

Medizinische Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

**Einfluss von amorphem Kalziumphosphat auf verschiedene
Adhäsivsysteme (in vitro)**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät

der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Richarda Peters

geb. am 20. 10. 1991 in Stendal

Betreuer: Prof. Dr. med. dent. C. R. Gernhardt

Gutachter/ Gutachterin:

1. Prof. H. G. Schaller
2. Prof. J. Haak, Leipzig

08.10.2019

27.01.2020

Referat

Da vermehrt auf Gesundheit und Ästhetik des eigenen Gebisses geachtet wird, gewinnen Zahnpasten, die amorphes Kalziumphosphat (ACP) enthalten, an Bedeutung. Durch dieses wird die Zahnoberfläche geglättet und kariöse Läsionen vermindert, indem Apatitkristalle auf die Zahnoberfläche aufgelagert werden. Auch werden in der Zahnmedizin verschiedene Adhäsivsysteme z. B. als Haftvermittler für Kompositfüllungen und zur Befestigung von Restaurationen verwendet. In dieser Untersuchung wurden die Universaladhäsive Futurabond[®]U (Firma Voco) und Xeno[®]Select (Firma Dentsply) je im SelfEtch- Modus sowie im Etch&Rinse- Modus verwendet. Der Haftmechanismus beruht auf der mikromechanischen Verzahnung der Adhäsive mit den angeätzten Oberflächen der Zahnhartsubstanzen und Ausbildung chemischer Bindungen. Das dafür nötige Ätzmuster könnte durch die Pflege der Zähne mit ACP-haltigen Zahncreme modifiziert werden, da die angelagerten Apatitkristalle amorph der Zahnoberfläche aufliegen. Daher ist Ziel dieser in-vitro-Untersuchung festzustellen, ob amorphes Kalziumphosphat die Haftkraft der Adhäsivsysteme beeinflusst. Dazu wurden 200 retinierte Weisheitszähne gesammelt, aus denen je eine Schmelz- und Dentinprobe gewonnen wurden. Die Hälfte der Proben wurde mit ACP-haltiger Zahnpasta Biorepair[®] geputzt, der Rest war Kontrollgruppe. Weiter wurden die Proben je nach entsprechender Gruppeneinteilung mit den Adhäsivsystemen in den verschiedenen Modi behandelt. Dann wurde der Zugversuch mit der Versuchsanordnung zur Prüfung der Haftkräfte von Dentinhaftvermittlern von Schaller et al. von 1991 durchgeführt. Dazu wurde Grandio[®]SO, Zahnfarbe A2, Firma Voco, als Komposit verwendet.

Den höchsten Mittelwert der Haftkraft erreichte Futurabond[®]U auf Schmelz im Etch&Rinse-System (16,22 MPa). Bei drei Gruppen der Versuchsreihen zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen unbehandelter Zahnhartsubstanz und der Vorbehandlung mit ACP-haltiger Zahnpasta. So reduziert sich die Haftkraft bei Futurabond[®]U angewendet auf Schmelz im Etch&Rinse- System (16,22 MPa, Gr. 1) bei der vorherigen Verwendung von ACP (4,76 MPa, Gr. 5) und auch bei Xeno[®]Select auf Dentin im Etch&Rinse- System (5,91 MPa, Gr. 11) nach ACP-Anwendung (3,45 MPa, Gr. 15) signifikant. Dagegen steigen die Haftwerte nach der Anwendung von ACP auf Dentin mit Futurabond[®]U im Etch&Rinse- System (4,97 MPa, Gr. 7) signifikant gegenüber der Kontrollgruppe (2,27 MPa, Gr. 3) an. Um der Haftkraftreduktion durch ACP entgegenzuwirken, kann empfohlen werden, die mit Adhäsivsystemen zu behandelnde Zahnoberfläche vor der Anwendung mit einem rotierenden Instrument anzufrischen. So wird die mögliche durch Zahnpflege mit ACP- haltiger Zahnpasta aufgelagerte Schicht ACP entfernt.

Peters, Richarda: Einfluss von amorphem Kalziumphosphat auf verschiedene Adhäsivsysteme (in vitro), Halle (Saale), Uni., Med., Fak., Diss., 55 Seiten, 2019

I Inhalt

II Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen.....	III
III Abbildungsverzeichnis.....	IV
IV Tabellenverzeichnis	V
1 Einleitung	1
1.1 Schmelz.....	3
1.2 Dentin	5
1.3 ACP- haltige Zahnpasten.....	7
1.4 Adhäsivsysteme	11
1.4.1 Etch&Rinse- System.....	13
1.4.2 SelfEtch- System	15
1.4.3 Universaladhäsive.....	16
2 Zielstellung	18
3 Material und Methode	19
3.1 Material	19
3.1.1 ACP- haltige Zahnpasta.....	19
3.1.2 Adhäsivsysteme	21
3.1.2.1 Futurabond® U	22
3.1.2.2 Xeno® Select.....	23
3.1.3 Komposit.....	25
3.2 Methode	26
3.2.1 Herstellung der Schmelzproben	26
3.2.2 Herstellung der Dentinproben.....	26
3.2.3 Gruppeneinteilung.....	27
3.2.4 Behandlung der Proben.....	28
3.2.5 Versuchsaufbau	29
3.2.6 Versuchsdurchführung	31
3.2.7 Statistische Auswertung	33
4 Ergebnisse	34
5 Diskussion.....	39
5.1 Diskussion der Methodik	39
5.1.1 Probenmaterial.....	39
5.1.2 Versuchsdesign	40
5.2 Diskussion der Ergebnisse	44
5.2.1 Allgemeine Betrachtungen	44
5.2.2 Beurteilung der Ergebnisse	44
6 Zusammenfassung.....	47

7 Literaturverzeichnis.....	50
8 Thesen.....	55
9 Tabellarischer Lebenslauf.....	VI
10 Selbstständigkeitserklärung.....	VII
11 Erklärung über frühere Promotionsversuche.....	VIII
12 Danksagung.....	IX

II Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen

Gr.	Gruppe
ACP	amorphes Kalziumphosphat
%	Prozent
z. B.	zum Beispiel
o. Ä.	oder Ähnliches
kp/mm ²	Kilopascal je Quadratmillimeter
µm	Mikrometer
mm	Millimeter
cm	Zentimeter
min	Minute
sek	Sekunde
H ₂ O	Wasser
MPa	Megapascal
CPP	Kaseinphosphopeptide
HEMA	Hydroxyethylmetacrylat
®	Registered Trademark
™	Trademark

III Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Mögliche Einteilung von Adhäsivsystemen	12
Abbildung 2: Dr. Wolff's Biorepair® Zahncreme	20
Abbildung 3: Vococid Ätzel (Firma Voco)	21
Abbildung 4: Anwendung SingleDoses Futurabond® U	22
Abbildung 5: Futurabond® U	23
Abbildung 6: Xeno® Select	24
Abbildung 7: Grandio® SO.....	25
Abbildung 8: Darstellung Probenbehandlung.....	29
Abbildung 9: Schematischer Versuchsaufbau	30
Abbildung 10: Versuchsaufbau.....	31
Abbildung 11: Durchführung Zugversuch	32
Abbildung 12: Boxplotdiagramm aller ermittelten Messwerte	35
Abbildung 13: Boxplotdiagramm der Haftkraft an Schmelz.....	36
Abbildung 14: Boxplotdiagramm der Haftkraft an Dentin	37

IV Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Gruppeneinteilung für die Zugversuche..... 27

Tabelle 2: Messwerte der Versuchsgruppen..... 34

1 Einleitung

Dass seine Zähne einfach durch die häusliche unkompliziert und routiniert durchzuführende Maßnahme des täglichen Putzens glatter, gesünder und kräftiger werden, wünscht sich wohl jeder Mensch.

Mit der Entwicklung von amorphem Kalziumphosphat (ACP) im Jahr 1970 durch den Japaner Sangi rückte dieser Traum in greifbare Nähe. Es findet seitdem unter anderem in zahlreichen Zahnpasten für den häuslichen Gebrauch durch Patienten Anwendung. So zum Beispiel in Dr. Wolff's Biorepair®, GC Tooth Mousse® oder auch Apacare&Repair Zahnreparatur- Gel (Cumdente). Das Sortiment entwickelt sich beständig weiter und wird verbessert.

Auch für den Einsatz in der Zahnarztpraxis gibt es inzwischen viele ACP- haltige Präparate und Prophylaxepasten, die auch vermehrt Fluoride enthalten. So eignet sich z. B. MI Varnisch™ der Firma GC zur Vermeidung von Hypersensibilitäten an Zahnhälsen, nach der professionellen Zahnreinigung oder bei MIH (Molaren- Inzisiven- Hypomineralisation).

Zusätzlich werden häufig Caseine solchen Zahnpflegeprodukten zugesetzt. Diese Moleküle setzen durch ihre hohe Bindungsaffinität zu Hydroxylapatit dessen Löslichkeit herab, sodass sich die einzelnen Moleküle in Mikrorauigkeiten der Zahnoberflächen einlagern können (Neuhaus und Lussi, 2009). Dadurch wird die Zahnoberfläche glatter und kleine Defekte werden ebnend ausgeglichen.

Auch auf Dentin als in der Mundhöhle freiliegende Zahnhartsubstanz hat ACP einen Einfluss. Die Anlagerung von Apatitkristallen an phosphorylierten Dentinfasern konnte in mehreren Studien belegt werden (Cao et al., 2013). Somit sollen solche Zahnpflegeprodukte effektiv Zahnhartsubstanz aufbauen und kariöse Läsionen in der Initialphase remineralisieren können, was in etlichen Studien nachgewiesen wurde (Li et al., 2014). In letzterer Studie wurde die Remineralisierung von Initialläsionen gegenüber der Placebogruppe belegt. Allerdings besteht kein signifikanter Unterschied zur Remineralisierung durch Fluoride.

Aufgrund der vielfältigen vorteilhaften Eigenschaften der ACP- haltigen Zahnpasten, werden sie immer häufiger von Patienten zur häuslichen Zahnpflege nachgefragt und angewendet.

In der Praxis der modernen Zahnmedizin gewinnt außerdem die Verwendung von Adhäsivsystemen eine immer größere Bedeutung. Da sowohl Adhäsivsysteme als auch ACP-

haltige Zahnpasten auf die in der Mundhöhle exponierten Zahnoberflächen einwirken, ist eine gegenseitige Beeinflussung und Wechselwirkung nicht ausgeschlossen.

Denn um den zunehmend hohen ästhetischen Ansprüchen der Patienten gerecht werden zu können, wird von Zahnärzten vermehrt auf natürlich aussehende, zahnfarbene Kompositfüllungen zurückgegriffen. Außerdem bietet dieses Füllmaterial gegenüber klassischen Amalgamfüllungen den Vorteil, dass es schonender für die Zahnhartsubstanz ist. Es erfordert lediglich eine kariesfreie Kavität, die den Ausdehnungen des ursprünglichen Defektes entspricht. Somit wird eine unnötige weitere Präparation und damit der Verlust gesunder Zahnschubstanz vermieden. Denn die für Amalgam aufgrund der entsprechenden Materialeigenschaften gültigen Präparationsregeln, sind für adhäsiv befestigte Kunststofffüllungen nicht relevant. Die Befestigung von Kunststoff am Zahn erfolgt über chemische Bindungen und mikromechanische Verzahnung an der angerauten Zahnoberfläche. Diese Mechanismen sind dagegen bei Amalgam nicht nutzbar. Amalgam geht keinerlei Verbindungen mit der Kavitätenoberfläche ein. Deswegen ist es notwendig, für solche Füllungen bei der Kavitätenpräparation auf Umrissform, Retentionsform, Widerstandsform, Erleichterungsform und Mindestschichtstärke zu achten, um eine mechanische Verankerung der Amalgamfüllung in der Kavität zu gewährleisten.

Um also die Verankerung des hydrophoben Füllungswerkstoffes Kunststoff an der hydrophilen Zahnhartsubstanz zu ermöglichen und einen stabilen Verbund zu gewährleisten, sind Adhäsivsysteme notwendig. Diese lösen dieses Problem durch ihre besonderen Materialeigenschaften bei der Anwendung. Denn die enthaltenen Moleküle sind sowohl hydrophil als auch hydrophob. Adhäsivsysteme sind in vielen verschiedenen Ausführungen auf dem Markt erhältlich.

Die derzeit gängige Einteilung der Adhäsivsysteme klassifiziert sie nach Etch&Rinse- oder SelfEtch- Systemen.

Die Etch&Rinse- Systeme bestehen aus drei Komponenten, die in einzelnen Arbeitsschritten in der entsprechenden Reihenfolge nacheinander zum Einsatz kommen.

Zunächst werden Schmelz und Dentin mit einer ca. 35- prozentigen Phosphorsäure geätzt, wobei die Säure 30 Sekunden auf Schmelz und 15 Sekunden auf Dentin einwirken sollte. Anschließend wird die Säure für 30 Sekunden abgespült und die ausreichende Entstehung eines Ätzmusters überprüft. Danach wird der Primer aufgetragen. Dieser gewährleistet die Benetzung der feuchten Dentinoberfläche durch das Adhäsiv mittels Penetration des Kollagenetzwerks, welches durch den vorhergehenden Ätzzvorgang freigelegt wurde. Nun kann das Adhäsiv aufgetragen werden (Bonding). Dieses ermöglicht durch seine spezielle molekulare

Beschaffenheit eine Bindung zwischen den hydrophilen Anteilen des Primers und den hydrophoben Komponenten des Komposits.

Dahingegen spart man bei den SelfEtch- Systemen den Schritt des separaten Anätzens. Das Ätzelgel ist hierbei in dem Primer integriert, nach welchem nur noch das Bonding auf die Kavitätenoberfläche aufgetragen wird.

Die aktuelle Entwicklung der auf dem Markt erhältlichen Adhäsivsysteme hat aber weiterhin zu der Gruppe der Universaladhäsive geführt. Diese können je nach den Vorlieben und Bedürfnissen des Anwenders als Etch&Rinse- Systeme aber auch als SelfEtch- Systeme angewendet werden. Weiterhin sind es häufig Einfaschensysteme. Dabei liegen Primer und Bonding in einer Flüssigkeit zusammen vor. Dies vereinfacht die Anwendung dieser Universaladhäsive und schafft eine Zeitersparnis gegenüber Mehrflaschensystemen für den behandelnden Zahnarzt.

Adhäsivsysteme können äußerst vielseitig in der Zahnmedizin eingesetzt werden und finden daher sehr häufig Anwendung im Praxisalltag. So können sie restaurativ zur Befestigung von Kronen, Brücken, Teilkronen, Inlays, Veneers, Brackets o. Ä. verwendet werden. Auch zur Befestigung von Glasfaserstiften, Aufbaufüllungen vor Prothetik oder zur Versiegelung hypersensibler Zahnhälse sind sie geeignet.

Die Haftkraft der verwendeten Adhäsivsysteme ist dabei von der Verzahnung des Bondings im Ätzmuster von Schmelz und Dentin abhängig. Da ACP- haltige Zahnpflegemittel amorphes Hydroxylapatit auf den Zahnoberflächen anlagern, könnte sich das Ätzmuster verändern und somit auch die Verzahnung und Haftkraft modifiziert werden. Daraus könnten sich klinisch unterschiedlich gute Ergebnisse hinsichtlich der Haftkraft bei der Verwendung von Adhäsivsystemen bei Patienten, welche ihre Zähne mit ACP- haltigen Zahnpasten pflegen und Patienten mit Zahnpasta ohne diesen Zusatz ergeben.

1.1 Schmelz

Um den Wirkmechanismus und die Funktion von Adhäsivsystemen und auch ACP-haltigen Zahnpasten zu verstehen, muss man zunächst die molekulare Zusammensetzung der Zahnhartsubstanzen, an denen diese wirken, betrachten.

Die oberste Schicht der Krone eines menschlichen Zahnes besteht aus Schmelz, einer avitalen, aber härtesten Substanz des menschlichen Organismus. Dieser entsteht embryonal aus dem Ektoderm der Mundhöhle, das sich in der 6. Entwicklungswoche zur primären und sekundären Zahnleiste absenkt. Entlang der primären Zahnleiste entstehen zu Beginn der 8. embryonalen Entwicklungswoche 10 Zahnknospen für die Milchzähne in jedem Kiefer. Sie entwickeln sich in das umliegende Mesenchym hinein und zur Schmelzkappe und -Glocke weiter (Bommas- Ebert et al., 2006). Aus den Zellen des inneren Schmelzepithels des Schmelzorgans entwickeln sich Adamantoblasten, welche auf das zeitlich vorhergehend gebildete Dentin Schmelz auflagern. Dies geschieht durch die Sezernierung von Schmelzproteinen durch die Adamantoblasten. Durch die anschließende Einlagerung von Kalzium entstehen daraus Apatitkristalle. Diesen Vorgang der Mineralisation und Reifung der Kristalle bezeichnet man als präeruptive Schmelzreifung (Hellwig, 2009). Die Adamantoblasten sind nicht mehr teilungsfähig. Im weiteren Verlauf bilden die Adamantoblasten je einen Tomes- Fortsatz. Dieser wächst in Richtung Dentin vor, wobei die Apatitkristalle sich zu Schmelzprismen anordnen. Hat der Schmelz eine bestimmte Dicke erreicht, bilden sich die Tomes- Fortsätze zurück. Die Adamantoblasten bewegen sich nach peripher, sodass sie außen auf dem Schmelz als Saumepithelzellen aufsitzen (Moll, 2006). Sie bilden somit das primäre Schmelzoberhäutchen, welches beim Zahndurchbruch und durch die danach auftretenden mechanischen Einflüsse, hauptsächlich durch das Kauen, verloren geht (Hellwig, 2009). Daher enthält der Schmelz der in der Mundhöhle stehenden Zähne keine vitalen Zellen, ist somit nicht sensibel und kann nicht nachgebildet werden. Allerdings findet nach dem Zahndurchbruch die posteruptive Schmelzreifung statt. Dabei werden durch die Aufnahme von Mineralien aus dem Speichel kleine verbleibende Fehlstellen der präeruptiven Schmelzreifung zwischen den Kristallen und in der Kristallgitterstruktur ausgeglichen (Hellwig, 2009). Da keine vitalen Zellen mehr im Schmelz durchgeborener Zähne vorhanden sind, wird die Schichtdicke des Schmelzmantels durch fehlende Regeneration im Laufe des menschlichen Lebens immer dünner. Dies geschieht häufig mechanisch z. B. durch Zahnputzfehler, wie zu starken Anpressdruck mit einer harten Zahnbürste oder der häufigen Anwendung von aufhellenden, abrasiven Zahnpasten. Auch durch Abrasion und Attrition wird die Schmelzschicht dünner. Weiterhin tragen chemisch auch Säuren aus Nahrungsmitteln, z. B. aus Obst und essighaltigen Salatdressing, zur Demineralisation und somit zur Oberflächenzerstörung des Schmelzes bei.

Zahnschmelz ist das härteste Material des menschlichen Körpers und erreicht bei einer Belastung von 25 p eine Vickershärte von 402 kp/mm². Schmelz besteht aus 95 % anorganischen Verbindungen, 4 % Wasser und 1 % organischer Substanz (Weber, 2009). Die

anorganischen Anteile sind aus Kalzium, Phosphor, Karbonat, Magnesium und Natrium zusammengesetzt, wobei das Verhältnis der einzelnen Anteile zueinander z. B. von Alter, Ernährung des Patienten, Behandlung mit Zahnpflegemitteln usw. beeinflusst wird. Kalzium und Phosphor bilden Hydroxylapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$), welches in Kristallform vorliegt. Kalzium und Phosphor haben dabei ein Verhältnis von 1:1,2. Die organische Substanz besteht aus Proteinen und Lipiden. Das Wasser liegt zum Teil als Kristallwasser vor, zum Teil ist es an die organische Materie gebunden.

Der Querschnitt der Apatitkristalle des Schmelzes ist hexagonal. Indem sich ca. 100 davon zusammen lagern, bilden sie Schmelzprismen. Diese verlaufen wellenförmig von der Schmelz-Dentin-Grenze zur Schmelzoberfläche, wobei sie zueinander parallel angeordnet sind. Im Kern der Prismen sind die Apatitkristalle entlang der Längsachse des jeweiligen Prismas ausgerichtet, während die randständigen Kristalle einen immer größeren Winkel zur Längsachse bilden. Die Kristalle sind von einer Schicht Lipiden und Proteinen umgeben. Die Prismen sind von interprismatischer Substanz umgeben, welche ebenfalls durch Schmelzkristalle gebildet wird. Die Schmelzkristalle liegen dabei aber ungeordnet vor. Schmelzprismen können sich zu schlüsselloch-, pferdehufförmigen oder zylindrischen Schmelzverbänden anordnen (Hellwig, 2009).

Durch die Versorgung des Schmelzes mit Fluorid durch z. B. fluoridiertes Speisesalz, fluoridhaltige Zahnpasten oder fluoridreichem Mineralwasser, kann durch Substitution der Hydroxylionen gegen Fluoridionen Fluorapatit entstehen (Hellwig, 2009). Diese Verbindung kann durch Säuren nicht so leicht aufgelöst werden, da sie eine stabilere Kristallgitterstruktur aufweist. Somit ist der Schmelz nach stattgefundenener Fluorideinwirkung resistenter gegenüber auftretenden Säureeinflüssen.

1.2 Dentin

Unterhalb des Schmelzes umgibt nachfolgend das Dentin koronal die Pulpa eines Zahnes. Es wird zeitlich vor dem Schmelz von den Mesenchymzellen gebildet, die von der Innenseite dem Inneren Schmelzepithel der Schmelzglocke angelagert sind. Sie differenzieren sich zu Odontoblasten, welche beginnen unverkalktes Prädentin in Richtung auf die Ameloblasten zu

anzulagern. Dieses wird durch Einlagerung von Hydroxylapatitkristallen zu Primärdentin mineralisiert (Ulfig, 2009). Die Odontoblasten bleiben erhalten und liegen einreihig an der Dentin- Pulpa- Grenze. Zwischen Dentin und der Odontoblastenschicht bleibt eine dünne Schicht Prädentin erhalten. Dieses wird in rhythmischen Intervallen zu Dentin umgewandelt (Moll, 2006). Daher kann der Zahn ein Leben lang Dentin nachbilden: Sekundärdentin wird nach Abschluss der Zahnentwicklung weiterhin nach innen an das Primärdentin angelagert und führt zur altersbedingten Einengung der Pulpa; Tertiärdentin wird als Reaktion auf äußere Reize (z. B. Karies, freiliegende Zahnhäule, Kälte/Hitze) als Schutz für die Pulpa gebildet. Somit ist Dentin als vitales Gewebe zu betrachten.

Die Odontoblasten haben Fortsätze, welche sich in den Dentinkanälchen radiär auf die Schmelz-Dentin- Grenze zu erstrecken und von Gewebeflüssigkeit umgeben sind. Die Fasern werden auch als Tomes- Fasern bezeichnet. In der Pulpa herrscht ein hydrostatischer Druck von ca. 30 mm Quecksilbersäule (Hellwig, 2009), womit sich in den Dentinkanälchen ein nach außen gerichteter Flüssigkeitsstrom ergibt. Durch externe Stimuli kann eine Bewegung der Flüssigkeit in den Kanälen ausgelöst werden, wodurch freie Nervenendigungen im inneren Dentin und in der Nähe der Odontoblasten gereizt werden. Solche Stimuli können beim Beschleifen von Zähnen, Verblasen von Speichel, mechanischen Irritation der Oberfläche oder osmotischen Fluss durch z. B. Zuckermoleküle im Speichel auftreten. Somit wird eine Schmerzempfindung empfunden. Diese Theorie der Schmerzentstehung wird als hydrodynamische Theorie bezeichnet und wurde 1966 von Brännström beschrieben.

Bei der Kavitätenpräparation, der Kariesexcavation oder dem Beschleifen der Zähne in Vorbereitung auf prothetische oder konservierende Versorgung werden die Dentinkanälchen angeschnitten und eröffnet. Dabei entsteht eine sogenannte Dentinwunde. Der Dentinliquor beginnt durch den höheren hydrodynamischen Druck im Inneren der Pulpa aus den eröffneten Kanälchen nach außen gerichtet auszuströmen. Da die Durchmesser der Kanälchen in der Nähe der Pulpa immer größer werden, tritt bei tieferen Dentinwunden mehr Flüssigkeit aus und auch die Schmerzempfindung ist stärker.

Dieser Ausstrom des Dentinliquors stellt allerdings ein großes Problem bei der adhäsiven Befestigung zahnmedizinischer Materialien dar, da hierdurch ein tiefes Eindringen des Bondings in die Dentinkanälchen verhindert wird und auch die chemische Bindung zwischen der feuchten Zahnschicht und dem hydrophoben Kompositmaterial deutlich beeinträchtigt ist. Um dieses Problem zu lösen, sind dentale Adhäsivsysteme notwendig.

Etwa 10 % des Dentins sind Wasser, 20 % sind organische Bestandteile, vorwiegend Kollagenfasern des Kollagentyp 1, und 70 % sind anorganische Anteile (Weber, 2009). Diese

sind vorwiegend Phosphat und Kalzium und Spurenelemente, welche auch in Form von kristallinen Hydroxylapatit vorliegen. Allerdings sind die Kristalle viel kleiner und dünner als die des Schmelzes und liegen gepackt vor. Dentin ist gelblich und wesentlich elastischer als Schmelz. Zudem weist es eine höhere Permeabilität auf (Hellwig, 2009).

Die Dentinkanälchen sind von peritubulären Dentin umgeben, welches die Wände auskleidet. Die Kanälchen untereinander werden durch intertubuläres Dentin getrennt, welches viele kollagene Fasern enthält (Hellwig, 2009). Die Durchmesser der Kanälchen nehmen mit zunehmendem Abstand von der Pulpa ab.

Weiterhin kann Dentin nach unterschiedlichem Grad der Mineralisation in Schichten aufgeteilt werden. Prädentin liegt der Pulpa direkt auf und ist noch nicht vollständig mineralisiert. Danach folgt weiter peripher mineralisiertes zirkumpulpaes Dentin und schließlich Manteldentin, das an den Schmelz angrenzt.

Dentin ist durch den hohen Anteil kollagener Fasern nicht so hart wie Schmelz. Es hat bei einer Belastung von 25 p eine Vickershärte von 82,5 kp/mm².

1.3 ACP- haltige Zahnpasten

Zahnpasten sind allgemein notwendig für die häusliche Pflege und Gesunderhaltung der Zähne durch den Patienten. Sie werden häufig in pastöser Form auf dem Markt angeboten, um einen einfachen und gleichmäßigen Auftrag zu ermöglichen. Es werden durch Zahnpasten allgemein in der Regel drei Aufgaben erfüllt (Hellwig, 2009). So säubern und polieren sie die Zahnoberflächen kosmetisch und sorgen für einen frischen Atem. Weiterhin entfernen sie therapeutisch wirksam die abgelagerte Plaque auf der Zahnoberfläche. Und zuletzt bringen Zahnpasten pharmakologische Wirkstoffe in die Mundhöhle ein.

Durch oberflächenaktive Tenside werden diese wirksamen Substanzen gleichmäßig auf allen in der Mundhöhle exponierten Zahnoberflächen verteilt. Für das Entfernen von Plaque und Speiseresten sind in den Zahnpasten Putzkörper verschiedener Größen enthalten. Dazu werden meist Silikatverbindungen verwendet. Sie charakterisieren die unterschiedlichen Abrasivitätsgrade von Zahnpasten je nach Härte, Form, Größe und Anzahl der Partikel. Je nach

Zahnpaste sind zwischen 15 % und 55 % Putzkörper in der Textur enthalten (Hellwig, 2009). Bindemittel, z. B. Hydroxyethylcellulose, sorgen für die Bildung hochvisköser Gele und fassen die Putzkörper. Ein Austrocknen der Zahnpaste wird durch Feuchthaltemittel, wie z. B. Sorbitol, verhindert. Des Weiteren werden Konservierungsstoffe und verschiedene Farbstoffe sowie Aromen zugesetzt. Je nach der erwünschten Wirkung werden weiterhin entsprechende Zusatzstoffe der Rezeptur hinzugefügt. Oft ist dies eine Fluoridverbindung, um der Entstehung kariöser Läsionen vorzubeugen. Dabei darf eine Zahnpaste aber maximal 0,15 % Fluoridionen enthalten, bei Kinderzahnpasten maximal 0,05 % (Hellwig, 2009). Als Fluoride können Zinnfluorid, Natriumfluorid, Aminfluorid oder Natriummonofluorophosphat Anwendung finden. Oder aber es werden Zinksalze zur Vorbeugung oder Behandlung Gingivitis eingesetzt. Diese sind antibakteriell wirksam und bekämpfen Mundgeruch (Bundesinstitut für Risikobewertung, 2015). Als plaquehemmende Wirkstoffe können z. B. Chlorhexidin oder Sanguinarin mit antimikrobiellen Eigenschaften zugesetzt sein. Zahnsteininhibitoren, wie Zinkzitrat oder Pyrophosphate, verhindern die Ausfällung von Kalziumsalzen aus dem Speichel (Hellwig, 2009). Auch zur Behandlung hypersensibler Zahnhälse gibt es spezielle Zusätze in den Zahnpasten, wie Strontiumchlorid oder Arginin oder Apatite. Somit kann also je nach den individuellen Risiken ein entsprechendes Zahnpflegemittel aus dem sehr umfangreichen Marktangebot ausgewählt bzw. empfohlen werden.

Ähnlich sind auch die amorphes Kalziumphosphat enthaltenden Zahnpasten zusammengesetzt. Sie haben ein vielfältiges Wirkungsspektrum. Wie andere Zahnpasten auch enthalten sie Wasser, Feuchthaltemittel, Bindemittel, Aromastoffe, Süßstoffe, Konservierungsstoffe und Tenside.

Das Besondere hierbei ist aber das amorphe Kalziumphosphat, eine Komplexverbindung aus Kalzium- und Phosphat-Ionen. Die Ionen sind frei bioverfügbar. Sie diffundieren entsprechend dem Konzentrationsgradienten in die Tiefe und remineralisieren somit dort Defekte (Meyer-Lückel et al., 2012) Auch wird das amorphe Hydroxylapatit der Zahnoberfläche aufgelagert und verschließt durch die geringe Größe der Moleküle Unebenheiten und Poren der Zahnhartsubstanzen. So konnte in einer Untersuchung beobachtet werden, dass gebleichte und somit modifizierte, angeraute Schmelzoberflächen nach der Verwendung von ACP- haltigen Präparaten repariert und die ursprüngliche Morphologie wieder hergestellt werden konnte (Poggio et al., 2016). Die Oberfläche wird glatter, was auch die Aggregation von Bakterien und die Ausreifung zur Plaque erschwert. Dadurch wird der Entstehung von Karies vorgebeugt. Um diesen Effekt zu optimieren, wird von der Firma ApaCare, Cumdente GmbH, empfohlen, die Zahnpasta regelmäßig zu verwenden, da die Plaque über den Tag/ die Nacht mit der auf der

Zahnoberfläche aufgelagerten Hydroxylschicht abfallen würde. Auch ist durch ApaCare eine Verminderung von Schmerzempfindungen hypersensibler Zahnhälse erreichbar, da die freiliegenden Dentintubuli verblockt werden. Desweiteren gibt der Hersteller einen Erosionsschutz gegenüber säurehaltigen Nahrungsmitteln bei Verwendung von ApaCare an. Dieser Effekt des Erosionsschutzes durch ACP- haltige Zahnpasten, konnte auch bei Anwendung von Tooth Mousse® (Firma GC) nachgewiesen werden (Yu et al., 2018). Dabei sinkt bei Anwendung von Tooth Mousse® vor dem erosiven Säureangriff die Oberflächenhärte geringer ab als bei der Kontrollgruppe. Generell bieten ACP- haltige Zahnpasten einen Erosionsschutz gegenüber Softdrinks an Dentin (Poggio et al., 2010).

Überdies hinaus können auch initiale kariöse Läsionen nachweislich durch Anwendung ACP- haltiger Zahnpasta remineralisiert werden (Krithikadatta et al., 2013). Im Vergleich erreichen sowohl ACP als auch Fluorid aus Zahnpflegeprodukten einen ähnlich guten Effekt auf die Remineralisation der Zahnhartsubstanzen (Mendes et al., 2018). Bei dieser Studie konnte zusätzlich gefolgert werden, dass der beste Effekt auf die Remineralisation von White- Spot- Läsionen durch die kombinierte Anwendung von ACP und Fluorid zu erreichen ist. Zu diesem Schluss kommt auch eine weitere Studie, bei welcher nur bei der gemeinsamen Anwendung von Natriumfluorid und ACP- haltigen Zahnpflegeprodukten ein remineralisierender Effekt auf kariös verändertem Dentin auftritt (Wierichs et al., 2018). Bei den anderen verwendeten Fluoridlacken konnte lediglich die weitere Demineralisation aufgehalten werden.

Auch bei Milchzähnen ist die Anwendung von ACP- haltigen Zahnpasten vorteilhaft. Denn sie haben einen höheren remineralisierenden Effekt als Fluoridlack durch höheren Mineralgehalt und verminderte Kavitätestiefe aufgewiesen (Salman et al., 2018).

ACP beeinflusst entsprechend der nachfolgenden Studie die De- und Remineralisation des Schmelzes, weil es den Sättigungsgrad der Ionen aus Hydroxylapatit erhöht. So ist nach Anwendung von ACP- haltigen Zahnpasten eine hohe Sättigung von Kalzium- und Phosphationen an der Zahnoberfläche zu finden (Khamverdi et al., 2018). Und je mehr dieser Ionen frei verfügbar sind, desto stärker können sie in die durch Säureeinwirkung o. Ä. zerstörte Substanz der Zähne eingebaut werden und vermögen sie somit wiederherzustellen. Generell eignen sich ACP- haltige Zahnpasten auch zur Remineralisierung von Schmelz. Durch deren Anwendung kann entsprechend der letztgenannten Studie nachweislich die Mikrohärtigkeit von demineralisiertem Schmelz erhöht werden

Sehr oft wird ACP zusammen mit Kaseinen in Form von Kaseinphosphopeptiden (CPP) in Zahnpflegemitteln zugesetzt. Denn Kaseine, welche z. B. in Milchprodukten natürlich vorkommen, weisen eine starke Bindungsaffinität zu Hydroxylapatit auf. Damit senken sie

dessen Löslichkeit und wirken stabilisierend. Dabei resultiert eine erhöhte Bioverfügbarkeit von Kalzium- und Phosphationen bei einem pH- Wert unter 7 (Neuhaus und Lussi., 2009).

Außerdem vermag ACP mit Fluorid, was unter anderem über Speisen oder Getränke aufgenommen wird, Komplexe zu bilden. ACP ist ein Kalziumphosphat. Dieses bildet in Verbindung mit Natriumfluorid einen Niederschlag aus Kalziumfluorid auf der Zahnoberfläche. Dieses wird als pH- gesteuertes Fluoridreservoir bezeichnet (Klimek, 2013). Dabei wird bei Säureeinwirkung, das heißt niedrigem pH- Wert, Fluorid aus der Verbindung freigesetzt. Bei Anwendung ACP- haltiger Mundpflegeprodukte wird noch längere Zeit nach der Anwendung eine erhöhte Konzentration von CPP in der Plaque beobachtet. Dadurch wird der Konzentrationsgradient von Kalzium- und Phosphationen aufrecht erhalten und eine Remineralisation von Kreideflecken ermöglicht (Neuhaus und Lussi, 2009).

ACP- haltige Zahnpasten können auch bei Dentinhypersensibilitäten hilfreich zur Anwendung kommen. Denn ACP kann durch die geringe Molekülgröße in den freiliegenden Eingängen von Dentinkanälchen angelagert werden. Dadurch werden sie verschlossen und somit der mögliche Einfluss von Reizen verhindert. Es konnte nachgewiesen werden, dass sich bei der Anwendung ACP- haltiger Zahnpasten eine oberflächliche Schicht von intratubulären Kristallen bildet, welche die meisten Dentintubuli verschließen (Wang et al., 2015).

In der Studie „Biomimetic mineralisation of phosphorylated dentine by CPP-ACP.“(Cao et al., 2013) konnte gezeigt werden, dass sogar entlang von phosphorylierten Dentinfasern inter- und intratubuläres Hydroxylapatit aufgebaut werden kann. Somit kann laut der Studie mittels ACP- haltigen Zahnpasten Dentin wieder aufgebaut werden.

Einige ACP- haltige Zahnpasten verzichten vollständig auf den Zusatz von Fluoriden. Allerdings schreitet auch auf diesem Gebiet die Entwicklung und Forschung stark voran. Es gibt inzwischen Materialien bzw. Lacke zur Vorbeugung kariöser Läsionen auf dem Markt, die ACP sowie Fluoride zusammen enthalten. Ein solches Material ist z. B. MI VarnishTM der Firma GC. Es wird mit verbesserter Fluorid- Lackbehandlung mit enthaltenem ACP geworben. MI VarnishTM ist indiziert zur Verhinderung von Hypersensibilitäten. In einer in- vitro- Studie konnte bei Verwendung dieses Materials die Vermeidung von Demineralisation an Schmelz über einen Zeitraum von 4 Wochen festgestellt werden (Abufarwa et al., 2018). Ebenso wurde MI VarnishTM in der weiter oben genannten Studie von Wierichs et al., 2018, eingesetzt. Dabei bewährte es sich bei der Remineralisation von Dentin. Auch wird dieser Wirkstoffkombination eine gute antibakterielle Wirkung gegen *Streptococcus mutans* nachgewiesen (Jafari et al., 2018).

Ein ähnliches Produkt für die häusliche Anwendung durch den Patienten ist MI Paste Plus® der Firma GC. Es enthält ACP sowie Fluorid zusammen. Dieses Produkt zeigte sich überlegen in der Remineralisation von White- Spot- Läsionen an Glattflächen der Zähne gegenüber Präparaten, die nur ACP enthalten, sowie auch gegenüber Fluoridlacken (Llena et al., 2015). Zusätzlich zeigte sich in der genannten Studie ACP den Fluoridlacken nicht überlegen.

1.4 Adhäsivsysteme

Adhäsivsysteme sind die entscheidende haftvermittelnde Komponente bei der hochästhetischen Füllungstherapie mittels Kunststoffen und weiteren zahnmedizinischen Versorgungsmitteln, wie Veneeren, Keramikinlays oder auch Brackets. Sie vermitteln die spaltfreie, mikromechanische und chemische Verankerung des Füllungsmaterials Komposit am Zahn. Die chemischen Verbindungen von Adhäsiv zum Substrat Zahnhartsubstanz beruhen auf Ionenverbindungen, kovalenten Bindungen, Wasserstoffbrückenbindungen, Dipolbeziehungen und Van-der-Waals-Kräften (Frankenberger et al., 2014).

Somit ermöglichen sie eine defektbezogene, minimalinvasive Kavitätenpräparation. Denn die für Amalgamfüllungen gültigen Präparationsregeln, wie Retentionsform oder Mindesttiefe der Kavität für die entsprechende Schichtstärke des Materials, müssen nicht eingehalten werden. Dadurch kann bei der Kavitätenpräparation für Kunststofffüllungen vorteilhaft gesunde Zahnhartsubstanz geschont werden.

Die Adhäsivsysteme stellen die notwendige Verbindung zwischen den hydrophoben Kompositen und der hydrophilen Zahnhartsubstanz her. Diese Hydrophilie ergibt sich aus den in den vorhergehenden Kapiteln beschriebenen anatomischen Merkmalen der Zahnhartsubstanz. Dabei ist besonders Dentin Aufmerksamkeit zu schenken. Denn bei tiefen kariösen Defekten und somit pulpanaher Präparation der Kavität werden Dentinkanälchen eröffnet. Da deren Durchmesser zur Pulpa hin immer größer wird, strömt durch den Pulpeninnendruck zunehmend mehr Dentinliquor aus den eröffneten Kanälchen aus, je tiefer die entsprechende Kavität ist. Dieser Ausstrom des Dentinliquors aus der sogenannten Dentinwunde findet auch bei der Füllungslegung weiterhin statt und führt somit zu einer leicht feuchten Oberfläche des Dentins.

Im Schmelz besteht dieses Problem nicht, da Schmelz lediglich 4 % Wasser enthält und

ansonsten aus anorganischen Kristallen besteht.

Ohne die sowohl hydrophilen als auch hydrophoben Eigenschaften der Adhäsive wäre kein sicherer Halt einer Kunststofffüllung an der hydrophilen Zahnoberfläche Dentin erreichbar.

Begonnen hat die Entwicklung der Adhäsivsysteme 1955 mit Buonocore, der die Ätztechnik mittels Phosphorsäure an Schmelz einführte (Meyer- Lückel et al., 2012). Danach entwickelten sich mehrere Generationen von Adhäsivsystemen. Die Einteilung nach Generationen ist aber zwischendessen als obsolet zu betrachten. Denn inzwischen hat sich die Kategorisierung basierend auf dem für den Haftverbund nötigen Ätzvorgang der Zahnhartsubstanz nach Etch&Rinse- Systemen, SelfEtch- Systemen sowie Universaladhäsiven etabliert (Sofan et al., 2017). Weiter werden dementsprechend diese Systeme nach Anzahl der Arbeitsschritte und Flaschen klassifiziert. Dabei zählt das separate Anätzen der Zahnoberflächen mit Phosphorsäure als eigener Arbeitsschritt. So wird z. B. bei Etch&Rinse- Adhäsivsystemen mit 2 Flaschen zunächst separat geätzt, dann der Primer auf die Zahnoberfläche aufgetragen und anschließend das Adhäsiv verwendet. Dagegen wird bei den 1- Flaschensystemen der Etch&Rinse- Adhäsive geätzt und als zweiten Arbeitsschritt das Primer- Adhäsiv- Gemisch aufgetragen.

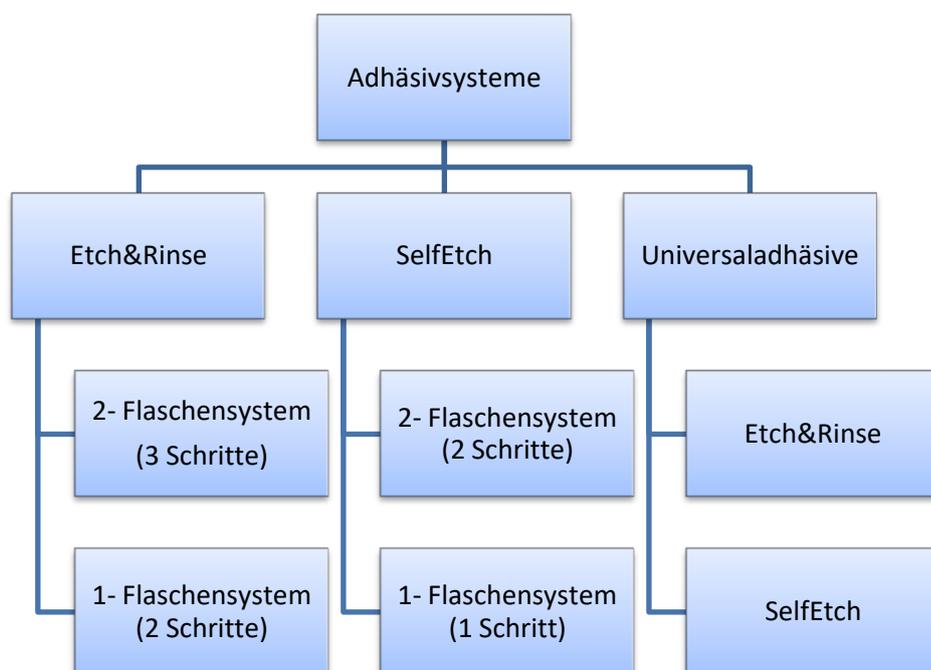


Abbildung 1: Mögliche Einteilung von Adhäsivsystemen

1.4.1 Etch&Rinse- System

Das Etch&Rinse- System charakterisiert sich über die vollständige Entfernung der Schmierschicht.

Zunächst wird vor der Verwendung eines Adhäsivsystems ggf. kariös veränderte Zahnhartsubstanz mit entsprechenden Bohrern abgetragen und die entstandene Kavität mit Wasserspray gereinigt, um Dentin-, Schmelz- und Blutreste zu entfernen. Bakterien, Zahnhartsubstanz- und Zelltrümmer lassen sich mit dieser Reinigung aber nicht entfernen. Sie bilden mit dem aus den eröffneten Dentinkanälchen austretendem Dentinliquor eine 1-5 µm starke Schmierschicht auf der präparierten Oberfläche (Hellwig, 2009). Sie wird aber beim Ätztvorgang und dazugehörigem anschließenden Abspülen vollständig entfernt. Dazu werden Schmelz und Dentin mit einer ca. 35- prozentigen Phosphorsäure geätzt, wobei die Säure 30 Sekunden auf Schmelz und 15 Sekunden auf Dentin wirken sollte. Dies ist darin begründet, dass Dentin weniger Apatitkristalle hat und diese kleiner ausgeprägt und leichter zu zerstören sind. Anschließend wird die Säure mit den abgelösten Bestandteilen der Zahnoberfläche, den sogenannten Präzipitaten, für 30 Sekunden abgespült, mindestens wird aber so lange gespült, wie geätzt wurde. Anschließend überprüft man optisch, ob ein genügendes Ätzmuster auf der Zahnoberfläche entstanden ist. Dies äußert sich nach dem Trocknen durch eine weiße opake Oberfläche.

Im Dentin wurde durch den Vorgang des Ätzens das intertubuläre Kollagennetzwerk bis in 30 µm Tiefe freigelegt (Hellwig, 2009). Dabei sollte dieses Kollagengeflecht immer leicht feucht bleiben, da das Netzwerk sonst kollabiert und nicht mehr vollständig vom Primer benetzt werden kann. Dieser Vorgang des kollabierenden Kollagennetzwerkes wird als Übertrocknen bezeichnet. Dadurch wird auch verhindert, dass der Primer maximal in die durch das Ätzen eröffneten Dentinkanäle eindringen kann. Somit würden sich die Haftungsoberfläche und damit auch die erreichbare Haftkraft verringern. Wenn ein Adhäsiv alkohol- oder acetonbasiert ist, muss nach dem Konditionieren mit Phosphorsäure ein Rewetting erfolgen, um diesen Effekt zu verhindern. Unter Rewetting ist ein Wiederbefeuchten mit Wasser zu verstehen.

Zusätzlich entsteht ein Ätzmuster im Dentin, wodurch die zu benetzende und haftvermittelnde Oberfläche erhöht wird. Insgesamt gehen 10 µm Dentin beim Ätztvorgang irreversibel verloren (Hellwig, 2009).

Im Schmelz können drei verschiedene Formen der Mikroretention durch den Ätztvorgang entstehen. Entweder werden die Schmelzprismen aufgelöst (Ätztyp 1), es wird die

interprismatische Substanz angelöst (Ätztyp 2) oder aber es entsteht eine Kombination aus beiden (Ätztyp 3) (Hellwig, 2009). Letzterer Ätztyp wirkt sich ungünstig auf die Retention aus, da die Prismen und die Substanz dazwischen gelöst werden und sich somit geringere Niveauunterschiede zwischen beiden ergeben, was wiederum die entstehende Haftungsfläche verkleinert. Generell gehen beim Ätzevorgang im Schmelz ca. 10 µm Schichtstärke irreversibel verloren. Das Ätzmuster reicht bei dieser Zahnhartsubstanz ca. 30- 50 µm in die Tiefe und bildet Gruchten, Gruben und Spalten (Hellwig, 2009).

Auch fluoridreicher aprismatischer Schmelz ist schwerer zu ätzen und ergibt kein retentives Ätzmuster, da die Fluoridapatikristalle durch ihre stabilere Kristallgitterstruktur schwerer durch Säure anzulösen sind. Die Kristalle sind dabei dicht gepackt und parallel zur Oberfläche angeordnet. Dieser aprismatische Schmelz findet sich bei allen Milchzähnen, sowie in den Fissuren und im zervikalen Bereich permanenter Zähne. Er bildet eine 20- 30 µm starke Schicht (Hellwig, 2009). Daher ist es auch beim minimalinvasiven Vorgehen sinnvoll, die Schmelzoberfläche leicht anzuschärfen, weil somit eventuell individuell vorhandener aprismatischer Schmelz abgetragen wird und ein gleichmäßiges Ätzmuster entstehen kann.

Nach dem Ätzevorgang wird bei 2- Flaschensystemen der Primer aufgetragen, welcher die Benetzung der feuchten Dentinoberfläche durch das Adhäsiv mittels Penetration des Kollagennetzwerks und der offen liegenden Dentinkanälchen gewährleistet. Er ist damit die Grundlage für die Haftung von hydrophoben Kompositmaterialien an der hydrophilen Zahnhartsubstanz. Primer enthalten wasserlösliche Mono- und Dimethacrylate, wie z. B. HEMA (Hydroxyethylmethacrylat). Dieses Molekül ist sowohl hydrophil als auch hydrophob.

Nun kann bei 2- Flaschensystemen das Adhäsiv aufgetragen werden (Bonding). Dieses ermöglicht eine Bindung zwischen den hydrophilen Anteilen des Primers und den hydrophoben Komponenten des Komposits. Sie sind niedrigvisköse, amphiphile Mischungen aus Mono- und Dimethacrylaten (Weber, 2009). Das Material umfließt die freigelegten Kollagenfasern und bildet so die Hybridschicht. Das Adhäsiv, welches in die eröffneten Dentinkanälchen eingedrungen ist, bildet dort die sogenannten Tags.

Etch&Rinse-Adhäsive sind aber auch als 1- Flaschensysteme erhältlich. Dabei liegt ein Primer-Adhäsiv- Gemisch vor. Somit reduziert sich die Anwendung um einen Arbeitsschritt. Denn nach dem Ätzen erfolgt nur noch der Auftrag des Primer- Adhäsiv- Gemisches.

1.4.2 SelfEtch- System

Im Gegensatz zu Etch&Rinse- Systemen spart man bei der Verwendung von SelfEtch- Systemen den Schritt des separaten Anäztens, was zeitliche Vorteile für den behandelnden Zahnmediziner bietet. Das Ätzgel ist in den Primer integriert, sodass man das Konditionieren und Primieren der Zahnoberflächen in einem Arbeitsschritt vereint hat. Daran anschließend wird lediglich noch das Bonding aufgetragen. Dabei wird die vorhergehend beschriebene Schmierschicht, welche nach dem Präparieren des Zahnes bzw. der Kavität vorliegt, nicht entfernt. Sie wird lediglich modifiziert. Dies bedeutet, die Schmierschicht wird von den Monomeren des Kunststoffes durchdrungen und somit in den Haftverbund des Adhäsivsystems mit einbezogen. Das birgt einige Nachteile: unvorteilhafterweise schrumpft der ungefüllte Primer in den Dentinkanälchen stark, sodass der Randschluss zur Kanalwand beeinträchtigt ist. Auch die Haftung an Schmelz ist bei diesem System geringer, da die Ätzwirkung schwächer ist als bei isoliert angewendeter Phosphorsäure und die gelösten Präzipitate nicht durch das Abspülen beseitigt werden. Dadurch wird die haftvermittelnde Oberfläche im Vergleich zu Etch&Rinse- Systemen geringer und somit ist auch die erreichbare Haftkraft beeinträchtigt.

Im Allgemeinen reagieren Adhäsivsysteme sehr sensibel auf eine fehlerhafte Anwendung. So führt z. B. ein verlängerter Ätzzvorgang oder zu starkes Trocknen zu deutlich verminderten Haftwerten (Frankenberger et al., 2000). Besonders bei SelfEtch- Adhäsiven ist es förderlich für den Haftverbund, das Anwendungsprotokoll penibel zu befolgen. So ist es bei den in dieser Studie verwendeten Adhäsivsystemen wichtig, dass sie bei der Anwendung des SelfEtch- Modus aktiv in die jeweilige Zahnoberfläche einmassiert werden. Denn nur so wird ein ausreichendes Ätzmuster erzeugt. Die erreichbaren Werte der Scherhaftung sind bei aktiver Anwendung höher (Loguercio et al., 2015). Desweiteren zeigte sich in der letztgenannten Studie, dass das entstehende Ätzmuster schwächer ausgeprägt ist, wenn das SelfEtch- Adhäsiv passiv aufgetragen wird. Das beste Ätzmuster war aber weiterhin bei Etch&Rise- Adhäsiven erzielbar.

Auch eine weitere Studie fand bei mangelnder Bewegung des Adhäsivs auf der Zahnhartsubstanz deutlich schlechtere Haftwerte (Moritake et al., 2019).

Beide Systeme sind wie schon weiter oben beschrieben wahlweise als Ein- oder Mehrflaschensysteme mit einem oder mehreren Arbeitsschritten auf dem Markt erhältlich. Dabei erzielen die Mehrschritt- Adhäsive die besseren Ergebnisse hinsichtlich des Haftverbundes. Allerdings sind sie auch fehleranfälliger in der Anwendung, z. B. durch das

Vergessen eines Arbeitsschrittes oder fehlerhafte Handhabung durch den anwendenden Zahnmediziner. Es konnte gezeigt werden, dass ein 2- Schritt SelfEtch-Adhäsiv ähnlich gute Haftwerte an Schmelz erzielt, wie ein TotalEtch- Adhäsiv. Allerdings erreicht ein 1- Schritt SelfEtch- Adhäsiv dagegen deutlich geringere Haftwerte (Patil et al., 2013).

1.4.3 Universaladhäsive

Die neuere Entwicklung der Adhäsivsysteme hat zu der Gruppe der Universaladhäsive geführt. Diese können nicht nach der oben aufgeführten Einteilung klassifiziert werden. Aber diese neue Gruppe der Adhäsivsysteme hat einen großen Vorteil. Denn sie können je nach Belieben des behandelnden Zahnmediziners sowohl als SelfEtch- und auch als Etch&Rinse- Systeme verwendet werden. Somit sind sie sehr vielfältig und flexibel einsetzbar und vereinen die Vorteile der beiden Systeme miteinander. Es wird eine gute Haftung an Dentin erzielt. Auch an Schmelz ist eine gute Haftkraft erreichbar. Denn diese Zahnhartsubstanz kann auf Wunsch des Anwenders selektiv vorbehandelt werden. Dies bedeutet, dass die Zahnoberfläche mit normaler, 35- prozentiger Phosphorsäure vor Anwendung des Universaladhäsives angeätzt werden kann. Dies erfolgt identisch zu dem ersten Schritt bei Etch&Rinse- Adhäsiven und führt zu einem gut ausgeprägten Ätzmuster und damit zu einem zuverlässigen Haftverbund. Dieser deutlich bessere Haftverbund nach vorhergehender Ätzung konnte klar nachgewiesen werden (Pouyanfar et al., 2018). Auch konnte allgemein festgestellt werden, dass Universaladhäsive in Etch&Rinse- Modus höhere Werte hinsichtlich Scherhaftung erreichen, als bei Verwendung im SelfEtch- Modus (Daneshkazemi et al., 2018). Dieses Ergebnis deckt sich mit den Resultaten anderen Studien (Imai et al., 2017). Allerdings resultiert eine verlängerte Einwirkzeit der Universaladhäsive von 40 Sekunden im SelfEtch- Modus in gleichguten Werten hinsichtlich der Scherhaftung wie bei Anwendung im Etch&Rinse- System (Cardenas et al., 2016). Dabei erreicht die Verwendung des Etch&Rinse- Modus das am tiefsten ausgeprägte Ätzmuster, gefolgt vom SelfEtch- Modus mit verlängerter Einwirkzeit.

Universaladhäsive können mit ihrem breiten Anwendungsspektrum unter Anderem zur Behandlung hypersensitiver Zahnhälse eingesetzt werden, indem eine Schicht Adhäsiv als Versiegelung aufgetragen und ausgehärtet wird. Auch als abschließender Schutzlack auf Glasionomerezementfüllungen kann es Anwendung finden. Weiterhin sind sie für direkte Kompositrestaurationen aller Kavitätenklassen und für indirekte Restaurationen sowie für die

Befestigung von Wurzelstiften mit dual- und selbsthärtenden Befestigungskompositen geeignet.
Es kann für alle Kavitätenklassen mit metacrylatbasierten Füllungsmaterialien verwendet werden.

2 Zielstellung

Das Ziel dieser in- vitro- Studie ist es, die Wirkung von ACP-haltiger Zahnpasta auf die Haftkraft von verschiedenen Adhäsivsystemen zu beobachten. Denn die Zahnpflege mit diesen immer häufiger zur häuslichen Mundhygiene verwendeten Zahnpasten kann unter Umständen Einfluss auf die Haftkraft der Adhäsive haben. Dieser Haftverbund beruht auf sehr sensiblen Mechanismen. Da das ACP in amorpher Form der Oberfläche aufgelagert wird, kann somit der Haftverbund von Adhäsiven zur Zahnoberfläche dadurch beeinflusst sein.

Als ACP- haltige Zahnpasta wurde in dieser Studie Dr. Wolff's Biorepair® verwendet

Es wurden für die Untersuchung weiterhin die beiden Adhäsivsysteme Futurabond®U (Voco) und Xeno®Select (Dentsply) eingesetzt. Diese Universaladhäsive wurden jeweils im SelfEtch- und auch im Etch&Rinse- Modus angewandt. Sie wurden weiterhin je auf Schmelz und auf Dentin eingesetzt und in Zugversuchen auf ihre Haftkraft getestet. Somit können zusätzlich die erreichten Haftwerte zwischen den Etch&Rinse- und den SelfEtch- Systemen vergleichend betrachtet werden.

Als Komposit wurde Grandio®SO (Voco) verwendet.

Zusammengefasst ist also das Ziel der Studie, zu beobachten:

- Wie sich die Behandlung von Zähnen mit der ACP- haltigen Zahnpasta Biorepair® von Dr. Wolff's auf die Haftkraft der Adhäsivsysteme Futurabond®U und Xeno®Select an Schmelz und Dentin auswirkt.
- Ob Unterschiede in den erreichten Haftwerten zwischen Etch&Rinse- Systemen und SelfEtch- Systemen bestehen.

3 Material und Methode

3.1 Material

Für die Untersuchung wurden 200 kariesfreie, retinierte Weisheitszähne verwendet, da Schmelz und Dentin noch nicht durch exogene Einflüsse der Mundhöhle verändert wurden. Schmelz könnte bei längerer Exposition in der Mundhöhle z. B. schon durch Fluorideinwirkung säurebeständiger sein, was die Ätzwirkung beeinträchtigen würde. Dentin könnte durch Karies geschädigt und sklerotisiert sein, was auch Einfluss auf Ätzdauer und - Muster hat. Die Zähne wurden in physiologischer (0,9- prozentiger) Kochsalzlösung gelagert, um die Substanz zu erhalten und Sprödigkeit zu vermeiden.

3.1.1 ACP- haltige Zahnpasta

Als ACP- haltige Zahnpasta wurde Dr. Wolff's Biorepair® verwendet. Der Wirkstoff ist hierbei Zink- Carbonat- Hydroxylapatit. Der Hersteller empfiehlt mindestens zweimal täglich die Zahnpasta zur häuslichen Mundpflege anzuwenden. Dabei werden durch die ACP- haltige Zahnpasta laut dem Hersteller mikroskopisch kleine Defekte, entstanden durch ständig stattfindende Säureangriffe, repariert. Die Zahnpasta basiert nach Herstellerangaben auf dem Prinzip der Biomimetik. Nach Anwendung der Zahnpasta fühlen sich die Zähne glatter an, die Neubildung von Zahnbelag ist reduziert und die Zähne sind unempfindlicher gegenüber thermischen Einflüssen, wie die Firma Dr. Kurt Wolff GmbH & Co KG in den Produktinformationen angibt.

Inhaltsstoffe:

- Aqua
- Zink Hydroxylapatit
- Hydriertes Silica
- Glycerin
- Sorbitol
- Silica
- Aroma
- Cellulose Gum
- Natrium Myristoyl Sarcosinate
- Natrium Methyl Cocoyl Taurate
- Tetrapotassium Pyrophosphate
- Zink PCA
- Natrium Saccharin
- Phenoxyethanol
- Benzyl Alcohol
- Propylparaben
- Methylparaben
- Citric Acid
- Natrium Benzoat



Abbildung 2: Dr. Wolff's Biorepair[®] Zahncreme

(Quelle: http://zahn-total.de/wp-content/uploads/2018/03/Biorepair_Zahncreme_Thumbnail.jpg, Zugriff am: 14.08.2019)

3.1.2 Adhäsivsysteme

Als Adhäsivsysteme wurden in der vorliegenden Arbeit die Universaladhäsive Futurabond®U von der Firma Voco und Xeno®Select von der Firma Dentsply verwendet.

Diese beiden Universaladhäsivsysteme sind vielseitig einsetzbar und wurden hier jeweils sowohl als Etch&Rinse- Systeme als auch als SelfEtch- Systeme genutzt und vergleichend gegenüber gestellt. Die Anwendung ist bei beiden Produkten in beiden Systemen laut Herstellerangaben identisch zueinander.

Bei der Verwendung der Adhäsive im Etch&Rinse- System wird zunächst Schmelz für 30 Sekunden und Dentin für 15 Sekunden mit 35- prozentiger Phosphorsäure angeätzt, um eine Oberflächenvergrößerung durch das entstehende Ätzmuster zu erzeugen. Dazu wurde in dieser Studie Vococid von der Firma Voco als Ätzzgel benutzt. Dieses Ätzzgel enthält 35- prozentige Phosphorsäure. Nach der entsprechenden Einwirkzeit werden die Säure und die gelösten Präzipitate zusammen für ca. 30 Sekunden mit Wasser abgespült. Dieser Arbeitsschritt entfällt im SelfEtch- System. Anschließend wird die Kavität mit dem Luftbläser sanft getrocknet. Nun wird das jeweilige Adhäsivsystem nach Herstellerangaben angewendet.



Abbildung 3: Vococid Ätzzgel (Firma Voco)

(Quelle: https://www.henryschein-dental.de/Products/466785_Vococid_1224.jpg, Zugriff am: 14.08.2019)

3.1.2.1 Futurabond®U

Futurabond®U ist ein dualhärtendes Universaladhäsiv und kann sehr vielseitig angewendet werden. Je nach Wunsch des behandelnden Zahnarztes wird entweder für die Anwendung in Etch&Rinse- System die Kavität vor dem Auftragen von Futurabond®U mit 35- prozentiger Phosphorsäure angeätzt und anschließend gründlich abgespült und getrocknet. Oder aber es wird für den SelfEtch- Modus direkt Futurabond®U in die gereinigte, trockene Kavität eingebracht. Dabei sollte aber das Dentin leicht feucht bleiben, um das Kollagennetzwerk nicht kollabieren zu lassen. Eine Ausnahme bildet nur ggf. vorhandener nicht präparierter Schmelz. Dieser muss immer separat mit Phosphorsäure geätzt werden, bevor das Adhäsivsystem zum Einsatz kommen kann.

Da Futurabond®U dualhärtend ist, d. h. sowohl durch Lichteinwirkung als auch chemisch aushärten kann, müssen die beiden Komponenten bis zur Anwendung getrennt bleiben. Um eventuelle Anmischfehler zu vermeiden, wird es nur in Form der von der Firma Voco entwickelten SingleDoses angeboten. Die Blisterpackungen bestehen aus zwei getrennten Kammern, die mit einer beschrifteten Folie dicht abgeschlossen sind. Sie sollten zur Verwendung unversehrt und nicht geknickt vorliegen. Ist dies nicht gegeben, ist die entsprechende SingleDoses zu verwerfen. Um die einzelnen Komponenten zu mischen, wird der Blister so gehalten, dass der Anwender die Beschriftung lesen kann. Durch Druck mit Daumen und Zeigefinger auf den durch „press here“ gekennzeichneten Bereich fließt die Flüssigkeit aus dieser Kammer vollständig und mit hoher Geschwindigkeit in die Misch- und Entnahmekammer (Abbildung 3, linkes Bild). Diese wird mit einem beiliegenden Applikator zentral durchstoßen und maximal eröffnet (Abbildung 3, rechtes Bild).

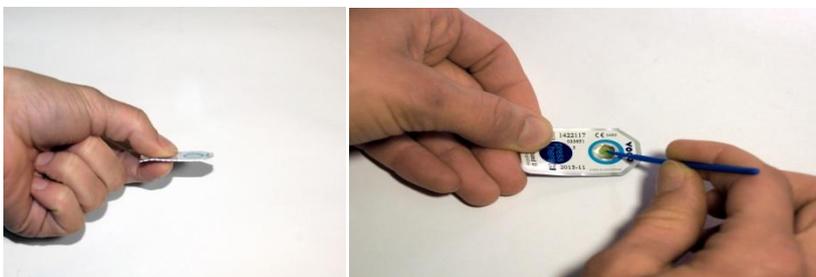


Abbildung 4: Anwendung SingleDoses Futurabond®U

Anschließend wird die Flüssigkeit so lange durch Rühren mit dem Applikator vermischt, bis keine sichtbaren Schlieren mehr vorhanden sind und der Applikator vollständig benetzt ist. Nun wird es auf die Kavität aufgebracht und für 20 Sekunden mittels des Applikators einmassiert. Danach wird es für 5 Sekunden verblasen und 10 Sekunden lichtgehärtet, wie in den beiliegenden Gebrauchsinformationen der Firma Voco GmbH angegeben. Nun ist die Kavität für das Einbringen des entsprechenden Komposits vorbereitet.



Abbildung 5: Futurabond® U

(Quelle:https://www.voco.dental/de/portaldata/1/resources/products/pacshots/gb/futurabond-u_pac_gb.jpg, Zugriff am: 14.08.2019)

Chargennummer: LOT 1425585

3.1.2.2 Xeno® Select

Xeno® Select ist ein ausschließlich lichthärtendes Ein-Komponenten-Universaladhäsiv und wird daher in 4 ml – Flaschen angeboten. Es ist universell anwendbar und kann je nach Belieben des Anwenders in der SelfEtch- und Etch&Rinse- Methode verwendet werden.

Zur Anwendung kann eine kleine Portion aus der Easy- squeeze- Flasche in ein Clixdish oder eine Lichtschutzbox gegeben werden, wo es bis zu 30 Minuten nach dem Einfüllen anwendbar bleibt. Das Adhäsiv wird in die trockene, und für Verwendung in Etch&Rinse- System mit 35-prozentiger Phosphorsäure angeätzte, Kavität eingebracht und 20 Sekunden mit einem Applikator in die Zahnhartsubstanz einmassiert. Dann wird das Lösungsmittel erst vorsichtig und dann mit stärkerem Luftstrom verblasen bis keine Bewegung der Flüssigkeit auf der Zahnschicht mehr sichtbar ist, mindestens jedoch 5 Sekunden. Die Oberfläche sollte nach diesem Arbeitsschritt gleichmäßig glänzend sein, aber keine Flüssigkeitsansammlungen aufweisen. Anschließend folgt für 10 Sekunden die Lichthärtung, so wie es in der dazugehörigen Gebrauchsinformation der Firma Dentsply Sirona vorgeschrieben wird.

Zusammensetzung: Bifunktionale Acrylate
 Saure Acrylate
 Phosphorsäureester
 Wasser
 Tertiäres Butanol
 Initiator
 Stabilisator



Abbildung 6: Xeno[®] Select

(Quelle: https://www.zm-online.de/fileadmin/migrated/news/2958315_1498270ba7.jpg, Zugriff am: 14.08.2019)

Chargennummer: LOT 1405000687

3.1.3 Komposit

Als Komposit wurde in dieser Studie ergänzend zu den Adhäsivsystemen für die Zugversuche Grandio®SO der Firma Voco in der Zahnfarbe A2 genutzt. Es ist ein universelles, lichthärtendes und röntgenopakes Nano- Hybrid- Füllungsmaterial. Grandio®SO enthält 89 Gewichtsprozent anorganische Füllstoffe, bestehend aus funktionalisierten Nanopartikeln und spezieller Glaskeramik in einer Methacrylatbasis. Es ist sehr vielseitig einsetzbar und mit allen konventionellen Bondings kompatibel. Nach den Angaben des Herstellers kann es Anwendung finden bei Füllungen aller Kavitätenklassen, Verblendung verfärbter Frontzähne, Form- und Farbkorrekturen aus ästhetischen Gründen, Verblockung und Schienung gelockerter Zähne, Facettenreparaturen, Restaurationen von Milchzähnen, Kronenstumpfaufbauten und Komposit- Inlays.

Es wird nach dem Bonding in die trockene, nicht kontaminierte Kavität eingebracht und wie vom Anwender gewünscht mit den Füllinstrumenten ausmodelliert. Dabei sollten die einzelnen Schichten nicht mehr als 2 mm stark sein. Nur so ist die vollständige Lichthärtung zu gewährleisten. Anschließend wird für diese Zahnfarbe 20 Sekunden lichtgehärtet. Bei anderen Zahnfarben variiert aufgrund der abweichenden Durchdringungstiefe die vom Hersteller, Voco GmbH, angegebene Zeit für die Lichthärtung.



Abbildung 7: Grandio® SO

Chargennummer: LOT 1405745

3.2 Methode

3.2.1 Herstellung der Schmelzproben

Zur Probenherstellung wurden kariesfreie menschliche Weisheitszähne verwendet. Sie sollten retiniert gewesen sein, um mögliche Modifikationen der Zahnhartsubstanzen ausschließen zu können. Zähne mit Oberflächenveränderungen und Verfärbungen wurden ausgeschlossen. Um möglichst große Schmelzproben mit möglichst ebener Oberfläche zu erhalten, wurden die Proben von der oralen oder vestibulären Fläche des Zahnes gewonnen. Dabei wurde je nach deren entsprechender günstiger Konfiguration entschieden. Dabei wurde mit einem schmalen walzenförmigen Diamanten eine möglichst großflächige, dicke Schmelzscherbe abgetrennt. Da aus einigen Zähnen nur kleinflächige und dünne Proben gewonnen werden konnten, wurden alle Schmelzproben in Technovit, einem kaltpolymerisierenden 3-Komponenten- Kunststoff, eingebettet. Dadurch wurde ein Zerbrechen bei den Zugversuchen ausgeschlossen und verhindert, dass die Proben durch die Öffnung der Überwurfmutter rutschen können. Dazu wurden die trockenen Proben mit der Schmelzoberfläche auf den Boden einer speziell angefertigten Silikonform gelegt. Technovit wurde aus Pulver und Flüssigkeit in einem Resimix-Becher angemischt und in die Formen gegossen. Nach dem vollständigen Aushärten wurden die Proben aus der Form genommen und eventuell vorhandene Grate und Überschüsse entfernt. Die Proben wurden auf einen Durchmesser von ca. 8 mm getrimmt. Anschließend wurde die Oberfläche plan geschliffen, wobei gleichzeitig die obere Schmelzschicht angeschliffen wurde. Somit ist möglicher schwer ätzbarer prismaleser Schmelz ausgeschlossen.

3.2.2 Herstellung der Dentinproben

Von den schon für die Schmelzproben ausgewählten Zähnen wurde nun die Wurzel mit einem diamantierten Schleifer 1 mm unterhalb der Schmelz- Zement- Grenze abgetrennt und das

verbleibende Pulpengewebe entfernt. Dann wurde die Okklusalfäche eben abgetragen und mit dem Tasterzirkel die Schichtdicke zwischen Pulpahorn und Dentinoberfläche überwacht (ca. 2 mm). Anschließend wurden die Proben von apikal auf eine Gesamtdicke von ca. 3,5 mm reduziert, da eine Probendicke unter 3 mm negative Auswirkungen auf die Haftkraft gezeigt hat (Takemari et al., 1993). Abschließend wurde die äußere Kontur rund geschliffen. Somit entstehen plane Dentinscheiben mit einem Durchmesser von ca. 8 mm.

3.2.3 Gruppeneinteilung

Die wie vorhergehend beschrieben gewonnenen Proben wurden gemäß der nachfolgenden Tabelle in 16 Gruppen eingeteilt.

Tabelle 1: Gruppeneinteilung für die Zugversuche

Gruppe	Abkürzung	Behandlung	Substrat	Haftvermittler	System
1	F SER	Keine	Schmelz	Futurabond® U	Etch&Rinse
2	F SSE	Keine	Schmelz	Futurabond® U	Self-Etch
3	F DER	Keine	Dentin	Futurabond® U	Etch&Rinse
4	F DSE	Keine	Dentin	Futurabond® U	Self-Etch
5	F ACP SER	ACP-haltige Zahnpasta	Schmelz	Futurabond® U	Etch&Rinse
6	F ACP SSE	ACP-haltige Zahnpasta	Schmelz	Futurabond® U	Self-Etch
7	F ACP DER	ACP-haltige Zahnpasta	Dentin	Futurabond® U	Etch&Rinse
8	F ACP DSE	ACP-haltige Zahnpasta	Dentin	Futurabond® U	Self-Etch
9	X SER	Keine	Schmelz	Xeno® Select	Etch&Rinse
10	X SSE	Keine	Schmelz	Xeno® Select	Self-Etch
11	X DER	Keine	Dentin	Xeno® Select	Etch&Rinse
12	X DSE	Keine	Dentin	Xeno® Select	Self-Etch
13	X ACP SER	ACP-haltige Zahnpasta	Schmelz	Xeno® Select	Etch&Rinse
14	X ACP SSE	ACP-haltige Zahnpasta	Schmelz	Xeno® Select	Self-Etch
15	X ACP DER	ACP-haltige Zahnpasta	Dentin	Xeno® Select	Etch&Rinse
16	X ACP DSE	ACP-haltige Zahnpasta	Dentin	Xeno® Select	Self-Etch

3.2.4 Behandlung der Proben

Aus den 200 zur Probenherstellung verwendeten Zähnen wurden durch die Gewinnung je einer Schmelz- und einer Dentinprobe pro Zahn, insgesamt 400 Proben für die Versuche gewonnen.

Entsprechend ihrer Gruppeneinteilung wurden diese Proben entweder nicht mit Zahnpasta behandelt (200 Proben der Kontrollgruppen) oder für 7 Tage mit der ACP- haltigen Zahnpasta Biorepair® vorbehandelt (200 Proben der Testgruppen Vorbehandlung mit ACP-haltiger Zahnpasta). Bei letzteren wurde die Zahnpasta Biorepair® einmal am Tag auf die Proben aufgetragen und verblieb dort für 5 Minuten. Dies entspricht durchschnittlich der Zeit, die je Tag auf die häusliche Pflege der Zähne verwendet werden sollte. Anschließend wurden die Proben mit Wasser abgespült und wieder in physiologischer Kochsalzlösung gelagert. Von diesen so behandelten Proben waren jeweils 100 Stück Schmelzproben und 100 Dentinproben. Davon wurden wiederum je die Hälfte für die Zugversuche mit Futurabond®U und die andere Hälfte mit Xeno®Select behandelt. Durch die weitere Unterteilung in Etch&Rinse- System und SelfEtch- System wurden in jeder Gruppe 25 Proben getestet. Davon wurden 15 Werte für die Studie verwendet.

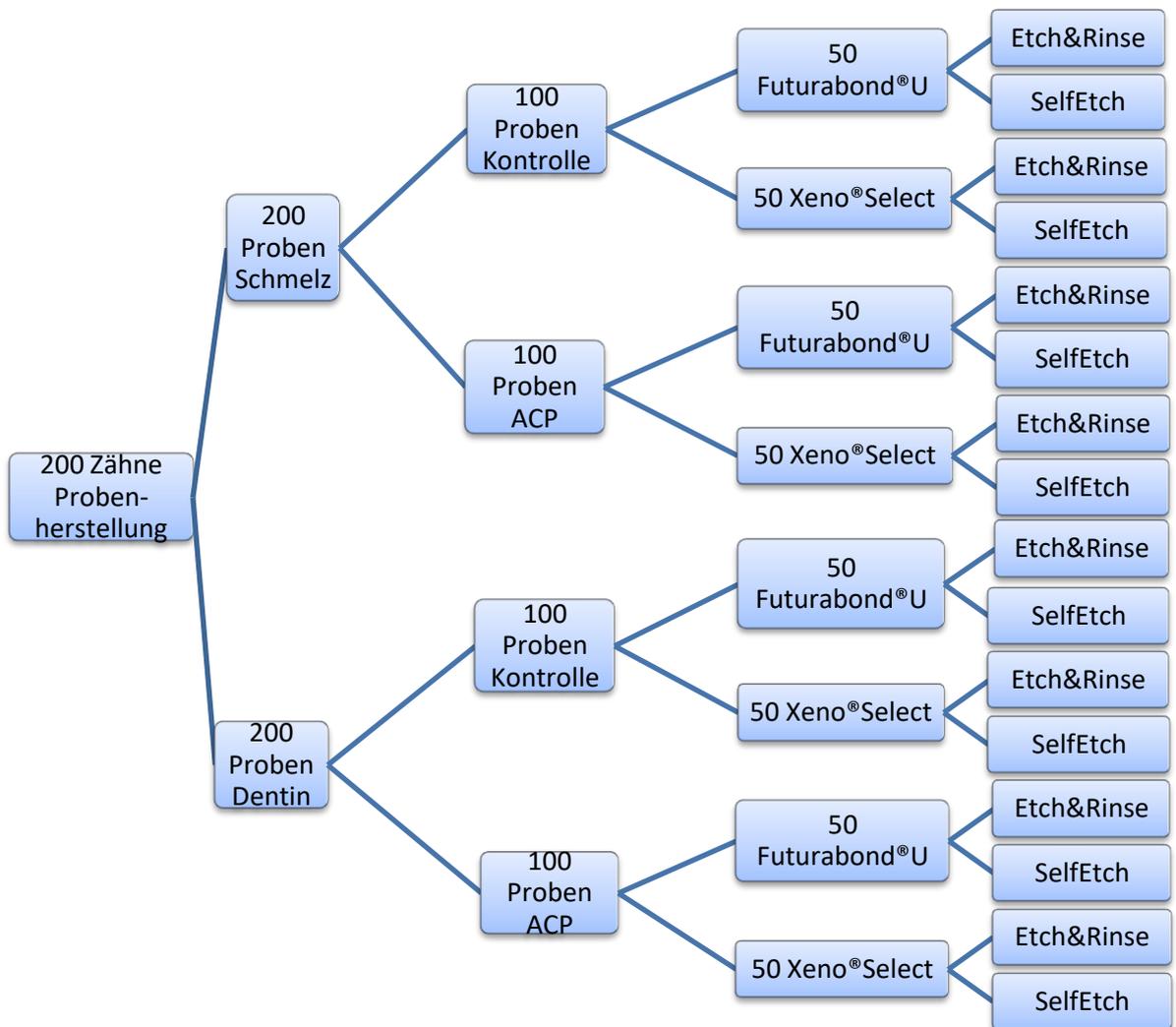


Abbildung 8: Darstellung Probenbehandlung

3.2.5 Versuchsaufbau

Für die Versuchsdurchführung wird die Versuchsanordnung zur Prüfung der Haftkräfte von Dentinhaftvermittlern, wie von Schaller et al. im Jahr 1991 beschrieben, genutzt. Dieses Einkammersystem besteht aus zwei Komponenten. Der Unterbau ist zylindrisch und hat einen seitlichen Zulauf für physiologische Kochsalzlösung, wodurch die Dentinperfusion simuliert werden kann. Dazu wird eine Infusionsflasche mit physiologischer Kochsalzlösung so oberhalb der eingespannten Dentinprobe befestigt, dass sich der Flüssigkeitsspiegel in der Flasche 30 cm oberhalb des Pulpenkammerdaches der Probe befindet. Aufgrund des hydrostatischen Druckes fließt die Lösung über den Verbindungsschlauch und den Zulauf in das Innere des Unterbaus

und flutet somit an die pulpanahe Seite der Dentinprobe an. Dadurch wird ein hydrostatischer Druck vom 30 cm H₂O im inneren der Pulpa simuliert. Die besagte Dentinprobe ist durch eine Überwurfmutter zentral auf dem Unterbau befestigt. Ein Dichtungsring aus Gummi verhindert das unerwünschte seitliche Austreten der Flüssigkeit aus dem Versuchsaufbau. Die Überwurfmutter hat oben eine runde hochwandige Öffnung, durch die der Dentinhaftvermittler auf eine standardisierte Fläche aufgebracht werden kann. In diese Öffnung passt reibungslos eine Metallhülse. Sie hat am unteren Ende ein Loch von 1,5 mm Durchmesser. Dies definiert die Fläche, an der der Komposit mit der Probe in Kontakt kommt. Der Innendurchmesser der Hülse nimmt nach ca. 1 mm und erneut nach ca. 5 mm weiter zu, sodass eine gute Retention des Komposites in der Hülse gewährleistet wird. Die Hülse wird über eine u-förmige Öse am Querhaupt der Zwick Universalprüfmaschine (Typ Z005, Fa. Zwick Roell, Ulm, D.) befestigt. Als Software wird „tempert 7,0“ verwendet. Die Zugfestigkeit der Probe wird mit einer Testgeschwindigkeit von 1 mm/min des Querhauptes 5 Minuten nach Polymerisationsende ermittelt.

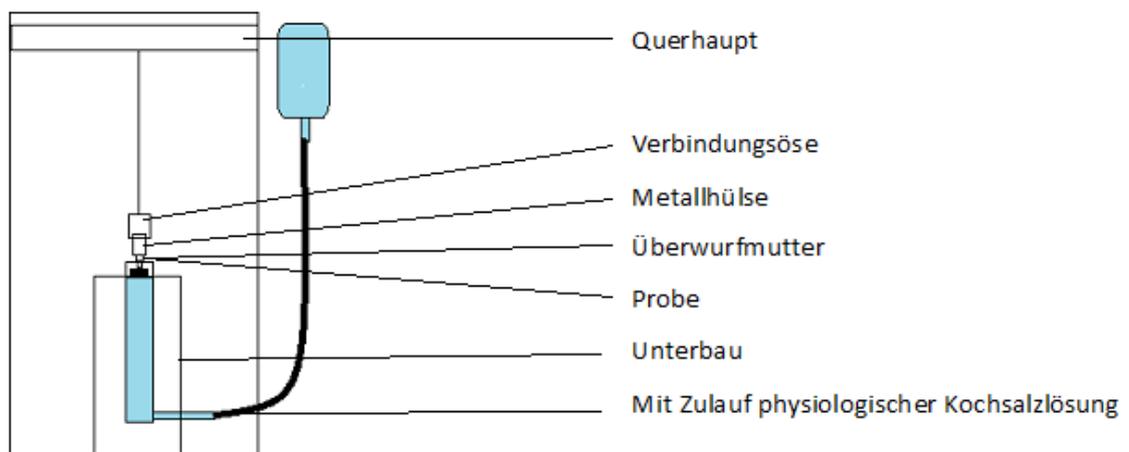


Abbildung 9: Schematischer Versuchsaufbau

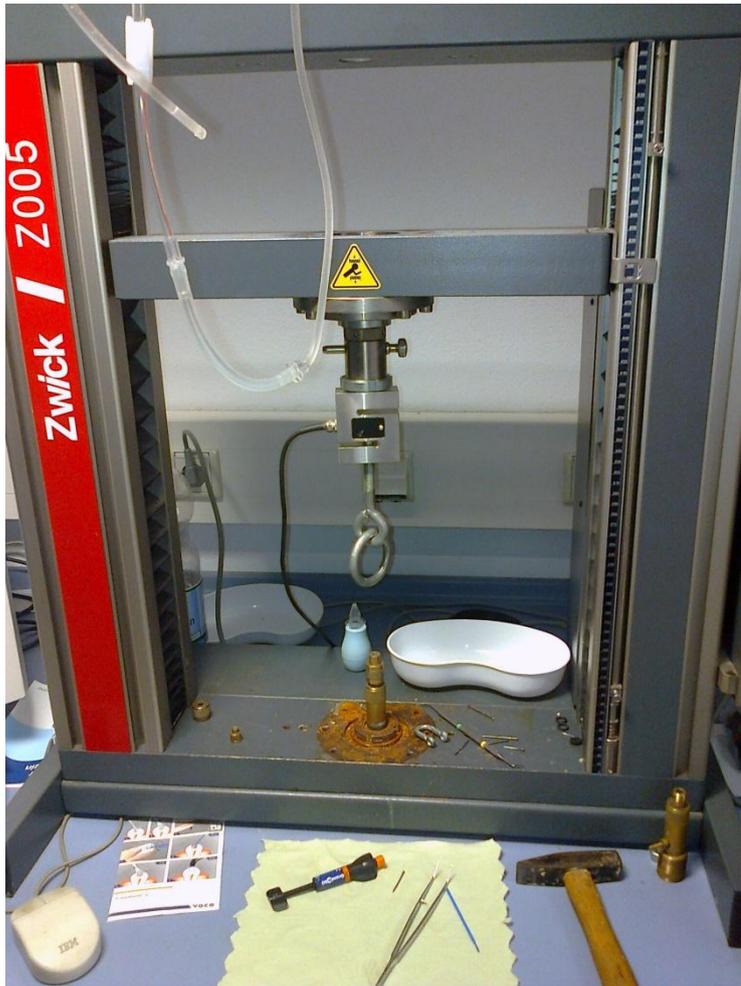


Abbildung 10: Versuchsaufbau

3.2.6 Versuchsdurchführung

Die entsprechend der jeweiligen Kriterien der Versuchsgruppe wie im vorherigen Verlauf beschrieben vorbehandelten, runden Proben wurden auf dem Dichtring zentral auf dem Unterbau der Zugmaschine platziert und mit der Überwurfmutter fixiert. Daran anschließend wurde mit einem grazielen Planator eine kleine Portion Komposit in die Hülse eingebracht und verdichtet, sodass eine ca. 1-2 mm starke Schicht an der Unterseite der Hülse entstand. Dann wurde diese Schicht mit einer UV- Lampe für 2 Minuten polymerisiert, um sicher eine vollständige Durchhärtung des Komposits garantiert zu gewährleisten.

Die Polymerisationszeit ist in dem Versuch gegenüber den Angaben des Herstellers deutlich verlängert. Sie wurde von 20 Sekunden für die Zahnfarbe A2 auf 2 Minuten erhöht. Denn die

Lichtquelle weist durch die Länge der Hülse eine vergrößerte Distanz zum in die Hülse eingebrachten Komposit auf. Dies ist in dem physikalischen quadratischen Abstandsgesetz begründet. Laut diesem Gesetz nimmt die Lichtintensität einer punktförmigen Lichtquelle im Quadrat mit der Entfernung von dieser Lichtquelle ab. Daraus lässt sich dementsprechend eine erhöhte Polymerisationszeit bei geringerer Lichtintensität durch gesteigerten Abstand von den Kunststoffschichten zur Lichtquelle folgern.

Es folgten weitere Schichten Komposit, die plan in die Hülse eingebracht und ausgehärtet wurden, sodass die Stufen im Inneren der Hülse vollständig bedeckt waren. Damit wird eine mechanische Retention des Komposits in der Hülse gewährleistet. Nun wurde die Hülse mit der u-förmigen Öse am Querhaupt der Prüfmaschine befestigt und 5 Minuten nach Abschluss der Polymerisation der letzten Kompositsschicht der Zugvorgang gestartet.

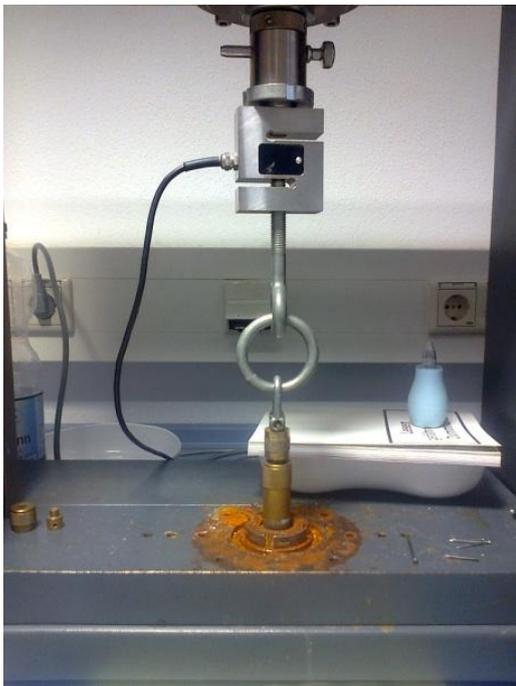


Abbildung 11: Durchführung Zugversuch

3.2.7 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mittels SPSS, einem Programm der Softwarefirma IBM. Es wurden alle 240 ermittelten Messwerte vom Programm zur statistischen Auswertung genutzt. Zunächst erfolgte eine einfaktorielle ANOVA. Diese Varianzanalyse prüft die Werte mehrerer voneinander unabhängiger Gruppen auf statistisch signifikante Unterschiede. Dabei konnten unter den in dieser Studie vorliegenden Versuchsgruppen und den jeweilig gewonnenen Messwerten signifikante Unterschiede festgestellt werden. Dieses Verfahren lässt aber keine Rückschlüsse zu, welche Gruppen eine Signifikanz aufweisen.

Um ermitteln zu können, zwischen welchen Gruppen signifikante Unterschiede bestehen, werden anschließend Post- Hoc- Tests verwendet. Diese vergleichen alle möglichen Kombinationen der Gruppen aus der einfaktoriellen ANOVA paarweise gegeneinander. Dazu wurden Tukey- Test sowie Bonferroni- Test genutzt. Dabei liegt das Signifikanzniveau jeweils bei $p < 0,05$.

4 Ergebnisse

Bei der Durchführung der Versuche dieser Studie, wurden bei allen Gruppen Haftkräfte ermittelt. Die Ergebnisse sind in der nachfolgenden Tabelle zusammengestellt. Dabei sind für jede einzelne Gruppe Mittelwert, Standardabweichung, Median, Minimum und Maximum in MPa angegeben wurden.

Tabelle 2: Messwerte der Versuchsgruppen

Gruppe	Abkürzung	Mittelwert /MPa	Standard-abweichung	Median	Minimum /MPa	Maximum /MPa
1	F SER	16,22	3,42	15,36	12,24	21,21
2	F SSE	3,29	1,37	2,72	1,9	6,07
3	F DER	2,27	0,35	2,24	1,83	2,92
4	F DSE	4,19	1,49	3,54	2,4	6,24
5	F ACP SER	4,76	1,37	4,41	3,35	7,16
6	F ACP SSE	3,8	1,52	3,07	2,42	6,96
7	F ACP DER	4,97	2,25	4,57	2,15	8,85
8	F ACP DSE	2,63	0,87	2,29	1,66	5,01
9	X SER	6,52	1,87	6,29	3,58	10,15
10	X SSE	4,67	2,35	3,83	1,75	10,4
11	X DER	5,91	1,99	5,28	3,07	9,79
12	X DSE	2,5	0,98	2,58	1,13	4,25
13	X ACP SER	4,91	1,12	4,63	3,27	7,12
14	X ACP SSE	3,25	1	3,08	2,2	5,11
15	X ACP DER	3,45	1,08	3,4	1,96	5,15
16	X ACP DSE	3,11	1,37	3,14	1,26	5,93

Zur optischen Veranschaulichung sind die ermittelten Messwerte im nachfolgenden Boxplot-Diagramm zusammenfassend grafisch dargestellt.

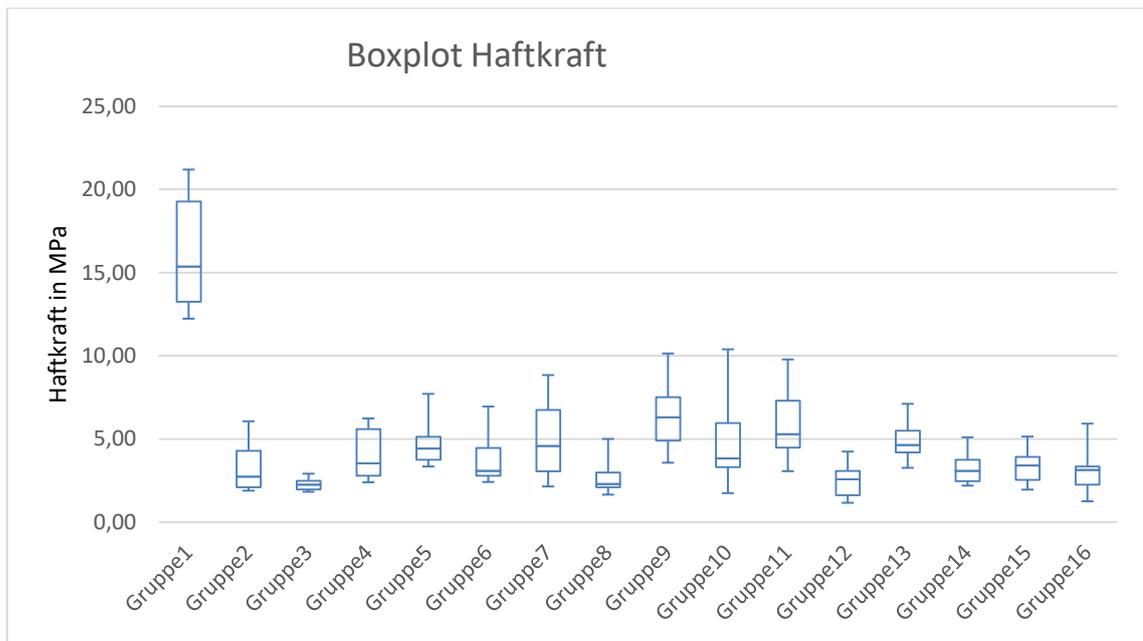


Abbildung 12: Boxplotdiagramm aller ermittelten Messwerte

In diesem Boxplotdiagramm sind zunächst alle ermittelten Werte entsprechend der Gruppennummerierung in einem Diagramm dargestellt.

Den höchsten Wert erreichte bei den Zugversuchen das Universaladhäsiv Futurabond®U im Etch&Rinse- System angewendet auf Schmelz (16,22 MPa, Gruppe 1) Dieser Messwert ist laut Tukey- Test und Bonferroni- Test signifikant ($p < 0,05$) höher, als alle anderen in den Versuchen gemessenen Gruppenwerte.

Der kleinste Wert wurde für Futurabond®U im Etch&Rinse System auf Dentin ermittelt (2,27 MPa, Gruppe 3).

Weiterhin fällt generell bei der Betrachtung der Ergebnisse auf, dass bei der Verwendung von Xeno®Select die Messwerte insgesamt näher beieinander liegen, als bei der Anwendung von Futurabond®U als Adhäsivsystem.

Nachfolgend sind zur besseren Übersicht die Messergebnisse in zwei Boxplots aufgeteilt wurden. Dabei stellt das erstere Diagramm die Messwerte für Schmelz und das danach folgende Boxplotdiagramm entsprechend die gemessenen Werte für Dentinproben grafisch dar.

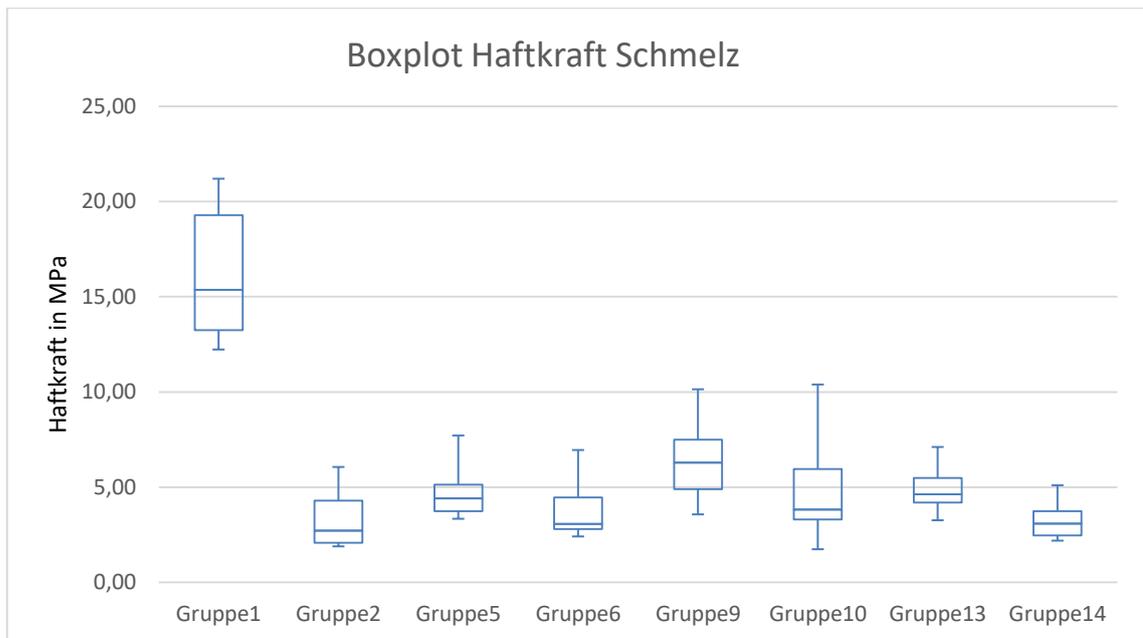


Abbildung 13: Boxplotdiagramm der Haftkraft an Schmelz

Erwartungsgemäß war die Zugfestigkeit bei Futurabond®U auf Schmelz im SelfEtch- Modus (3,29 MPa, Gruppe 2) geringer als im Etch&Rinse- System (16,22 MPa, Gruppe 1). Dies beruht auf der vollständigen Entfernung der Schmierschicht und dem separaten Anätzen mit 35-prozentiger Phosphorsäure bei dem Etch&Rinse- Modus. Beim SelfEtch- Modus ist dagegen das Ätzmuster durch das integrierte Phosphorsäuremolekül im Primer schwächer ausgeprägt und somit die resultierende Haftfläche auch geringer.

Ebenfalls sind bei der Anwendung von Futurabond®U auf mit ACP- vorbehandelten Schmelz im Etch&Rinse- System (4,76 MPa, Gruppe 5) die Haftwerte signifikant geringer, als auf nicht vorbehandelten Schmelz (16,22 MPa, Gruppe 1). Diese Haftkraftreduktion ist durch das amorphe Kalziumhydroxid auf der Zahnoberfläche zu vermuten, welches auf die Schmierschicht modifizierend einwirken könnte.

Bei der Verwendung des Universaladhäsives Xeno®Select war die ermittelte Zugfestigkeit, wie auch bei Futurabond®U, am größten auf unbehandeltem Schmelz im Etch&Rinse- System (6,52 MPa, Gruppe 9). Dabei ist sie dennoch signifikant geringer, als bei dieser Vergleichsgruppe mit Futurabond®U auf Schmelz (16,22 MPa, Gruppe 1). Somit ist Futurabond®U für diesen Einsatzbereich an der Zahnschmelz besser geeignet und erzeugt den sichereren Haftverbund. Dieses Resultat könnte z. B. bei der Befestigung von Veneeren, welche schmelzbegrenzt präpariert und adhäsiv befestigt werden, relevant sein.

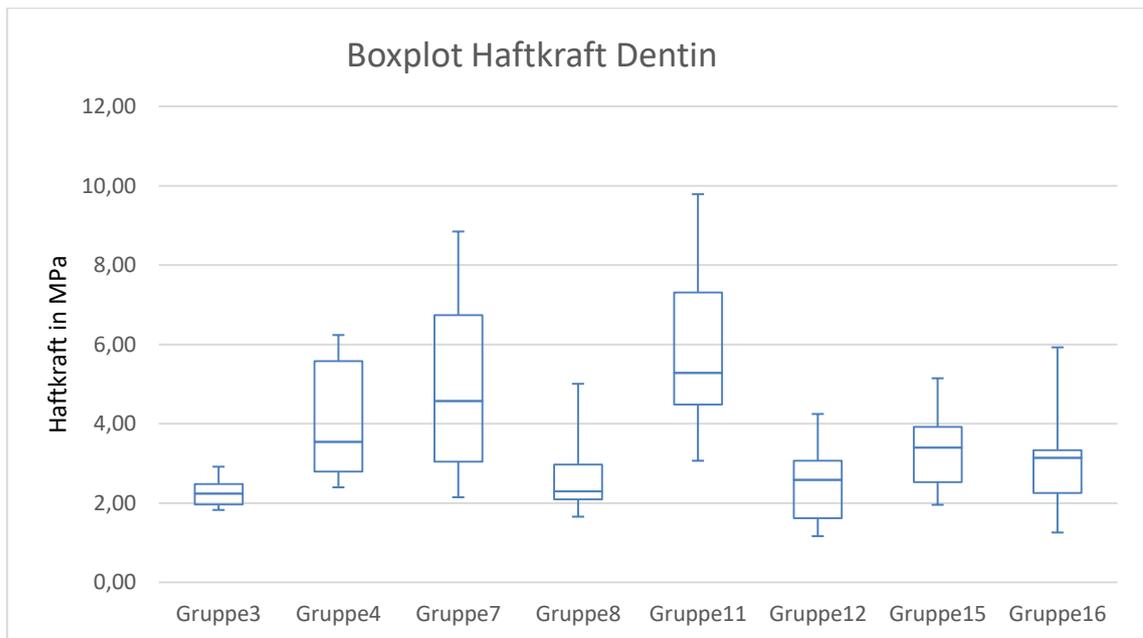


Abbildung 14: Boxplotdiagramm der Haftkraft an Dentin

Der kleinste ermittelte Wert dieser Versuche ist, wie oben schon aufgeführt, für Futurabond®U im Etch&Rinse- Modus an Dentin gemessen wurden. Dieser Wert ist signifikant geringer als ebenso als Etch&Rinse- System angewendetes Futurabond®U auf mit ACP vorbehandelten Dentin (4,97 MPa, Gruppe 7) und auch als die Vergleichsgruppe mit Xeno®Select auf Dentin im Etch&Rinse- System (5,91 MPa, Gruppe 11). Dies bedeutet, an Dentin angewendet und im Etch&Rinse- Modus benutzt, erzeugt Xeno®Select den vorteilhafteren Haftverbund.

Einen signifikanten Unterschied gab es ebenfalls zwischen der höheren Zugfeste bei Futurabond®U im Etch&Rinse- System an mit ACP vorbehandeltem Dentin (4,97 MPa, Gruppe 7) und den Haftkräften unter gleichen Bedingungen im SelfEtch- System (2,63 MPa, Gruppe 8). Damit setzen sich die besseren Haftwerte von Etch&Rinse- Systemen gegenüber SelfEtch- Systemen im Allgemeinen auch bei der Verwendung von ACP-haltigen Zahnpasten in der Zahnpflege fort.

Weiterhin ist ebenso die Haftkraft mit Xeno®Select im Etch&Rinse- System an Dentin (5,91 MPa, Gruppe 11) signifikant gegenüber der Vergleichsgruppe mit Futurabond®U (2,27 MPa, Gruppe 3) und auch gegenüber Xeno®Select im SelfEtch- Modus an Dentin (2,50 MPa, Gruppe 12) erhöht. Desweiteren besteht ein signifikanter Haftkraftverlust bei Vorbehandlung des Dentins mit ACP und anschließender Verwendung von Xeno®Select im Etch&Rinse- System (3,45 MPa,

Gruppe 15) gegenüber der Gruppe 11. Hierbei lässt sich wieder eine beeinträchtigende Auswirkung von ACP auf die erreichten Haftwerte feststellen.

Zusammenfassend haben sich bei den acht möglichen Vergleichen zwischen unbehandelter Zahnhartsubstanz und mit ACP- vorbehandelten Proben nur in drei Fällen signifikante Unterschiede abgezeichnet.

So trat bei Futurabond®U angewendet auf Schmelz im Etch&Rinse- System (15,22 MPa, Gruppe 1) nach der Vorbehandlung mit Biorepair eine deutliche Haftkraftreduktion ein (4,76 MPa, Gruppe 5). Auch bei Xeno®Select auf Dentin im Etch&Rinse- System (5,91 MPa, Gruppe 11) nahmen die Haftwerte bei Vorbehandlung mit ACP signifikant ab (3,45 MPa, Gruppe 15). Nur bei Futurabond®U auf Dentin im Etch&Rinse- System (2,27 MPa, Gruppe 3) erhöht sich nach Verwendung von ACP- haltiger Zahnpasta vor der Probenbehandlung mit dem Adhäsiv die Zugfestigkeit (4,97 MPa, Gruppe 7).

In den andern Fällen konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden zwischen den Haftwerten auf unbehandelter Zahnhartsubstanz und den Werten nach Vorbehandlung der Proben mit ACP- haltiger Zahnpasta. Also lässt sich feststellen, dass die Auswirkung von ACP- haltigen Zahnpasten auf Adhäsivsysteme je nach Zahnhartsubstanz, Adhäsivsystem und angewendeten Verarbeitungsmodus unterschiedlich ist. Es lässt sich keine Regelmäßigkeit ermitteln.

Wenn die Haftwerte nun hinsichtlich Etch&Rinse- und SelfEtch- System vergleichend gegenüber gestellt werden, zeigen sich nur in drei von acht möglichen Vergleichen signifikante Unterschiede. Dabei ist die Haftkraft bei der Anwendung im Etch&Rinse- System signifikant höher als im SelfEtch- System. Dies zeigte sich bei Futurabond®U auf Schmelz (vergl. Gruppe 1 & 2), Futurabond®U auf mit ACP- vorbehandeltem Dentin (vergl. Gruppe 7 & 8) und auch bei Xeno®Select auf Dentin (vergl. Gruppe 11 & 12). Bei allen anderen Gruppen trat kein signifikanter Unterschied zwischen Etch&Rinse- & SelfEtch- Modus auf. Diese Regelmäßigkeit beruht auf den im Einleitungsteil ausführlich beschriebenen Unterschieden der beiden Modis sowie deren unterschiedlicher Wirkung an den Zahnhartsubstanzen. Entscheidend sind vor allem die Unterschiede hinsichtlich der bei der Präparation entstandenen Schmierschicht.

5 Diskussion

5.1 Diskussion der Methodik

Dieser in - vitro - Versuch ist bestrebt, die Verhältnisse in der Mundhöhle möglichst naturgetreu nachzuempfinden. Da dies aber nie exakt gelingt, sind die ermittelten Messergebnisse nur als richtungsweisend für die klinische Tendenz zu verstehen. In der Studie wurde durch die gewählte Gestaltung der Dentinproben eine tiefe, pulpennahe Kavität nachempfunden. Am Schmelz wurde eine oberflächliche Kavität simuliert.

5.1.1 Probenmaterial

Für die Herstellung der Schmelz- und Dentinproben wurden in der vorliegenden Studie menschliche extrahierte dritte Molaren verwendet. Alternativ könnten auch bovine Zähne verwendet werden, da diese einfach auch in großer Menge zu beschaffen sind und für Schmelz und oberflächliches Dentin ähnliche Haftwerte aufweisen, wie humane Zähne. So wurde in einer Untersuchung bestätigt, dass sowohl Schmelz als auch Dentin von bovinen Zähnen keine signifikant unterschiedlichen Haftwerte von Adhäsivsystemen im Vergleich zu menschlichen Zahnhartsubstanzen liefert (Soares et al., 2016).

Allerdings werden die Haftwerte mit zunehmender Tiefe der Dentinkavität der bovinen Zähne wesentlich kleiner (Nakamichi et al., 1983). Auch kann die Dentinperfusion an bovinen Zähnen im Kontrast zu humanen Zähnen nicht simuliert werden.

In der vorliegenden Arbeit wurden dritte humane Molaren genutzt, da diese häufig aus verschiedenen Gründen extrahiert werden müssen und somit gut zu beschaffen sind. Sie sollten vollständig retiniert gewesen sein, da die Zahnhartsubstanzen somit nicht gegenüber modifizierenden Faktoren in der Mundhöhle exponiert waren. So hätten zum Beispiel Fluoride aus Zahnpflegemitteln, Nahrungsmitteln oder Getränken den Schmelz säureresistenter machen können. Dadurch wird nachweislich die Haftkraft von Adhäsivsystemen auf Schmelz reduziert

(Firoozmand et al., 2015). Auch könnte bei durchgebrochenen, in der Mundhöhle stehenden Molaren die Fluorideinwirkung über eine zahnärztliche Behandlung mit Fluoridlack stattgefunden haben. Mögliche Gründe dafür können z. B. eine professionelle Zahnreinigung, die Behandlung hypersensibler Zahnhälse oder White Spot- Läsionen sein. Die Behandlung der intakten Schmelzoberfläche mit Fluoridlack beeinträchtigt die erreichbare Haftkraft von Universaladhäsiven deutlich (Ortiz- Ruiz et al., 2018). Der Effekt verschwindet erst nach 7 Tagen. Weiter konnte von den Autoren der letzten genannten Studie festgestellt werden, dass die Haftwerte auf demineralisiertem Schmelz generell signifikant geringer sind.

Dentin wird bei durchgebrochenen Zähnen häufig durch kariöse Läsionen strukturell verändert und durch andere mechanische und chemische Einflüsse wird Tertiärdentin gebildet und die Dentintubulie sklerotisieren. In einer Studie konnte nachgewiesen werden, dass bei jungen Zähnen im Dentin im Vergleich zu alten Zähnen die Tags länger und in höherer Anzahl ausgebildet werden (Lopes et al., 2011). Dafür ist die Härte bei älterem Dentin höher, was aber keinen Einfluss auf die Haftwerte zeigt. Somit ist es wichtig, dass die Zähne nicht zu alt sind.

Für die Probenherstellung wurden nur Zähne genutzt, die augenscheinlich keine Strukturveränderungen oder Verfärbungen aufwiesen. Auch kariöse Zähne wurden ausgeschlossen, da nachgewiesen werden konnte, dass die Haftwerte an kariösen Dentin geringer sind, als an gesunden (Yoshiyama et al., 2000). Dies belegt ebenfalls eine weitere Studie, kommt aber zusätzlich zu dem Ergebnis, dass Etch&Rinse- Systeme auf kariösem Dentin dennoch bessere Haftwerte erzielen als SelfEtch. Systeme auf kariös modifiziertem Dentin angewendet (Isolan et al., 2018).

Die Zähne wurden in physiologischer Kochsalzlösung gelagert, um ein Austrocknen zu verhindern und somit die Zahnhartsubstanz vor Sprödigkeit zu schützen. Dieses Medium verändert die mechanischen Eigenschaften nicht, jedoch nimmt die Härte der Zahnhartsubstanz bereits nach einer Lagerung von 30 Tagen stark ab (Kantoor et al, 2015).

5.1.2 Versuchsdesign

Die Herstellung der Zahnhartsubstanzproben erfolgte standardisiert.

Zur Gewinnung der Dentinproben wurde zunächst die Wurzel mit einem üblicherweise in der Praxis genutzten zylinderförmigen diamantierten Schleifer 1 mm unterhalb der Schmelz-

Zement- Grenze abgetrennt und die verbleibenden Reste der Pulpa entfernt. Dann wurde die Okklusalfäche eben abgetragen und mit dem Tasterzirkel die Schichtdicke zwischen den Pulpahörnern und der okklusalen Dentinoberfläche überwacht (ca. 2 mm). Anschließend wurden die Proben von apikal auf eine Gesamtstärke von ca. 3,5 mm reduziert, da eine Probendicke unter 3 mm negative Auswirkungen auf die Haftkraft gezeigt hat (Takemori et al., 1993). Somit entstanden gleichmäßig starke Proben mit konstantem Abstand der Pulpa zur Probenoberfläche, wodurch eine klinisch tiefe Kavität simuliert wird.

Bei den Schmelzproben wurde ebenfalls mit einem walzenförmigen Diamanten eine möglichst große ebene Probe vom Zahn abgetrennt. Dies geschah je nach der Oberflächenkonfiguration entweder an der lingualen oder palatinalen Seite der Zähne. Nach der anschließenden Einbettung in Technovit wurde die Oberfläche plan geschliffen und so von eventuellen Kunststoffresten befreit. Außerdem wurde somit aprismatischer Schmelz auf der Oberfläche ausgeschlossen und somit auch die Ausbildung eines gleichmäßigen Ätzmusters ermöglicht.

Der Zugversuch wurde in der bewährten Anordnung von Schaller et al., 1991, durchgeführt. Dazu wurde die Wasserzuführung nach der Befestigung der Dentinproben auf dem Dichtungsring des Sockels der Zugmaschine mit der Überwurfmutter angeschlossen.

Als Flüssigkeit wurde physiologische Kochsalzlösung verwendet. Es konnte nachgewiesen werden, dass bei der Verwendung von Blutplasma anstatt von Kochsalzlösung für die Dentinperfusion höhere Haftwerte resultieren (Gernhardt et al., 2005).

Allerdings fanden Mobarak et al., 2013, heraus, dass die Perfusionsflüssigkeit sich auf die Haftkraft der verschiedenen Adhäsivsysteme unterschiedlich auswirkt. So reagieren Etch&Rinse- Systeme sensibler auf eine Änderung des Perfusionsmediums als SelfEtch- Systeme. Das Etch&Rinse- Bonding erreichte mit destilliertem Wasser als Perfusionsmedium höhere Haftwerte als mit Plasma oder phosphatgepufferter Kochsalzlösung. Dagegen zeigten sich keine signifikanten Unterschiede der Haftwerte von SelfEtch- Systemen bei Dentinperfusion mit destilliertem Wasser und phosphatgepufferter Kochsalzlösung.

Der anliegende Perfusionsdruck zur Simulation der Dentinperfusion betrug in den Versuchen 30 cm Wassersäule. Dieser Wert entspricht dem natürlichen Perfusionsdruck und wurde auch in andern Studien ähnlich gewählt (z. B. Pioch et al., 2001).

In der Studie wurde als ACP- haltige Zahnpasta Dr. Wolff's Biorepair® vor der Anwendung zweier Adhäsivsysteme verwendet. Es konnte in mehreren Studien nachgewiesen werden, dass

Biorepair® die hiermit geputzten Zähne vor Demineralisation durch z. B. Softdrinks schützt (Poggio et al., 2010). Somit kann sich auch eine Auswirkung auf den Ätzvorgang ergeben. Allerdings unterscheidet sich die antierosive Wirkung nicht von der Wirkung gewöhnlicher fluoridhaltiger Zahnpasten (Aykut-Yetkiner et al., 2014). Weiterhin wirkt Biorepair desensibilisierend auf hypersensible Zähne, da es sich in offene Dentintubuli einlagern kann und diese somit verschließt (Pei et al., 2018). Diese Verblockung der Dentinkanälchen ist laut der zuletzt genannten Studie zu einem gewissen Grad gegen Säureangriffe beständig. Somit waren die beim Bonden entstandenen Tags nachweislich kürzer als in der Kontrollgruppe, wodurch ein verminderter Haftverbund resultierte.

Die Proben wurden für 7 aufeinander folgende Tage einmal am Tag mit Biorepair® behandelt. Dabei wurde die Zahnpasta für 5 Minuten auf der Probenoberfläche mittels einer Zahnbürste leicht bewegt. Diese Zeit entspricht der Dauer, die je Tag allgemein von jeder Person auf das häusliche Zähneputzen verwendet werden sollte. Der Hersteller Dr. Kurt Wolff GmbH & Co KG empfiehlt eine Anwendung zweimal täglich. Allerdings wurde in dieser Studie auf eine Putzeinheit je Tag reduziert, da die Proben keinen mechanischen oder chemischen Einflüssen, die im Mund im Lauf eines Tages auf die Zahnoberfläche einwirken, ausgesetzt waren und die Oberfläche somit unbeeinflusst verblieb. Anschließend wurden die Proben ca. 10 Sekunden mit Wasser abgespült und wieder in physiologischer Kochsalzlösung gelagert. Das wurde in anderen Studien ähnlich gehandhabt (Park et al., 2013). Dort wurden die Proben für 2 Wochen zweimal täglich je 3 Minuten mit einer ACP- haltigen Paste behandelt.

Es wurden zwei Universaladhäsive in je zwei unterschiedlichen Anwendungsarten verwendet. Dabei ergibt sich eine unterschiedliche Auswirkung auf die Schmierschicht. Bei der Verwendung als Etch&Rinse- System wird die Schmierschicht beim Abspülen des Ätzgels vollständig entfernt Dagegen wird sie bei SelfEtch- Systemen modifiziert. Die Adhäsivsysteme wurden exakt nach Herstellerangaben verwendet. Bei der Anwendung als Etch&Rinse- System ergeben sich bei beiden Systemen zwei Arbeitsschritte: das Ätzen der Kavität und das Auftragen des Bondings mit anschließendem Einmassieren, Verblasen und Lichthärten. Dagegen findet bei der Verwendung als SelfEtch- System nur ein Arbeitsschritt statt, nämlich das Auftragen des Bondings wiederum mit Einmassieren, Verblasen und Lichthärten. Wichtig ist jedoch bei Universaladhäsiven im SelfEtch- Modus auf Schmelz verwendet, die Applikationszeit nicht zu verlängern, da dann schlechtere Haftwerte resultieren (Sai et al., 2018). Ebenso essenziell ist, wie bereits in vorhergehenden Kapiteln ausgeführt, dass das Universaladhäsiv im SelfEtch- Modus aktiv auf der Zahnoberfläche einmassiert wird. Bei den in diesem Versuch verwendeten Adhäsivsystemen ist von dem jeweiligen Hersteller laut

Produktinformationen eine Zeitspanne von 20 Sekunden zum Einmassieren des Adhäsivs in die Zahnhartsubstanz vorgeschrieben. Dies gewährleistet, dass beständig unverbrauchtes saures Adhäsiv auf die Zahnoberfläche gelangt und so ein Ätzmuster erzeugen kann. Anderenfalls wäre das saure Adhäsiv auf der Zahnoberfläche zügig gepuffert und es würde nur ein gering ausgeprägtes Ätzmuster entwickelt werden können. Somit resultieren bei mangelnder Bewegung des Adhäsivs auf der Zahnhartsubstanz deutlich schlechtere Haftwerte (Moritake et al., 2019).

Die SelfEtch- Systeme sind durch die Reduzierung der Arbeitsschritte weniger fehleranfällig und behandlerfreundlicher als Systeme mit drei Arbeitsschritten. Jedoch werden die Mehrschrittssysteme immer noch als Goldstandard angesehen und erreichen bessere Ergebnisse im Haftverbund Zahnhartsubstanz – Komposit. Eine weitere Herstellerangabe sowohl für Futurabond®U der Firma Voco sowie auch für Xeno®Select der Firma Dentsply Sirona, ist die absolute Trockenlegung mittels Kofferdam. Sie wird empfohlen, um eine Kontamination des Arbeitsfeldes mit Speichel oder Blut zu vermeiden. Dies würde die Qualität der Füllung reduzieren. Diese Gefährdung besteht aber in dem vorliegenden Versuchsaufbau dieser Studie nicht.

Zu den beiden Universaladhäsiven passend wurde das Nano- Hybrid- Komposit Grandio®SO der Firma Voco verwendet. Es wurde für alle Versuche in der Zahnfarbe A2 verwendet, um Durchhärtungsunterschiede durch verschiedene Transluzenzen zu verhindern. Denn hellere Farben eines Komposites erreichen eine größere Durchhärtungstiefe als dunklere Farbtöne (Owens et al., 2015). Auch bei diesem Komposit fordert der Hersteller klinisch die Anwendung von Kofferdam, um die Kontamination der Kavität durch Blut oder Speichel zu verhindern. Beide Risiken sind bei dieser in- vitro- Studie nicht gegeben.

Das Material Grandio®SO wurde in kleinen Portionen nach der Inkrementtechnik auf die konditionierte Probenoberfläche und in die Hülse der Prüfmaschine aufgebracht. Die einzelnen Inkremente sollten nicht stärker als 1 mm sein, damit die Durchhärtung gleichmäßig möglich ist. Weiterhin wurde die Zeitdauer der Lichthärtung erhöht, um die vollständige Durchhärtung der Inkremente zu gewährleisten. Dies ist nötig, da durch die Höhe der Metallhülse der Abstand zwischen dem zu härtenden Komposit und der Lichtquelle erhöht ist und somit die Lichtintensität abnimmt. Nicht vollständig polymerisiertes Komposit führt zu einem frühzeitigen Abriss des Zugversuchs und somit zu geringen resultierenden Haftwerten. Das Einschließen von Luftblasen zwischen den einzelnen Schichten Komposit konnte trotz

sorgfältigem Verdichten nicht sicher ausgeschlossen werden. Auch dies kann die Durchführung der Zugversuche beeinträchtigen.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

Im Folgenden werden die in den Versuchen ermittelten Messwerte kritisch betrachtet und beurteilt.

5.2.1 Allgemeine Betrachtungen

Adhäsivsysteme sind sehr sensibel gegenüber verschiedenen Verarbeitungsparametern. Da die Versuchsbedingungen nicht eindeutig standardisiert sind, erreichen unterschiedliche Studiendesigns differierende Ergebnisse.

Außerdem sind die erreichten Haftverbände von Adhäsivsystemen sehr behandlerabhängig. Daraus ergibt sich, dass verschiedene Behandler als Anwender z. B. durch einen individuellen Grad der Dentintrocknung, unterschiedliche Probendesigns, Anwendung der Adhäsivsysteme unterschiedliche Haftkräfte erzielen.

5.2.2 Beurteilung der Ergebnisse

Bei allen durchgeführten Versuchen konnte ein Haftverbund zwischen Adhäsivsystem und Zahnhartsubstanz gemessen werden. Diese Werte sind jedoch vergleichsweise niedrig. Der Hersteller Voco gibt auf seiner Internetseite eine Studie mit Haftwerten für Futurabond®U an (Torres et al, 2017). Dabei sind die Haftwerte höher angegeben, als die in dieser Studie

erreichten Werte. Allerdings wurden für die Studie von Torres et al., 2017, bovine Zähne ohne Simulation der Dentinperfusion verwendet, was die Abweichungen erklären könnte.

Allerdings stellen auch andere Studien fest, dass die erreichten Haftwerte in den dabei durchgeführten Versuchen niedriger sind, als von den Herstellern versprochen wird (Beltrami et al., 2016). Und das, obwohl in letztgenannter Studie für die Versuche ebenso bovine Zähne für die Probenherstellung verwendet wurden.

Die vergleichsweise geringen Haftwerte der vorliegenden Studie könnten wie oben beschrieben an dem gewählten Versuchsdesign liegen. Allgemein kann festgestellt werden, dass Zahnpflege mit ACP- haltiger Zahnpasta nur in drei der geprüften acht Gruppen eine signifikante Beeinflussung der Haftkraft zeigt.

Ähnliche Ergebnisse erzielte eine Studie, die die Haftkraft von Adhäsiven auf Schmelz nach Anwendung von ACP- haltiger Zahnpasta untersucht hat. Dabei traten bei einigen Adhäsivsystemen Haftkraftreduktionen auf, bei einigen blieb diese Beeinflussung aus. Die Auswirkung von Putzen mit ACP- haltiger Zahnpasta auf die Haftkräfte von Adhäsivsystemen stellt sich in der Studie also abhängig vom verwendeten Adhäsiv dar (Shadman et al., 2015).

Dazu passt die Reduktion der Haftwerte in den Zugversuchen von Futurabond®U auf Schmelz im Etch&Rinse- System (16,22 MPa, Gruppe 1) zu mit ACP vorbehandelten Schmelz (4,76 MPa, Gruppe 5).

In einer anderen Studie zeigt sich keine signifikante Veränderung der Haftkraft auf Schmelz nach Anwendung von ACP- haltiger Zahnpasta (Oskoe et al., 2012). Dies trifft auf die anderen Testgruppen an Schmelz zu.

Dass in der vorliegenden Studie bei den SelfEtch- Systemen keine signifikanten Veränderungen der Haftwerte auf Dentin aufgetreten sind, könnte an der geringen Anlagerung von amorphen Apatitkristallen an der freiliegenden Dentinoberfläche liegen. Es konnte nachgewiesen werden, dass durch die Anwendung von ACP- haltigen Zahnpasten die meisten Dentinkanälchen durch eine Oberflächenschicht und intratubuläre Kristallablagerungen verschlossen werden (Wang et al., 2015). Allerdings liegen, sobald ein Säureangriff stattgefunden hat, die Kanälchen wieder frei. Daher verhält sich das ACP- behandelte Dentin im Zugversuch nach dem Ätzen wie unbehandeltes Dentin.

Diese Parallele kann auch zwischen den Gruppen 4 (Futurabond®U auf Dentin, SelfEtch) und 7 (Futurabond®U auf mit ACP vorbehandelten Dentin, Etch&Rinse) gezogen werden. Durch das Ätzen in Gruppe 7 liegen die Dentinkanälchen wieder frei von ACP vor. Da anschließend Futurabond®U genau gleich wie im SelfEtch- System angewendet wird, ergibt sich ein ähnlicher Haftverbund wie bei der Anwendung von Futurabond®U im SelfEtch- System auf Dentin. Dies

reflektiert sich in den nicht signifikant unterschiedlichen Haftwerten dieser beiden Gruppen.

Mit dieser Studie über ACP- verblockte Dentinkanälchen und deren erneutes Freiliegen nach Säureangriff lässt sich ebenfalls der Haftwert von Futurabond®U auf mit ACP- vorbehandeltem Dentin im Etch&Rinse- System (4,97 MPa, Gruppe 7) erklären. Durch das separate Ätzen mit Phosphorsäure werden auch hier die ACP- Kristalle aus den Dentinkanälchen gespült. Anschließend bewirkt der selbstätzende Bondingvorgang mit Futurabond®U, dass ähnliche Haftwerte wie bei der Anwendung Futurabond®U auf Dentin im SelfEtch- System erreicht werden (4,19 MPa, Gruppe 4). Diese unterscheiden sich somit nicht signifikant von der Gruppe 7.

Weiterhin lässt sich vermuten, dass Futurabond®U im Etch&Rinse- System auf Dentin mit ACP (Gruppe 7) höhere Werte als Futurabond®U auf Dentin im Etch&Rinse- System ohne ACP (Gruppe 3) erreicht, weil durch das Ätzen wiederum die Dentinkanälchen vom ACP befreit werden. Beim anschließenden Bonden wirkt Futurabond®U wie im SelfEtch- Modus. Dabei werden die freigelegten Kollagenfasern sofort vom Bonding umschlossen und können nicht kollabieren. Das könnte aber hingegen z. B. beim Übertrocknen des Dentins im Etch&Rinse- System passiert sein, wodurch dort die Haftkraft geringer ist.

Auch konnte belegt werden, dass durch selektive Dentinätzung für 3 Sekunden Dauer die Haftwerte von Universaladhäsiven an Dentin gesteigert werden können (Stape et al., 2018). Dabei wird die Interaktionsfläche Dentin zu Adhäsivsystem vergrößert, ohne übermäßig freigelegtes demineralisiertes Dentin. Eine längere Ätzdauer sollte dabei vermieden werden.

Weiterhin zeigte sich bei drei von acht Vergleichsgruppen eine signifikante Auswirkung auf die Haftkraft, wenn Etch&Rinse- System und SelfEtch- System der Universaladhäsive jeweils vergleichend gegenüber gestellt werden. Dabei erreichten immer die Etch&Rinse- Systeme auf der jeweiligen Zahnhartsubstanz die höheren Haftwerte. Dies deckt sich mit anderen Studien zu diesem Thema (Zorba et al., 2013). Auch in der Studie „In vitro bonding effectiveness of three different one-step self-etch adhesives with additional enamel etching“ von Batra et al., 2014, wurde belegt, dass durch zusätzliche Ätzung mit Phosphorsäure vor der Anwendung von verschiedenen Self-Etch- Adhäsiven die Haftwerte deutlich verbessert werden. Denn durch separates Anätzen ist ein stärkeres Ätzmuster und somit eine stärkere Oberflächenvergrößerung der zur Verfügung stehenden Haftfläche zu erreichen. Auch die vorbereitende Ätzmaßnahme der Schmelzproben mit normaler Phosphorsäure bedingt deutlich bessere Haftwerte von Universaladhäsiven, als eine ungeätzte Schmelzoberfläche (Beltrami et al., 2016).

Doch sollte bei Universaladhäsiven im SelfEtch- Modus die Applikationszeit nicht verlängert

werden, da dann schlechtere Haftwerte resultieren (Sai et al., 2018). Zusätzlich erreicht auch diese Studie bei Verwendung der Universaladhäsive im Etch&Rinse- Modus höhere Haftwerte als im SelfEtch- Modus.

So war dementsprechend in der vorliegenden Studie die Zugfestigkeit bei Futurabond®U auf Schmelz im SelfEtch- Modus (3,29 MPa, Gruppe 2) signifikant geringer als im Etch&Rinse- System (16,22 MPa, Gruppe 1). Dies beruht auf der vollständigen Entfernung der Schmierschicht und dem separaten Anätzen mit 35- prozentiger Phosphorsäure bei dem Etch&Rinse- Modus. Beim SelfEtch- Modus ist das Ätzmuster durch das integrierte Phosphorsäuremolekül im Primer geringer ausgeprägt und somit die Haftfläche auch geringer. Die deutlich kürzeren und grazileren Tags bei Verwendung des SelfEtch- Modus konnten elektronenmikroskopisch bestätigt werden (Moritake et al, 2019).

6 Zusammenfassung

Zu den neueren Errungenschaften der häuslichen Zahnpflege gehören die Zahnpasten mit dem Bestandteil amorphes Kalziumphosphat (ACP). Diese werben mit dem Effekt, bei der täglichen Zahnpflege die Zahnhartsubstanz aufzubauen, die Zahnoberfläche zu glätten, hypersensible Zahnhälse zu reduzieren, Erosionen der Zahnschmelz vorzubeugen, sowie initiale kariöse Läsionen zu remineralisieren. Diese Effekte konnten in diversen Studien nachgewiesen werden.

Auch hat die beständige Entwicklung der Adhäsivsysteme zur Befestigung der zahnfarbenen Kompositfüllungen die Zahnmedizin stark beeinflusst. Adhäsivsysteme werden häufig und vielfältig in der täglichen Praxis eingesetzt. So sind sie auch zum Befestigen von Restaurationen, Brackets oder Wurzelstiften verwendbar. Daher beschäftigt sich diese Studie mit dem Einfluss von ACP- haltiger Zahnpasta auf die Haftkraft von Adhäsivsystemen. Dazu wurde Dr. Wolff's Biorepair® und die Adhäsivsysteme Futurabond®U von Voco sowie Xeno®Select der Firma Densply verwendet. Als Komposit wurde dazu Grandio®SO, in der Zahnfarbe A2, von der Firma Voco eingesetzt. Die verwendeten Adhäsivsysteme sind der Gruppe der Universaladhäsive zuzuordnen. Sie zeichnen sich dadurch aus, dass ein einziges Adhäsivsystem sowohl im Etch&Rinse- Modus als auch im SelfEtch- Modus verwendet werden kann, je nach Wunsch des Anwenders. Somit wurden in den Versuchen Kontrollgruppen beider Adhäsivsysteme je im

Etch&Rinse- und SelfEtch- Modus erstellt und mit den Haftwerten nach Vorbehandlung der Proben mit der ACP- haltigen Zahnpasta Biorepair verglichen.

Dazu wurden anteilig Proben aus Schmelz und aus Dentin verwendet. Diese wurden aus 200 kariesfreien, retinierten humanen Weisheitszähnen hergestellt. Für die Schmelzproben wurden möglichst dicke Lamellen von der oralen oder vestibulären Fläche des Zahnes mittels eines zylinderförmigen diamantiertem Schleifer abgetrennt. Da diese Lamellen je nach der individuellen Form des Zahnes sehr dünn und von unregelmäßigem Durchmesser waren, wurden sie in den kaltpolymerisierenden Kunststoff Technovit eingebettet. Anschließend wurden diese Proben auf einen gleichmäßigen Durchmesser von ca. 8 mm getrimmt und eine plane Oberfläche geschliffen, wobei auch möglicherweise vorhandener, schwer ätzbarer aprismatischer Schmelz beseitigt wurde.

Die Dentinproben wurden gefertigt, indem zunächst die Wurzeln abgetrennt wurde. Dann wurde die Okklusalfäche eingeebnet, bis ein Abstand von 2 mm der Oberfläche zum Pulpencavum erreicht war. Zum Schluss wurde die Probe von apikal her auf eine Gesamtstärke von 3,5 mm und einen Durchmesser von 8 mm getrimmt.

Die Proben wurden anschließend in 16 Gruppen eingeteilt. Bei den Proben der Kontrollgruppen wurden die Universaladhäsive Futurabond®U oder Xeno®Select genau nach Herstellerangaben je im Etch&Rinse- System und im SelfEtch- System verarbeitet. Die Testgruppen für den Einfluss der ACP- haltigen Zahnpasta wurden für 7 Tage täglich 5 Minuten mit Biorepair® behandelt. Anschließend erfolgte auch hier die Verarbeitung der Adhäsivsysteme wie in den Kontrollgruppen nach Angaben der Hersteller sowohl im Etch&Rinse- System sowie im SelfEtch- System. Im Anschluss wurde für den Zugversuch der Komposit Grandio®SO auf die gebondete Fläche aufgetragen und für ca. 2 Minuten lichtgehärtet.

Der Zugversuch erfolgte mit dem Versuchsaufbau nach Schaller et al., 1991, an der Zwick Universalprüfmaschine. Dabei wird die Probe auf dem Stativ der Prüfmaschine auf einer Gummidichtung platziert und mit einer Überwurfmutter befestigt. In die oben befindliche runde Öffnung der Überwurfmutter passt reibungslos eine Metallhülse. Diese stellt über die Befestigung an einer Kette die Verbindung zum Querhaupt der Prüfmaschine her. Die Hülse hat an der Unterseite eine runde Öffnung von 1,5 mm Durchmesser, durch die der Komposit mit Hilfe eines Planators auf der Probenoberfläche aufgebracht wird. 5 Minuten nach vollständiger Aushärtung aller aufgetragener Kompositschichten in der Metallhülse wurde der Zugversuch mit der Universalprüfmaschine gestartet.

Bei allen Versuchsgruppen dieser Studie konnten im Zugversuch Haftkräfte zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit ermittelt werden.

Die höchste Haftkraft erreichte Futurabond®U auf Schmelz im SelfEtch- Modus (16,22 MPa). In drei von acht Vergleichsgruppen erreicht die Verwendung der Universaladhäsive als Etch&Rinse- System signifikant höhere Haftwerte als bei der Anwendung als SelfEtch- System.

Nach der Vorbehandlung mit der ACP- haltigen Zahnpaste Biorepair® zeigten sich bei Futurabond®U auf Schmelz im Etch&Rinse- Modus und bei Xeno®Select auf Dentin im Etch&Rinse- Modus eine signifikante Haftkraftreduktion. Bei Futurabond®U auf Dentin im Etch&Rinse- Modus hat sich die Haftkraft dagegen nach Anwendung von Biorepair® signifikant erhöht (von 2,27 MPa auf 4,97 MPa).

Insgesamt zeigt sich nur bei einigen Varianten der Verarbeitung der Adhäsivsysteme eine Beeinflussung des Haftverbundes durch ACP- haltige Zahnpflegemittel abhängig vom verwendeten Adhäsivsystem.

Um aber sicher eine Auswirkung der mit ACP- behandelten Zahnhartsubstanz auf die Leistung der adhäsiven Befestigung auszuschließen, empfiehlt es sich in der Praxis, die zahnärztlich zu behandelnde Zahnoberfläche vor der Verarbeitung eines Adhäsivsystems mit rotierenden Instrumenten anzufrischen.

7 Literaturverzeichnis

Abufarwa M, Noureldin A, Campbell PM, Buschang PH (2018) The longevity of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate fluoride varnish's preventative effects: Assessment of white spot lesion formation. *Angle Orthod* 10.2319/021718-127.1

Aykut-Yetkiner A, Attin T, Wiegand A (2014) Prevention of dentine erosion by brushing with anti-erosive toothpastes. *J Dent* 42(7):856-61

Batra C, Nagpal R, Tyagi SP, Singh UP, Manuja N (2014) In vitro bonding effectiveness of three different one-step self-etch adhesives with additional enamel etching. *J Investig Clin Dent* 5(3):226-36

Beltrami R, Chiesa M, Scribante A, Allegretti J, Poggio C (2016) Comparison of shear bond strength of universal adhesives on etched and nonetched enamel. *J Appl Biomater Funct Mater* 14(1):e78-83

Bommas- Ebert U, Teubner P, Voss R (2006) *Kurzlehrbuch Anatomie und Embryologie*, Georg Thieme Verlag KG Stuttgart

Bundesinstitut für Risikobewertung (2015) *Zinksalze in Mundwasser und Zahnpasta*, 1

Cao Y, Mei ML, Xu J, Lo EC, Li Q, Chu CH (2013) Biomimetic mineralisation of phosphorylated dentine by CPP-ACP. *J Dent* 41(9):818-25

Cardenas AM, Siqueira F, Rocha J, Szesz AL, Anwar M, El-Askary F, Reis A, Loguercio A (2016) Influence of Conditioning Time of Universal Adhesives on Adhesive Properties and Enamel-Etching Pattern. *Oper Dent* 41(5):481-490

Daneshkazemi P, Ghasemi A, Daneshkazemi A, Shafiee F (2018) Evaluation of micro shear bonding strength of two universal dentin bondings to superficial dentin by self etch and etch-and-rinse strategies. *J Clin Exp Dent* 10(9):e837-e843

Firoozmand LM, Noletto LE, Gomes IA, Bauer JR, Ferreira MC (2015) Effect of Fluoride and Simplified Adhesive Systems on the Bond Strength of Primary Molars and Incisors. *Braz Dent J Vol. 26 No 4*:368-73

Frankenberger R, Heidemann D, Staehle HJ, Hellwig E, Blunck U, Hickel R (2014) *Bundeszahnärztekammer, DGZ - Gutachten zur Adhäsivtechnik*

Frankenberger R, Krämer N, Petschelt A (2000) Technique sensitivity of dentin bonding: effect of application mistakes on bond strength and marginal adaptation. *Oper Dent* 25(4):324-30

Gernhardt CR, Schaller HG, Kielbassa AM (2005) The influence of human plasma used for dentin perfusion on tensile bond strength of different light-curing materials. *Am J Dent* 18(5):318-22

Hellwig E (2009) Einführung in die Zahnerhaltung, Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie, 5.Auflage, Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 3-11, 215-216, 562-564

Imai A, Takamizawa T, Sai K, Tsujimoto A, Nojiri K, Endo H, Barkmeier WW, Latta MA, Miyazaki M (2017) Influence of application method on surface free-energy and bond strength of universal adhesive systems to enamel. *Eur J Oral Sci* 125(5):385-395

Isolan CP, Sarkis-Onofre R, Lima GS, Moraes RR (2018) Bonding to Sound and Caries-Affected Dentin: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Adhes Dent* 20(1):7-18

Jafari K, Hekmatfar S, Fereydunzadeh M (2018) In vitro Comparison of Antimicrobial Activity of Conventional Fluoride Varnishes Containing Xylitol and Casein Phosphopeptide-Amorphous Calcium Phosphate. *J Int Soc Community Dent* 8(4):309-313

Kantoor P, Srivastava N, Rana V, Adlakha VK (2015) Alterations in the mechanical properties of the extracted human teeth to be used as biological restorations on storing them in different storage media: an in vitro study. *Dent Traumatol* 31(4):308-13

Khamverdi Z, Kordestani M, Panahandeh N, Naderi F, Kasraei S (2018) Influence of CO₂ Laser Irradiation and CPPACP Paste Application on Demineralized Enamel Microhardness. *J Lasers Med Sci* 9(2):144-148

Klimek J (2013) Bildung und Bedeutung von Kalziumfluorid auf dem Schmelz. Kongress „50 Jahre Aminfluoride“, Basel

Krithikadatta J, Fredrick C, Abarajithan M, Kandaswamy D (2013) Remineralisation of occlusal white spot lesion with a combination of 10% CPP-ACP and 0.2% sodium fluoride evaluated using Diagnodent: a pilot study. *Oral Health Prev Dent* 11(2):191-6

Li J, Xie X, Wang Y, Yin W, Antoun JS, Farella M, Mei L (2014) Long-term remineralizing effect of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate (CPP-ACP) on early caries lesions in vivo: a systematic review. *J Dent* 42(7):769-77

Llena C, Leyda AM, Forner L (2015) CPP-ACP and CPP-ACFP versus fluoride varnish in remineralisation of early caries lesions. A prospective study. *Eur J Paediatr Dent* 16(3):181-6

Loguercio AD, Muñoz MA, Luque-Martinez I, Hass V, Reis A, Perdigão J (2015) Does active application of universal adhesives to enamel in self-etch mode improve their performance? *J Dent* 43(9):1060-1070

Lopes GC, Vieira LC, Araújo É, Bruggmann T, Zucco J, Oliveira G (2011) Effect of Dentin Age and Acid Etching Time on Dentin Bonding. *J Adhes Dent* 13 No 2, 139-45

Mendes AC, Restrepo M, Bussaneli D, Zuanon AC (2018) Use of Casein Amorphous Calcium Phosphate (CPP-ACP) on White-spot Lesions: Randomised Clinical Trial. *Oral Helth Prev Dent* 16(1):27-31

Meyer- Lückel H, Paris S, Ekstrand KR (2012) *Karies: wissenschaftliche und klinische Praxis*. Georg Thieme Verlag KG Stuttgart, 210, 232

Mobarak EH, El-Deeb HA, Yousry MM (2013) Influence of different intrapulpal pressure simulation liquids on the microtensile bond strength of adhesive systems to dentin. *J Adhes Dent* 519- 526

Moll KJ, Moll M (2006) *Anatomie*. Elsevier GmbH, Urban und Fischer Verlag, München, 326

Moritake N, Takamizawa T, Ishii R, Tsujimoto A, Barkmeier WW, Latta MA, Miyazaki M (2019) Effect of Active Application on Bond Durability of Universal Adhesives. *Oper Dent* 44(2):188-199

Nakamichi I, Iwaku M, Fusayama T (1983) Bovine Teeth as Possible Substitutes in the Adhesion Test. *J Dent Res* 62(10):1076-81

Neuhaus KW, Lussi A (2009) CPP-ACP und seine Wirkung auf die Zahnhartsubstanz. *Schweizerische Monatsschrift für Zahnmedizin*, Vol. 119 2/2009, *Swiss Dental Journal-SSO*, Bern, 111

Ortiz-Ruiz AJ, Muñoz-Gómez IJ, Pérez-Pardo A, Germán-Cecilia C, Martínez-Beneyto Y, Vicente A (2018) Influence of fluoride varnish on shear bond strength of a universal adhesive on intact and demineralized enamel. *Odontology* 106(4):460-468

Oskoe SS, Bahari M, Kimyai S, Navimipour EJ, Firouzmandi M (2012) Shear bond strength of self-etching adhesive systems with different pH values to bleached and/or CPP-ACP-treated enamel. *J Adhes Dent* 14(5):447-52

Owens BM, Slaven, Phebus JG, Ragain JC (2015) Determination and Correlation of Depth of Cure of a New Composite Resin Delivery System. *J Tenn Dent Assoc* 95(2):39-44

Park SY, Cha JY, Kim KN, Hwang CJ (2013) The effect of casein phosphopeptide amorphous calcium phosphate on the in vitro shear bond strength of orthodontic brackets. *Korean J Orthodon* 43(1):23-8

Patil BS, Rao BR, Sharathchandra S, Hegde R, Kumar GV (2013) Comparative evaluation of self-etching primers and phosphoric acid effectiveness on composite to enamel bond: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 14(5):790-5

- Pei D, Meng Y, Li Y, Liu J, Lu Y (2018) Influence of nano-hydroxyapatite containing desensitizing toothpastes on the sealing ability of dentinal tubules and bonding performance of self-etch adhesives. *J Mech Behav Biomed Mater* 91:38-44
- Pioch T, Staehle HJ, Schneider H, Duschner H, Dörfer CE (2001) Effect of intrapulpal pressure simulation in vitro on shear bond strengths and hybrid layer formation. *Am J Dent* 14(5):319-23
- Poggio C, Lombardini M, Colombo M, Bianchi S (2010) Impact of two toothpastes on repairing enamel erosion produced by a soft drink: an AFM in vitro study. *J Dent* 38(11):868-74
- Poggio C, Grasso N, Ceci M, Beltrami R, Colombo M, Chiesa M (2016) Ultrastructural evaluation of enamel surface morphology after tooth bleaching followed by the application of protective pastes. *Scanning* 38(3):221-6
- Pouyanfar H, Tabaii ES, Aghazadeh S, Nobari SPTN, Imani MM (2018) Microtensile Bond Strength of Composite to Enamel Using Universal Adhesive with/without Acid Etching Compared To Etch and Rinse and Self-Etch Bonding Agents. *Open Access Maced J Med Sci* 6(11):2186-2192
- Sai K, Takamizawa T, Imai A, Tsujimoto A, Ishii R, Barkmeier WW, Latta MA, Miyazaki M (2018) Influence of Application Time and Etching Mode of Universal Adhesives on Enamel Adhesion. *J Adhes Dent* 20(1):65-77
- Salman NR, ElTekeya M, Bakry N, Omar SS, El Tantawi M (2018) Comparison of remineralization by fluoride varnishes with and without casein phosphopeptide amorphous calcium phosphate in primary teeth. *Acta Odontol Scand* 25:1-6
- Schaller HG, Stumbaum P, Gotze W (1991) The influence of dentin conditioning on permeability of dentin. *Dtsch. Stomatol* 41(10): 369-71
- Shadman N, Ebrahimi SF, Shoul MA, Sattari H (2015) In vitro evaluation of casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate effect on the shear bond strength of dental adhesives to enamel. *Dent Res J* 12(2):167-72
- Soares FZ, Follak A, da Rosa LS, Montagner AF, Lenzi TL, Rocha RO (2016) Bovine tooth is a substitute for human tooth on bond strength studies: A systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Dent Mater* 32(11):1385-1393
- Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G (2017) Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Ann Stomatol (Roma)* 8(1):1-17
- Stape THS, Wik P, Mutluay MM, Al-Ani AAS, Tezvergil-Mutluay A (2018) Selective dentin etching: A potential method to improve bonding effectiveness of universal adhesives. *J Mech Behav Biomed Mater* 86:14-22

Takemori T, Chigira H, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S (1993), Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. *Dent Mater* 9(2):136-8

Torres CR, Zanatta RF, Silva TJ, Huhtala MF, Borges AB (2017) Influence of previous acid etching on bond strength of universal adhesives to enamel and dentin. *Gen Dent* 65(2):e17-e21

Ulfing N (2009) *Kurzlehrbuch Embryologie*. Georg Thieme Verlag KG Stuttgart

Wang Z, Ma X, Jiang T, Wang Y, Feng Y, Li R (2015) The dentin tubule occlusion effects of desensitizing agents and the stability against acids and brushing challenges. *Am J Dent* 28(3):128-32

Weber T (2009) *Memorix Zahnmedizin*. Georg Thieme Verlag KG Stuttgart, 23

Wierichs RJ, Stausberg S, Lausch J, Meyer-Lueckel H, Esteves-Oliveira M (2018) Caries-Preventive Effect of NaF, NaF plus TCP, NaF plus CPP-ACP, and SDF Varnishes on Sound Dentin and Artificial Dentin Caries in vitro. *Caries Res* 52(3):199-211

Yoshiyama M, Urayama A, Kimochi T, Matsuo T, Pashley DH (2000) Comparison of conventional vs self-etching adhesive bonds to caries-affected dentin. *Oper Dent* 25(3):163-9

Yu H, Jiang NW, Ye XY, Zheng HY, Attin T, Cheng H (2018) In situ effect of Tooth Mousse containing CPP-ACP on human enamel subjected to in vivo acid attacks. *J Dent* 76:40-45

Zorba YO, Ilday NO, Bayındır YZ, Demirbuga S (2013) Comparing the shear bond strength of direct and indirect composite inlays in relation to different surface conditioning and curing techniques. *Eur J Dent* 7(4):436-41

8 Thesen

- 1) ACP aus häuslichen Zahnpflegemitteln lagert sich auf den in der Mundhöhle exponierten Zahnoberflächen auf und beeinflusst diese auf unterschiedliche Weise.
- 2) ACP aus häuslichen Zahnpflegemitteln beeinflusst die Haftwerte von dentalen Adhäsivsystemen unter den Bedingungen dieser Studie.
- 3) An Schmelz sind in der vorliegenden Studie höhere Haftwerte von Adhäsivsystemen erreichbar als an Dentin.
- 4) Etch&Rinse- Adhäsivsysteme erreichen in dieser Untersuchung sowohl auf Schmelz als auch auf Dentin bessere Haftwerte als SelfEtch- Systeme.
- 5) Universaladhäsive erreichen zuverlässige Haftwerte auf Schmelz und Dentin.
- 6) Zugversuche sind eine verlässliche Methode, um richtungsweisend die Haftwerte von Adhäsivsystemen in vitro zu bestimmen.

9 Tabellarischer Lebenslauf

Name: Richarda Peters

Geburtsdatum: 20.10.1991

Geburtsort: Stendal

Staatsangehörigkeit: Deutsch

Eltern: Matthias Peters, Diplomingenieur für Forstwirtschaft(FH)
Anke Peters, geb. Born, Diplomingenieur für Forstwirtschaft(FH)

E- Mail: adrachir-10@web.de

Schulbildung: 1998-2000 Grundschule Pretzsch
2000-2002 Grundschule Trebitz
2002-2004 Sekundarschule Bad Schmiedeberg
ab 2004 Paul- Gerhardt- Gymnasium Gräfenhainichen
mathematisch- naturwissensch. Excellence- Center
2010 Abitur

Studium: 10/2010-11/2015 Zahnmedizinstudium an der MLU Halle-Wittenberg

Berufstätigkeit: 01/2016 Vorbereitungsassistentin in Zahnarztpraxis Hardies Bad Schmiedeberg
01/2018 Angestellte Zahnärztin in Zahnarztpraxis Hardies Bad Schmiedeberg

10 Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, Richarda Peters, geboren am 20.10.1991, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe angefertigt habe.

Ich habe mich dabei keiner anderen Quellen oder Hilfen als den von mir angegebenen bedient.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'R. Peters', written in a cursive style.

Bad Schmiedeberg, den 01.05.2019

Richarda Peters

11 Erklärung über frühere Promotionsversuche

Hiermit erkläre ich, Richarda Peters, geboren am 20.10.1991, dass ich bisher an keiner in- oder ausländischen Medizinischen Fakultät ein Gesuch um eine Zulassung zur Promotion eingereicht, noch diese Arbeit als Dissertation vorgelegt habe.

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'R. Peters'.

Bad Schmiedeberg, den 01.05.2019

Richarda Peters

12 Danksagung

Hiermit möchte ich mich herzlich bei allen denjenigen, die mich beständig unterstützt und ermutigt haben, bedanken.

Besonderer Dank gilt dabei Herr Prof. Dr. Gernhardt für die umfangreiche und kontinuierliche Betreuung sowie Inspirationen.