des internen Bleichens ist die thermokatalytische Aufhellungstechnik. Bei dieser Form der Behandlung wird das Bleichmittel entweder als 30% H_2O_2 als wässrige Lösung (Superoxol) oder als 25% H_2O_2 in Äther (Pyroxan) in das koronare Pulpenkavum appliziert und mit Hilfe einer UV- oder Infrarotlampe erwärmt. Durch die Wärmezufuhr soll die chemische Reaktion des Bleichmittels beschleunigt werden.

Eine Alternative ist die heute auf Grund ihrer hohen Erfolgswahrscheinlichkeit empfohlene Walking-Bleach-Technik.

Dabei wird oberhalb der Wurzelfüllung, die auf ein Niveau von 1mm subgingival gekürzt worden ist und oberhalb einer zu applizierenden Unterfüllung ebenfalls das Bleichgel in das Pulpenkavum gegeben. Bevorzugt wird ein Natriumperborat-Wasser-Gemisch zur intrakoronalen Einlage verwendet, da dieses im Vergleich zu Natriumperborat-H₂O₂(3%)-Gemischen und reinem H₂O₂ die geringste Toxizität auf Desmodontalzellen sowie die geringste H₂O₂-Penetration durch das Dentin bei ebenso guter Wirksamkeit und Farbstabilität aufweist.

Natriumperborat ist in Form als Pulver oder in Form von NP-Tetrahydrat, - Monohydrat oder -Trihydrat in Apotheken erhältlich“ (Attin, 2001; Attin et al., 2002; Attin und Hickel, 2001; Geurtsen und Günay, 1995).

Eine dritte Möglichkeit des internen Bleichens ist die Kombination der thermokatalytischen Aufhellungsmethode mit der Walking-Bleach-Technik. Dabei schließt sich an die thermokatalytische Bleichung eine Langzeitbleichung an.

Das interne Bleichen kann auch in Kombination mit dem externen Bleichen bei avitalen Zähnen angewendet werden, um das Ergebnis zu optimieren.

Dabei wird das Gel (Carbamidperoxidgel) in eine Schiene appliziert und auf die Zahnreihen gesetzt.

Das Pulpenkavum kann entweder verschlossen oder geöffnet sein. Im letzten Falle wird das Bleachinggel durch die Schiene bis in die offene palatinale oder linguale Zugangskavität gepresst = Inside-outside-Technik.

Die Anwendung erfolgt nachts und der palatinale/linguale Zugang wird vom Patienten selbst durch ein Wattepellet verschlossen, wenn die Schiene nicht getragen wird.

Der Nachteil bzw. die Gefahr des internen Bleichens besteht darin, dass der reine provisorische Verschluss bzw. das Offenhalten eines Zahnes dazu führen kann, dass Bakterien in das Dentin oder entlang der Wurzelfüllung in apikale Bereiche gelangen können. (Attin, 2001; Attin und Hickel, 2001).

2.6.2.2 Externes Bleichen

In der Literatur wird eine Vielzahl unterschiedlicher Möglichkeiten der Zahnaufhellung

beschrieben. Nach Heymann (2005) und Joiner (2006) bestehen grundsätzliche Unterschiede in der Durchführungspraxis. Diese unterscheidet sich in der zahnärztlich betreuten Heimanwendung (nightguard bleaching), zahnärztlich durchgeführtes Powerbleaching und privat durchgeführte Heimanwendung durch Over – the Counter – Produkte (homebleaching).

In-office bleaching/Power bleaching

Das In-office bleaching wird nur in der Zahnarztpraxis unter direkter zahnärztlicher Kontrolle angewendet. Höher konzentriertere Bleichprodukte zwischen 15%-igem Wasserstoffperoxid bzw. 30%-igem und 45%-igem Carbamidperoxid werden hierfür verwendet.

Bei dieser Methode wird das Bleichmittel in individuell angefertigte Kunststoffschienen appliziert, die dann auf die Zähne des jeweiligen Kiefers aufgesetzt werden.

Eine In-office-Bleaching-Behandlung dauert in der Regel zwischen 30 und 60 Minuten. Die Dauer und Häufigkeit der Behandlung ist individuell unterschiedlich und ist vom Bedarf abhängig (Sulieman, 2005).

Chair-Side-Bleaching/Laserbleaching

Eine effektivere Therapie zur Behandlung von verfärbten Zähnen verspricht das Chair-Side-Bleaching (Gallagher et al., 2002).

Hierbei wird hochkonzentriertes Bleichgel – i.d.R. 17–38%iges H_2O_2 – direkt auf die Labialflächen der Zähne aufgetragen.

Unverzichtbar ist ein suffizienter Gingivaschutz mittels Kofferdam, lichthärtendem Gingivaschutz („flüssiger Kofferdam“) und Abdecklacken (Sulimann, 2005). Die Behandlungsdauer liegt wie beim „Powerbleachen“ bei 30-60 Minuten.

Je nach Verfärbung kann dieser Vorgang nach einigen Tagen wiederholt werden.

Optional werden Laser-, Halogen- und Plasmalampen mit einer Wellenlänge zwischen 400 und 500 nm zur Katalysation des Bleichvorganges verwendet. Das

einstrahlende Licht wird dabei zu einem geringeren Teil vom Bleichgel absorbiert und in Wärme umgewandelt. Durch die Wärme soll der Bleichvorgang aktiviert und beschleunigt werden (Luk et al., 2004).

Nightguard-vital-bleaching/Home bleaching

In der heutigen Zeit wird das Bleichgel über einen Zeitraum von ein bis vier Wochen je nach Grad und Ätiologie der Verfärbung in individuell angefertigte Trägerschienen über Nacht auf die zu behandelnden Zähne appliziert.

Die verwendeten Bleichgele enthalten in der Regel Carbamidperoxid in einer 10-16%igen Konzentration.

Zur Schonung der Weichgewebe sollte die Trägerschiene die Gingiva nicht bedecken und ein Reservoir zur Aufnahme eines möglichst viskösen Bleichgels aufweisen (Dunn, 1998).

Die Home-bleaching-Bleichprodukte werden ausschließlich unter zahnärztlicher Kontrolle angewendet und sind nicht frei verkäuflich im Handel erhältlich. Es erfolgt eine genaue Anleitung seitens des Zahnarztes. Der Patient bleicht seine Zähne selbstständig in häuslicher Anwendung entweder über Nacht oder über mehrere Stunden am Tag. Es wird so lange gebleicht, bis der gewünschte Aufhellungsgrad erreicht ist.

Frei verkäufliche Bleichprodukte/Over-the-counter-Produkte

Zahnaufhellungsprodukte sind auch frei verkäuflich im Handel zu erwerben. Die Anwendung findet selbstständig und ohne zahnärztliche Kontrolle statt. Diese Aufhellungsprodukte sind in Form von Whitening-Strips, Traysystemen oder paint-on-Präparaten erhältlich.

Der Carbamidperoxidanteil liegt zwischen 2% und 6,5%. Die Anwendungsdauer erstreckt sich zwischen 30 bis 60 Minuten täglich oder während der Nacht über einen Zeitraum von 7 bis 14 Tagen.

Vor Anwendung solcher OTC-Produkte sollte sich der Patient von seinem Zahnarzt beraten lassen (Sarret, 2002).

2.7 Farbenlehre

Das Phänomen der Farbe blieb für die Menschheit lange Zeit ein großes Rätsel. Aristoteles (384 - 322 v. Chr.) diskutierte die vielseitigen Beziehungen von Licht und Farbe. Isaac Newton (1643 – 1727) entdeckte, dass das Licht die Quelle aller Farben darstellte und dies wiederum gab der Naturwissenschaft Anlass, sich mit der Analyse der Farben zu beschäftigen (Ivoclar AG, 1986).

Zahlreiche Wissenschaftler des 19. Jahrhunderts äußerten sich zur Farbwahrnehmung. Ende des 19. Jahrhunderts gelang dann der Nachweis dreier verschiedener Farbsinneszellen in der Netzhaut. Um 1850 unterstützte diese physiologische Entdeckung die Dreifarbentheorie zur Farbwahrnehmung im Auge, welche maßgeblich von Hermann von Helmholtz (1821 – 1894), basierend auf einer älteren Theorie von Thomas Young (1773 - 1829) entwickelt wurde. Von Helmholtz stellte fest, dass man aus farbigem Licht dreier Primärfarben jede andere beliebige Farbe mischen kann.

Die Gegenfarbentheorie wurde 1878 von Karl Ewald Konstantin Hering (1834 – 1918) veröffentlicht. Diese stellte eine weitere historische Theorie zur Farbwahrnehmung dar. Hering vermutete, dass es drei getrennte chemische Prozesse in der Netzhaut mit je zwei Gegenfarben, nämlich Blau-Gelb, Rot-Grün und Schwarz-Weiß gibt (Deetjen et al., 1992; v. Helmholtz, Hering zit. in Golenhofen, 2000).

Die Farbwahrnehmung wird dadurch ermöglicht, dass alle nicht selbst leuchtenden Körper bestimmte Anteile der Wellenlängen des auftretenden Lichtes absorbieren, transmittieren und reflektieren. Die Farbe eines Körpers ist folglich eine Sinneswahrnehmung des menschlichen Auges. Die Farbempfindung wird durch Lichtverhältnisse in der Umgebung, den Betrachtungswinkel und der Oberflächenstruktur eines Objektes beeinflusst. Die Verfassung, Ermüdung, Stimmung, Gewöhnung, Alter und Erbanlagen des Betrachters tragen auch zur Farbempfindung bei (Rinke et al., 1996).

Das menschliche Auge kann rund sieben Millionen verschiedene Farbeindrücke (=Farbvalenzen) wahrnehmen. Die Farbvalenzen unterscheiden sich in „bunte“ und „unbunte“ Farben, welche die Skala zwischen Schwarz und Weiß bilden.

Ein Farbunterschied ist nach DIN 5033 „die Gesichtsempfindung, durch die sich zwei aneinandergrenzende, strukturlose Teile durch das menschliche Auge bei einäugiger Betrachtung unterscheiden lassen“ (DIN 5033, Teil 1 ,1979).

2.7.1 Farbraum und Zahnfarbraum

Neben der individuellen Wahrnehmung sind Farben durch ihr Spektrum physikalisch eindeutig definierbar und werden in einem dreidimensionalen Modell beschrieben – dem Farbraum (Vollmann, 1988).

Der Bereich des sichtbaren Lichts erstreckt sich vom langwelligen roten Licht (780 nm) bis zum kurzwelligen violetten Bereich (380 nm). Im Zahnfarbraum liegen die Zahnfarben als Gelb-Rot-Farbtöne im oberen Helligkeitsbereich. Dieser kleine Ausschnitt des Gesamtfarbraumes ähnelt in seiner Form einer aufrecht stehenden Banane (Vita, 1998).

Im Laufe der Zeit wurden diverse Farbordnungssysteme aufgestellt, um die Farben und Farbvalenzen zu systematisieren. Führend auf diesem Gebiet waren J. H. Lambert (1772, Farbenpyramide) und P. O. Runge (1810, Farbkugel), in neuerer Zeit W. Ostwald (1963, Doppelkegel) und M. Richter (1950, DIN-Farbenkarte) (Anusavice et al., 1995; Vita, 2002).

Der amerikanische Maler Albert Munsell entwickelte 1915 das weltweit am weitesten verbreitete Farbordnungssystem (Munsell, 1929; Strub, 1994).

2.7.2 Farbbestimmungssysteme

2.7.2.1 Munsell-Colour-System

Im Jahr 1915 erarbeitete der amerikanische Maler Albert Henry Munsell die erste dreidimensionale Darstellung von Farben in Form eines Farbkörpers (Abb. 10). Seine Einordnung des Farbsystems basiert auf den drei Dimensionen Helligkeit = Value, Intensität = Chroma und Farbton = Hue (Best, 1984).

Munsell unterteilt in seiner Darstellung den Farbton in Grundfarbtöne und Mischfarbtöne.

Grundfarbtöne werden eingeteilt in:

- R = Red
- Y = Yellow
- G = Green
- B = Blue
- P = Purple

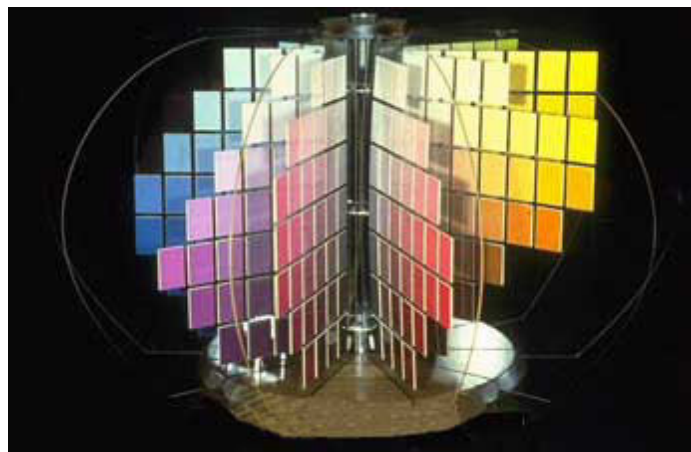


Abb. 9: Munsells Farbsystem – basierend auf die drei Koordinaten Farbton, Helligkeit und Sättigung.

www.farbimpulse.de/Farbordnung-mit-Gefuehl.228.0.html

Mischttöne ergeben sich aus den jeweiligen Kombinationen der Grundfarbtöne:

- YR = Yellow - Red
- GY = Green - Yellow
- PB = Purple - Blue
- RP = Red - Purple

Die Dimension Helligkeit unterscheidet eine helle von einer dunklen Farbe, unabhängig von ihrer Farbintensität. Sie bezieht sich auf den Grauanteil einer Farbe und erhält einen niedrigeren Zahlenwert im Bereich des schwarzen Endes (Schwarz = 0) und einen hohen Zahlenwert am weißen Ende (Weiß = 10). Reines Weiß oder Schwarz können nicht hergestellt werden und dienen somit nur der Orientierung.

Der Wert der Intensität charakterisiert die Menge eines Farbtons in einer Farbe und unterscheidet kräftige von schwachen Farben.

Mit diesem System konnte nun erstmalig jede Farbe als eine Koordinate im Farbraum dargestellt werden (Munsell, 1962).

2.7.2.2 DIN – System

Das DIN-Farbensystem versucht, die Farben im Zahnfarbenraum empfindungsmäßig gleichabständig anzuordnen. Das System beruht auf Vereinbarungen und Empfehlungen der Internationalen Beleuchtungskommission (CIE).

Es gibt 10 Dunkelstufen, 16 Sättigungsstufen und 24 Bunttonstufen. Der Farbton Gelb entspricht der Buntzahl 1, der Farbton Grün erhält die Buntzahl 22. Die Farbtöne laufen um eine senkrechte Helligkeitsachse. Deren höchste Dunkelstufe 10 entspricht Schwarz und deren oberster Punkt Weiß entspricht der Dunkelstufe 0. Die Farbsättigung nimmt von innen nach außen zu. Mit Hilfe der DIN-Farbkarte sind Farbvergleiche möglich (DIN 6164, 1980; Golenhofen, 2000; Reis, 1993).

2.7.2.3 CIE-L*a*b*-System

In diesem Versuch wurde das 1976 von der Internationalen Beleuchtungskommission herausgegebene CIE-L*a*b*-System verwendet. Das Grundkonzept des CIE – L*a*b* - Systems beruht auf die trichromatische Theorie. Die trichromatische Theorie von Young, Maxwell und Helmholtz geht davon aus, dass es im menschlichen Auge drei verschiedene Zapfentypen (Rot 700 nm = X, Grün 546 nm = Y und Blau 435 nm = Z) gibt, mit denen jeder beliebige Farbton hervorgerufen werden kann (Schmidt et al., 1997). Diese – auch als Tristimuluswerte bezeichneten Normfarbmaßzahlen XYZ werden in die chromatischen Koordinaten x,y. und z konvertiert. Dies hat den Vorteil, dass sie in einem dreidimensionalen Farbraum dargestellt werden können. Nachteilig ist jedoch, dass im XYZ-System der Abstand zweier Punkte nicht proportional zum Empfindungsabstand des Betrachters ist.

Aus diesem Grund entwickelte die Comission International de l'Eclairage (CIE) im Jahre 1976 das L*a*b* - Farbsystem. Hier entspricht der geometrisch berechenbare Abstand zweier Punkte näherungsweise den visuell wahrgenommenen Farbabständen. Farben können mit diesem System unabhängig von ihrer Erzeugungsart und Wiedergabetechnik definiert werden, so dass durch die Konvertierung in andere Farbsysteme bzw. Gerätearten möglich ist. Aus diesem Grund kann jede Farbe durch die Koordinaten L*a*b* bestimmt werden, wobei das Grundprinzip auf der Gegenfarbentheorie basiert.

Nach Berger-Shunn (1991) und Billmeyer et al. (1993) ist in einem dreidimensionalen Koordinatensystem – welche annähernd einer Kugel entspricht (Abb. 11) - die a* - Achse für die Rot-Grün-Buntheit und die b* - Achse für die Gelb-Blau-Buntheit.

Die Helligkeitsachse wird hier als L* bezeichnet, deren oberster Punkt dem Wert 100/Weiß entspricht. Der Wert 0/Schwarz wird dem untersten Punkt der Helligkeitsachse zugeordnet. Die Zwischenwerte stellen unbunte Grautöne dar. Je größer der L* - Wert wird, desto heller werden die Farbtöne und je kleiner der L* - Wert, desto dunkler erscheinen die Farben. Um die Helligkeitsachse herum sind die unterschiedlichen Farbtöne ringartig angeordnet.

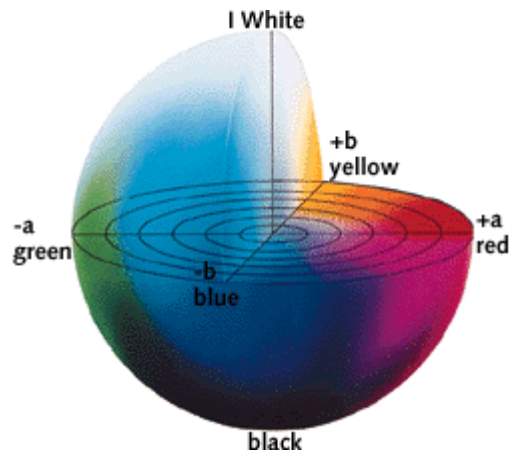


Abb. 11: Das CIE-L*a*b*-Farbsystem.

www.farbimpulse.de/CIElab-Die-Weiterentwicklung-eines-bewaehrten-Farbsystems.195.0.html

Die a^* - und b^* - Achse bildet eine Ebene, die den "Farbenkreis" bildet. Im Achsenschnittpunkt befindet sich der Unbuntpunkt, von dem aus sich mit zunehmenden Radius die Sättigung des Farbtones ändert. Je negativer beispielsweise der Wert auf der a^* - Achse wird, desto grünlicher erscheint der Farbton, je positiver der a^* - Wert, desto rötlicher. Entsprechendes gilt für die b^* - Achse. Je positiver der Wert auf der b^* - Achse, desto gelblicher wird der Farbton. Umgekehrt ist der Farbton bläulicher, wenn der Wert auf der b^* - Achse einen positiven Wert erreicht (Berger-Schunn et al., 1994 zit. in Immerz, 2012).

Die Skala der a^* - Achse umfasst einen Zahlenbereich von -150 bis $+100$, die der b^* - Achse von -100 bis $+150$ und die L^* - Achse beschreibt die Helligkeit mit Werten von 0 bis 100 . Da die Farbwerte dimensionslos sind, haben sie keine Einheiten. Für einige Werte findet sich sogar keine wahrnehmbare Entsprechung. Da bei der Erstellung dieses Systems die menschliche Wahrnehmung miteinbezogen wurde, gibt es in Wirklichkeit kein Tiefblau mit einem Wert von -100 . Blau - Werte umfassen einen Zahlenbereich von 0 bis 70 . Dagegen gibt es sehr wohl ein Gelb mit einem Wert von $+130$. Binder (2002) – der die „Farbenkreise“ entlang der L^* - Achse betrachtet hat – kam aus diesem Grund zu dem Ergebnis, dass das CIE – $L^*a^*b^*$ - System dreidimensional betrachtet keine perfekte Kugel darstellt, sondern eher einen unformigen Farbkörper.

Eine weitere Möglichkeit der Farbbestimmung wird mit Hilfe von L^* , C^* und h erreicht. L^* gibt wiederum die Wert für die Helligkeit an, C^* steht für Chroma, das die Sättigung einer Farbart beschreibt und h ist der Bunttonwinkel. Beide Möglichkeiten können verwendet werden. Binder (2002) empfiehlt, unbunte Farben, also Farben ohne bestimmten Farbton eher mit dem $L^*a^*b^*$ - System zu messen, da schon Nuancen an Farbveränderungen tatsächlich roter, grüner, blauer oder gelber werden. Das $L^*C^*h^*$ - System ist eher für bunte Farben zu verwenden. Lila ist z.B. bei kleinen Veränderungen der Farbart entweder blauer oder röter bzw. im Farbton stärker gesättigt oder nicht. Sicher wird Lila dabei nicht grüner oder gelber (Berger, 2002, zit. in Immerz, 2012).

2.8 Brackets

Aufgrund des Fortschritts in Forschung und Technik haben sich in der Vergangenheit verschiedene Bracketssysteme und –formen entwickelt, die eine kieferorthopädische Behandlung für den Patienten und Anwender effektiver machen.

Bei der Standard – Edgewise – Technik gibt es für alle Zähne nur einen Brackettyp, welche für alle Zähne angewendet wird. Bei diesem System liegt es in den Händen des Behandlers, die für die Zahnbewegung gewünschte Information, wie die Winkelstellung in mesiodistaler Richtung (Angulation) und die Neigung der Zahnkrone (Torque) in den Zahnbogen einzuarbeiten (Trevisi, 2007).

Durch die Straight – Wire – Technik ist ein aufwendiges Vorbiegen des Drahtbogens obsolet geworden, da die für die individuelle Zahnbewegung benötigte Information (Torque und Angulation) für die durchschnittlichen Zahntypen berücksichtigt werden. Zum Einen ist bei diesem System die Bracketbasis an die anatomisch gekrümmte Zahnoberfläche und an die Neigung der Zahnkrone angepasst worden. Zum Anderen wird für jeden Patienten entsprechend den verschiedenen Zahntypen die gleiche Kronenangulation bzw. Inklination angenommen, wenn nach Andrews (2007) die Zahnreihen die sechs Schlüsseln einer normalen Okklusion entsprechen (Andrews, 2007 zit. in Immerz, 2012).

McLaughlin, Bennet und Trevisi (2007) erarbeiteten das MBT™Appliance – System, deren Basis in der Technologie der Gleitmechanik liegt. Sie wählten für die Brackets

anstelle einer rechteckigen eine rhomboide Form, wodurch die Positionierung des Brackets auf der Zahnoberfläche präziser wird. In der MBT™Appliance – Technik wurden die Angulationswerte etwas reduziert, die Torquewerte für die oberen Inzisivi vergrößert und die der unteren zusätzlich negativiert. Dadurch konnte ein verstärkter Überbiss verhindert werden, wenn der Behandler mit dieser Technik der exzessiven Angulation in der Straight – Wire – Technik bezüglich der Bracketfixation gefolgt wäre (McLaughlin, Bennet und Trevisi, 2007 zit. in Immerz, 2012).

Ein komplett anderes Behandlungssystem stellte die Entwicklung der selbstligierenden Brackets dar, bei dem die Kraftausübung auf den Zahn sowie die Friktion vermindert wurde. Auch die Methode zur Verwendung von Bogendrähten stellt eine Neuerung dar.

Ein selbstligierendes Bracket besteht wie jedes konventionelle Bracket auch aus der Basis, dem Körper mit Slot und Flügeln. Der Unterschied zum konventionellen Bracket liegt in der Verschlussmechanik für den Slot. Dieser Verschluss hält anstelle von Ligaturen oder Elastiks den Bogen im Slot.

Selbstligierende Brackets haben die Funktion, die Schnittstelle zwischen dem kraftausübenden Element (Bogen) und dem zu bewegenden Element (Zahn) zu sein (Ludwig et al., 2009).

Ein ideales selbstligierendes Bracket sollte folgende Eigenschaften aufweisen:

- ✚ anatomisch geformte 3-D-Kurvatur der Basisfläche mit Retentionen und Unterschnitten
- ✚ Markierung der vertikalen und horizontalen Achse
- ✚ Umrissgestaltung der Basisplatte in Analogie zur Frontansicht des jeweiligen Zahnes
- ✚ Zahn-Identifizierung mittels Laser-Gravur oder Farb-Code
- ✚ Mushroom-Hook zum Einhängen von Elastiks
- ✚ exakter Slot (0,018 oder 0,022)
- ✚ Selbstligierender Clip
- ✚ Twin-Flügel zur Retention von Elastik-Ketten
- ✚ Hilfs-Slot

2.8.1 Bracket-Basis

Die Bracket-Basis stellt die Verbindung zwischen Zahn und Bracket-Körper her. Jede Basis verfügt über Retentionen in Form von Netzen, Zapfen, Vertiefungen, deren Zwischenräume mit dem Adhäsiv ausgefüllt werden. Dieser mechanisch-retentive Verbund zwischen Adhäsiv und Retention muss sich gegen Kau- und Scherkräfte als stabil erweisen, sich jedoch beim Entfernen des Brackets ohne Schädigung der Zahnoberfläche lösen lassen (Ludwig et al., 2009).

Basisform

Nach Diedrich et al. (1983) werden Metallbrackets aus Stahllegierungen hergestellt. Eine wesentliche Variation hinsichtlich des Haftverbundes der Metallbrackets mit dem Adhäsiv stellt die Gestaltung der Bracketbasis dar.

Mit Hilfe von Drahtnetzen, perforierten Metallbasen, laserstrukturierten Oberflächen oder halbkugelförmigen Vertiefungen werden mechanische Retentionen erzeugt, wobei sich die feinmaschige Netzunterlage als Retentionselement bewährt hat (Diedrich et al., 1983).

Die Lage und Stärke der einzelnen Drähte im Geflecht auf der Bracketunterseite und die Größe der dazwischen liegenden Freiräume sind für den Gesamtverbund bedeutsam (Reynolds et al., 1976).

Eine Steigerung der Verbundfestigkeit ist durch das Silicoaterverfahren (Diedrich et al., 1986) und die Titanplasmabeschichtung (Droese et al., 1992) der Bracketbasen möglich.

Beide genannten Verfahren sind nach Diedrich (1983) sehr zeitaufwändig und konnten sich bislang nicht durchsetzen.

Nach Sandstrahlen von neuen Bracketbasen, von losgelösten Brackets oder nach dem Recycling kann eine Steigerung der Haftfestigkeit um ca. 30 % erreicht werden (Dietrich et al., 1983; Millet et al., 199; Newman et al., 1995).

Nachteilig ist jedoch die – durch die Verletzung der Passivierungsschicht bedingte – Förderung von Korrosionsvorgängen (Spaltkorrosion und Säuren der mikrobiellen Plaque) mit dem Risiko der Verfärbung von Adhäsiv und Schmelzoberfläche.

Bracketkorrosion kann aber auch infolge von herstellungsbedingten Oberflächen- oder Gefügedefekten der Metallbrackets im Mundhöhlenmilieu auftreten und zur Freisetzung von Nickelionen führen, weswegen einige Hersteller zu nickelfreien Stählen und Titanmaterialien übergehen (Diedrich, 2000).

Faltermeier und Behr (2009) stellten ebenfalls in einer Studie fest, dass Sandstrahlen und das tribochemische Vorbehandeln der Bracketbasen die Scherhaftfestigkeit erhöht. Die Autoren stellten heraus, dass dieses Verfahren für Patienten mit niedriger Compliance oder für Zähne, welche schwer zu bekleben sind, am besten geeignet ist.

Im Idealfall wäre die Retentionsfläche der Basis in ihrer Krümmung so ausgeformt, dass sie der jeweiligen Zahnfläche entspricht. Dieser Sachverhalt garantiert ein sicheres Platzieren und Bonding ohne Kippeffekte. Schlecht passende Basen bergen in sich eine Fehlergefahr beim Kleben, was sich ungünstig in der Übertragung von Torque und Angulation auswirken kann.

Die Vestibulärflächen der einzelnen Zähne zeigen eine relativ geringe interindividuelle Varianz. Somit können anatomisch geformte Bracket-Basen angefertigt werden. Für eine ausreichende Passform müssen sowohl die mesiodistale als auch die okklusogingivale Oberflächenkrümmung in die Krümmung der Basis übertragen werden. Die Zahnoberfläche weist in der horizontalen und vertikalen Richtung keine einheitliche Wölbung auf, sondern wird positionsabhängig von unterschiedlichen Radien überzogen (Abb. 12).



Abb. 12: Der 3-D-Scan eines Schneidezahnes verdeutlicht, dass sich die Bukkalfläche anstelle einer konstanten Wölbung aus mehreren Krümmungsbahnen zusammensetzt. Vergr.: 10 x.

Aus: Ludwig et al. (2009).

Die Oberflächenkrümmung verändert sich dabei in horizontaler und vertikaler Richtung. Für den Schneidezahn bedeutet dies, dass der Radius von mesial nach distal abnimmt, wohingegen er sich in okklusogingivaler Richtung kontinuierlich vergrößert.

Die Bedeutung der Kongruenz von Bracket-Basis und Zahnoberfläche ist schon lange bekannt und deswegen bieten alle Hersteller Brackets mit mehr oder weniger starker Wölbung der Basis an.

Die Realisation der Bracketbasenherstellung mit anatomisch korrekter Wölbung ist durch das MIM- oder CIM-Verfahren (Metal Injection Moulding oder Ceramic Injection Moulding) möglich. Bei der Konstruktion der dafür notwendigen Pressform kann die Krümmung der Basis entsprechend berücksichtigt werden. Zahlreiche Bracket-Sorten werden aus in Bracket-Kontur vorkonfektionierten Profilstäben gefertigt und anschließend für die Bracket-Krümmung zurechtgebogen. Bei einigen Brackets wird die Basis separat durch Stanzen oder ähnlichen Konstruktionen gefertigt und erst später mit der Basis verbunden. Beim Biegen oder Stanzen sind solche anatomisch korrekten Krümmungen nicht zu erreichen. Dem entgegen stehen die geringere Größe der Basisfläche, die Widerstandsfähigkeit des Metalls und der schlechte Ansatzpunkt des Hebels. Durch zusätzliche Kippeffekte und das Abgleiten aus der Idealposition können Klebefehler entstehen, welche in Kombination mit dem Materialüberschuss zu einer fehlerhaften Ausrichtung des Slots und somit zu einer ungewollten Zahnbewegung führt (Ludwig et al., 2009).

2.8.2 Bracket-Körper

Am oder im Bracket-Körper ist ein Verschlussmechanismus verankert. Aus diesem Grund ist es eine technische Herausforderung, das Bracket möglichst klein zu halten. Der Körper sollte so stabil konstruiert sein, um der mechanischen Belastung während der Bewegung stand zu halten. Abhängig vom Hersteller werden die Gerüste im Ein-Stück-Verfahren als sogenanntes One-Piece-Bracket oder durch das Löt- oder Schweißen von Einzelelementen gefertigt. Löt- oder Schweißnähte bergen das Risiko einer Beschädigung oder Fraktur oder der verstärkten Korrosion der Bauteile. Außerdem fördern sie an ihren Grenzstrukturen eine erhöhte Plaque-Akkumulation.

Bei den selbstligierenden Brackets gibt es das Flügeldesign oder das Blockdesign des Bracketkörpers. Das erstgenannte ist das klassische Twin-Design mit zusätzlichem Verschluss. Die vier Flügel erleichtern die Fixierung von Hilfsmodulen, wie elastischen Gummiketten. Bei Brackets im Blockdesign ist der Körper lediglich Träger des Verschlusses, was das Anbringen von Elastik-Ketten als auch deren Haltedauer einschränkt.

Zur Identifizierung und richtigen Platzierung der einzelnen Brackets gibt es farbige Markierungen am Bracket-Körper oder sie sind per Laser eingebrannt.

Die Kennzeichnung der vertikalen Zahnachse erleichtert das Ausrichten des Brackets beim Kleben (Ludwig et al., 2009).

2.8.3 Slot

Analog zu den herkömmlichen Brackets spielt der Slot auch bei den selbstligierenden Brackets eine wichtige Rolle, insbesondere bei der Straight-Wire-Technik. Sie liefert in kürzerer Zeit ein qualitativ besseres Ergebnis, denn ein aufwendiges Vorbiegen des Drahtbogens ist nicht mehr notwendig, da Angulation und Torque sowie Inklination für die durchschnittliche Zahnform berücksichtigt werden. Für jedes Individuum wird entsprechend der verschiedenen Zahntypen die gleiche Kronenangulation bzw. Inklination angenommen, wenn die Kontaktpunkte zwischen den Zahnreihen den sechs Schlüsseln einer normalen Okklusion entsprechen (Andrews, 2007). So ist er neben dem selbstligierenden Clip der funktionelle Teil eines Brackets. Der Slot überträgt die von der Preskription abhängigen, einprogrammierten Informationen über eine dreidimensionale Bogenauslenkung auf den Zahn (Ludwig et al., 2009).

Informationen 1. Ordnung: In-/Outset

- Abstand des Slots von der Zahnoberfläche
- Gut erkennbar in der okklusalen Aufsicht
- Ausformung des Zahnbogens in der Okklusal-Ebene

Informationen 2. Ordnung: Angulation

- Horizontale Neigung des Slots zum auf die Vertikalfläche gefällten Lot (Frontzähne)
- Sagittale Neigung des Slots zum auf die Vertikalfläche gefällten Lot (Seitenzähne)

Informationen 3. Ordnung: Torque

- Neigung der Bracket-Basis zur vertikalen Slot-Ebene (bei Torque-in-Slot-Brackets)

Aus oben genannten Gründen haben Ausrichtung und Präzision des Slots einen wesentlichen Einfluss auf die Kraftübertragung. Die Dimension des Slots ergibt sich aus der angewendeten Technik. Bei der Herstellung treten immer geringfügige Abweichungen vom Nominalwert auf. Die zulässigen Toleranzen für Bracket-Slots sind in der DIN 13971-2 festgelegt. Die Slot-Qualität der einzelnen Brackets weicht in Bezug auf Oberflächengüte, Einhaltung der Norm-Maße und Gestaltung der Slot-Zugänge stark ab. Sehr präzise sind gefräste Slots, gefolgt von im MIM-Verfahren hergestellten Brackets. Im Gussverfahren angefertigte Brackets weisen die schlechteste Qualität auf (Abb. 13 a,b).

Um ein Verkanten des Bogens beim Einligieren zu vermeiden, sollte der Slot-Eingang leicht abgeschrägt auslaufen, um slotführende Bögen so ideal zu platzieren (Ludwig et al., 2009).

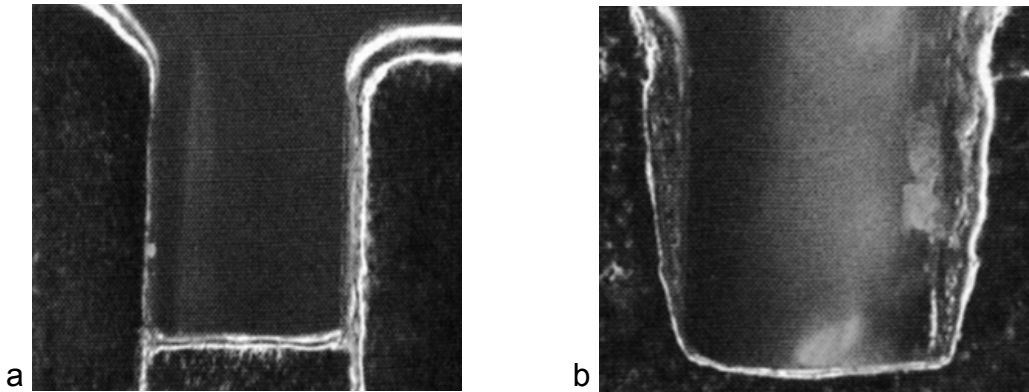


Abb. 13 a,b: Der Vergleich der Slot-Qualitäten zeigt die Unterschiede in der Fertigungspräzision. Form und Dimension des Slots haben wesentlichen Einfluss auf die Genauigkeit der Kraftübertragung.

a: qualitativ hochwertige Verarbeitung.

b: reduzierte Dimensionsgenauigkeit aufgrund unebener Oberflächen und Ausformung.

Aus: B. Ludwig et al. (2009).

2.8.4 Friktion

Sowohl in der Nivellierungsphase mit dem Alignment aller Zähne als auch in der Arbeitsphase, wenn auf Basis der Gleit-Mechanik ein Okklusionsausgleich oder Lückenschluss bewirkt werden soll, muss die Friktion im Bracket-Slot möglichst gering sein. Der Bogen soll somit im Slot leicht laufen. Verkantet oder verbiegt er sich aber im Slot während der Nivellierung sehr stark, so treten die Phänomene Binding und Notching auf. Der Draht liegt innerhalb des Bracket-Slots an drei Stellen punktuell an. Der vorgeformte Boden ist bemüht, in seine Ausgangsform zurück zu kehren. Damit entsteht an den Anlageflächen ein Klemm-Effekt (Binding), der bei großem Nivellierungsbedarf zu einer Deformierung des Drahtes (Notching) mit anschließendem Stillstand der Bewegung führt. Binding und Notching können über die Slot-Architektur vermindert werden (Abb. 14).

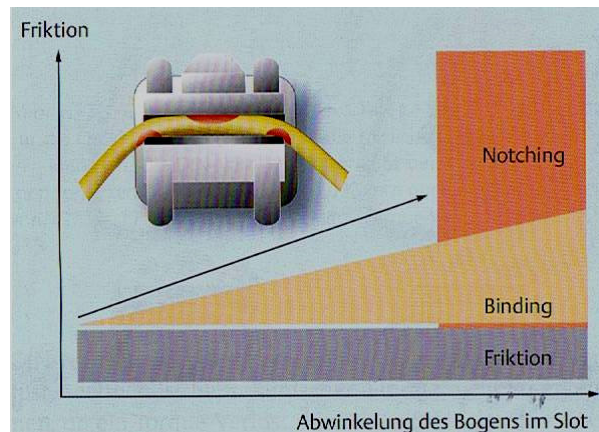


Abb. 14: Phänomen des Binding und Notching. Ein durch den Slot gleitender Bogen erzeugt eine gewisse Friktion. Sobald der Bogen eine Auslenkung (Binding) erfährt, erhöht sich die Friktion. Abhängig von der Abwinkelung des Drahtes, die sowohl vom Niveau-Unterschied der Brackets als auch von Bracketdesign bestimmt wird, kann es zu einer plastischen Verformung (Notching) des Drahtes kommen.

Aus: B. Ludwig et al. (2009).

2.8.5 Torque

Bewegungen in orovestibulärer Richtung, Pro- und Retrusion mit begleitender Wurzelbewegung sind Aufgaben mit Torque-Bedarf. Eine maximale Torque-Übertragung erfolgt nur mit einem slotfüllenden Bogen.

2.8.6 Hilfs-Slot

In einigen Brackets sind zusätzliche Slots, sogenannte Hilfs-Slots (Abb. 15) integriert. Mit dem Hilfs-Slot kann ein weiteres Kraftsystem aufgebaut werden, das dann Aufgaben übernimmt, die am Vollbogen nur unzureichend durchzuführen wären.

Der Hilfs-Slot eignet sich für die Derotation stark tordierter Zähne, in dem ein dünner flexibler Bogen eingezogen wird. Außerdem eignet er sich zur Einordnung ektopischer bzw. verlagertes Zähne über Overlay-Techniken sowie zur Vermeidung reaktiver Kräfte in der Segment-Bogen-Mechanik mit Aufrichte-, Nivellierungs- und

Rotationsfedern. Hier wird der Hilfs-Slot für eine indirekte Verankerung des reaktiv belasteten Zahnes durch Mini-Implantate genutzt.

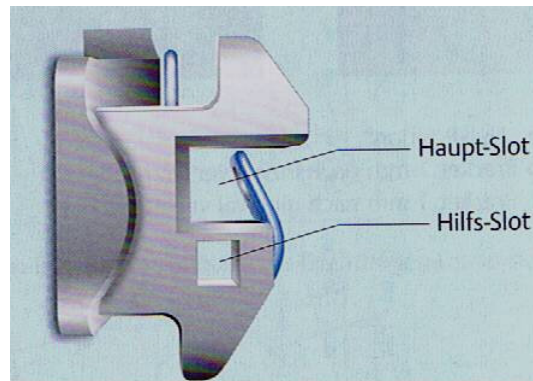


Abb. 15: SL-Brackett mit Hilfs-Slot.

Aus: B. Ludwig et al. (2009).

2.8.7 Clip

Bei herkömmlichen Brackets halten Ligaturen den Bogen im Slot des Brackets. Bei den selbstligierenden Brackets übernimmt diese Aufgabe die Verschlussmechanik. Es gibt unterschiedliche Verschlussmechanismen, zum Beispiel Schieber, welche in vertikaler Richtung geöffnet oder geschlossen werden. Diese Schieber können starre oder flexible Clips sein. Ein anderes Konzept ist ein Deckel, wie bei den discovery sl-Brackets und Opal. Durch Klammern wird der Bogen beim SmartClip und bei Clarity SL im Slot gehalten. Diese Clips können in aktive und passive Systeme unterschieden werden.

Aktive Systeme:

Der aktive Clip aus Kobalt-Chrom- oder Nickel-Titan-Legierungen gefertigt, fungiert als Federelement. Vollaktive Clips sorgen schon bei geringen Bogenstärken für Kontakt zu den Slot-Begrenzungen. Einige Hersteller bezeichnen ihren Clip als semiaktiv oder interaktiv. Bei dieser Form wird der Bogen erst ab einer bestimmten Bogendimension aktiv in den Bracket-Slot gedrückt.

Passive Systeme:

Bei den passiven Systemen verschließt der Schieber oder der Deckel den Slot. Der Verschluss ist starr und rastet rigide ein. Das Bracket wird somit zum Röhrchen. Auf den Bogen wirkt keine vom Verschluss ausgehende Kraft. Der Vorteil der passiven Systeme soll in einem verringerten Reibewiderstand liegen. Dies konnte bisher nur durch In-vitro-Tests nachgewiesen werden (Fuck et al., 2007).

Nachteile bestehen in den reduzierten mechanischen Eigenschaften. Der passive Clip wirkt sich nachteilig auf das Rotationspotenzial und die Torque-Applikation aus. Durch Änderung der Querschnittsverhältnisse (z.B. 0,014 x 0.025) wird versucht, eine Verbesserung von Torque und Rotation zu erreichen (Ludwig et al., 2009)

2.8.8 Rotation und Friktion

Rotation

Die mesiodistale Ausdehnung des Slots bzw. die Breite der Verschlussmechanik haben Einfluss auf die Rotationskontrolle. Je geringer diese ist, um so effizienter ist eine rotierende Bewegung des Zahnes möglich. Bei konventionellen Brackets bewirken zweiflügelige Brackets im Twin-Design eine effizientere Derotation als einflügelige (Single-)Brackets. Schmale Clips stützen den Bogenverlauf geringflächiger ab und können dadurch die Information zur Rotation schlechter an den Zahn weiter geben. Dies ist bei der Auswahl des selbstligierenden Brackets zu berücksichtigen. Der Vorteil schmaler Brackets ist neben der Ästhetik deren großer Abstand zueinander. Dadurch hat der Bogen mehr Arbeitsfreiheit und kann effizienter wirken. Bei starkem Engstand kann darum der Einsatz von schmalen Brackets besser sein (Ludwig et al., 2009).

Friktion

Für das Überwinden des Reibewiderstandes müssen bis zu 50% der eingesetzten Kraft verwendet werden (Drescher et al., 1990; Drescher et al., 1989). Ein

Grundgedanke bei der Entwicklung der selbstligierenden Technik war, die Gleitreibung durch Verzicht auf Elastik- und Drahtligaturen gegen Null zu senken. Uns sind inzwischen zahlreiche experimentelle Studien zu Friktionsverhalten von selbstligierenden Brackets im Vergleich zu konventionellen Brackets verfügbar, deren Ergebnisse von signifikant geringer bis zu gleichwertiger und höherer Friktion reichen (Bourauel et al., 2007b; Fuck et al., 2007; Tecco et al., 2005).

Aufgrund fehlender standardisierender Testkriterien und stark abweichender Studiendesigns sind vergleichende Aussagen sowie die Bewertung der Ergebnisse allerdings schwierig. Hinzu kommt noch die generelle Problematik der Übertragung von Laborergebnissen auf die komplexen intraoral wirkenden Kraftsysteme (Drescher et al., 1991; Fuck et al., 2006; Reicheneder et al., 2007).

Die Friktion ergibt sich aus dem Zusammenspiel von Bogenmaterial, Ligierungsprinzip, Slot-Formen, -maßen und -oberflächen (Bourauel et al., 2007a).

In vorliegender Studie wurde das selbstligierende SmartClip™ SL3 Bracketsystem von 3M Unitek verwendet. Bei diesem System gibt es keinen Mechanismus, der manuell geöffnet oder geschlossen werden muss. Die integrierten Nickel-Titan-Clips ermöglichen das einfache Einsetzen und Entfernen der Bogendrähite und halten zugleich den Bogen mit einer vorprogrammierten Kraft sicher in seiner Position. Dadurch wird ein unerwünschtes Lösen des Drahtes verhindert.

Das SmartClip Bracket ist im gewohnten Twin Bracket-Design mit niedrigem Profil gefertigt und erlaubt somit ein selektives Einligieren.

Der Vorteil dieses Bracketsystems besteht darin, dass gezielte, konstante Kräfte auf den einzelnen Zahn einwirken. Jeder SmartClip Bracket ist so konstruiert, dass es sich bei zuviel Krafteinwirkung automatisch öffnet und den Drahtbogen frei gibt. Somit können Schädigungen am Zahnschmelz und Bracket vermieden werden.

Beim Tragen bedeutet dieser Sachverhalt für den Patienten weniger Druckschmerzen, eine leicht zugängliche Reinigung und Pflege sowie eine schnellere und angenehmere Behandlung sowohl beim ersten Einsetzen als auch beim Auswechseln der Bögen.

Mit Unterstützung aus der klinischen Praxis und durch die Kombination fortschrittlichster Werkstofftechnik mit einem komplexen mechanischen Design wurde ein noch effektiveres selbstligierendes Bracketsystem entwickelt und der einzigartige selbstligierende Clip-Mechanismus weiter verbessert.

Das selbstligierende SmartClip™ SL3 Bracketsystem benötigt nur noch geringere Kräfte und sorgt somit für einen höheren Patientenkomfort.

Das Twin-Bracket-Design ermöglicht das selektive Einbeziehen einzelner Brackets und erlaubt dem Behandler zusätzliche Kontrolle im Behandlungsablauf. Die bewährten Bracketflügel ermöglichen außerdem bei Bedarf das einfache Einbeziehen zusätzlicher Hilfsmittel zum Schließen von Lücken. Der offene Slot erleichtert die Reinigung der Zähne und Brackets und verringert somit die Bildung von Plaque.

Das selbstligierende SmartClip™ SL3 Bracketsystem ist als MBT™-System, als Ricketts-System (hoher Torquewert) und Roth-System (niedriger Torquewert) erhältlich.

Aufgrund vergleichbarer Clip-Konstruktionen ist gewährleistet, dass das SmartClip™ SL3 Bracketsystem vollständig kompatibel mit dem Clarity SL Bracketsystem ist (Abb.16 a,b).

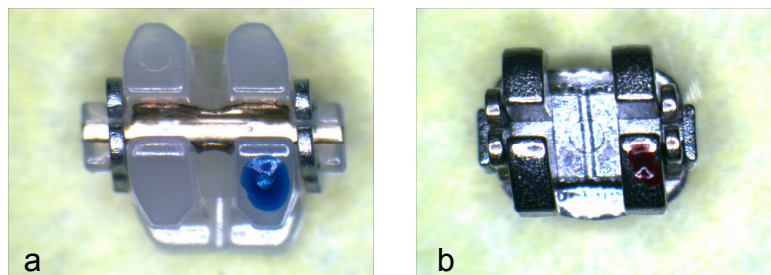
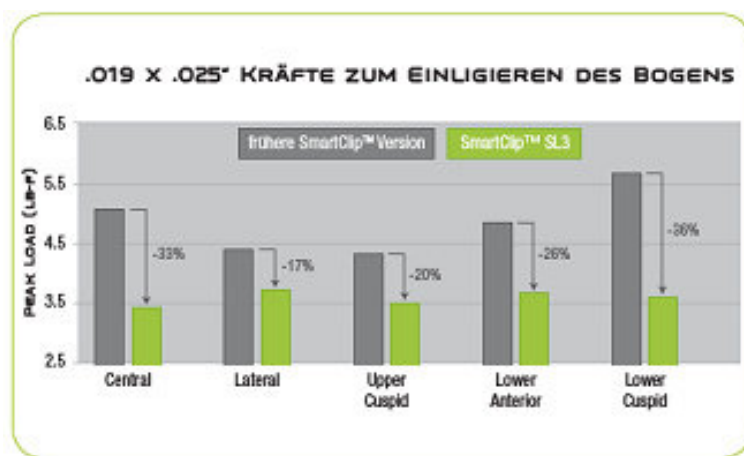


Abb. 16 a: Clarity SL (3M Unitek).

Abb. 16 b: SmartClip™-SL3 (3M Unitek).

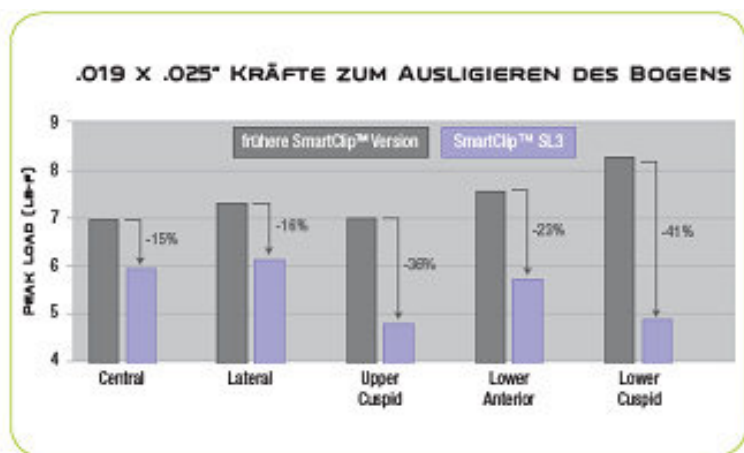
Somit können diese Bracketsysteme gemeinsam in der Behandlung eingesetzt werden, um noch besser den Patientenwünschen gerecht werden zu können. Im Vergleich zu früheren SmartClip™ Versionen reduziert der fortschrittliche SL3-Clip die zum Einsetzen des Bogens benötigten Kräfte signifikant und reduziert außerdem

die zum Entfernen des Bogens benötigten Kräfte bei stärkeren Bögen. Die Clips haben mehr Platz für eine elastische Verformung, wodurch sie eine falsche Ausrichtung des Bogens eher verzeihen. Sie helfen so, den Komfort des Patienten beim Einsetzen des Bogens zu erhöhen. Mechanische Tests bestätigen, dass mit dem neuen Clip im SmartClip™ SL3 Bracket (Abb. 17 a,b) eine geringere Kraft zum Einsetzen und Entfernen von stärkeren Vierkantbögen aus Edelstahl benötigt wird als beim Vorgängermodell. Die Daten belegen eine Reduktion des Kraftaufwandes der zum Einsetzen eines Vierkantbogens aus Edelstahl der Stärke 0.019×0.025 in die neuen Clips bzw. zu dessen Entfernung benötigt wird (Abb. 17 a,b).



Quelle: 3M Unitek Labs.

Abb. 17 a: Kräfte zum Eingliedern eines Bogens im Vergleich neuer versus alter Clip.



Quelle: 3M Unitek Labs.

Abb. 17 b: Kräfte zum Ausgliedern eines Bogens im Vergleich neuer versus alter Clip.

Durch einen veränderten Neigungswinkel kommt es zur Reduktion der Kräfte beim Ausgliedern des Bogens (Abb. 17 b), was wiederum für den Patienten weniger unangenehm erscheint. Außerdem erleichtert das neuartige Design des Clips die Lagefindung des Bogens im Clip. Ein weiterer Vorteil liegt in der abgerundeten Basis, was eine Reduktion der Kräfte beim Eingliedern des Bogens nach sich zieht (Abb. 18).

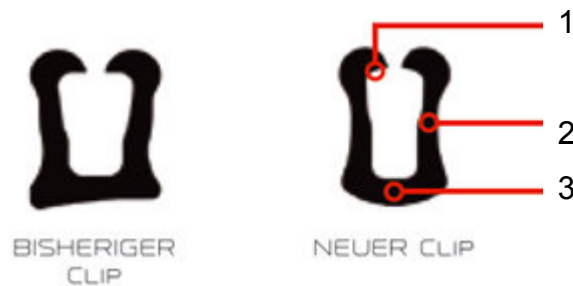


Abb. 18: neuartiges Clipsystem der SmartClip™-SL3 Brackets
(IQ. 1: Patienteninformationsflyer).

- 1: veränderter Neigungswinkel zur Reduktion der Kräfte beim Ausgliedern
- 2: hochpräzise Laserfertigung
- 3: abgerundete Basis zur Reduktion der Kräfte beim Eingliedern

Das SmartClip™-SL3 Bracket zeichnet sich mit einem neuartigen Design sowie mit einem intelligentem Clip aus (Abb. 18,19).



Abb. 19: SmartClip™-SL3 Bracket
(IQ. 1: Patienteninformationsflyer).

2.8.9 Vorteile des SmartClip™ – SL3 Bracketsystems laut Hersteller

Schonende, medizinisch optimale Behandlung:

Der Clip im Bracket ist intelligent – er gibt den Draht bei hoher Kraffteinwirkung frei. Dies ist eine wichtige Schutzwirkung für die Zähne. Dadurch werden sie schonend und trotzdem höchst effizient und vorhersehbar in die richtige Richtung bewegt.

Kürzere Behandlungsdauer

Kürzere Behandlungstermine:

- Die SmartClip Brackets sind bereits mit einem schonenden, Fluorid-abgebenden Kleber vorbeschichtet, dadurch wird die Behandlungsdauer beim Einsetzen der festen Zahnspange deutlich verkürzt.
- Der Clip des Brackets ermöglicht ein schnelles Einsetzen und Entfernen der jeweils auszutauschenden Drähte, dadurch wird die Dauer der Kontrolltermine reduziert.
- Da keine Draht- oder Gummiligaturen bei selbstligierenden Brackets nötig sind, sind die Kontrolltermine ebenfalls kürzer.

Weniger Behandlungstermine:

Durch den Clipmechanismus können die Drähte effizienter und genauer arbeiten, da die Reibung der Drähte reduziert und die Gleitmechanik verbessert ist. Das erlaubt längere Abstände zwischen den Kontrollterminen und dadurch weniger Behandlungstermine.

Verbesserte Mundhygiene:

Die SmartClip Brackets haben ein modernes, glattes Design, an denen weniger Essensreste hängen bleiben können. Das ermöglicht eine optimale Mund- und Zahnhygiene. Zudem ist der Tragekomfort für den Patienten deutlich angenehmer.

(IQ. 2: Die Vorteile des SmartClip™-SL3 Bracketsystems)

3. Material und Methode

3.1 Material

3.1.1 Zähne

Für die In-vitro-Untersuchung der Abscherversuche wurden 100 bovine Frontzähne (Abb. 20) verwendet. Diese wurden in einem Großschlachtbetrieb in Furth in Wald extrahiert und bis zur endgültigen Reinigung in Natriumchloridlösung aufbewahrt.

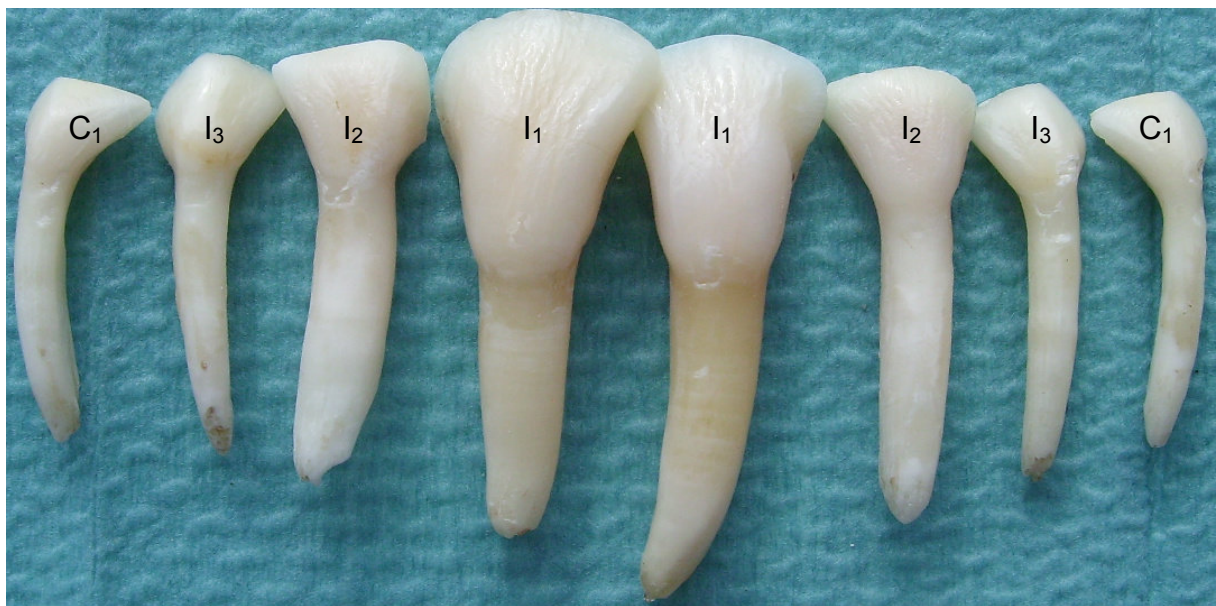


Abb. 20: Bovine Zähne als Substrat (Vergr.: 2 x).

Zahnformel eines Rindes:

I₁: mittlerer Schneidezahn, I₂: erster seitlicher Schneidezahn, I₃: zweiter seitlicher Schneidezahn, C₁: Eckzahn

Nach DIN 11405/TS weisen Rinderzähne bei einem Alter von maximal fünf Jahren vergleichbare Testeigenschaften wie der menschliche Zahnschmelz auf (ISO/TS 11405).

3.1.2 Thymol

Nachdem die Rinderzähne von Geweberesten befreit wurden, haben wir sie bis zum endgültigen Bonding in einer 0,1%igen Thymol - Lösung aufbewahrt.

Thymol (2 – Isopropyl – 5 – Methyl – Phenol) ist ein Monoterpen und neben seinem Isomer Carvacol ein Bestandteil der ätherischen Öle wie Thymian oder Oregano (Abb. 21).

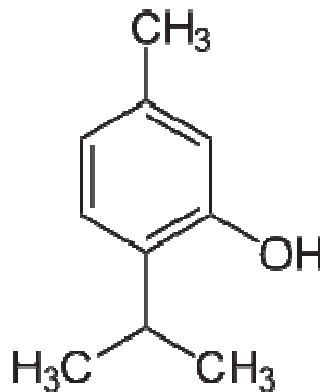


Abb. 21: Strukturformel von Thymol

Thymol ist ein Phenolderivat. Es ist ein sehr altes Agens und bildet farblose, stark riechende Kristallite und zeichnet sich wegen seiner stark desinfizierenden, fungiziden und bakteriziden Wirkung aus.

In Ägypten wurde es in Form von Thymianzubereitungen zur Konservierung von Mumien verwendet. Wegen seines angenehmen Geschmacks ist es Bestandteil von Mundwässern und Zahnpasta. In 5 %-iger alkoholischer Lösung wird es zur Hautdesinfektion bzw. lokal gegen Hautpilze eingesetzt.

Die kristalline Substanz wurde von Caspar Neumann (1719) entdeckt und im Jahr 1942 erstmals in reiner Form hergestellt.

Thymol löst sich z.B. in Natron- oder Kalilauge und wird durch Ansäuern wieder daraus freigesetzt. Der Feststoff besitzt seinen Schmelzpunkt bei 51°C und sein Siedepunkt liegt bei 233°C.

Die Dichte beträgt 0,97 g/cm³. Der Dampfdruck beträgt bei 65°C 1,3 hPa. Der Flammpunkt liegt bei 104°C.

In zahlreichen In-vitro-Studien mit extrahierten Zähnen finden Thymollösungen Verwendung als Lagermedium. Schwanenberg (1998) lagerte Rinderzähne vor dem Versuchsbeginn in 10 %iger Thymollösung.

Goodis et al. (1993) konnten nachweisen, dass Thymol im Vergleich mit phosphatgepufferten Salzlösungen bezüglich realitätsnahen Scherkraftbestimmungen an extrahierten Zähnen sehr gut geeignet ist.

3.1.3 Gips

Laborit, ein Modellhartgips der Klasse III der Firma Ernst Hinrichs GmbH wurde für die Herstellung der Gipsblöckchen verwendet, in denen die Rinderzähne fixiert wurden.

3.1.4 Ätzel

Um ein retentives Muster auf der Zahnoberfläche zu erhalten, wurde ein Ätzel mit 20%-iger Orthophosphorsäure verwendet (Gluma Etch 20 Gel, Heraeus Kulzer GmbH, Germany). Die Einwirkzeit betrug 20 Sekunden (Abb. 22).



Abb. 22: Spritze mit Gluma Etch Gel.

Danach wurde das Ätzel mit einem Speichelzieher abgesaugt und mit einem Sprayvit für jeweils 10 Sekunden mit Wasser abgesprüht und trocken geblasen.

3.1.5 Adhäsiv

Das Bracket-Adhäsiv hat zwei Aufgaben. Während der gesamten Behandlung soll ein fester Verbund zwischen Zahn und Bracket vorhanden sein, wohingegen es sich beim Entfernen leicht lösen soll. Darum darf die Haftfestigkeit nicht zu niedrig, aber auch nicht zu hoch sein. Um Schmelzausrisse zu vermeiden, sollte beim Debonding der Bruch an der Grenzfläche Bracket und Adhäsiv und nicht zwischen Adhäsiv und Zahn liegen. Die meisten Studien geben eine Haftfestigkeit von ca. 8 bis 10 MPa an (Cehreli et al., 2005; Holzmeier et al., 2008). Ist die Haftkraft geringer, kann es zu einem Bracketverlust bei Kaueinwirkung kommen. Liegt die Haftkraft über 20 MPa, besteht beim Debonding eine erhöhte Gefahr von Schmelz-Frakturen (Fritz et al., 2001; Holzmeier et al., 2008).

Die Säure-Ätz-Technik und das Kleben von Brackets mit Kompositen ist seit vielen Jahren Standard. Der Trend geht gegenwärtig zu selbstkonditionierenden Adhäsiven. Durch Reduzierung der beim Bonding nötigen Arbeitsschritte kann bis zu 60% der Zeit eingespart werden. Fehler und Kontaminationsquellen auf dem Arbeitsfeld werden reduziert. Selbstkonditionierende Primer enthalten saure hydrophile Monomere, welche die Zahnoberfläche gleichzeitig ätzen und mit einer dünnen Schicht ungefüllten Kunststoffes überziehen (primen). In verschiedenen Untersuchungen wurde eine mit der konventionellen Konditionierung vergleichbare Bindungsfestigkeit bescheinigt, wobei kein Produkt die Wirtktiefe von 35%-iger Phosphorsäure erreicht (Arhun et al., 2008, Cal-Neto et al., 2006, Cehreli et al., 2005; Vicente et al., 2005). Die Bruchgrenze verlagert sich in den Bereich Schmelz-Adhäsiv, wodurch weniger Kompositrückstände auf der Zahnoberfläche verbleiben (Attar et al., 2007; Holzmeier et al., 2008). Der geringere Substanzverlust während der Konditionierung und das schmelznahe Bruchverhalten bei nachgewiesenem verminderten Risiko für Schmelzfrakturen lassen selbstätzende Adhäsive auch für die Kieferorthopädie interessant werden (Amm et al., 2008; Arhun et al., 2006).

Für die Prüfung der Haftfestigkeit des SmartClip™ SL3 Brackets ist das lichthärtende Adhäsiv „Transbond XT“ (3M Unitek) verwendet worden.

Die Verarbeitung des Adhäsivs wurde entsprechend der Gebrauchsanleitung durchgeführt.

Mit diesem Adhäsiv können sowohl Metall- als auch Keramikbrackets auf die Zahnoberfläche aufgeklebt werden.



Abb. 23: Flasche mit Primer.

Transbond XT ist sowohl in Kapselform als auch als Spritze erhältlich und gehört zur Gruppe der lichthärtenden Adhäsivsysteme. Diese Klebetechnologie gibt dem Behandler mehr Zeit, das Bracket zu positionieren.

Die Paste setzt sich aus 10 - 18% Bis-GMA, 6-12 % Bis-EMA und 72-78% Füllstoffen wie Quarz und Silikone zusammen.

Der Primer (Abb. 23) enthält einen höheren Bis-GMA-Anteil und enthält keine Füllstoffe. Dies erlaubt eine bessere Penetration des Kollagenetzwerkes, welches durch die Säure-Ätz-Technik auf der Zahnoberfläche frei gelegt wurde, was bei einer hochviskosen Paste nicht erreicht werden würde.

Die besondere Viskosität des Transbond XT Klebers (Abb. 24) verhindert das Herunterlaufen des Adhäsivs, sowie das Driften des Brackets auf dem Zahn.

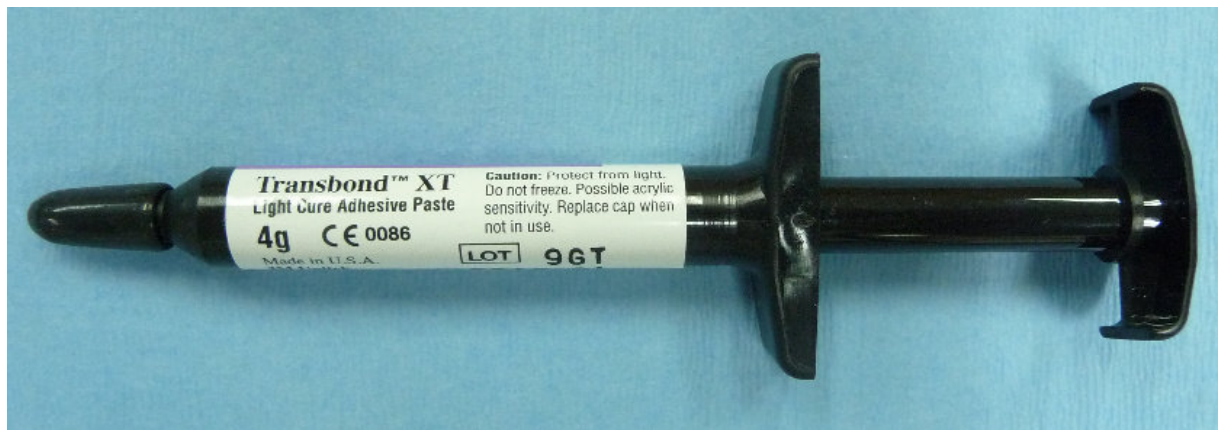


Abb. 24: Transbond XT Bond.

Die Kleberkapseln und die dazugehörige Spenderpistole ermöglichen, ebenso - wie die Spritze - ein leichtes und kontrolliertes Auftragen des Adhäsivs.

3.1.6 Bleichmittel

Für den Vorgang des Bleichens wurde das Bleichmittel „Opalescence quick“ (Ultradent) mit 45% Carbamidperoxid verwendet (Abb. 25).

Hierbei handelt es sich um ein 45%-iges, hochvisköses Carbamidperoxidgel, welches Anwendung in der zahnärztlichen Praxis als sogenanntes „in-office-Bleaching-Agens“ findet.

„Opalescence quick“ kombiniert die Eigenschaften von Zahnaufhellungen zu Hause und in der Praxis. Mit der Anwendung eines hochintensiven Präparates kann eine kontrollierte Behandlung in der Praxis angeboten werden, mit den Vorzügen der Schienen-Applikation. Das Bleichagens wird in eine vom Zahntechnikerlabor individuell hergestellte Schiene appliziert und dem Patienten im Behandlungsstuhl eingesetzt. Während des Aufhellungsprozesses kann der Patient im Wartezimmer Platz nehmen. Eine Sitzung dauert ca. 30 bis 60 Minuten. Zumeist sind die gewünschten Ergebnisse schon nach drei bis vier Behandlungen erreicht.



Abb. 25: Opalescence Quick 45% PF.

Eine Startbehandlung mit Opalescence Quick 45% PF hat mehrere Vorteile:

- ✚ In der Praxis besteht die beste Gelegenheit, dem Patienten das Einbringen der Schiene in den Mund und die Überschuss-Entfernung praktisch zu zeigen.
- ✚ Sollten während der ersten Tragezeit im Wartezimmer Sensibilitäten auftreten, so steht das Praxisteam sofort zur Verfügung und kann intervenieren.
- ✚ Nach der Startbehandlung mit Opalescence Quick 45% PF ist oft schon eine Aufhellung der Zähne zu erkennen. Dies motiviert wiederum den Patienten, die Aufhellung zu Hause mit seiner Schiene und den Opalescence PF-Gelen bis zu dem gewünschten Aufhellungsgrad fortzusetzen.

(IQ. 3: Produktinformation Opalescence Quick 45% PF)

Darüber hinaus befindet ein neues Produkt auf dem Markt, das Opalescence PF mit „Sustained-Release“ Formel:

Ultradents Sustained Release-Formel stellt sicher, dass der aktive Wirkstoff über einen längeren Zeitraum hinweg langsam abgegeben wird. Das Gel bleibt dem Einsatz über Nacht auch noch nach mehreren Stunden wirksam (Matis et al, 1999).

3.1.7 Universalprüfmaschine



Abb. 26: Universalprüfmaschine.

Geräteaufbau:

1: Abschervorrichtung, 2: Rechereinheit zum Aufzeichnen und Auswerten der Abscherergebnisse

Für den Abscherversuch wurde eine Universalprüfmaschine der Firma „Instron“ verwendet (Abb. 26). Hierbei handelt es sich bei dem Zweisäulensystem 5965 der

Firma „Instron“ um ein hochmodernes, modulares Materialprüfsystem, welches eine hohe Genauigkeit, Haltbarkeit und optimale Anpassungsfähigkeit an sich wandelnde Anforderungen gewährleistet. Der Prüfraum und die Traverse sind für eine maximale Nennkraft von 5000 N ausgelegt, wobei die Traversengeschwindigkeit variabel von 0,001 bis 3000 mm/min gewählt werden kann. Die Steuerung der Maschine und die Messdatenauswertung erfolgt mit Hilfe der Software Bluehill 2 der Firma „Instron“.

Die Prüfkörper werden in eine Schnellspannvorrichtung eingespannt und so ausgerichtet, dass der Abscherkolben zwischen die Labialfläche und die Bracketflügel zeigt, damit die Kraft direkt auf die Bracketbasis abgeleitet wird.

3.1.8 Spektrophotometer

Die Farbmessung erfolgte mit einem Spektrophotometer CM 3500 d der Firma Minolta (Abb. 27).



Abb. 27: Spektrophotometer.

(IQ. 4: Spektrophotometer).

1: Monitor, 2: Spektrophotometer, 3: Rechner

Das Spektralphotometer CM-3500d ist ein Laborgerät mit d:8°-Geometrie (di:8° Glanzeinschluss und de:8° Glanzausschluss) mit Top-Port, das für eine Vielzahl von Farbmessanwendungen konzipiert wurde. Die Steuerung erfolgt über die optionale SpectraMagic NX und gewährleistet eine einfache und effiziente Farbkontrolle.

Das Prinzip des Top-Port (Messöffnung nach oben) ermöglicht eine einfache Positionierung der Proben, so dass sich nicht nur Feststoffproben, sondern auch Granulate, Pulver, Pasten und sogar opake Flüssigkeiten per Reflexionsmessung geprüft werden können.

Mit dem CM-3500d lassen sich sowohl Reflexions- wie auch Transmissionsmessungen durchführen. Wechselblenden von 3,8 und 30 mm Durchmesser sowie eine spezielle Messblende für Petrischalen bieten größtmögliche Flexibilität für verschiedene Messprobentypen.

Transparente Flüssigkeiten oder Feststoffproben können in der Transmissionskammer gemessen werden.

(IQ. 4: Informationen zu Spektrophotometer)

3.1.9 Stereomikroskop

Nach dem Abscheren der Brackets wurde die Abrissfläche mit einem Stereomikroskop der Firma Bresser Advanced ICD mit einer 5 Megapixel Bresser Kamera und LED-Ringbeleuchtung untersucht. Das Advance ICD ist das erste trinokulare Auflicht- und Durchlicht-Mikroskop im BRESSER-Programm. Die Kombination aus einem Stereo-Zoomobjektiv (1x-4x), wechselbaren hochwertigen Weitfeld-Okularen (10x, 20 x) und einer Zusatzlinse (2x) ergibt einen sehr weiten Vergrößerungsbereich von 10x bis 160x.

Fotografien mit einer Kamera oder einem PC-Okular, die am trinokularen Aufsatz angeschlossen werden können, sind gleichzeitig mit visueller Beobachtung durch das rechte Okular möglich. Der individuelle Augenabstand und der Dioptrienausgleich sind einstellbar. Die erhaltenen Bilder sind sehr detailliert, kontrastreich und plastisch. Dafür sorgt auch die helle Halogenbeleuchtung

(einschließlich Blaufilter), die sich dimmen und für die Auflicht- und Durchlichtbeobachtung separat zuschalten lässt.

(IQ. 5: Informationen zum Stereomikroskop der Firma Bresser Advanced ICD)

3.2 Methoden

3.2.1 Substratgewinnung und Vorbereiten der Rinderzähne

Wir verwendeten in vorliegender Studie die mittleren und seitlichen Unterkieferincisivi ausschließlich der zweiten Dentition. Zur Zwischenlagerung vor der eigentlichen Reinigung der extrahierten Zähne wurden diese in einer isotonischen NaCl-Lösung gelagert.

Die Zähne bzw. die Zahnwurzeln wurden mittels Skalpell von den Geweberesten befreit. Mittels Poliermotor, Bimsmehl und einer abrasiven Polierpaste wurden die Wurzeloberflächen poliert. Die Labialflächen der Zähne wurden ebenfalls – hier jedoch sehr vorsichtig – von Gewebe- und Speiseresten und groben Verfärbungen gesäubert.

Für den Versuch haben wir nun aus den gereinigten Zähnen diejenigen ausgesucht, die folgende Auswahlkriterien erfüllten.

Auswahlkriterien:

- vollständige Wurzel
- komplett erhaltene Zahnkrone
- möglichst „gerade“ Labialfläche, damit die Brackets besser abgeschert werden können
- Zahnkronen, die genügend Platz für das Fixieren des Brackets erlauben

3.2.2 Herstellung der Prüfkörper

Vor dem eigentlichen „Eingipsen der Zähne“ wurden zwei Silikonschablonen hergestellt. Die erste Schablone dient zur Anfertigung so genannter Gipskreuze (Abb. 28).

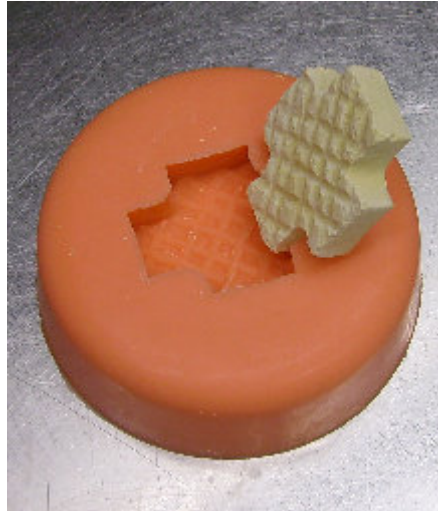


Abb. 28: Silikonmodell

Diese Gipskreuze haben wir dann in die zweite Schablone gelegt, um mit dem Eingipsen der Zähne beginnen zu können.

Auf diesem „Gipskreuz“ ist der Rinderzahn mittels Knetsilikon so positioniert worden, dass die Schneidekante des Zahnes auf dem Silikonschablonenrand auflag und die Wurzel mittig in der Schablone mittels Heißkleber fixiert werden konnte (Abb. 29).



Abb. 29: Fixierter Rinderzahn

Im Anschluss daran mischten wir Laborit, ein Modellhartgips der Klasse III (DIN EN ISO 6873) laut Herstellerangaben der Firma Ernst Hinrichs GmbH an und füllten ihn in das Model.

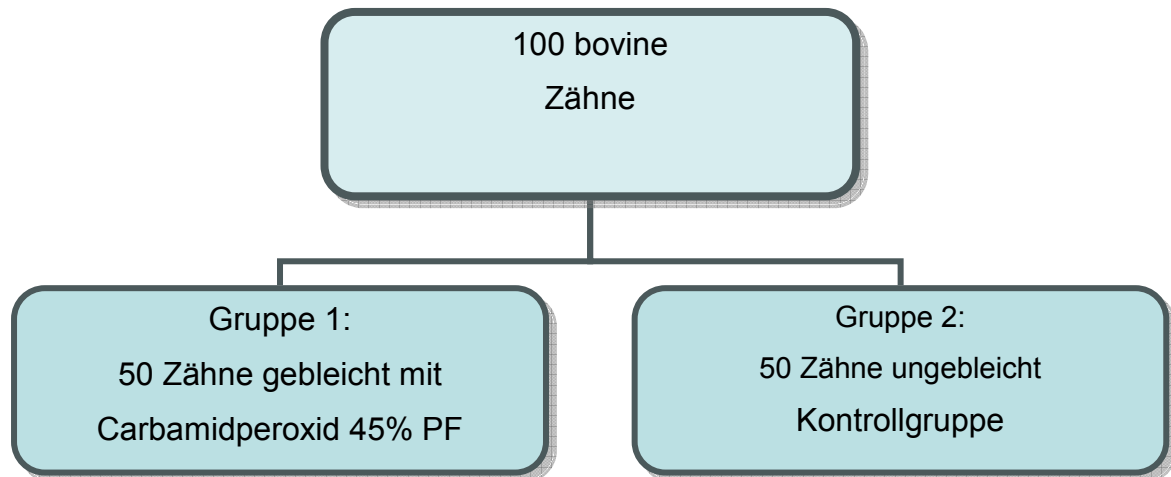
Folgende Kriterien wurden beachtet:

- Mischungsverhältnis: 100 g Gips : 30 ml Wasser
- Verarbeitungszeit: 5 – 6 Minuten
- Abbindezeit: 10 – 12 Minuten
- Expansion nach 2 h: 0,14 %

Auf diese Weise wurden alle 100 Rinderzähne in Gipsblöckchen fixiert. Nach der endgültigen Aushärtung trimmten wir die Gipsblöckchen und lagerten diese wiederum in 0,1 %iger Thymollösung.

3.2.3 Versuchsprotokoll

Die 100 Gipsblöckchen wurden nummeriert und in zwei Versuchsreihen zu je 50 Gipsblöckchen aufgeteilt. Für jede Versuchsreihe legten wir ein Versuchsprotokoll an (Abb. 30):



Versuchsprotokoll Gruppe 1:	Versuchsprotokoll Gruppe 2:
<ul style="list-style-type: none"> • Farbmessung mittels Spektrophotometer • Bleichen der Labialfläche • Farbmessung mittels Spektrophotometer • Ätzen der Labialfläche • Auftragen des Bondings • Lichthärtung • Benetzen des 3M Unitek Smartclip – Brackets mit Transbond XT • Bekleben des Zahnes mit 3M Unitek Smartclip – Brackets • Lichthärtung • 1-wöchige Wasserlagerung bei 37°C • Abscheren des Brackets mittels Universalprüfmaschine • Beseitigen der Klebereste • Farbmessung mittels Spektrophotometer 	<ul style="list-style-type: none"> • Farbmessung mittels Spektrophotometer • Ätzen der Labialfläche • Auftragen des Bondings • Lichthärtung • Benetzen des 3M Unitek Smartclip – Brackets mit Transbond XT • Bekleben des Zahnes mit 3M Unitek Smartclip – Brackets • Lichthärtung • 1-wöchige Wasserlagerung bei 37°C • Abscheren der Brackets mittels Universalprüfmaschine • Beseitigen der Klebereste • Farbmessung mittels Spektrophotometer

Abb. 30: Übersicht über das Versuchsprotokoll.

3.2.4 Farbbestimmung

Mittels eines Spektrophotometers der Firma Minolta wurde die Farbe der Zähne beider Versuchsreihen gemessen, indem die Labialfläche auf der Linsenöffnung platziert wurde. Dieses Spektrophotometer misst die Farbe gemäß dem Farbsystem CIE-L*a*b*.

Nach Kalibrierung des Minolta Spektrophotometers positionierten wir die einzelnen Proben über einer Lochblende mit einer Größe von 4 mm und geöffneter Glanzfalle und stellten die Zahnfarbe fest.

Wie das Versuchsprotokoll unter Kapitel 3.2.3 zeigt, erfolgte die Farbmessung für die ungebleichten Zähne zweimal und für die gebleichten Zähne dreimal. Zu Beginn, um die Ausgangsfarbe vor Bleichung zu bestimmen, nach Bleichen und am Ende der Versuchsdurchführung, um eventuelle Farbveränderungen festzustellen.

3.2.5 Bleaching

Die Zähne der Versuchsreihe 1 wurde mittels eines Bleichgels aufgehellt.

Verwendet wurde das Bleichgel Opalescence Quick 45% PF der Firma Ultradent. Hierzu wurde das Bleichgel auf die gereinigte Labialfläche des Zahnes aufgebracht. Die Einwirkzeit betrug 30 Minuten. Danach wurde das Bleichgel mittels Sprayvit für 30 s mit Wasser gereinigt und anschließend ebenfalls für 30 s mit einem öl- und feuchtigkeitsfreiem Luftstrahl getrocknet. Im Anschluss daran erfolgte wiederum eine Farbmessung.

Die registrierten Farbmessungen wurden in einer Liste zu den jeweiligen Probennummern registriert.

3.2.6 Ätzen und Bonding

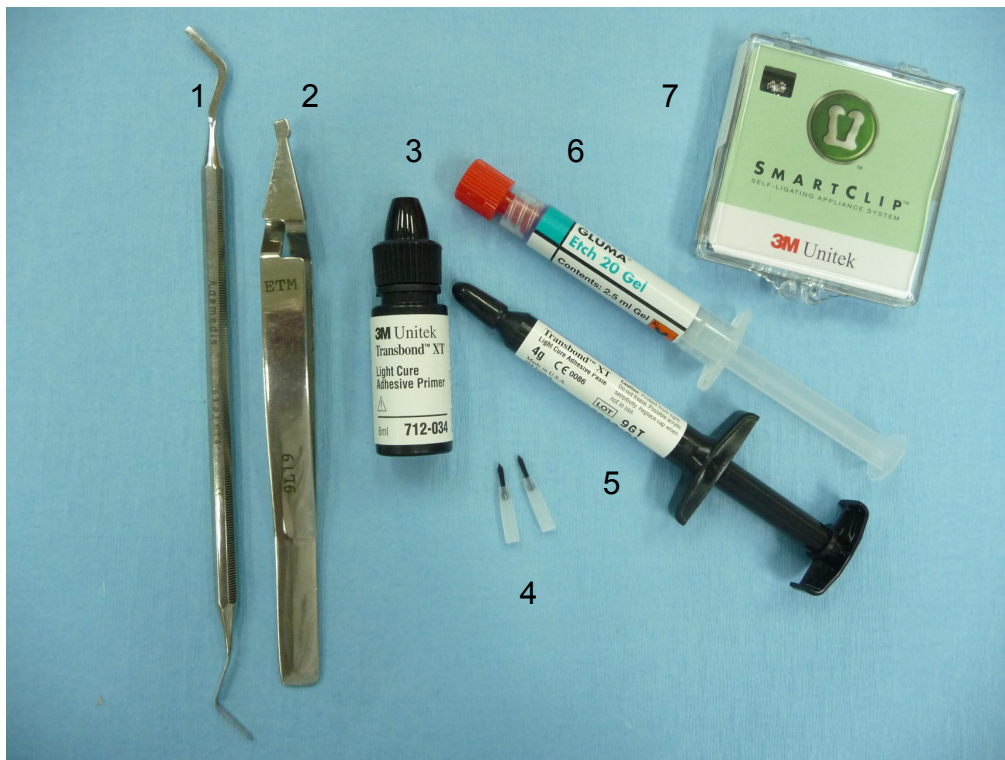


Abb. 31: Grundinstrumentarium zur Bracketfixierung.

1: Heidemannspatel zur Ausrichtung des Brackets auf der Zahnoberfläche,
2: Bracketpinzette zum Fassen des Brackets, 3: Flasche mit Primer, 4: Pinsel
zum Benetzen der Zahnoberfläche mit Primer, 5: Spritze mit Bondingflüssigkeit,
6: Orthophosphorsäure zum Anätzen der Zahnoberfläche, 7: 3M Unitek
SmartClip™-SL3 Bracket

Nun konnte mit der Bracketplatzierung begonnen werden. Vor dem Primern und Bonden wurde die Labialfläche der Rinderzähne durch das Auftragen des Ätzelgels „Gluma Etch 20“ angeätzt und nach einer Einwirkzeit von 20 s (Herstellerangaben) mittels Wasserstrahl gründlich gereinigt und wiederum mit einem öl- und feuchtigkeitsfreiem Luftstrahl getrocknet.

Auf die Labialfläche der Rinderzähne beider Gruppen wurde der Light Cure Adhesive Primer von der Firma 3M Unitek Transbond XT aufgetragen und für 30 Sekunden ausgehärtet (Abb. 31).

Die Bracketbasis des 3M Unitek Smartclip™ SL3 Brackets versehen wir mit der Transbond XT Light Cure Adhesive Paste. Mit einer Bracketpinzette haben wir das Bracket auf der Labialfläche der Rinderzähne platziert. Ziel war es, dass alle Brackets mit einem gleich bleibenden physiologischen Anpressdruck platziert wurden. Überschüssige Kleberreste entfernten wir mit einem Heidemannspatel und der Kleber härtete mittels einer Polymerisationslampe (3M Unitek) jeweils 15 Sekunden von mesial und distal aus.

3.2.7 Wasserlagerung

Um den Bedingungen von Zähnen in vivo zu entsprechen, wurden die Probezähne eine Woche lang in destilliertem Wasser gelagert.

3.2.8 Abscherversuch/Debonding

Nach Abschluss der Lagerzeit wurden die Abscherversuche der Brackets durchgeführt. Für diese Versuche haben wir eine Universalprüfmaschine der Firma Instron verwendet (Abb. 32).



Abb. 32: Eingespannter Prüfkörper.

1: Universalprüfmaschine, 2: Schnellspannvorrichtung, Pfeil: eingespannter Prüfkörper

Den Prüfkörper spannten wir in eine Schnellspanvorrichtung ein und die Bracketbasis richteten wir parallel zum Abscherkolben aus (Abb. 33).

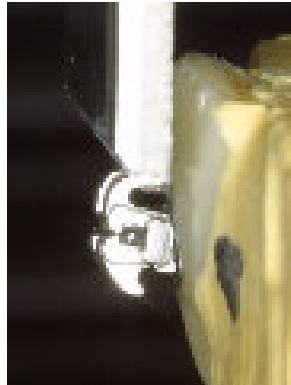


Abb. 33: Ausrichten der Abschervorrichtung.

Der Abscherkolben wurde so ausgerichtet, dass die Kraft auf die Bracketbasis übertragen wird. Aus diesem Grund zeigt die Spitze des Abscherkolbens auf die Bracketflügel.

Der Abscherkolben haben wir mit einer Vorschubgeschwindigkeit von 1 mm pro Minute in Richtung Bracket bewegt. Ein an die Maschine angeschlossener PC zeichnete dabei in einer Kurve die bis zum Abriss auftretende Kraft über den Weg auf. Die Kraftanzeige erfolgte in Newton (N).

Wichtig für den Abscherversuch war, dass die Spitze des Abscherkolbens auf die Bracketflügel zeigte, um eine gezielte Kraft auf die gesamte Bracketbasis zu übertragen.

3.2.9 Qualitative Bestimmung der Abrissfläche nach Debonding

Nach dem Abscheren wurde die Abrissfläche auf den Labialflächen der Rinderzähne aller Versuchsproben mittels eines Stereomikroskopes untersucht.

Die Einteilung erfolgte nach dem von Oliver (1988) eingeführten modifizierten Adhesive Remnant Index (ARI):

1 = 100 % Adhäsiv verbleiben auf dem Zahn (mit Impressionen der Bracketbasis)

2 = mehr als 90 % Adhäsiv verbleiben auf der Zahnoberfläche

3 = mehr als 10 %, weniger als 90 % Adhäsiv verbleiben auf dem Zahn

4 = weniger als 10 % verbleiben auf der Zahnoberfläche

5 = 0 % Adhäsiv verbleiben auf dem Zahn

3.2.10 Adhäsiventfernung

Nach Versuchsende reinigten wir die Zähne vom Restadhäsiv. Die Entfernung erfolgte mit einem Schnellläufer und einer kreuzverzahnten Fräse mit niedriger Umdrehungszahl. Makroskopisch sah der Schmelz unbeschädigt aus und fühlte sich glatt an. Anschließend erfolgte für alle Zähne der Versuchsgruppe 1 und 2 eine erneute Farbmessung.

3.2.11 Statistische Auswertung

Nach Abschluss der Versuchsdurchführung wurden die gewonnenen Ergebnisse statistisch ausgewertet.

Experimentelle Auswertung

Die Bruchkraft ist erreicht, wenn der Anstieg der Kraftänderungskurve abrupt um 30% abfällt. Die Kräfte, welche zum Abscheren des Brackets führten, sind direkt von der Prüfmaschine in Newton [N] abgelesen worden.

Unter Berücksichtigung der Größe der retentiven Bracketbasen in [mm²] wurden die Werte in Verbundfestigkeit [MPa] nach der folgenden Formel umgerechnet:

$$\text{Verbundfestigkeit [MPa]} = \text{Kraft [N]} / \text{Bracketbasisfläche [mm}^2\text{]}.$$

Durch diese Formel ist der Vergleich der Ergebnisse mit anderen Studien möglich.

Deskriptive Statistik

Bei der Durchführung der Abscherversuche ergaben sich folgende Fragestellungen:

- Hat die Vorbehandlung (gebleicht/ungebleicht) Einfluss auf den SBS - Wert?
- Hat die Vorbehandlung (gebleicht/ungebleicht) Einfluss auf den ARI – Wert?

Um den Einfluss der Vorbehandlung auf den SBS – und ARI – Wert beim 3M Unitek SmartClip – Bracket zu prüfen, wurden zunächst uni – (SBS bzw. ARI) und multivariate (SBS und ARI) Varianzanalysen nach dem „Allgemeinen Linearen Modell“ (ALM) berechnet.

Dabei ergaben sich Hinweise, dass:

- die Vorbehandlung einen signifikanten Einfluss auf SBS und insbesondere ARI haben könnte.
- eine signifikante Wechselwirkung zwischen Brackettyp und Vorbehandlung bestehen könnte.

Allerdings war der Levene – Test hoch signifikant, d.h. wegen fehlender Varianzhomogenität in den Untergruppen sind diese Ergebnisse streng genommen nicht verlässlich zu interpretieren.

Daher wurden in einem zweiten Schritt jeweils einfache Mittelwertvergleiche zwischen den Gruppen gebleicht versus ungebleicht für das 3M Unitek SmartClipTM – SL3 Bracketsystem vorgenommen.

Im Hinblick auf SBS ist der t – Test für unabhängige Stichproben vorgenommen worden.. Im Hinblick auf ARI wegen fehlender Normalverteilung der Daten der äquivalente nicht – parametrische U - Test nach Mann – Whitney.

4. Befunde

4.1 Einfluss des Bleichens auf Scherhaftfestigkeit des 3M Unitek SmartClip-Brackets

Im ersten Schritt der SBS – Vergleiche werden die Eigenschaften der jeweiligen Merkmalsverteilung mit Hilfe des Mittelwertes, des Medianwertes als Maß für die zentrale Tendenz, der Standardabweichung als Streuungsmaß, des Minimal- und Maximalwertes, sowie des 25%- und 75%- Perzentils als Ordnungsstatistiken charakterisiert.

Die experimentellen Ergebnisse der Verbundfestigkeitswerte werden in tabellarischer und grafischer Form (Box –Whisker – Plot) dargestellt.

Tab. 1: Deskriptive Statistik.

BRACKET	Vorbehandlung		SBS [MPa]	ARI		
3M Smartclip	gebleicht	N	48	48		
		Mittelwert	8,5815	2,7500		
		Median	8,8900	2,5000		
		Standardabweichung	2,9931	1,376 ¹		
		Minimum	1,79	1,00		
		Maximum	14,59	5,00		
		Perzentile	25	6,5425	2,0000	
			75	10,7550	4,0000	
			ungebleicht	N	47	47
				Mittelwert	8,3781	1,9362
Median	8,2500			2,0000		
Standardabweichung	2,8242			,9870		
Minimum	3,04			1,00		
Maximum	17,93			5,00		
Perzentile	25			6,3800	1,0000	
	75			10,2500	2,0000	

Die deskriptive Statistik zeigt die SBS Mittelwerte der Versuchsgruppen gebleicht vs ungebleicht. Es ist ersichtlich, dass der SBS Wert der Versuchsgruppe „gebleichte Zähne“ + 3M Unitek SmartClip™ – SL3 Bracket mit 8,5815 MPa nur um 0,2034 MPa höher liegt als der SBS Wert der Kontrollgruppe „ungebleichte Zähne“ + 3M Unitek SmartClip™ – SL3 Bracket (8,3781 MPa) (Tab.1; Abb. 34).

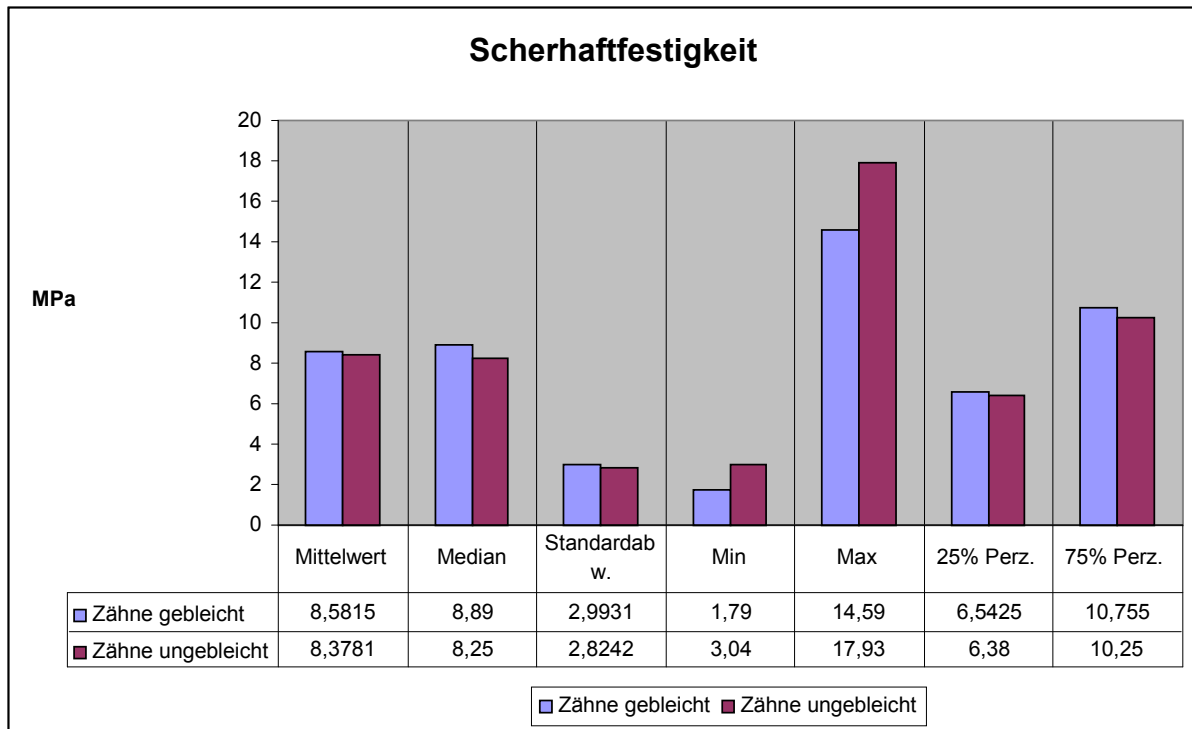


Abb. 34: Vergleich der Werte der deskriptiven Statistik

Bei der Versuchsgruppe „Zähne gebleicht“ lag der Mittelwert bei 8,5815 MPa, der Medianwert bei 8,8900 MPa, die Standardabweichung bei 2,9931 MPa, der Minimalwert bei 1,79 MPa, der Maximalwert bei 14,59 MPa, der 25 % - Perzentilwert bei 6,5425 und der 75 % - Perzentilwert bei 10,7550 MPa.

Dem gegenüber stehen die Werte der Kontrollgruppe „Zähne ungebleicht“. Der Mittelwert betrug hier 8,3781 MPa und ist um 0,2034 MPa niedriger. Der Medianwert war 8,2500 MPa und ist um 0,64 MPa niedriger. Der Minimalwert war hier mit 3,04 MPa um 1,25 MPa höher. Auch der Maximalwert lag mit 17,93 MPa um 3,34 MPa höher. Der 25 % - Perzentilwert betrug 6,38 MPa und der 75 % - Perzentilwert war bei 10,25 MPa und somit beim 25 % - Perzentilwert um 0,1625 MPa höher und beim 75 % - Perzentilwert um 0,505 MPa niedriger (Tab.1; Abb. 34).

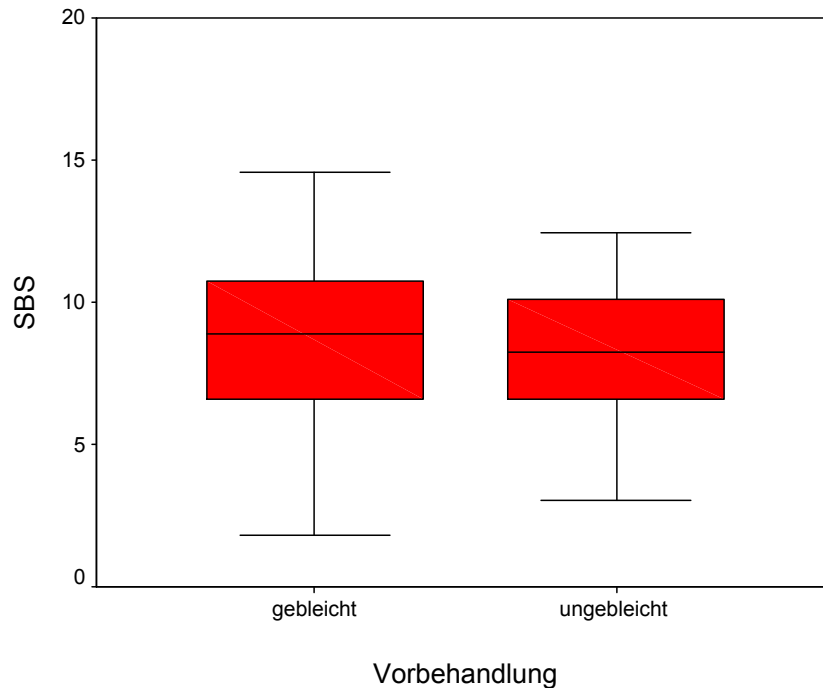


Abb. 35: Box-Wisker-Plot zum Vergleich des SBS zwischen gebleichten und ungebleichten Zähnen.

Der Boxplot (Abb. 35, 42) repräsentiert grafisch die Verteilung und die Lage der Beobachtungswerte. Er stellt den Medianwert, den Minimal- und Maximalwert, den 25% - und 75 % - Perzentil dar. Die Box an sich wird begrenzt durch das obere und das untere Quartil, dazwischen findet sich der Interquartilsabstand, der ein Maß für die Streuung der Daten darstellt. Ein durchgehender Strich, den den Interquartilsabstand in zwei Hälften mit je 50 % der Daten teilt, gibt den Median – Wert wieder. Entsprechend der Lage des Medians kann die Verteilung der Daten erfasst bzw. die Schiefe bestimmt werden. Befindet sich der Median beispielsweise im rechten Teil innerhalb der Box, so wird von einer linksschiefen Verteilung gesprochen.

Die so genannten milden Ausreißer sind Werte, deren Abstand vom 25 % - Perzentil nach unten bzw. vom 75 % - Perzentil nach oben zwischen dem eineinhalbfachen und dem dreifachen der Boxhöhe liegt.

Die Boxhöhe gibt den Abstand zwischen dem 25 % - Perzentil und dem 75 % - Perzentil wieder.

Als extreme Ausreißer werden die Werte bezeichnet, wenn der Abstand dieser Werte vom 25 % - und 75 % - Perzentil mehr als das dreifache der Boxhöhe beträgt.

In Abb. 35 zeigt sich bei den gebleichten Zähnen eine leichte Rechtsschiefe und bei den ungebleichten Zähne eine leichte Linksschiefe.

Wie unter Punkt 3.2.9 Statistische Auswertung bereits erwähnt, war der Levene – Test hoch signifikant, d.h. wegen fehlender Varianzhomogenität in den Untergruppen sind diese Ergebnisse streng genommen nicht verlässlich zu interpretieren.

Daher wurde in einem zweiten Schritt jeweils einfache Mittelwertvergleiche zwischen den Gruppen gebleicht versus ungebleicht für das 3M Unitek SmartClip™ – SL3 Bracketsystem vorgenommen.

Im Hinblick auf SBS wurde der t–Test für unabhängige Stichproben vorgenommen (Tab. 2).

Tab. 2: Student`s t-Test zur Ermittlung des Einflusses des Bleichens auf den SBS.

Independent Samples Test ^a										
		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means					95% Confidence Interval of the Difference	
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	Lower	Upper
SBS [MPa]	Equal variances assumed	,245	,622	,340	93	,734	,2034	,5973	-,9828	1,3895
	Equal variances not assumed			,341	92,875	,734	,2034	,5969	-,9821	1,3888

a. Brackettyp = 3M Smartclip

Der Test zeigt, dass sich kein signifikanter Einfluss der Vorbehandlung auf SBS ($p = 0,734$) ergab, in dem der mittlere SBS-Wert nach Bleichung nur geringfügig höher lag.

4.2 Vergleich der Farbstabilität infolge der Wasserlagerung und der Multibandbehandlung

Um beurteilen zu können, ob infolge der Wasserlagerung und der Multibandbehandlung eine Farbveränderung eintrat, wurde vor und nach dem Bleachen und nach dem Debonding die Farbe der einzelnen Proben mittels Spektrophotometer gemessen und in folgenden Tabellen (Tab. 3,4) miteinander verglichen.

Entscheidend für die Aussage, dass eine Farbveränderung eintrat, ist der ΔE -Wert. Der wahrnehmbare Unterschied zwischen zwei Farben wird als Distanz zwischen den beiden entsprechenden Farborten im Farbraum sichtbar und mit dem Begriff ΔE benannt. Das Zeichen Δ steht für den Unterschied und das E ist die Abkürzung für Empfindung. ΔE -Werte kleiner 2 sind nur schwer als Farbdifferenz erfassbar. Der Wert $\Delta E = 1$ ist als kleinster Farbunterschied definiert, den das menschliche Auge unter optimalen Bedingungen gerade noch erkennen kann. Die Berechnung von ΔE folgt der Pythagorasformel (Abb. 36) für die Raumdiagonale (Baltzer, 2007; Eliades et al., 2000).

$$\Delta E^* = \sqrt{(\Delta L^*)^2 + (\Delta a^*)^2 + (\Delta b^*)^2}$$

Abb. 36: Formel von Pythagoras für die Raumordinate.

Das Symbol „*“ soll CIE-L*a*b* - Werte von anderen Farbsystemen unterscheidbar machen. Generell gilt, dass ein $\Delta E^* < 1$ nicht als Farbunterschied akzeptiert wird, außer er kann von mehreren Betrachtern identifiziert werden. Ein visueller Farbunterschied trifft i. d. R. erst ab größeren Werten auf (Eliades et al., 2000; Johnston et al., 1989).

4.2.1 Beurteilung der Farbveränderung gebleichter Zähne

Nachfolgende Tabelle verdeutlicht, dass bei insgesamt 38 Proben (Tab. 3,4) oder 78% (Abb. 37) aller Proben der ΔE -Wert < 3 war, was bedeutet, dass die Farbveränderungen im klinisch akzeptablen Bereich lagen. Nur zwölf Proben zeigten keine klinisch abzeptablen Farbveränderungswerte (Tab. 4).

Tab. 3: Farbunterschied der gebleichten Zähne nach Debonding.

Metall gebleicht			<i>nach Debonding</i>						
Probe	L*	a*	B*	L*	a*	b*	$\Delta E < 3$	$\Delta E > 3$	C
1	61,4	-1,53	2,71	59,88	-1,5	1,26	2,101		1,4503
2	60,42	-1,93	-1,76	58,47	-1,63	-2,99	2,325		1,2661
3	64,4	-1,26	4,46	65,1	-1,37	3,56	1,145		0,9067
4	59,84	-1,9	-4,01	60,06	-2,05	-3,34	0,721		0,6866
5	61,89	-1,21	5,58	63,13	-1,42	5,92	1,303		0,3996
6	55,97	-1,96	5,39	57,71	-1,96	0,87		4,843	4,52
7	61,6	-2,33	-1,79	62,73	-2,23	-1,63	1,146		0,1887
8	63,24	-2,69	-0,62	65,82	-2,88	-1,63	2,777		1,0277
9	56,38	-2,22	-0,05	58,32	-2,06	-1,73	2,571		1,6876
10	62,22	-2,82	3,04	64,1	-2,67	0,21		3,401	2,834
11	59,55	-1,39	4,78	61,95	-1,48	5,14	2,429		0,3711
12	59,55	-2,37	1,14	61,59	-2,29	-0,74	2,775		1,8817
13	58,77	-2,5	1,99	59,34	-2,41	0,91	1,224		1,0837
14	63,8	-2,19	-1,9	64,4	-2,19	-3,6	1,803		1,7
15	61,22	-2,01	-2,23	62,71	-2,34	-3,64	2,078		1,4481
16	63,78	-2,61	-0,87	66,06	-2,77	-3,45		3,447	2,585
17	62,9	-1,13	4,13	62,38	-1,33	4,6	0,729		0,5108
18	62,37	-2,66	-0,01	64,45	-2,69	0,98	2,304		0,9905
19	62,21	-2,36	-3,19	66,33	-2,63	-4,83		4,443	1,6621
20	58,74	-1,7	-2,2	60,26	-2,22	-2,63	1,663		0,6748
21	64,28	-2,44	-1,83	63,71	-2,22	-3,57	1,844		1,7539
22	58,56	-2,18	-0,89	61,98	-2,48	-2,25		3,693	1,3927
23	61,04	-2,12	-1,81	62,03	-2,28	-2,35	1,139		0,5632
24	57,61	-1,28	-1,12	59,13	-2,08	-2,5	2,203		1,5951
25	58,11	-1,76	-2,13	58,4	-1,91	-3,65	1,555		1,5274
26	61,25	-2,43	-3,44	61,75	-2,55	-3,27	0,542		0,2081
27	63,2	-2,71	-2,37	62,83	-2,74	-2,44	0,378		0,0762
28	58,72	-2,09	-1,63	57,33	-2,45	-2,28	1,576		0,743
29	63,34	-2,46	-0,95	62,77	-2,94	-1,58	0,976		0,792
30	68,14	-2,65	-0,3	65,8	-2,49	-1,33	2,562		1,0424
31	61,42	-2,05	-2,87	64,71	-2,39	-3,38		3,347	0,6129
32	60,82	-2,51	-0,65	62,73	-2,7	-2	2,347		1,3633
33	71,53	-2,11	0,24	70,03	-2,26	0,03	1,522		0,2581
34	63,82	-2,66	-1,34	66,42	-3,46	-2,29	2,881		1,242
35	62,95	-2,69	-3,51	59,75	-2,69	-2,72		3,296	0,79

Fortsetzung Tab. 3 auf Seite 68.

36	60,98	-1,57	2,05	61,22	-1,61	1,45	0,647		0,6013
37	60,2	-1,73	4,32	64,29	-1,93	3,37		4,204	0,9708
38	55,91	-2,27	-3,88	59,42	-2,25	-3,7		3,515	0,1811
39	58,86	-2,31	-1,24	57,81	-1,96	-3,83	2,817		2,6135
40	60,05	-2,02	-3,23	59,64	-2,23	-2,97	0,529		0,3342
41	62,91	-1,53	3,25	62,24	-1,44	1,99	1,430		1,2632
42	59,47	-1,91	-3,42	59,92	-2,03	-4,26	0,960		0,8485
43	65,45	-2,5	0,73	62,21	-2,6	-0,35		3,417	1,0846
44	57,38	-2,14	-1,62	59,44	-2,5	-2,68	2,345		1,1195
45	58,35	-2,69	-1,93	59,53	-2,46	-2,03	1,206		0,2508
46	58,47	-2,39	-2,82	60,39	-2,29	-2,54	1,943		0,2973
47	60,52	-3,12	-3,86	61,04	-2	-4,4	1,348		1,2434
48	50,48	-1,15	13,84	55,08	-2,28	3,62		11,264	10,282
49	59,44	-1,57	2,79	59,79	-2,21	1,14	1,804		1,7698
50	57,73	-1,73	3,35	60,19	-1,34	2,72		2,569	0,7409

Tab. 4: Zusammenfassung zum Farbunterschied.

Metall gebleicht	
$\Delta E < 3$	38
$\Delta E > 3$	12

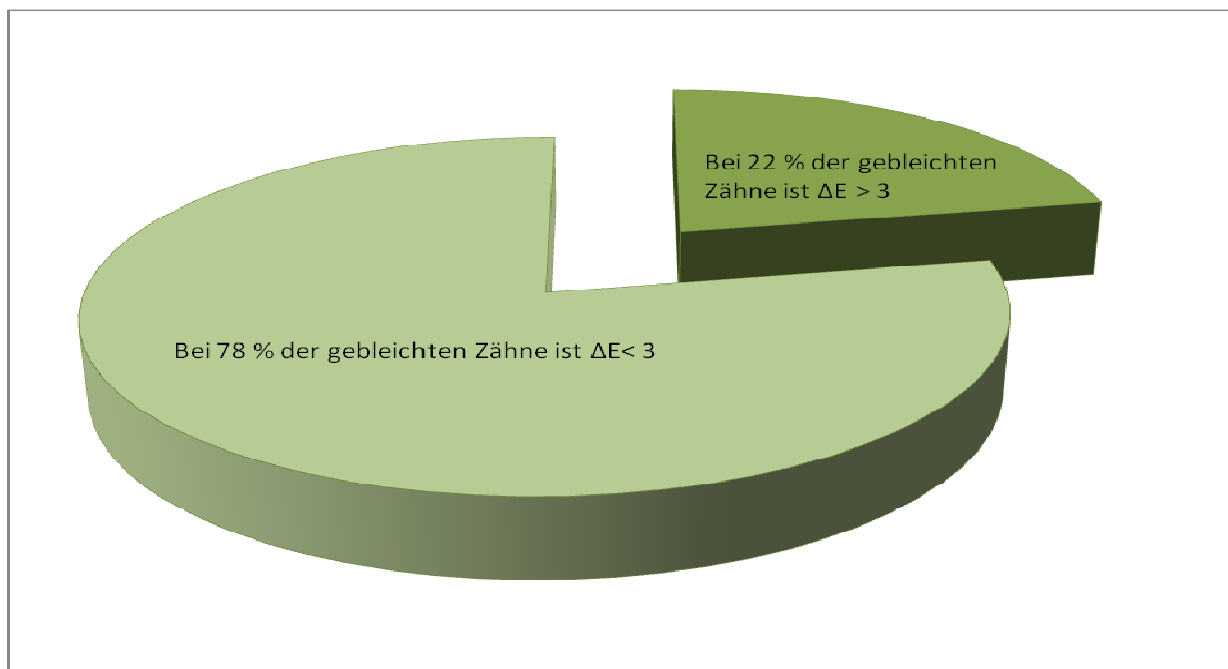


Abb. 37: Tortendiagramm Farbunterschied gebleichter Zähne nach Debonding.

Die Abbildungen 37 und 38 zeigen eindeutig, dass ein Großteil der Proben klinisch akzeptable Farbveränderungen aufweisen, indem der ΔE - Wert <3 (Werte unterhalb des grünen Striches) war.

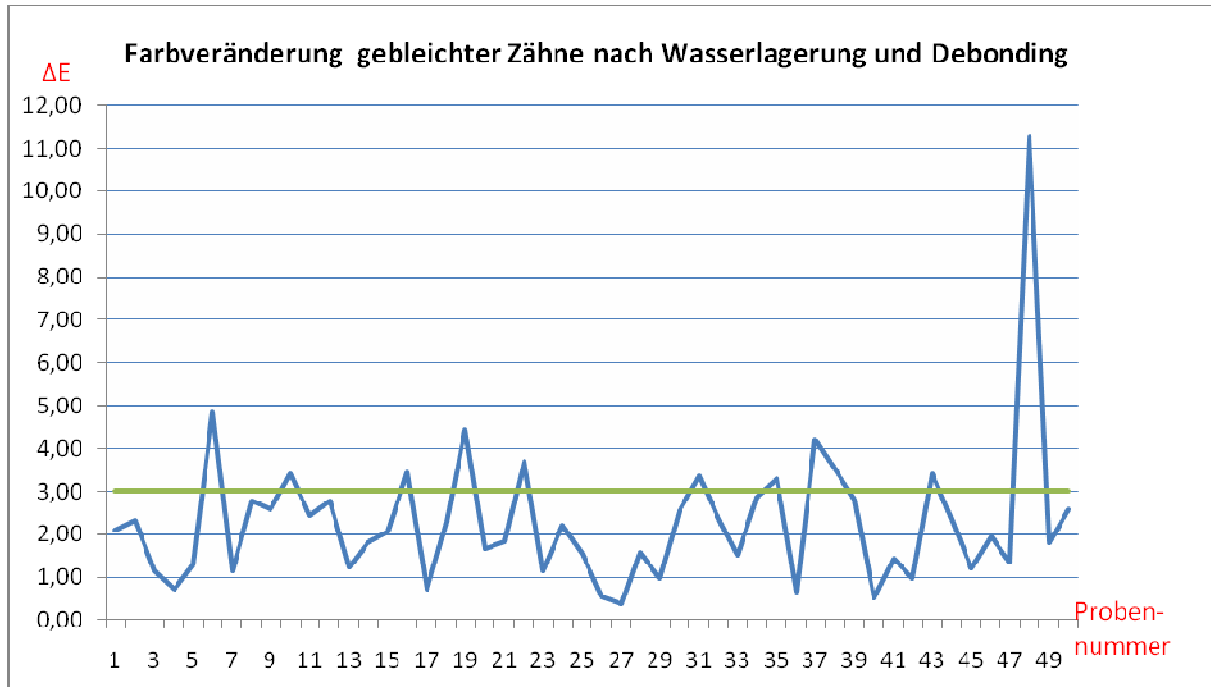


Abb. 38: Graphische Darstellung Farbunterschied gebleichter Zähne nach Debonding.

Nach Wasserlagerung wurden die Brackets abgeschert und nach Entfernung der Kleberückstände die Farbe gemessen. Diese Auflistung zeigt, dass in zwölf von 50 Fällen (= 24%) eine Farbveränderung eintrat, da $E > 3$. Wenn E größer 3 ist, dann bedeutet dies, dass die Farbveränderung klinisch nicht akzeptabel ist.

4.2.2 Beurteilung der Farbveränderung ungebleichter Zähne

Die folgende Tabelle zeigt den Farbunterschied ungebleichter Zähne nach dem Abscheren der Brackets und nach Entfernung des Restadhäsivs auf der Zahnoberfläche.

Tab. 5: Farbunterschied ungebleichter Zähne nach Debonding.

Metall ungebleicht		<i>nach Debonding</i>							
Probe	L*	a*	b*	L*	a*	b*	E		c
1	61,82	-1	5,44	60,33	-1,32	4,86	1,631		0,6624
2	62,76	-1,17	5,9	63,41	-1,36	5,31	0,898		0,6198
3	56,67	-2,15	-3,34	58,19	-2,83	-3,32	1,665		0,6803
4	55,09	-2,22	3,6	57,08	-2,3	0,33		3,829	3,271
5	52,49	-0,81	8,23	56,15	-2,83	1,34		8,059	7,18
6	61,9	-0,79	4,9	60,34	-1,27	3,9	1,914		1,1092
7	60,83	-1,16	4,26	60,65	-1,51	3,19	1,140		1,1258
8	66	-1,88	8,81	63,89	-2,58	2,93		6,286	5,9215
9	64,52	-1,31	3,5	61,47	-1,62	3,48		3,066	0,3106
10	57,63	-0,83	5,29	55,35	-1,78	7,25		3,153	2,1781
11	58,49	-1,84	1,14	58,8	-2,11	-0,88	2,061		2,038
12	60,58	-1,65	3,17	60,79	-1,76	2,07	1,125		1,1055
13	64,59	-2,87	-0,57	60,99	-3,13	-1,04		3,640	0,5371
14	64,35	-1,01	6,55	59,11	-1,29	4,15		5,770	2,4163
15	61,55	-1,3	3,77	60,86	-1,42	2,89	1,125		0,8881
16	56,64	-1,45	-0,6	56,56	-1,66	-0,93	0,399		0,3912
17	60,15	-1,55	3,66	63,6	-1,54	2,81		3,553	0,8501
18	60,01	-2,38	-1,22	59,84	-2,25	-1,59	0,427		0,3922
19	61,3	-3,52	-0,87	61,38	-2,44	-2,4	1,874		1,8728
20	49,19	-0,33	9,68	58,98	-1,2	5,39		10,724	4,3773
21	62,07	-2,63	-1,62	61,95	-2,49	-1,29	0,378		0,3585
22	59,38	-1,16	6	61,35	-1,37	4,98	2,228		1,0414
23	46,77	-2,05	-0,44	57	-2,68	1,83		10,498	2,3558
24	59,37	-1,27	5,49	60,29	-1,34	5,22	0,961		0,2789
25	58,23	-1,49	3,28	64,57	-2,32	2,6		6,430	1,073
26	57,57	-1,74	5,447	56,11	-2,02	6,89	2,072		1,4699
27	59,63	-1,1	10,01	59,65	-1,12	7,27	2,740		2,7401
28	64,03	-2,6	3,12	63,37	-2,84	2,24	1,126		0,9121
29	56,2	-0,88	6,7	55,85	-1,31	4,75	2,027		1,9968
30	62,45	-1,32	4,04	58,18	-1,29	3,36		4,324	0,6807
31	59,73	-0,68	4,14	52,62	-0,72	3,82		7,117	0,3225
32	54,94	-2,07	-4,63	54,84	-1,97	-5,72	1,099		1,0946
33	57,86	-0,69	5,67	59,08	-0,91	3,78	2,260		1,9028
34	60,94	-0,92	5,34	62,27	-1,11	4,82	1,441		0,5536
35	61,08	-1,21	3,78	62,82	-1,15	3,38	1,786		0,4045
36	51,59	-0,33	13,06	52,37	-1,63	10,21		3,228	3,1325
37	61,5	-0,58	4,94	62,22	-1,07	3,93	1,334		1,1226
38	63,32	-0,96	6,09	57,35	-1,33	4,38		6,221	1,7496

Fortsetzung der Tab. 5 auf Seite 71:

39	59,42	-0,99	4,83	58,81	-0,7	4,12	0,980		0,7669
40	50,41	2,05	15,48	49,17	2,07	15,02	1,323		0,4604
41	48,25	-0,05	9,9	51,96	-1,18	6,08		5,444	3,9836
42	57,64	-0,96	5,73	65,92	-0,85	4,23		8,415	1,504
43	65,78	0,07	7,14	59,77	-0,63	4,21		6,723	3,0125
44	59,99	0,75	12,03	50,13	2,69	10,9		10,112	2,2451
45	55,25	-0,53	10,82	59,22	-1,35	3,83		8,080	7,0379
46	58,36	-1,75	3,93	57,99	-1,21	2,24	1,812		1,7742
47	54,01	-1,18	6,61	60,32	-2,25	-3,02		11,563	9,6893
48	65,23	-1,41	4,6	59,57	-1,15	0,86		6,789	3,749
49	55,34	-0,3	9,81	56,56	-1,12	7,14		3,048	2,7931
50	55,89	-1,48	3,13	59,51	-1,42	2,74		3,641	0,3946

Tab. 6: Zusammenfassung zum Farbunterschied.

Metall ungebleicht	
$\Delta E < 3$	26
$\Delta E > 3$	24

In Tabelle 5 und 6 ist ersichtlich, dass auch bei den ungebleichten Zähnen in 24 Fällen infolge der Wasserlagerung und Multibandbehandlung eine klinisch nicht akzeptable Farbveränderung ergab. Demgegenüber stehen 26 Rinderzähne, bei denen keine großen Farbveränderungen erfolgten.

Fast 42 % der ungebleichten Zähne haben ihre Farbe nach der Wasserlagerung verändert (Abb. 39). Dies ist eindeutig mehr als es bei den ungebleichten Zähnen der Fall war (22 %).

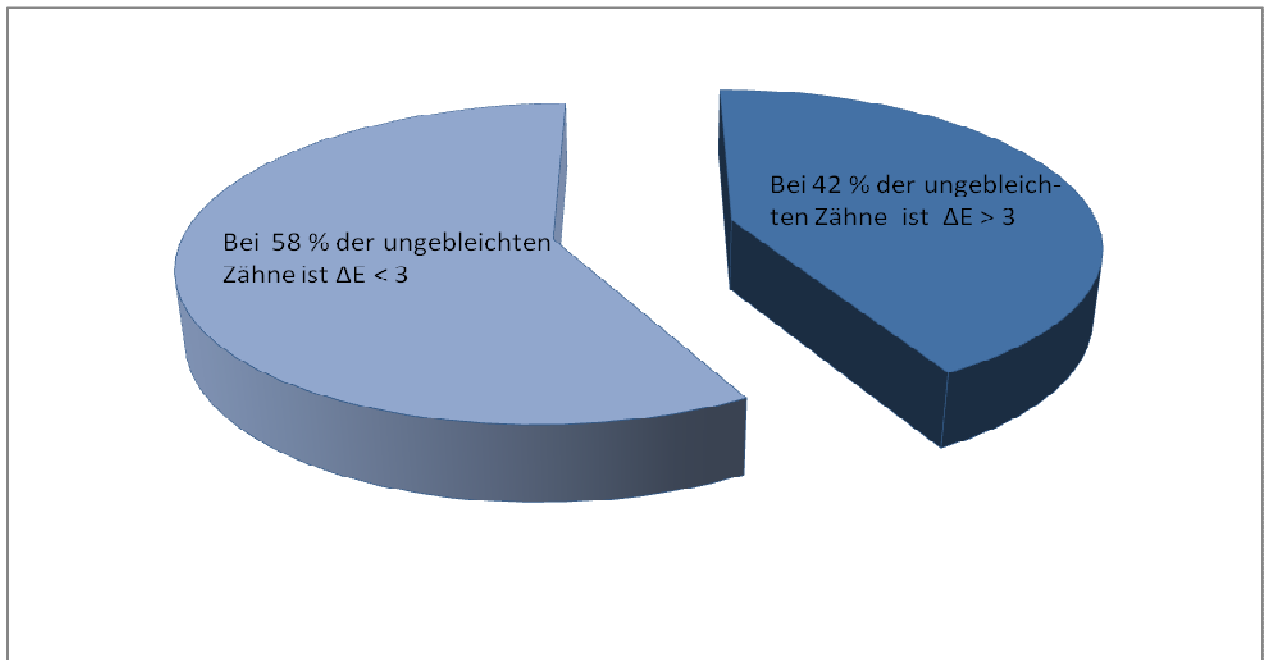


Abb. 39: Tortendiagramm Farbunterschied ungebleichter Zähne nach Debonding.

Die Abb. 40 zeigt eindeutig höhere ΔE -Werte als Abb. 38. Im Vergleich lässt sich ein eindeutiger Einfluss des Bleichens auf die Farbstabilität zeigen.

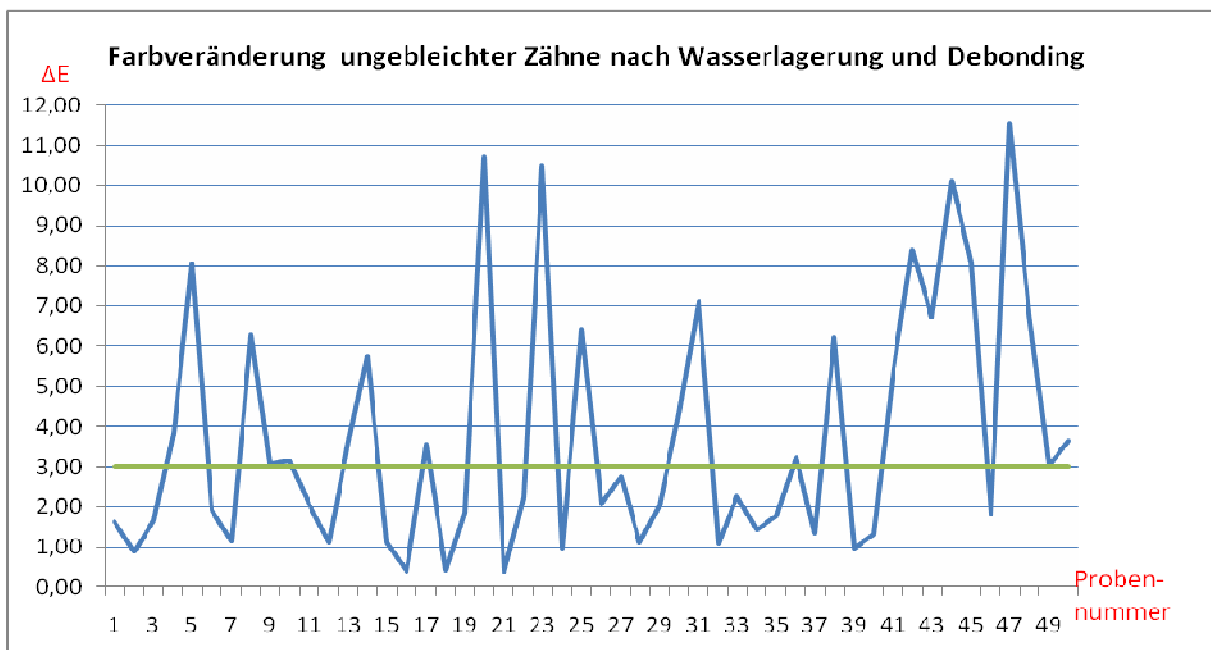


Abb. 40: Graphische Darstellung Farbunterschied ungebleichter Zähne nach Debonding.

4.3 Vergleich der Abrissflächenbestimmung zwischen gebleichten und ungebleichten Zähnen

Nach dem Abscheren wurden die Abrissflächen mit einem Stereomikroskop untersucht und gemäß des modifizierten Adhesive Remnant Index (ARI) in fünf Gruppen eingeteilt:

Gruppe 1: alles Adhäsiv verbleibt am Zahn.

Gruppe 2: mehr als 90 % Adhäsiv verbleibt am Zahn.

Gruppe 3: zwischen 90 % und 10 % Adhäsiv verbleibt am Zahn.

Gruppe 4: weniger als 10 % verbleibt am Zahn.

Gruppe 5: alles Adhäsiv verbleibt auf der Bracketbasis, Zahn frei von Adhäsiv.

Während des Abscherversuches sind bei der Versuchsreihe Metall ungebleicht vier Rinderzähne aus dem Gipsblöckchen gebrochen, welche somit nicht in den modifizierten ARI einberechnet werden konnten.

Tabelle 7 und Abbildung 43 zeigen den ARI – Score sowohl für die 50 gebleichten als auch für die 46 ungebleichten Zähne.

Tab. 7: Einteilung nach modifiziertem ARI-Score.

Modifizierter ARI						
		1	2	3	4	5
Zähne gebleicht	N	10	14	10	6	10
	%	20	28	20	12	20
Zähne ungebleicht	N	18	18	8	0	2
	%	38,3	38,3	17	0	4,3

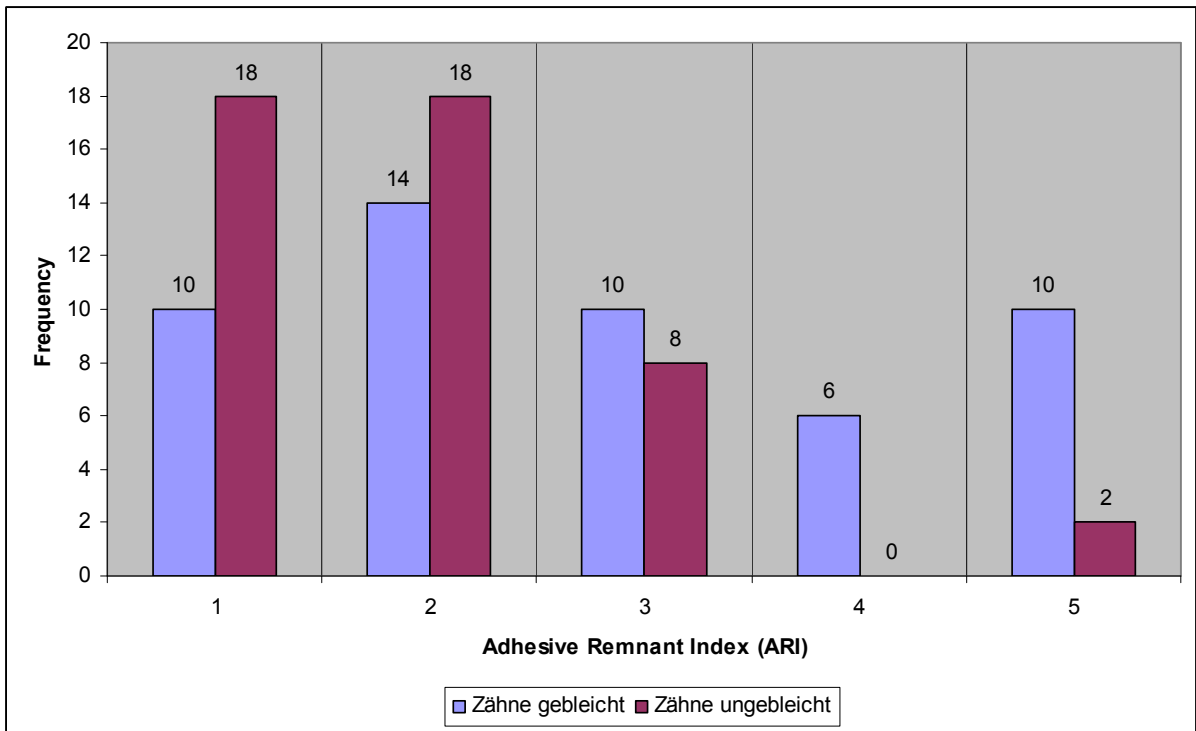


Abb. 41: Häufigkeitsverteilung modifizierter ARI – Score.

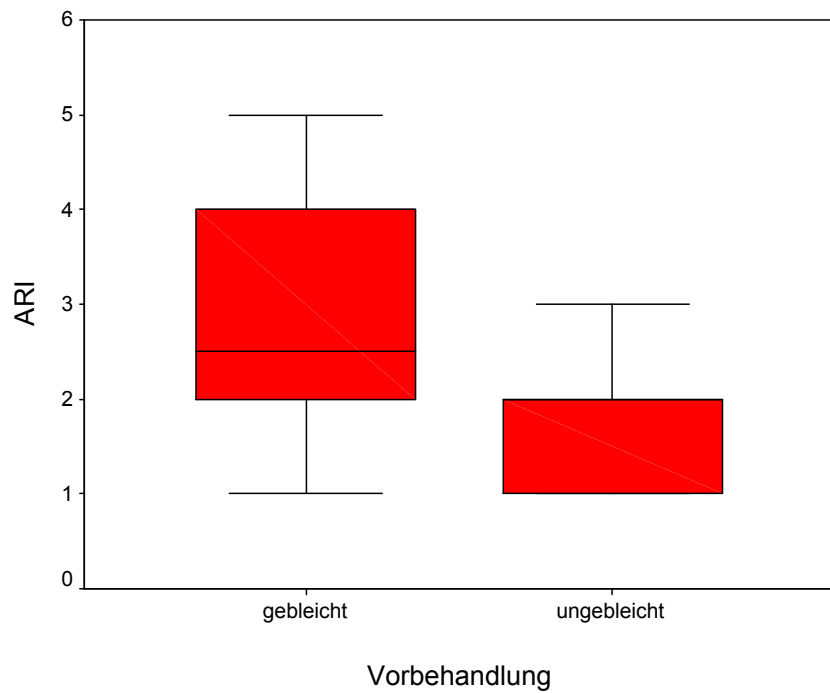


Abb. 42: Box-Wisker-Plot ARI-Score zum Vergleich des ARI-Scores zwischen gebleichten und ungebleichten Zähnen.

Der Boxplot (Abb. 42) zeigt eine leichte Linksschiefe bei gebleichten Zähnen.

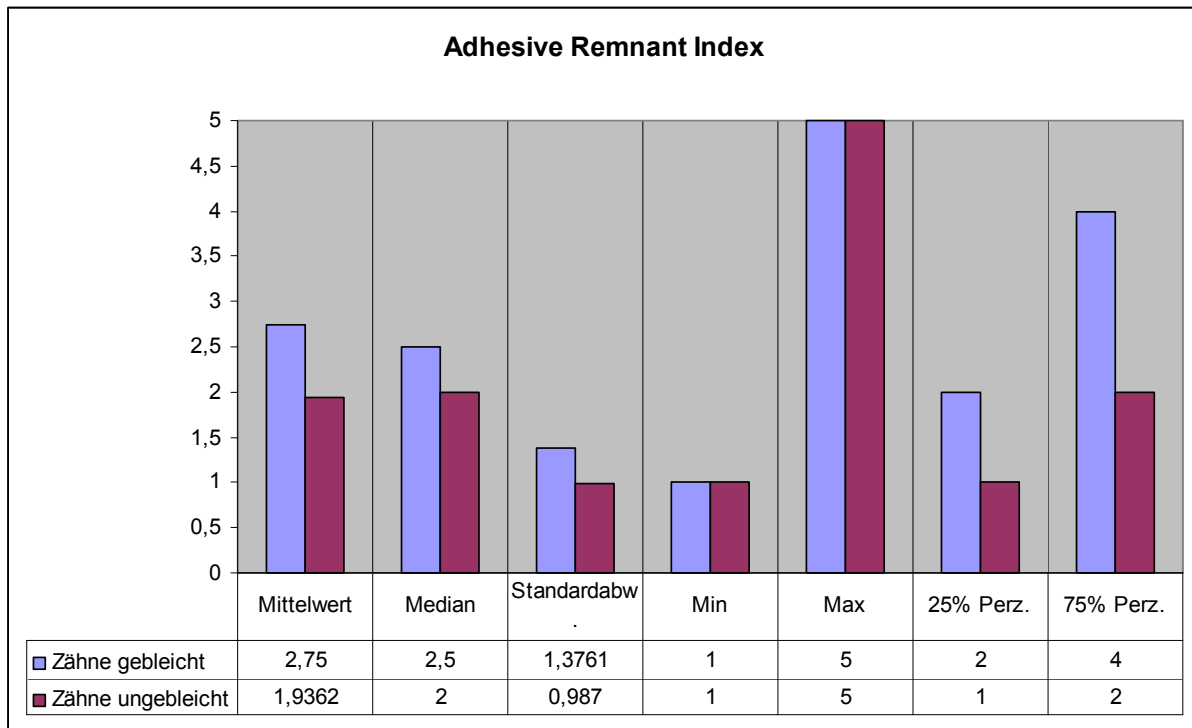


Abb. 43: Vergleich des ARI-Scores zwischen gebleichten und ungebleichten Zähnen.

In der Versuchsgruppe 3M SmartClip „Zähne gebleicht“ lag der Mittelwert mit ARI = 2,7500 um 0,8138 höher als in der Versuchsgruppe 3M SmartClip „Zähne ungebleicht“. Der Medianwert lag bei 2,500 und war mit 0,500 ebenfalls höher als bei der Versuchsgruppe 3M Smartclip „Zähne ungebleicht“. Die Standardabweichung betrug 1,3761. Der Minimalwert war 1,0000 und der Maximalwert betrug 5,0000. Minimalwert und Maximalwert waren in beiden Versuchsgruppen gleich. Die 25 % - Perzentile betrug 2,0000 und der 75 % - Perzentile war bei 4,0000.

Bei der Versuchsgruppe 3M SmartClip „Zähne ungebleicht“ betrug die Standardabweichung 0,9870 und war um 0,3891 niedriger als die Versuchsgruppe mit den gebleichten Zähnen. Die 25 % - Perzentile betrug 1,0000 und der 75 % - Perzentile lag bei 2,0000 (Abb. 43).

In einem zweiten Schritt wurde wegen fehlender Normalverteilung der Daten der äquivalente nicht-parametrische U-Test nach Mann-Whitney verwendet.

Tab. 8: Statistik des Mann-Whitney U- und Wilcoxon W-Test.

Test Statistics^{a,b}

	ARI
Mann-Whitney U	745,000
Wilcoxon W	1873,000
Z	-2,961
Asymp. Sig. (2-tailed)	,003

a. Grouping Variable: Vorbehandlung

b. Brackettyp = 3M Smartclip

Bei 3M Smartclip ergab sich ein signifikanter Einfluss der Vorbehandlung auf ARI ($p=0,003$), indem der mittlere SBS-Wert nach Bleichung höher lag.

Beim Vergleich der deskriptive Statistik, den Box–Whisker–Plot und den U–Test–nach Mann-Whitney, so kann festgestellt werden, dass das Bleichen sehr wohl Einfluss auf den ARI hat.

Bei den ungebleichten Zähnen liegt der Adhesive Remnant Index zum größten Teil bei 1 und 2, so dass zwischen 100% und 90 % des Adhäsivs nach Debonding auf der Zahnoberfläche verbleibt.

Bei den vorbehandelten – also gebleichten Zähnen liegt der ARI höher, so dass man sagen kann, dass mehr Adhäsiv an der Bracketbasis verbleibt bzw. die Bruchgrenze überwiegend im Adhäsiv verläuft.

4.4 Zusammenfassung der Ergebnisse

- **Vergleich SBS-Wert zwischen vorbehandelten und unbehandelten Zähnen:**

Die deskriptive Statistik und der Boxplot zeigen, dass das Bleichen keinen oder nur einen vernachlässigbar geringen Einfluss auf die Scherhaftigkeit der 3M Unitek Smartlip™ – SL3 Brackets hat.

Auch der t-Test bestätigt, dass sich kein signifikanter Einfluss der Vorbehandlung auf SBS ($p = 0,734$) ergab, in dem der mittlere SBS-Wert nach Bleichung geringfügig höher war.

- **Vergleich ARI-Wert zwischen vorbehandelten und nichtbehandelten Zähnen:**

Die deskriptive Statistik und der Boxplot zeigen auf, dass der Medianwert mit ARI = 2,5 für die gebleichten Zähne höher ist als der Medianwert ARI „Zähne ungebleicht“ (ARI = 2,0).

Auch der nicht-parametrische U-Test bestätigt, dass bei 3M Unitek SmartClip™ – SL3 Brackets ein signifikanter Einfluss der Vorbehandlung auf ARI ($p = 0,003$) ergab, in dem der mittlere SBS-Wert nach Bleichung höher lag.

- **Vergleich der Farbveränderung:**

Das Ergebnis der Zahnfarbveränderung nach Wasserlagerung war, dass sowohl bei den vorbehandelten als auch bei den nicht-gebleichten Zähnen eine Farbveränderung eintrat. Jedoch bei den nicht-vorbehandelten Zähnen ließen insgesamt 48% aller Zähne eine Farbveränderung nachweisen. Diese war um 24 % höher als bei der Versuchsgruppe „Zähne gebleicht“.

5. Diskussion

5.1 Diskussion der Fragestellung

Selbstligierende Brackets entwickeln wegen der Vorteile der Reibungsminimierung und der daraus resultierenden verkürzten kieferorthopädischen Behandlungszeit eine immer größer werdende Popularität (Harradine, 2003).

Daher war es Gegenstand der vorliegenden Untersuchung mittels Scherhaftfestigkeitsuntersuchung und Erstellen des ARI-Scores zu klären, ob das Bleichen von Zähnen Einfluss auf den Halt von selbstligierenden Brackets hat. Im Speziellen wurden in dieser Studie SmartClipTM-SL3-Brackets (3M Unitek) verwendet.

Durch Farbmessungen sowohl vor und nach Debonding sollte untersucht werden, ob nach dem Bleichen durch eine Multibandbehandlung klinisch nicht akzeptable Farbveränderungen eintreten.

Wir wollten außerdem klären, in wie weit die Ergebnisse für den klinischen Praxisgebrauch relevant sind. Denn in Folge möglicher erhöhter Bracketverluste durch verminderten Halt aufgrund des Bleichens bedeutet eine Wiederbefestigung von Brackets sowohl für den Behandler einen erheblichen Zeitaufwand im alltäglichen Praxisgeschehen als auch für den Patienten ein Verschieben des geplanten Behandlungsendes. Durch Bracketverluste kann es zu unerwünschten Mittenüberwanderungen, Verankerungsverlusten, Kippungen oder Rotationen kommen.

5.2. Diskussion der Methodik

Die vorliegende in – vitro – Studie wurde an frisch extrahierten Rinderzähnen durchgeführt. Ausschlusskriterien waren Schmelzdefekte, Karies, Frakturen, zu kurze Wurzeln, stark gekrümmte Vestibulärflächen sowie Schmelzrisse und Mineralisationsstörungen.

In der werkstoffkundlichen Untersuchung des Verbundes Zahn/Bracket werden häufig Rinderzähne verwendet (Dietrich et al. (2010); Brauchli et al. (2010); Dall'Igna

et al. (2011); Di Nicolò et al. (2010); Filho et al. (2010); Maia et al. (2010); Marquezan et al. (2010); Merone et al. (2010); Navarro et al. (2010); Scougall-Vilchis et al. (2011); Immerz et al., (2012)).

In der Literatur wird die Verwendung von Rinderzähnen als geeignetes Substitut zu humanen Zähnen positiv belegt (Nakamichi et al., 1983). Der Vorteil bei Verwendung von Rinderzähnen liegt zum Einen aus der großen Verfügbarkeit. Zum Anderen ist ein weiterer Vorteil darin zu sehen, dass die Infektionsgefahr durch menschliches Zahnmaterial vorgebeugt wird (Corpas – Pastor et al., 1997).

Um die eigenen Resultate mit denen anderer Autoren vergleichen zu können, sollte zuerst abgeklärt werden, inwieweit die Durchführung der Scherhafffestigkeitsuntersuchungen unter Verwendung von Rinderzähnen oder humanen Zähnen andere Ergebnisse erwarten lassen.

Die Beschaffenheit der Rinderzähne ist der der humanen Zähnen ähnlich (Abendroth und Bößmann 1979, Nakamichi et al. 1983) und die Verfügbarkeit ist besser (Pantke et al. 1971).

Laut Nakamichi et al. (1983) und Reeves et al. (1995) ähneln Rinderzähne in ihrer Zusammensetzung sehr dem menschlichen Zahnschmelz und können als Ersatzmedium für humane Zähne angesehen werden.

So sind die Schmelzkristallite vom Rinder- und Menschenzähnen ähnlich in ihrer Anordnung, doch die Prismenanordnung ist unterschiedlich (Boyde 1965) und die Kristallite sind bei Rinderzähnen dicker als bei den humanoiden Zähnen (Arends und Jongebloed, 1978).

Auch der interprismatische Raum ist bei bovinen Zähnen weiter, was eine Erklärung für die größere Kariesanfälligkeit bei Rinderzähnen sein kann (Edmunds et al., 1988). Hinsichtlich der chemischen Zusammensetzung sind sich beide Zähne sehr ähnlich (Fincham et al., 1982).

Bowen und Rodriguez (1962) fanden, dass die innere Verbundfestigkeit in etwa doppelt so hoch ist. Inter- und intraindividuelle Unterschiede des Zahnschmelzes sind nicht-auszulöschende Fehlerquellen. Die Ätzmuster können zwischen den Zähnen, aber auch innerhalb eines Zahnes unterschiedlich ausfallen und somit die Haftfestigkeit beeinflussen (Rolsdorff, 1995). Des Weiteren kann

durch die größeren Rauhtiefen im Rinderschmelz ein festerer Verbund zwischen Kleber und Zahn zustande kommen (Silverstone et al., 1975).

Nakamichi et al. (1983) und Brauer et al. (1972) konnten im Gegensatz dazu allerdings zeigen, dass es keine signifikanten Unterschiede in der Größe der Haftkraft zwischen menschlichem und bovinen Schmelz gibt.

Sfondrini et al. (2011) untersuchten die Scherhaftfestigkeit von Stainless Steel Metallbrackets auf bovinen Zähnen der ersten und der zweiten Dentition. Die Autoren kamen in dieser Studie zum Ergebnis, dass die Scherhaftfestigkeit der Brackets auf den Zähnen der ersten Dentition geringer waren, als die der zweiten Dentition. Aus diesem Grund wurden in der vorliegenden Studie ausschließlich Zähne der zweiten Dentition verwendet, um keine Ergebnisverfälschung in der Scherhaftfestigkeitsmessung und im ARI-Score zu erhalten.

Bei in-vitro-Studien ist es wegen der Menge nicht möglich, jeden extrahierten Zahn sofort zu Proben zu verarbeiten. Deswegen besteht in der Vorbereitungsphase die Gefahr von Ergebnisverfälschungen. Es ist notwendig, die frisch gezogenen Zähne einer antibakteriellen Vorbehandlung zu unterziehen. Dazu kommen verschiedene Lösungen zur Aufbewahrung und Desinfektion zum Einsatz. Chloramin, Formalin und Thymol sind die häufigsten verwendeten desinfizierenden Lösungen. Eine häufige Variante ist die Lagerung in Thymol (Imbeni et al., 2005, Mahoney et al., 2004).

In dieser in-vitro-Studie wurde ebenfalls Thymol als Lagerungsmedium verwendet.

Wir versuchten auch, die einzelnen klinischen Schritte der direkten Klebetechnik möglichst genau in die in-vitro-Versuchsreihen zu übernehmen. Die extrahierten bovinen Zähne wurden wie beim klinischen Klebevorgang gereinigt und mit 37%iger Orthophosphorsäure 30 Sekunden lang angeätzt. Ätzzeiten von 60 Sekunden wurden in vielen Studien verwendet, jedoch können auch kürzere Ätzzeiten eine klinisch ausreichende Scherhaftfestigkeit der fixierten Brackets gewährleisten.

Das Ätzgel wurde direkt aus der Spritze auf die Labialfläche der Zähne aufgetragen und nicht mittels Watteschwämmchen oder Frostpellet auf den Zähnen verrieben. Dies würde das Ätzmuster zerstören (Diedrich, 2010). Danach wurde 10 Sekunden lang mittels Sprayvit das Ätzgel entfernt und solange mittels Luftbläser die Labialfläche des Zahnes getrocknet, bis die kreidig, milchige Ätzfläche sichtbar

wurde. Es ist sehr wichtig, sicherzustellen, dass vor dem Bonding der Zahn frei von Verunreinigungen wie Speichel, Blut oder anderen Supplementen ist. Faltermeier et al. (2007) haben in einer Studie festgestellt, dass unter trockenen Bedingungen die Scherhaftfestigkeit von Brackets, welche mit Transbond XT und Transbond MIP auf den Zähnen befestigt wurden, keine signifikanten Unterschiede erkennen ließen. Transbond XT wies bei Verunreinigungen mit Blut und Speichel klinisch nicht akzeptable Ergebnisse auf. Unter feuchten Bedingungen lieferte nur Transbond MIP klinisch verwertbare Ergebnisse. Die Autoren schlagen vor, bei zu erwartenden Verunreinigungen mit Blut oder Speichel – im Rahmen des Bondings - hydrophile Primer zu verwenden. Unter trockenen Bedingungen empfiehlt es sich, entweder hydrophile oder hydrophobe Primer zu verwenden. Nach Auftragen des Primers wurde mit einem physiologischen Anpressdruck von ca. 300 Gramm (Bishara et al., 2008) das Bracket auf dem Zahn fixiert. Durch diese konstante Kraft kann bei allen Zähnen eine vergleichbar dicke Adhäsivschicht erreicht werden, denn unterschiedlich dicke Adhäsivschichten können die Scherhaftfestigkeitsmessung negativ beeinflussen. Nach 7-tägiger Wasserlagerung wurden die Brackets mittels Universalprüfmaschine mit einer Traversengeschwindigkeit von 1mm/min, wie von DIN 13990-2 gefordert, abgeschert. Diese Traversengeschwindigkeit wird auch in vielen anderen Studien verwendet. Jedoch wird in manch anderen Veröffentlichungen eine Traversengeschwindigkeit von 0,1 mm/min bis 5 mm/min angegeben. Lindemuth und Hagge (2000) fanden heraus, dass es keinen signifikanten Einfluss verschiedener Traversengeschwindigkeiten auf die Scherhaftfestigkeit und den Bruchverlauf gibt. In dieser Studie wurden zwar Kunststoffzylinder auf den Zähnen fixiert und dann abgeschert.

Vermutlich spielt aber die Verwendung von 3M Unitek SmartClipTM – SL3 Brackets anstelle der Kunststoffzylinder für die Traversengeschwindigkeit bzw. für den Vergleich mit der Studie von Lindemuth und Hagge (2000) eher eine untergeordnete Rolle.

Für den Abschervorgang haben wir eine okklusogingivale Kraftrichtung gewählt, welcher auch in der DIN 13990 -2 gefordert wird. Die okklusogingivale Kraftrichtung wird ebenfalls in vielen vergleichbaren Studien verwendet.

Wie bei Cacciafesta et al. (1998) wurden auch in dieser Studie die Prüfkörper in einer Schnellspannvorrichtung der Universalprüfmaschine fixiert, um einen eindeutigen Kraftangriff auf das Bracket zu gewährleisten. Erfolgt der Kraftangriff aus unterschiedlichen Richtungen bzw. greift die Kraft an unterschiedlichen Stellen der Brackets an, so gibt es signifikante Unterschiede in den Messwerten der Scherhaftfestigkeit. In der vorliegenden Studie haben wir versucht, den Abscherstempel der Universalprüfmaschine immer an der gleichen Bracketstelle angreifen zu lassen, jedoch kann es durch minimale Abweichungen in der Bracketgeometrie zu Rotationen im Abscherstempel und somit zu einer minimalen Abweichung des Kraftangriffes oder der Krafrichtung kommen, was sich negativ auf die Messung der Scherhaftfestigkeit auswirken könnte.

Die Farbmessung erfolgte mit einem Spektrophotometer bei immer gleichen Lichtverhältnissen. Die Erfassung des ARI-Scores ist mit einem Stereomikroskop durchgeführt worden.

Durch Berücksichtigung der Verarbeitungshinweise der Hersteller sowie durch eine sorgfältige Durchführung des Versuches wurde darauf geachtet, mögliche Fehler so gering wie möglich zu halten.

5.3. Diskussion der Ergebnisse

Zur Untersuchung der Haftfestigkeit von Metallbrackets – hier 3M Unitek

SmartClip™ –SL3 Brackets – werden wie in einer Vielzahl anderer Untersuchungen, Abscherversuche durchgeführt. Die Belastungen, welche auf den Klebeverbund zwischen Bracket und Zahnoberfläche einwirken, sind zwar vielfältig, jedoch die okklusale Krafteinwirkung stellt den häufigsten Grund für einen klinischen Verlust von Brackets dar (Gorelick et al. 1984).

In der vorliegenden Studie wurde versucht, die eigenen Ergebnisse mit anderen Untersuchungen zu vergleichen.

Eliades et al. (2000) sowie Gibb et al. (2006) fordern, um überhaupt einen objektiven Vergleich der getesteten Brackets und Adhäsivversuche zu ermöglichen, eine Standardisierung der Untersuchungsprotokolle zur Durchführung von Haftfestigkeitsuntersuchungen.

Das Schrifttum zeigt viele Studien, welche sich mit der Scherhaftfestigkeit von Metall- oder Keramikbrackets auf vorher gebleichten Zahnschmelz befassen, jedoch mit unterschiedlichen Studiendesigns.

Für vorliegender Studie gibt es momentan nur eine vergleichbare Studie. Immerz (2012) hat ebenfalls Rinderzähne mit 45%igem Carbamidperoxid aufgehellt und die Scherhaftfestigkeit selbstligierender Brackets untersucht. Anstelle der in der vorliegenden Arbeit verwendeten SmartClip™-SL3 Brackets der Firma Unitek wurde bei Immerz die Scherhaftfestigkeit von Clarity Brackets (3M Unitek) untersucht. Das Versuchsdesign und die -durchführung waren dasselbe. Aus diesem Grund wurde insbesondere die vorliegende Arbeit mit der von Immerz (2012) verglichen. Außerdem wurde der Versuch unternommen, vorliegende Ergebnisse mit anderen Studien zu vergleichen, welche niedrigprozentiges Carbamidperoxid verwendet haben, um festzustellen, in wie weit die Ergebnisse der vorliegenden Studie mit den Ergebnissen anderer Studien übereinstimmen.

5.3.1 Diskussion zum Vergleich der Scherhaftfestigkeit des 3M Unitek SmartClip™-SL3 Brackets auf gebleichten und ungebleichten Zähnen

In einigen Studien wurde festgestellt, dass das Bleichen von Zähnen die Scherhaftfestigkeit der Brackets oder der Kunststoffzylinder, welche mit Kunststoff an den Zähnen fixiert wurden, vermindert (Stokes et al., 1992; Miles et al. 1994).

Darüber hinaus berichten einige Autoren von einer signifikanten Abnahme in der Scherhaftfestigkeit des Kunststoffes am mit Carbamidperoxid vorbehandelten Schmelz im Vergleich zum unbehandelten Schmelz (Stokes et al., 1992; Miles et al., 1994).

Oztas et al. (2011) untersuchten die Scherhaftfestigkeit von Keramik- und Metallbrackets auf zuvor mit 20 % Carbamidperoxid (Opalescence; Ultradent Products, South Jordan, Utah, USA) gebleichtem Schmelz. Hierzu wurden 120 Prämolaren in drei Gruppen unterteilt. Die Zähne in Gruppe 1 und Gruppe 2 (jeweils n=40) wurden mit 20 % CP gebleicht. Die Zähne in Gruppe 3 blieben unberührt und fungierten als Kontrollgruppe.

Jede Gruppe wurde wiederum in zwei Subgruppen geteilt, in denen die Brackets jeweils mit einem chemisch-härtendem (Unite) und licht-härtendem (Transbond XT) Kunststoff fixiert wurden. Diese Subgruppen wurden wiederum in zwei Gruppen eingeteilt, in denen jeweils Keramik- und Metallbrackets verwendet wurden.

Oztas et al. stellten fest, dass das Bleichen mit 20 % Carbamidperoxid keinen statistisch signifikanten Einfluss auf die Scherhaftfestigkeit von Metall- und Keramikbrackets hat, welche 24 h oder 14 d nach Bleaching fixiert wurden.

In der vorliegenden Studie sind sieben Tage nach Wasserlagerung ebenfalls die Brackets mit einer Universaltestmaschine abgeschert worden. Die Ergebnisse stimmten mit denen von Oztas et al. (2011) überein. Das Bleichen zeigte auch hier keinen signifikanten Einfluss auf die Scherhaftfestigkeit der Brackets.

Insgesamt sind die Scherhaftfestigkeitswerte in dieser Studie mit 8,5815 MPa für die gebleichten Zähne geringfügig geringer als die von Oztas (2011) mit 9,587 Mpa, jedoch ist zu berücksichtigen, dass die Zähne mit 45% Carbamidperoxid aufgehellert wurden, was eine Erklärung für die geringere Scherhaftfestigkeit sein könnte.

Im Hinblick auf den ARI – Score liegen vergleichbare Werte vor. In der Versuchsgruppe „Zähne gebleicht“ mit 20% CP + Metallbrackets lag die Abrissfläche im Adhäsiv bzw. zwischen 90% und 10% des Kunststoffes verblieben am Zahn (Oztas et al., 2011). In der vorliegenden Studie betrug der ARI – Score 2,75.

Das heißt, dass die Abrissfläche ebenfalls im Adhäsiv liegt.

Basting et al. (2004) untersuchten die Scherhafffestigkeit von Kunststoffzylindern, welche zuvor am Zahnschmelz befestigt wurden. Insgesamt wurden sieben verschiedene Konzentrationen von Carbamidperoxid verwendet (10% - 22%), um die Zähne davor aufzuhellen. Danach wurden die Proben 15 Tage lang in künstlichem Speichel aufbewahrt. Nach Abscheren mit einer Universaltestmaschine wurde untersucht, wie die verschiedenen Carbamidperoxid-Konzentrationen unterschiedliche Werte in der Scherhafffestigkeit zuließen. Die statistische Auswertung (ANOVA) zeigte keine Unterschiede in der Scherhafffestigkeit. Die Abrissfläche aller Proben lag im Adhäsiv.

Basting et al. (2004) kamen zu dem Ergebnis, dass nach 15-tägiger Lagerung der Proben im künstlichen Speichel keine Unterschiede in der Scherhafffestigkeit festgestellt werden konnte. Somit haben die unterschiedlichen Konzentrationen an Carbamidperoxid keinen Einfluss auf die Scherhafffestigkeit der Kunststoffzylinder genommen und bestätigen ebenfalls das Ergebnis der vorliegenden Studie.

Homewood et al. (2001) fanden heraus, dass das Homebleaching-Agens Nite Lite die Scherhafffestigkeit von Brackets beeinflusst, welche mit einem kunststoffmodifizierten oder lighthärtenden Kunststoff an den Zähnen befestigt wurden.

Dieses Ergebnis bestätigt die Ergebnisse vorliegender Studie nicht.

Im Gegensatz dazu zeigt eine Studie von Uysal et al. (2003), dass die Verwendung von 35%igem Wasserstoffperoxid als In-office-bleaching-Agens, welches kurz vor dem Bonding angewendet wurde, die Scherhafffestigkeit nicht signifikant beeinflusste. Die Lagerung der Zähne im künstlichen Speichel reduzierte ebenfalls den SBS-Wert nicht.

Das Bleaching hat jedoch Einfluss auf das Bruchverhalten während des Debondings genommen. Das Bruchverhalten des Adhäsivs auf den ungebleichten Zähnen lag an der Bracket/Adhäsivgrenze, wohingegen der Bruchverlauf des Kunststoffes auf den gebleichten Zähnen im Adhäsiv und an der Schmelz/Adhäsivgrenze lag. Dies könnte sich im klinischen Gebrauch als Vorteil darstellen, da weniger Kunststoff am Zahn verbleibt und somit dieser schneller entfernt werden kann. Auf der anderen Seite besteht die Gefahr, dass in Folge des Debondings Schmelzausrisse zustande kommen können (Uysal et al., 2003).

Die Verwendung von 10%igem Carbamidperoxid 24 Stunden vor Bonding beeinträchtigt nach Patusco et al. (2009) die Scherhafffestigkeit der Brackets nicht signifikant. Nach Debonding war sowohl in der Kontrollgruppe (Zähne wurden nicht gebleicht) als auch in der Gruppe, in der die Zähne mit 35%igem Wasserstoffperoxid aufgehellt wurden, weniger Kunststoff auf den Zähnen verblieben. Bei den mit 10%igem Carbamidperoxid aufgehellten Zähnen befand sich nach dem Abscheren der Brackets mehr Kunststoff am Zahn als am Bracket.

Dieser Sachverhalt könnte als Vorteil erachtet werden, da der Kunststoff gezielt von den Zähnen entfernt werden kann und Schmelzausrisse beim Debonding vermieden werden könnten. Auf der anderen Seite muss mehr Zeit zum Entfernen des auf dem Zahn verbliebenen Kunststoffes eingerechnet werden, was den Praxisablauf stören könnte.

Ziel der Untersuchung von Ustdal et al. (2009) war es, herauszufinden, ob die Verwendung von 16%igem Carbamidperoxid einen Einfluss auf den SBS-Wert von Metallbrackets hat, welche kurz nach dem Bleichen oder 30 Tage nach dem Bleichvorgang auf den Zähnen befestigt wurden. Das Ergebnis war, dass 16%iges Carbamidperoxid eine geringfügige Abnahme des SBS-Wertes verursachte. Die Bruchgrenze wurde im Vergleich innerhalb der Gruppen nicht signifikant beeinträchtigt.

Eine Studie von Dietrich et al. (2010) beschäftigte sich mit der Frage, in wie weit das Aufhellen von Zähnen mit zwei verschiedenen Bleichsystemen die Scherhafffestigkeit

von Brackets unter Verwendung eines selbstätzenden Primers beeinflusst. Hierzu wurden 210 Rinderzähne in drei Gruppen zu je 70 Zähnen unterteilt. Gruppe 1 fungierte als Kontrollgruppe, in der die Zähne nicht aufgehellt wurden. In der zweiten Gruppe wurden die Zähne mit einem Over-the-counter-Aufhellungsprodukt (White Strips, Opalescence Très White, 10% Carbamidperoxid) behandelt, während in der dritten Gruppe das Power-Bleaching-Agens Opalescence Boost (38% Hydrogen-Peroxid-Gel) verwendet wurde.

Das Ergebnis der Untersuchung ergab, dass Opalescence Boost kurz nach und 24 Stunden nach dem Bleichen die Scherhaftfestigkeit verringerte. Nach sieben Tagen war der SBS-Wert wieder normal. Die Zahnaufhellung mit 10%igem Carbamidperoxid reduzierte den SBS-Wert zu keiner Zeit (Dietrich et al., 2010).

Der Versuchsaufbau und die –durchführung von Immerz et. al. (2012) stimmt exakt mit vorliegender Studie überein. Der einzige Unterschied liegt in den verwendeten Brackets. In vorliegender Studie wurden SmartClip™-SL3- Brackets (3M Unitek) verwendet. Immerz verwendete jedoch Clarity – Brackets (3M Unitek).

Genau wie in vorliegender Studie zeigen die bei Immerz aufgezeichneten Haftwerte ein Niveau, welches überhalb der klinischen Anforderungen liegt. Der Mittelwert für die Haftkraftwerte auf gebleichtem Schmelz liegt bei 10,03 MPa und jener auf ungebleichter Oberfläche erreicht 7,75 MPa.

In vorliegender Studie betrug der Mittelwert für die Haftkraftwerte auf gebleichtem Schmelz bei 8,58 MPa und auf ungebleichter Oberfläche erreicht 8,38 MPa. Nach Endo et al. (2009) und Özcan et al. (2008) sind Voraussetzung für den klinischen Einsatz Haftwerte über 6 MPa.

Da in vorliegender Studie der ARI-Score im Mittel bei den gebleichten Zähnen bei 2,75 und bei den ungebleichten Zähnen bei 1,93 war, zeigt sich bei den vorbehandelten und unbehandelten Zähnen, dass die Schwachstelle im Adhäsiv liegt. Im Gegensatz zu Immerz (2012) wurde sowohl bei den gebleichten und ungebleichten Zähnen der ARI – Score von 1 festgestellt, so dass dies ein Indiz dafür ist, dass die Schwachstelle in der Anhaftung der Bracketbasis zum Adhäsiv liegt.

Wäre ein Großteil des Bondingmaterials am Bracket verblieben, so würde ein direkter Zusammenhang zwischen dem Haftkraftunterschied der beiden Gruppen und dem Bleichen bestehen. Bei Immerz (2012) hat überwiegend die Schnittstelle zwischen Bracket und Kunststoff versagt.

In vorliegender Studie haben wir festgestellt, dass in beiden Gruppen die Schwachstelle im Adhäsiv lag.

In diesem Fall stimmt das Ergebnis von Immerz (2012) mit vorliegender Studie überein, dass das Bleichen keinen direkten Einfluss auf den Halt der Brackets hat.

5.3.2 Diskussion des Vergleiches der Farbveränderungen infolge der Wasserlagerung und der Multibandbehandlung

Nach Zantner et al. (2004) hat das in dem Bleichmittel enthaltende H_2O_2 einen dehydrierenden Effekt auf den Schmelz. Durch den Wasserverlust wirkt der Schmelz heller. Deshalb ist die aufhellende Wirkung unmittelbar nach der Bleichung besonders stark. Die Autoren diskutierten, dass der Grund für die Dehydratation des Zahnes während der Bleachingtherapie im Zerfall des Carbamidperoxides in Harnstoff und Wasserstoffperoxid zu finden ist. Die Reaktion findet unter Aufnahme von Wasser statt und entzieht somit dem Zahn das Wasser (Peter, 2005). Durch den im Mund befindlichen Speichel erfährt der Zahn eine Hydratation und dadurch erscheint er leicht dunkler, erhält aber nicht seine ursprüngliche Farbe (Kewitz et al., 2007).

Die Studie von Ley et al. (2006) hat erwiesen, dass eine anschließende Fluoridierung nach dem Bleichen den Schmelz nicht vor der erneuten Anheftung äußerlicher Farbpartikel schützt. In einer Studie von Setien et al. (2009) wurde hingegen nachgewiesen, dass sich Farbpartikel leichter an Schmelzoberflächen anlagern, die mit 35% Wasserstoffperoxid aufgehellt wurden.

Die Autoren raten an, dass der Patient die folgenden 48 Stunden nach der Aufhellungstherapie auf färbende Nahrungsmittel wie Rotwein, Rote Beete u.v.m. ganz verzichten sollte, da diese zu einer Wiederaufnahme von Farbstoffen in den Zahn führen könnten. Zudem sollte der Tee-, Tabak- und Kaffeekonsum eingeschränkt werden.

Besonders innerhalb der ersten beiden Wochen nach Abschluss der Bleichtherapie dunkelt der Zahn nach, unabhängig davon, welche Art der Bleichtherapie angewandt wurde (Matis et al., 1999). Diese Beobachtung stimmt mit den Ergebnissen in der vorliegenden Studie überein; denn sowohl bei den gebleichten als auch bei den ungebleichten Zähnen fand nach einwöchiger Wasserlagerung nach Bleichen und Bonding eine Farbveränderung statt.

Die Ergebnisse der Farbveränderung müssen sehr kritisch beobachtet werden, denn in vorliegender Studie wurden keine menschlichen Zähne sondern Rinderzähne verwendet. Mit ihrer großen Labialfläche ist zwar genügend Platz vorhanden, um ein Bracket so zu fixieren, dass es problemlos abgeschert werden kann, jedoch ist auch genügend Platz vorhanden, um Messfehler zu begehen. Wir haben zwar die Position für die Farbmessung mit zwei Strichen auf dem Probekörper angezeichnet, jedoch kann die Labialfläche bei der Farbmessung mittels Spektrophotometer immer leicht verrutschen, was wiederum zu einer Ergebnisverfälschung beitragen kann.

Außerdem gibt es eine Reihe von weiteren Faktoren, die die Effektivität des Bleichens überhaupt beeinflussen kann. Neben der Lokalisation der Verfärbung ist auch der Aufbau des Zahnes am Erfolg der Aufhellung beteiligt. Wenn das gingivale Drittel des Zahnes stärker verfärbt ist, stehen die Prognosen, den gesamten Zahn zu bleichen, eher schlecht; denn bei einer eher leichteren Verfärbung in diesem Bereich ist laut Leonard et al. (2003) das Ergebnis der Aufhellung leichter zu erreichen.

Ebenfalls bestimmt die Schmelz- und die Dentindicke den Grad der Aufhellung. Attin et al. (2001) stellten fest, dass Aufhellungen am schnellsten im inzisalen Bereich erreicht werden können, gefolgt vom mittleren Abschnitt. Am schwierigsten ist es, das zervikale Drittel aufzuhellen. Die Autoren beobachteten, dass gelbliche Zähne jugendlicher Patienten leichter aufgehellt werden konnten als die gräulichen Zähne älterer Patienten (Attin et al., 2002).

Peter (2005) bekräftigt in seiner Studie, dass der Erfolg des Bleichens auch von den Ess- und Trinkgewohnheiten sowie vom Rauchverhalten abhängig ist. Um einen längerfristigen Bleaching-Erfolg zu erhalten, sollte auf stark färbende Nahrungsmittel wie Rote Beete, Blau- und Brombeeren, Kirschen u.v.m. verzichtet werden. Auch Nahrungsmittel und Getränke mit einem hohen Säuregehalt wie Zitronensaft und

Fruchtsäfte können den Schmelz angreifen. Ebenso erleichtern sie die Einlagerung von Pigmenten.

Der Erfolg der Zahnaufhellung wird auch durch die Dicke des Bleichgels auf der Zahnoberfläche bestimmt. In-vitro Studien haben bewiesen, dass die Qualität des Bleichgels in einer dünnen Schicht nach zwei Stunden nicht so erfolgreich ist, wie in einer dicken und somit nicht den gleichen Effekt auf das Zahnhartgewebe – besonders auf das Dentin – ausüben kann (Dietschi et al., 2006). Schienen mit Reservoir erreichen nach Krause et al. (2008) eine deutlich intensivere Aufhellung der Zähne und sind deshalb effektiver zu bewerten als die Aufhellung mit Schienen ohne Reservoir.

Attin et al. (2002) beobachteten jedoch keine klinisch sichtbar stärkere Aufhellung der Zähne oder ein stärkeres Auftreten von Hypersensibilitäten bei den Schienen mit oder ohne Reservoir.

Die Viskosität des aufgetragenen Bleichgels kann ebenfalls Einfluss auf die Effektivität des Aufhellungserfolges haben. Ein hoch visköses Gel benötigt für den Abbau und die Abgabe der Wirkstoffe mehr Zeit als ein flüssiges Gel und hat folglich eine längere Wirkungsdauer.

Leonard et al. (1999) fanden heraus, dass nach vier Stunden noch 60% der Peroxide wirksam sind. Verdickungsmittel wie Carbol ® bewirken, dass eine zu schnelle Verdünnung des Bleichgels durch den Speichel verhindert wird und damit auch eine zu rasche Freisetzung von Carbamidperoxid. Außerdem steigert es um ein Vielfaches die Peroxidfreisetzung und verzögert den Abbau durch körpereigene Peroxidasen (Attin, 1998). Aus diesem Grund ist ein visköses Bleichgel effektiver als ein flüssiges Bleichgel.

Die Diffusion des Bleichagens spielt für die Effektivität ebenfalls keine untergeordnete Rolle. So wird die Wirkung des Bleichgels in die tieferen Dentinschichten des Zahnes durch seine Penetrationsfähigkeit charakterisiert. Diese wird wiederum durch die Konzentration des Bleichmittels und durch die Einwirkzeit auf den Zahn bestimmt. Je länger das Bleichmittel auf den Zahn einwirken kann, desto tiefer kann es folglich in den Zahn diffundieren und auch in der Dentinschicht des Zahnes wirken (Dietschi et al., 2006).

Die Bleicheffektivität ist abhängig von der Dosis und der Zeit, wohingegen die Wirkung nicht proportional ist. Leonard et al. (1999) stellten auch fest, dass ein höher konzentrierteres Bleichmittel schneller eine gewünschte Aufhellung erreicht, als ein niedrig konzentriertes. Das vermehrt frei werdende Wasserstoffperoxid kann mehr Oxidationen und somit auch mehr Entfärbungsprozesse auslösen. Gleichzeitig zeigte sich, dass ein Bleichmittel mit niedriger Konzentration den gleichen Aufhellungseffekt erzielen kann. Nur benötigt es dafür eine längere Einwirkzeit.

Eine Erhöhung der Carbamidperoxid-Konzentration von 10% auf 15% oder sogar 20% bewirkt nicht eine intensivere Aufhellung des Dentins, sondern das Ergebnis wird nur schneller erreicht. Während der ersten zwei Wochen der Behandlungszeit wird bei höherer Konzentration eine schnellere Farbaufhellung erzielt. Nach vier Wochen ist jedoch kein Unterschied in der Zahnfarbe zwischen den verschiedenen Konzentrationen festzustellen und die Zahnfarben haben sich angeglichen. So ist beispielsweise bei gleicher Behandlungsdauer 20%iges Carbamidperoxid in den ersten zwei Wochen zwar effektiver als 7,5%iges Wasserstoffperoxid, aber nach zwölf Wochen ist kein Farbunterschied mehr feststellbar (Dietschi et al., 2006).

5.4 Zusammenfassung

Dem Wunsch nach einem regelmäßigem Gebiss kann durch die vielseitigen Möglichkeiten der Kieferorthopädie genüge getan werden. Während die Zahnsperre bei Kindern und Jugendlichen schon lange zum alltäglichen Bild gehört, ist das Tragen kieferorthopädischer Geräte im Erwachsenenalter lange Zeit selten gewesen. Immer mehr Erwachsene begeben sich auf Grund moderner Technik, welche die Zahnsperre immer unauffälliger macht, in die Hände des Kieferorthopäden. In den letzten Jahren ist aber auch der Anspruch auf strahlend weiße Zähne immer größer geworden. Aus diesem Grund steht dem Konsumenten eine breite Palette an Aufhellungsprodukten zu Verfügung.

Ziel dieser Studie war es, zu vergleichen, ob das Bleichen der Zähne einen Einfluss auf den Halt von Brackets, im Speziellen auf die in dieser Studie verwendeten 3M Unitek SmartClip™-SL3-Brackets hat. Des Weiteren sollte untersucht werden, ob klinisch nicht akzeptable Farbveränderungen infolge der Wasserlagerung eintraten.

Wir untersuchten 100 bovine Zähne. Diese wurden in zwei Gruppen zu je 50 Zähne aufgeteilt. Die eine Gruppe fungierte als Kontrollgruppe, deren Zähne nicht gebleicht wurden und die Zähne der zweiten Gruppe wurden hingegen aufgehell.

Bezüglich der Scherhaftfestigkeit zeigten beide Gruppen annähernd gleiche Werte, wohingegen die Haftkraft bei den gebleichten Zähnen mit 8,5815 MPa im Vergleich zu den ungebleichten Zähnen nur um 0,2034 MPa höher war. Wir können somit keinen Einfluss des Bleichagens auf den Halt der 3M Unitek SmartClip™ – SL3 Brackets nachweisen. Die Studien von Oztas et al. (2011), Basting et al. (2004), Tancan et al. (2003), Patusco et al. (2009), Ustidal et al. (2009) sowie Immerz et al. (2012) bestätigen die Ergebnisse der vorliegenden Studie.

Hinsichtlich des ARI-Scores kann ein Einfluss des Bleichens gesehen werden, denn der mittlere ARI-Wert der vorbehandelten Zähne lag eindeutig höher. Bei den gebleichten Zähnen lag die Abrissfläche im Adhäsiv, wohingegen bei den ungebleichten Zähnen die Abrissfläche am Übergang Schmelz/Adhäsiv zu finden war.

Wir vermuten, dass durch das Bleichen die Gefahr von Schmelzausrissen verringert wird, da die Abrissfläche überwiegend im Adhäsiv verbleibt (ARI-Score: Zähne gebleicht = 2,5).

Ein eindeutiges Ergebnis überlieferte die Farbmessung. Sowohl bei den vorbehandelten als auch bei den nicht-vorbehandelten Zähnen trat eine Farbveränderung ein. Eine geringfügige, klinisch akzeptable Nachdunklung der Zähne, aufgrund des „dehydrierenden Effekts“ des Wasserstoffs ist, als normal anzusehen (Zantner et al., 2004). Die intensivste klinisch nicht akzeptable Farbveränderung ($\Delta E > 3$) ließ sich jedoch bei den unbehandelten Zähnen feststellen, da mit 52% nahezu die Hälfte aller Zähne nach Wasserlagerung ihre Farbe verändert hatten. Bei den gebleichten Zähnen trat eine klinisch nicht akzeptable Farbveränderung bei nur zwölf von 50 Zähnen ein und diese ist mit 22% eindeutig niedriger als bei den unbehandelten Zähnen.

Die niedrigere Farbveränderung der gebleichten Zähne ist vermutlich darin zu begründen, dass durch die Penetration der Sauerstoffradikale, welche beim Zerfall

von Peroxiden entstehen, die Farb- bzw. Schmutzpartikel zersetzen und somit die Schmutzzentren fehlen, die eine klinisch nicht akzeptable Farbveränderung nach Wasserlagerung herbeiführen könnten.

6. Literaturverzeichnis

Abendroth, R., Bössmann, K., 1979. Measures for the testing of the adhesiveness of plastic sealers to dental enamel surfaces. Dtsch. Zahnärztl. Z. 34, 707-709.

Amm, E.W., Hardan, L.S., BouSerhal, J.P., Glasl, B., Ludwig, B., 2008. Scherhinderungsfestigkeit orthodontischer Brackets unter Konditionierung mit selbstätzendem Primer auf intakter und vorbehandelter Zahnoberfläche. J. Orofac. Orthop. 69: 383 – 392.

Andrews, L.F., 2007. A historical overview of orthodontic fixed appliances. In: Trevisi, H., SmartClipTM Self-Ligating Appliance System. Elsevier, Amsterdam.

Anusavice, K., Barret, A., Moorehead, J., 1995. Color/Shade matching performance of dental students and faculty dentists. J. Dent. Res. 74, 235.

Arends, J., Jongebloed, W.L., 1978. Crystallites dimensions of enamel. J. Biol. Buccale. 6, 161-171.

Arhun, N., Amann, A., Sesen, C., Karabulut, E., Korkmaz, Y., Gokalp, S., 2006. Shear bond strength of orthodontic brackets with 3 self-etch adhesives. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 129, 547 – 550.

Attar, N., Taner, T.U., Tülümen, E., Korkmaz, Y., 2007. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded using conventional vs one and two step self-etching/adhesive systems. Angle Orthod. 77, 518 – 523.

Attin T., 1998. Sicherheit und Anwendung von carbamidperoxidhaltigen Gelen bei Bleichtherapien. Dtsch. Zahnärztl. Z. 53, 11-16.

Attin T., Burgmaier, G.M., Paqué, F., 2001. Neues zur Aufhellung mit carbamidperoxidhaltigen Gelen. Zahnärztl. Mitt. 91, 468-472.

Attin, T., Hickel, R., 2001. Bleichen von verfärbten Zähnen. Gemeinsame Stellungnahme der DGZMK und der DGZ. Dtsch. Zahnärztl. Z. 56, 72-83.

Attin, T., Paqué, F., Hanning, C., 2002. Aktuelles aus Forschung zum Thema „Zahnaufhellung“. Zahnärztl. Mitt. 92, 1292-1294.

Attin, T., Paqué, F., Ajam, F., Lennon, A.M., 2003. Review of the current status of tooth whitening with the walking bleach technique. Int. Endod. J. 36, 313-329.

Baltzer, A., 2007. Farbsystem L*A*B*/L*C*H*, visuelle Farbbestimmung von Zahnfarben. Digital Dental News.

Barkmeier, W.W., Shaffer, S.E., Gwinnet, A.J., 1987. Effects of reduced acid concentration and etching time on bond strength and enamel morphology. J. Clin. Orthod. 21, 395-398.

Basting, R.T., Rodrigues, J.A., Serra, M.C., Pigmenta, L.A., 2004. Shear bond strength of enamel treated with seven carbamide bleaching agents. J. Esthet. Restor. Dent. 16, 250-259.

Berger-Schunn, A., 1991. Praktische Farbmessung. 2. Aufl., Muster-Schmidt, Göttingen, Zürich.

Best, D., 1984. Hue, Value and Chroma – dental color terminology and the world of art. Trends Tech. Contemps. Dent. Lab. 1, 31-35.

Billmeier jr., F.W., Saltzmann, M., 1993. Grundlagen der Farbtechnologie. Muster-Schmidt, Göttingen, Zürich.

Binder, M., 2002. Der CIELab Farbenraum (DIN7174). http://www.binder-muc.de/index.php?option=com_content&task=view&id=57&Itemid=99&lang=de.

Bishara, S.E., Solieman, M., Laffoon, J.F., Warren, J., 2008. Shear Bond Strength of a New High Fluoride Release Glass Ionomer Adhesive. *Angle Orthod.* 78, 125-128.

Bourauel, C., Höse, N., Keilig, L., Reimann, S., Rahimi, A., Jäger A., 2007a. Friktionsverhalten und Nivellierungseffektivität selbstligierender Bracketsysteme. *Kieferorthop.* 21, 169 – 179.

Bourauel, C., Husmann, P., Köse, N., Keilig, I., Jäger, A., 2007b. Die Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung – eine Übersicht. *Inf. Orthod. Kieferorthop.* 39, 18 – 26.

Bowen, R.L., Rodriquez, M.S., 1962. Tensile strength and modulus of elasticity of tooth structure and several restorative materials. *J. Am. Dent. Assoc.* 64, 378-387.

Boyde, A., 1965. The tooth structure of developing mammalian dental enamel. *Tooth Enamel.*, 163-167.

Brauchli, L., Eichenberger, M., Steineck, M. Wichelhaus, A., 2010. Influence of decontamination procedures on shear forces after contamination with blood or saliva. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 138, 435–441.

Brauer, G.M., Termini, D.J., 1972. Bonding of bovine enamel to restorative resin: effect of pretreatment of enamel. *J. Dent. Res.* 51, 151-160.

Cacciafesta, V., Jost-Brinkmann, P.G., Süssenberger, U., Miethke, R.R., 1998. Effects of saliva and water contamination on the enamel shear bond strength of a lighth-cured glass ionomer cement. *Am. J. Orthodont. Dentofac. Orthop.* 113, 402-407.

Cal-Neto, J.P., Carvalho, F., Almeida, R.C., Miguel, J.A., 2006. Evaluation of a new self-etching primer on Bracket Bond Strength in Vitro. *Angle Orthod.* 76, 466 – 469.

Christensen, G.J., 1991. To bleach or not to bleach? *J. Am. Dent. Assoc.* 122, 64-65.

Cehreli, Z.C., Kecik, D., Kocadereli, I., 2005. Effect of self-etching primer and adhesive formulations on the shear bond strength of orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 127, 573 – 579.

Corpas – Pastor, L., Villalba Moreno, J., Dios Lopez – Gonzalez Garrido, J. de, Pedraza Muriel, V., Moore, K., Elias, A., 1997. Comparing the tensile strength of brackets adhered to laser – etched enamel vs. acid – etched enamel. *J. Am. Dent. Assoc.* 128: 732 – 737.

Dall'igna, C.M., Marchioro, E.M., Spohr, A.M., Mota, E.G., 2011. Effect of curing time on the bond strength of a bracket-bonding system cured with a light-emitting diode or plasma arc light. *Eur. J. Orthod.* 33, 55–59.

Deetjen, P., Speckmann, E.-J., Heschler, J., 1992. *Physiologie*, 4. Aufl., Urban & Fischer, Elsevier, München, Jena.

Di Nicoló, R., Arango, M.A., Alves, L.A., Assunçãoe Souza, R.O., Rocha, D.M., 2010. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded using halogen light and light-emitting diode at different debond times. *Braz. Oral. Res.* 24, 64–69.

Diedrich, P., 1979. The bracket-adhesive technic. Basis, clinical experiences and problems. *Zahnärztl. Mitt.* 69, 1404-1410.

Diedrich, P., 1983. *Bracket-Adhäsivtechnik in der Zahnheilkunde*. Hanser, München, Wien.

Diedrich, P., Dickmeiss, B., 1983. Physical comparison and scanning electron microscopy study of the adhesion of various metall brackets. *Fortschr. Kieferorthop.* 44, 298 – 310.

Diedrich, P., Hannemann, M., Weissenberg, I., 1986. The present status of brackets bonding technics. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 41, 231 - 233.

Diedrich, P., 1990. Die Bracketadhäsivtechnik – eine physikalische, rasterelektronenmikroskopische und klinische Untersuchung. *Med. dent. Habil.* – Schrift, Köln.

Diedrich, P., 2000. *Kieferorthopädie II. Praxis der Zahnheilkunde.* Bd. 11/2. Urban & Fischer, München, 181–182.

Dietschi, D., Rossier, S., Krejci, I., 2006. In vitro colorimetric evaluation of the efficacy of various bleaching methods and products. *Quintessence Int.* 37, 515-526.

DIN 5033-1, 1979. *Farbmessung: Grundbegriffe der Farbmeterik.* Beuth, Berlin.

DIN 6164, 1980. *DIN-Farbenkarte.* Beuth, Berlin.

DIN 13971-2, 2000. *Zahnheilkunde – Kieferorthopädische Produkte – Teil 2: Befestigungselemente zur Aufnahme von Bögen in der Kieferorthopädie.* Beuth, Berlin.

DIN 13990-2., 2009. *Zahnheilkunde - Prüfverfahren für die Scherhaftfestigkeit von Adhäsiven für kieferorthopädische Befestigungselemente - Teil 2: Gesamtverbund Befestigungselement-Adhäsiv-Zahnschmelz.* Beuth, Berlin.

Dietrich, A.M., English, J., McGrory, K., Ontiveros, J., Powers, J.M., Bussa jr., H.L., Salas-Lopez, A., 2010. A comparison of shear bond strengths on bleached and unbleached bovine enamel. *Tex. Dent. J.* 127, 285–291.

Drescher, D., Bourauel, C., Schumacher, H.A., 1990. Der Kraftverlust durch Friktion bei der bogengeführten Zahnbewegung. *Fortschr. Kieferorthop.* 51, 99 – 105.

Drescher, D., Bourauel, C., Schuhmacher, H.A., 1989. Frictional forces between bracket and arch wire. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 96: 397 – 404.

Drescher, D., Bourauel, C., Thier, M., 1991. Application of the orthodontic measurement and simulation system (OMSS) in orthodontics. *Eur. J. Orthod.* 139, 169 – 178.

Droese, V., Diedrich, P., 1992. The tensile bond strength of metal plasma-coated bracket bases. *Fortschr. Kieferorthop.* 53, 142–152.

Dunn, J.R., 1998. Dentist-prescribed home bleaching: current status. *Compend. Contin. Educ. Dent.* 19, 760-764.

Edmunds, D.H., Whittaker, D.K., Green, R.M., 1988. Suitability of human, bovine, equine and ovine tooth enamel for studies of artificial bacterial carious lesions. *Caries Res.* 22, 327-336.

Eliades, T., Brantley, W.A., 2000. The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols. *Eur. J. Orthod.* 22, 12-23.

Endo, T., Ozoe, R., Shinkai, K., Aoyasi, M., Kurokawa, H., Katoh, Y., Shimooka, S., 2009. Shear bond strength of brackets rebonded with a fluoride-releasing and -recharging adhesive system. *Angle. Orthod.* 79: 564 - 570

Faltermeier, A., Behr, M., 2009. Effect of bracket base conditioning. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 135, 12e 1 – 5.

Faltermeier, A., Behr, M., Rosentritt, M., Reicheneder, C., Müßig, D., 2007. An in vitro comparative assessment of different enamel contaminants during bracket bonding. *Eur. J. Orthod.* 29, 559 – 563.

Feinman, R.A., Madray, M.L., Yarborough, G., 1991. Chemical, optical, and physiologic mechanism of bleaching products: A review. *Pract. Periodontics Aesthet. Dent.* 3, 32-36.

Filho, M.V., Martins, S.H., Valdrighi, H.C. Vedovello, S.A., Kuramac, M.S., Lucato, A.S., Boeck, E.M., Martins, L.R., 2010. Evaluation of bonded orthodontics brackets using different adhesive systems after a cariogenic challenge. *J. Contemp. Dent. Pract.* 11, e041-8.

Fincham, A.G., Belcourt, A.B., Lyaruu, D.M., Termine, J.D., 1982. Comparative protein biochemistry of developing dental enamel matrix from five mammalian species. *Calcif Tissue Int.* 34, 182-189.

Fricker, J.P., 1994. A 12-month clinical evaluation of a light activated glass polyalkenoate (ionomer) cement for the direct bonding of orthodontic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 105, 502.

Fritz, U.B., Diedrich, P., Finger, W.J. 2001. Self-etching primers – an alternative to the conventional acid etch technique? *J. Orofac. Orthop.* 62: 238 – 245.

Fuck, L.M., Drescher, D., 2006. Initiale Kraftsysteme in der Anfangsphase der orthodontischen Therapie – ein Vergleich unterschiedlicher Nivellierungsbögen. *J. Orofac. Orthop.* 67, 6 – 18.

Fuck, L.M., Wilmes, B., Gürler, G., Hönscheid, R., Drescher, D., 2007. Friktionsverhalten selbstligierender und konventioneller Bracketsysteme. *Inf. Orthod. Kieferorthop.* 39, 6 – 17.

Gallagher, A., Maggio, B., Bowman, J., Borden, L., Mason, S., Felix, H., 2002. Clinical study to compare two in-office (chairside) whitening systems. *J. Clin. Dent.* 13, 219-224.

Geurtsen, W., Günay, H., 1995. Bleichen von Zähnen. In: Hupfauf, L., Nolden, R. *Ästhetik in der Zahnheilkunde – PdZspezial.* Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore, 141.

Gibb, A.J., Katona, T.R., 2006. A comparison of shear-peel and third-order bond strengths of orthodontic brackets with two etch techniques and the role of bracket asymmetry. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 130, 699, e 2-7.

Goodis, H.E., Marshall jr., G.W., White, J.M., Gee, L., Hornberger, B., Marshall, S.J., 1993. Storage effects on dentin permeability and shear bond strength. *Dent. Mater.* 9, 79-84.

Golenhofen, K., 2000. *Physiologie heute. Lehrbuch, Kompendium, Fragen und Antworten.* Urban & Fischer, München, 467–480.

Gorelick, K., Geiger, A.M. Gwinnett, A.J. 1984. Implications of the failure rates of bonded brackets and eyelets: A clinical study. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 86, 402-406.

Gwinnett, A.J., 1966. Histology of normal enamel.IV. microradiographic study. *J. Dent. Res.* 45, 870 – 873.

Hannemann, M., Diedrich, P., Weissenberger, J., 1986. The present status of bracket bonding techniques. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 41, 231–233.

Harradine, N.W., 2003. Self-ligating brackets: Where are we now? *J.Orthod.* 30, 262–273.

- Harzer, W., 1999. Lehrbuch der Kieferorthopädie. Hanser. München, Wien.
- Haywood, V.B., 1991. Overview and status of mouthguard bleaching. J. Esthet. Dent. 3, 157-161.
- Heraeus Kulzer, 2009. Gebrauchsanleitung Gluma Etch 20 Gel. Heraeus Kulzer GmbH.
- Heymann, H.O., 2005. Tooth whitening: facts and fallacies. Br. Dent. J. 198, 514 – 521.
- Holzmeier, M., Schaubmayr, M., Dasch, W., 2008. A new generation of self-etching adhesives: comparison with traditional acid etch technique. J. Orofac. Orthop. 69: 78 – 93.
- Homewood, C., Tyas, M., Woods, M., 2001. Bonding to previously bleached teeth. Aust. Orthod. J. 17, 27–34.
- Imbeni, V., Kruzic, J.J., Marshall, G.W., Marshall, S.J., Ritchi, R.O., 2005. The dentin-enamel junction and the fracture of human teeth. Nat. Mater. 4, 229-232.
- Immerz, I., Proff, P., Roemer, P., Reicheneder, C., Faltermeier, A., 2012. An investigation about the influence of Bleaching on Shear Bond Strength of Orthodontic Brackets and Enamel Colour. ISRN Dent.
- ISO/TS 11405., 2003. Dental Materials - Testing adhesion to tooth structure.
- Ivoclar AG, 1986. Farbe sehen und Farbe bestimmen. Spektrum der Wissenschaft. Heidelberg.
- Johnston, W.M., Kao, E.C., 1989. Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry. J.Dent. Res. 68, 819 – 822.

Joiner, A., 2006. The bleaching of teeth: a review of the literature. Unilever Oral Care, CH 63 3JW, UK.

Kewitz, K., Rütgens, J., Frentzen, M., 2007. Bleich- und Oberflächeneffekte von zwei Home-Bleaching-Präparaten in vitro. ZWR 116, 582–588.

Krause, F., Jepsen, S., Braun, A., 2008. Subjective intensities of pain and contentment with treatment outcomes during tray bleaching of vital teeth employing different carbamide peroxide concentrations. Quintessence Int. 39, 203-209.

Kujat, D., 2004. Festsitzende Apparaturen – Brackets, Qual der Wahl. Zahn. Prax., 730-731.

Leonard jr., R.H., Haywood, V.B., Eagle, J.C., Garland, G.E., Caplan, D.J., 1999. Nightguard Vital Bleaching of Tetracycline-Stained teeth: 54 Months Post Treatment. J. Esthet. Dent. 11, 265-277.

Leonard jr., R.H., Van Haywood, B., Caplan, D.J., Tart, N.D., 2003. Nightguard Vital Bleaching of Tetracycline-Stained teeth: 90 Months Post Treatment. J. Esthet. Dent. 15, 142-153.

Ley, M., Wagner, T., Bizhang, M., 2006. The effect of different fluoridation methods on the red wine staining potential on intensively bleached enamel in vitro. Am. J. Dent. 19, 80-84.

Lindemuth, J.S., Hagge, M.S., 2000. Effect of universal testing machine crosshead speed on the shear bond strength and bonding failure Mil. Med. 165, 742-746.

Lopes, M.B., Sinheretti, M.A., Gonini Júnior, A., Consanis, S., McCabe, J.F., 2009. Comparative study of tubular diameter and quantity for human and bovine dentin at different depths. Braz. Dent. J. 20, 279-283.

Ludwig, B., Glasl, B., Bock, F., Goldbecher, H., Lietz, T., 2009. Selbstligierende Brackets – Konzepte und Behandlung. G. Thieme, Stuttgart.

Luk, K., Tam, L., Hubert, M., 2004. Effect of light energy on peroxide tooth bleaching. J. Am. Dent. Assoc. 135, 194-201.

Mahoney, E., Ismail, F.S., Kilpatrick, N., Swain, M., 2004. Mechanical properties across hypomineralized/hypoplastic enamel of first permanent molar teeth. Eur. J. Oral. Sci. 112, 497-502.

Maia, S.R., Cavalli, V., Liporoni, P.C., do Rego, M.A., 2010. Influence of saliva contamination on the shear bond strength of orthodontic brackets bonded with self-etching adhesive systems. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 138, 79–83.

Marquezan, M. Lau, T., Rodriques, C., Sant`Anna, E., Ruellas, A., Marquezan, M., Elias, C., 2010. Shear bond strengths of orthodontic brackets with a new LED cluster curing light. J. Orthod. 37, 37–42.

Matis, B.A., Cochran, M.A., Franco, M., Al-Amman, W., Eckert, G.J., Stropes, M., 2007. Eight in-office tooth whitening systems evaluated in vivo: a pilote study. Oper. dent. 33, 15–22.

Matis, B.A., Gaiao, U., Blackman, D., Schultz, F.A., Eckert, G.J., 1999. In-vivo degradation of bleaching gel used in whitening teeth. J. Am. Dent. Assoc. 130, 227-235.

Merone, G., Valletta, R., De Santis, R., Ambrosio, L., Martina, R., 2010. A novel bracket base design: biomechanical stability. Eur. J. Orthod. 32, 219–223.

Miles, P.G., Pontier, J.P., Bahiraei, D., Close, J., 1994. The effect of carbamide peroxide bleaching on the tensile bond strength of cermac brackets: an in vitro study. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 106, 371-375.

Millet, D., McCabe, J.FI, Gordon, P.H., 1983. The role of sandblasting on the retention of metallic brackets applied with glass ionomer cement. *Br. J. Orthop.* 20, 117-122.

Munsell, A.H., 1962. A color notation. A measured color system, based on the three qualities Hue, Value and Chroma. Ed. 11 Munsell Color Company, Baltimore.

Munsell, A.H., 1929. Book of colors. A revision and extension of the atlas of Munsell color system. Munsell Color Company. Baltimore.

Murchison, D.F., Charlton, D.G., Moore, B.K., 1992. Carbamide peroxide bleaching: effects on enamel surface hardness and bonding. *Oper. Dent.* 17, 181-185.

Nakamichi, I., Iwaku, M., Fusayama, T., 1983. Bovine teeth as possible substitutes in the adhesion test. *J. Dent. Res.* 62, 1076-1081.

Navarro, R., Vicente, A., Ortiz, A.J., Bravo, L.A., 2011. The effects of two soft drinks on bond strength, bracket microleakage, and adhesive remnant on intact and sealed enamel. *Eur. J. Orthod.* 33, 60–65.

Newman, G.V., Newman, R.A., Sun, B.I., Ha, J.L., Livingston, N.J., 1995. Adhesion promoters; their effect on the bond strength of metallic brackets. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 108, 237–241.

Nkenke, E., Hirschfelder, U., Martens, P., Eberhard, H., 1997. Evaluation of the bond strength of different bracket-bonding systems to bovine enamel. *Eur. J. Orthod.* 19, 250-270.

Norevall, L.I., Marcusson, A., Persson, M., 1996. A clinical evaluation of a glass ionomer cement as an orthodontic bonding adhesive compared with an acrylic resin. *Eur. J. Orthod.* 18, 373-384.

Olsen, M.E., Bishara, S.E., Damon, P., Jakobsen, J.R., 1997. Comparison of shear bond strength and surface between conventional acid etching and air-abrasion of human enamel. *Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop.* 112, 502-506.

Orellanan, M.F., Nelson, A.E., Caray, J.P.R., Heo, G., Boychuk, D.G., Major, P.W. 2008. Surface analysis of etched molar enamel by gas adsorption. *J. Dent. Res.* 87, 532 – 536.

Oztas, E., Bagdelen, G., Kiliçoglu, H., Ulukapi, H., Aydin, I., 2011. The effect of enamel bleaching on shear bond strengths of metal and ceramic brackets. *Eur. J. Orthod.* 33, 1-6.

Özcan, M., Finnema, K., Ybema, A., 2008. Evaluation of failure characteristics and bond strength after ceramic and polycarbonate bracket debonding. *Eur. J. Orthod.* 2: 176 – 182.

Pantke, H., Schienbein, H., Schmidt, H.F., 1971. Enamel structure in the herbivorous animals cattle and roe. *DDZ.* 25, 472-476.

Patusco, V. C., Montenegro, G., Lenza, M.A., Alves Carvalho, A., 2009. Bond strength of metallic brackets after dental bleaching. *Angle Orthod.* 79, 122–126.

Peter, S., 2005. Ansprüche des Patienten an sein häusliches Zähnebleichen. *Zahnärztl. Mitt.* 95, 2230–2234.

Reeves, G.W., Fitchie, J.G., Hembree jr., J.H., Puckett, A.D., 1995. Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. *Oper. Dent.* 20, 230-235.

Reicheneder, C.A., Baumert, U., Gedrange, T., Proff, P., Faltermeier, A., Müssig, D., 2007. Frictional properties of aesthetic brackets. *Eur. J. Orthod.* 29, 359 – 365.

Reinhard, K., Vahl, J., 1994. A scanning electromicroscopic determination of the depth of penetration of dental enamel adhesives in the etched enamel. Dtsch. Zahnärztl. Z. 34, 403-405.

Reis, M., 1993. Kommunikation mit Farbe. Dentalmagazin 1, 50-52.

Reynolds, I.R., von Fraunhofer, J.A., 1976. Direct bonding of orthodontic attachments to teeth: the relations of adhesive bond strength to gauze mesh size. Brit. J. Orthod. 3, 91-96.

Rinke, S., Hüls, A., Kettler, M.J., 1996. Colorimetric Analysis as a means of quality control for dental ceramic materials. J. Prosth. Rest. Dent. 4, 105–110.

Rolsdorff, C., 1995. Klinische Aspekte bei der Anwendung von Titanbrackets. Med. dent. Diss., Freiburg i. Br.

Sarrett, D.C., 2002. Tooth whitening today. J. Am. Dent. Assoc. 133, 1535-1538.

Silverstone, L.M., Saxton, C.A., Dogon, I.L., Fejerskov, O., 1975. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. Caries Res. 9, 373-387.

Schneider, P.E., 1990. Seitenzahn-Restauration mit Compositen – 4-jährige Erfahrung aus der Praxis. Philipp J. 6: 264 – 273.

Scougall-Vilchis, R.J., Gonzalez-Lopez, B.S., Contreras-Bulnes, R., Rodrigues-Vilchis, L.E., Garcia-Niño de Rivera, M.W., Kubodera-Ho, T., 2011. Influence of four systems for dental bleaching on the bond strength of orthodontic brackets.

Angle Orthod. 81, 700-706.

Schopf, P., 1991. Curriculum Kieferorthopädie Bd. II., 3. Aufl.. Quintessenz, Berlin.

Schwanenberg, M., 1998. Einfluss verschiedener Fluoridierungsmaßnahmen auf die Remineralisation von gebleichtem Zahnschmelz. Med. dent. Diss., Freiburg i. Br.

Setien, V., Roshan, S., Cala, C., Ramirez, R., 2009. Pigmentation susceptibility of teeth after bleaching with two systems: An in vitro study. Quintessence Int . 40, 47-52.

Sfondrini, M.F., Scribante, A., Cacciafesta, V., Gandini, P., 2011. Shear bond strength of deciduous and permanent bovine enamel. J. Adhes. Dent. 13, 227 – 230.

Sheykholeslam, Z., Buonocore, M.G., 1972. Bonding of resins to phosphoric acid – etched enamel surfaces of permanent and deciduous teeth. J. Dent. Res. 51, 1572 – 1576.

Stokes, A.N., Hood, J.A., Dhariwal, D., Patel, K.; 1992. Effect of peroxide bleaches on resin-enamel bonds. Quintessence Int. 23, 769-771.

Strub, J.R., 1994. Curriculum Prothetik. Quintessenz, Berlin.

Sulieman, M., 2005. An overview of bleaching techniques: 3. In-surgery or power bleaching. Dent. Update. 32, 101-108.

Süßenberger, U., Cacciafesta, V., Jost-Brinkmann, P.G., 1997. Lichthärtender Glasionomerzement als Bracketkleber bei unterschiedlicher Schmelzkonditionierung. J. Orthop./Fortschr. Kieferorthop. 58, 174-180.

Tecco, S., Festa, F., Caputi, S., Traini, T., Di Iorio, D., d`Attilo, M., 2005. Friction of conventional and self-ligation brackets using a 10 bracket model. Angle Orthod. 75, 1041 – 1045.

Trevisi, H., 2007. Smart Clip™ Self - Ligating Appliance System. Elsevier, Amsterdam.

Triolo, P.T., Swift, E.G., Mudgil, A., Levine, A. , 1993. Effects of etching time on enamel bond strength. Am. J. Dent. 6, 302-304.

Ustdal, A., Uysal, T., Akdogan, G., Kurt, G., 2009. Effect of 16% carbamide peroxide bleaching agent on the shear bond strength of orthodontic brackets. World J. Orthod. 10, 211–215.

Uysal, T., Basciftci, F.A., Uşümez, S., Sari, Z., Buyukerkmen, A., 2003. Can previously bleached teeth be bonded safely? Am. J. Orthod. Dentofacial. Orthop. 123, 628–632.

Vicente, A., Braco, L.A., Romero, M., Ortiz, A.J., Canteras, M., 2005. Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with self-etching primers. Am. J. Dent. 18, 256 – 260.

Vita, 1998. Produktionformation. Vita-Zahnfabrik, Bad Säckingen.

Vita, 2001/2002. Laborinfo: 1-7. Vita-Zahnfabrik, Bad Säckingen.

Vollmann , M., 1998. Vitapan 3D-Master, Theorie und Praxis. Sonderdruck aus Dental-Labor 8, 1247–1254.

Wang, W.N., Lu, T.C., 1991. Bond strength with various etching times on young permanent teeth. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop. 100, 72-79.

Zantner, C., Kielbassa, A.M., 2004. „In-office-bleaching“ – Abgrenzung zu alternativen Therapieverfahren. ZWR 113, 207-215.

7. Anhang

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Diedrich P, Kieferorthopädie II, Urban & Fischer Verlag, S. 171, 2000
Abb. 2:	Diedrich P, Kieferorthopädie II, Urban & Fischer Verlag, S. 171, 2000
Abb.3a/b:	Diedrich P, Kieferorthopädie II, Urban & Fischer Verlag, 4. Auflage, S. 172, 2000
Abb. 4:	Säureätzmuster auf Zahnoberfläche, eigene Bildsammlung
Abb. 5:	Diedrich P., Kieferorthopädie II, Urban & Fischer Verlag, 4. Auflage, S. 173, 2000
Abb. 6:	Diedrich P., Kieferorthopädie II, Urban & Fischer Verlag, 4. Auflage, S. 173, 2000
Abb. 7:	Diedrich P., Kieferorthopädie II, Urban & Fischer Verlag, 4. Auflage, S. 173, 2000
Abb. 8:	Eigene Bildsammlung
Abb. 9:	Eigene Bildsammlung
Abb. 10:	www.farbimpulse.de/Farbordnung-mit-Gefuehl.228.0.html
Abb. 11:	www.farbimpulse.de/CIElab-Die-Weiterentwicklung-eines-bewaehrten-Farbsystems.195.0.html
Abb. 12:	Ludwig, B., Selbstligierende Brackets – Konzepte und Behandlung, Thieme, Stuttgart, S.11, 2009
Abb. 13a,b:	Ludwig, B., Selbstligierende Brackets – Konzepte und Behandlung, Thieme, Stuttgart, S.17, 2009
Abb. 14:	Ludwig, B., Selbstligierende Brackets – Konzepte und Behandlung, Thieme, Stuttgart, S.17, 2009
Abb. 15:	Ludwig, B., Selbstligierende Brackets – Konzepte und Behandlung, 2009, Thieme, Stuttgart, S. 22
Abb. 16 a,b:	Eigene Bildsammlung: Clarity SL und SmartClip Bracketsystem (3M Unitek)
Abb. 17 a,b:	http://solutions.3m.com (Patientenflyer)
Abb. 18:	http://solutions.3m.com (Patientenflyer)
Abb. 19:	http://solutions.3m.com (Patientenflyer)
Abb. 20:	Bovine Zähne, eigene Bildsammlung
Abb. 21:	http://chempage.alp.dillingen.de/organ/aromat/benzoldv.html
Abb. 22:	Gluma Etch Gel, eigene Bildsammlung
Abb. 23:	Transbond XT Primer, eigene Bildsammlung
Abb. 24:	Transbond XT Bond, eigene Bildsammlung
Abb. 25:	Opalescence Quick 45 % PF, eigene Bildsammlung
Abb. 26:	Universalprüfmaschine, eigene Bildsammlung

Abb. 27:	http://www.konicaminolta.com
Abb. 28:	Silikonmodell, eigene Bildsammlung
Abb. 29:	Fixierter Rinderzahn, eigene Bildsammlung
Abb. 30:	Versuchsprotokoll
Abb. 31:	Grundinstrumentarium zur Fixierung des Brackets auf der Zahnoberfläche
Abb. 32:	Eingescannter Prüfkörper, eigene Bildsammlung
Abb. 33:	Ausrichten der Abschervorrichtung, eigene Bildsammlung
Abb. 34:	Vergleich der Werte der deskriptiven Statistik
Abb. 35:	Box-Whisker-Plot SBS
Abb. 36:	Formel von Pythagoras für die Raumordinate
Abb. 37:	Tortendiagramm Farbunterschied gebleichter Zähne nach Debonding
Abb. 38:	Graphische Darstellung Farbunterschied gebleichter Zähne nach Debonding
Abb. 39:	Tortendiagramm Farbunterschied ungebleichter Zähne nach Debonding
Abb. 40:	Graphische Darstellung Farbunterschied ungebleichter Zähne nach Debonding
Abb. 41:	Häufigkeitsverteilung nach ARI-Score
Abb. 42:	Box-Whisker-Plot ARI-Score
Abb. 43:	Vergleich des ARI-Scores zwischen gebleichten und ungebleichten Zähnen

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	Deskriptive Statistik
Tabelle 2	Students t-test
Tabelle 3	Farbunterschied der gebleichten Zähne nach Debonding
Tabelle 4	Zusammenfassung zum Farbunterschied gebleichter Zähne
Tabelle 5	Farbunterschied der ungebleichten Zähne nach Debonding
Tabelle 6	Zusammenfassung zum Farbunterschied ungebleichter Zähne
Tabelle 7	Einteilung nach modifiziertem ARI-Score
Tabelle 8	Statistische Auswertung Mann-Whitney-U- und Wilcoxon W-Test

Internetquellenverzeichnis

IQ. 1	http://solutions.3mdeutschland.de/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?lmd=1262680529000&locale=de_DE&assetType=MMM_Image&assetId=1258559613479&blobAttribute=ImageFile
IQ. 2	http://solutions.3mdeutschland.de/3MContentRetrievalAPI/BlobServlet?lmd=1260963484000

	&locale=de_DE&assetType=MMM_Image&assetId=1258559143125&blobAttribute=ImageFile
IQ. 3	http://global.ultradent.com/de/Dental-Produkte/Zahnaufhellung-Bleaching/In-Office-Bleaching/Opalescence-Quick-PF-45-Waiting-Room-Whitener/Pages/default.aspx
IQ. 4	http://www.konicaminolta.eu/de/messinstrumente/produkte/farbmessung-glanzmessung/discontinued-products/cm-3500d.html
IQ. 5	http://www.meadeshop.de/item.php5?lang=de&id=5804000&PHPSESSID=9cf0f1908ef0b96e9d9d9dfab8969a2

Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die hier vorliegende Dissertation selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe.

Die Dissertation ist bisher keiner anderen Fakultät vorgelegt worden.

Ich erkläre, dass ich bisher kein Promotionsverfahren erfolglos beendet habe und dass eine Aberkennung eines bereits erworbenen Doktorgrades nicht vorliegt.

Michael Troidl

Lebenslauf

PERSÖNLICHE INFORMATION:

Familienstand: ledig
Staatsangehörigkeit: deutsch
Geburtsdatum: 16.08.1982
Geburtsort: Weiden/Opf.
Eltern: Franz Troidl (Polizeiobermeister, verst. 1986)
Ingrid Troidl, geb. Helget (Pfarramtangestellte)
Geschwister: Christian Troidl (Offizier Bundeswehr)
Andreas Troidl (Dipl. Ing. (FH) Holztechnik)

AUSBILDUNG:

1989 – 1993: Grund- und Hauptschule Waldthurn
1993 – 2002: Gymnasium Neustadt/Waldnaab
2002: Allgemeine Hochschulreife
07/2002 – 03/2003: Grundwehrdienst
09/2003 – 07/2006: Lehre Zahntechnik
07/2006 – 09/2006: angestellt als Zahntechnikergeselle
10/2006 - 07/2012 Studium der Zahnmedizin an der Universität
Regensburg
02/210-08/2010 SHK Forschungsbereich Prof. Dr. G. Handel
Seit 09/2012 Assistenz Zahnarzt in freier Praxis

SPRACHKENNTNISSE:

Englisch, Französisch, Latein

AUSZEICHNUNGEN:

1. Platz/Goldmedaille Gysipreis 2005
Nachwuchswettbewerb des Verbandes Deutscher Zahntechniker-Innungen

Danksagung

Herrn Professor Dr. Dr. Peter Proff möchte ich sehr herzlich für die Überlassung dieses Dissertationsthemas und für die freundliche und ständige Unterstützung bei allen anstehenden Problemen danken.

Meinem Betreuer Herrn Privatdozenten Dr. Andreas Faltermeier danke ich sehr herzlich für die vielen Ratschläge und Hinweise während der Versuchsdurchführung und der Verfassung der Dissertation.

Ein großes Dankeschön sage ich Herrn Professor Dr. Jochen Fanghänel für die Korrektur meiner Dissertation und für die wertvollen Ratschläge.

Ebenso danke ich Herrn M. Sc. Dipl.-Ing. Philipp Simon für die Einweisung in die Bedienung der technischen Geräte.

Herrn Professor Dr. Gerhard Handel (Abteilung Zahnärztliche Prothetik) sowie Herrn Privatdozent Dipl. Ing. Dr. Martin Rosentritt (Abteilung Zahnärztliche Prothetik) danke ich für die Überlassung des Spektrophotometers.

Meiner Familie und meinen Freunden sei ein herzliches Dankeschön gesagt für die immerwährende Unterstützung und Motivation während meines Studiums und während des Verfassens dieser Dissertation.