

Medizinische Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

**Haftfestigkeitsuntersuchung eines Universaladhäsivsystems auf humanem  
Dentin und Schmelz und der Einfluss eines oxalathaltigen Desensitizers auf die  
Mikrozugfestigkeit (eine in-vitro-Studie)**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.) für das Fachgebiet

Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät

der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Brit Lüllau

geboren am 08. August 1989 in Lüneburg

Betreuer: apl. Prof. Dr. C. Gernhardt

Gutachterin/Gutachter:

1. apl. Prof. Dr. C. Gernhardt

2. Prof. Dr. J. Setz

3. Prof. Dr. R. Haak (Leipzig)

05.02.2019

03.07.2019

**Für meine Eltern, meine Familie und  
Arian**

## Referat

Universaladhäsive ermöglichen dem Behandler zwischen dem Etch-and-Rinse-Modus und Self-Etch-Modus frei zu wählen ohne auf unterschiedliche Adhäsivsysteme zurückgreifen zu müssen. Desensitizer, die häufig zur Behandlung der Dentinhypersensibilität eingesetzt werden, reduzieren die Empfindlichkeit entweder durch die Blockierung der Dentintubuli oder durch die Hemmung der Reizweiterleitung an den Nervenfasern. Dabei sollten sie die Haftung von Adhäsivsystemen jedoch nicht negativ beeinflussen. Ziel dieser in-vitro Untersuchung war es deshalb zum einen die Mikrozugfestigkeit eines Universaladhäsivs (Futurabond<sup>®</sup> U) sowohl im Self-Etch- als auch im Etch-and-Rinse-Modus auf humanem Schmelz und Dentin zu bestimmen und diese mit konventionellen Adhäsivsystemen (Solobond M und Futurabond<sup>®</sup> DC) zu vergleichen. Zum anderen wurde der Einfluss eines oxalathaltigen Desensitizers (Crest<sup>®</sup> Sensi-Stop<sup>™</sup> Strips) auf die Adhäsivsysteme evaluiert. Die Untersuchung wurde an 180 kariesfreien, humanen Weisheitszähnen durchgeführt. Unter standardisierten Bedingungen wurden 60 Schmelzproben und 120 Dentinproben hergestellt, sodass bei 12 Versuchsgruppen jeweils 15 Proben randomisiert einer Gruppe zugeordnet werden konnten. Bei 60 Dentinproben wurde der Desensitizer vorab appliziert. Die Aufbringung der Adhäsivsysteme erfolgte streng nach Herstellerangaben. Im Falle der Dentinproben wurde dabei der intrapulpare physiologische Druck simuliert. Im axialen Mikrozugversuch konnte in allen Gruppen Haftwerte ermittelt werden. Bei der Auswertung der Ergebnisse konnte kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Verarbeitungsvarianten (Self-Etch und Etch-and-Rinse) bei Futurabond<sup>®</sup> U festgestellt werden und auch im Vergleich zu den konventionellen Adhäsivsystemen ergab sich kein signifikanter Unterschied. Die zusätzliche Applikation des oxalathaltigen Desensitizers führte nur im Fall von Futurabond<sup>®</sup> U im Self-Etch-Modus zu signifikant geringeren Werten ( $8,29 \text{ MPa} \pm 3,89 \text{ MPa}$ ) im Vergleich zur korrespondierenden Gruppe ohne Desensitizerapplikation ( $14,83 \text{ MPa} \pm 4,72 \text{ MPa}$ ). Aus den Ergebnissen lässt sich schlussfolgern, dass der Anwendungsmodus von Futurabond<sup>®</sup> U keinen signifikanten Einfluss auf den Haftverbund hat und kein Unterschied in der Haftung zu den konventionellen Haftvermittlern besteht. Der oxalathaltige Desensitizer führte lediglich bei Futurabond<sup>®</sup> U im Self-Etch-Modus zu signifikant geringeren Haftwerten.

Lüllau, Brit: Haftfestigkeitsuntersuchung eines Universaladhäsivsystems auf humanem Dentin und Schmelz und der Einfluss eines oxalathaltigen Desensitizers auf die Mikrozugfestigkeit (eine in-vitro-Studie), Halle (Saale), Univ., Med. Fak.; Diss., 74 Seiten, 2018

## Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung</b> .....	<b>1</b>
1.1	Enamelum.....	1
1.2	Dentinum .....	2
1.3	Adhäsive .....	3
1.3.1	Adhäsion am Schmelz .....	4
1.3.2	Adhäsion am Dentin .....	5
1.3.3	Adhäsivsysteme und ihre Einteilung .....	6
1.3.4	Universaladhäsive .....	10
1.4	Dentinhypersensibilität.....	12
1.4.1	Epidemiologie und Prävalenz .....	13
1.4.2	Pathogenese der Dentinhypersensibilität .....	13
1.4.3	Ätiologische Aspekte der Dentinhypersensibilität .....	15
1.4.4	Diagnostik der Dentinhypersensibilität.....	16
1.4.5	Therapie der Dentinhypersensibilität .....	17
1.4.6	Kaliumoxalat zur Behandlung der Dentinhypersensibilität.....	20
<b>2</b>	<b>Zielstellung</b> .....	<b>22</b>
<b>3</b>	<b>Material und Methodik</b> .....	<b>23</b>
3.1	Versuchsgruppeneinteilung .....	23
3.2	Material .....	24
3.2.1	Zahnproben .....	24
3.2.2	Adhäsivsysteme.....	24
3.2.3	Desensitizer .....	26
3.2.4	Komposit.....	26
3.2.5	Ätzel.....	27
3.3	Methodik .....	28
3.3.1	Herstellung der Dentin- und Schmelzproben.....	28
3.3.2	Versuchsaufbau .....	29
3.3.3	Versuchsablauf .....	30
3.3.4	Verarbeitung der Adhäsivsysteme .....	31
3.3.5	Verarbeitung des Kompositmaterials .....	32
3.3.6	Applikation des Desensitizers auf die Dentinproben .....	32

3.4	Analyse .....	32
3.5	Statistische Auswertung .....	33
<b>4</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>35</b>
4.1	Quantitative Analyse .....	39
4.1.1	Ergebnisse der Versuchsgruppen Futurabond® U im Etch-and-Rinse- Modus .....	39
4.1.2	Ergebnisse der Versuchsgruppen Futurabond® U im Self-Etch-Modus ...	40
4.1.3	Ergebnisse der Versuchsgruppen Futurabond® DC .....	41
4.1.4	Ergebnisse der Versuchsgruppen Solobond M .....	42
4.2	Statistische Auswertung .....	43
<b>5</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>45</b>
5.1	Auswahl der Versuchszähne .....	45
5.2	Probenherstellung und Probenvorbereitung .....	45
5.3	Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung .....	47
5.4	Diskussion der Ergebnisse .....	49
5.4.1	Einfluss der Adhäsivsysteme .....	49
5.4.2	Einfluss des Desensitizers .....	52
<b>6</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>56</b>
<b>7</b>	<b>Literaturverzeichnis .....</b>	<b>58</b>
<b>8</b>	<b>Thesen .....</b>	<b>73</b>
<b>9</b>	<b>Selbständigkeitserklärung .....</b>	<b>V</b>
<b>10</b>	<b>Erklärung über frühere Promotionsversuche .....</b>	<b>V</b>
<b>11</b>	<b>Lebenslauf .....</b>	<b>VI</b>
<b>12</b>	<b>Danksagung .....</b>	<b>VII</b>

## Verzeichnis der Abkürzungen und Symbole

bzw	beziehungsweise
ca.	circa
cm	Zentimeter
cm <sup>2</sup>	Quadratcentimeter
cmH <sub>2</sub> O	Zentimeter Wassersäule
CO <sub>2</sub>	Kohlenstoffdioxid
D	Deutschland
δ	Delta
DHS	Dentinhypersensibilität
evtl.	eventuell
et al.	et alii (latein), und andere (deutsch)
Gew. %	Gewichtsprozent
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
GPa	Gigapascal
°C	Grad Celsius
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
IL	Illinois
Inc	Incorporated (englisch), eingetragene Kapitalgesellschaft (deutsch)
kg	Kilogramm
MDP	Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat
min	Minute(n)
μm	Mikrometer
ml	Milliliter
mm	Millimeter
mm <sup>2</sup>	Quadratmillimeter
mmHg	Millimeter-Quecksilbersäule, Torr
cmH <sub>2</sub> O	Zentimeter-Wassersäule
MPa	Megapascal
mW	Milliwatt
N	Newton

Nd:YAG-(Laser)	Neodymdotierter Yttrium-Aluminium-Granat-(Laser)
nm	Nanometer
p	statistischer Signifikanzwert
pH	pondus hydrogenii (latein), Wasserstoffionen-konzentration (deutsch)
$\pi$	Pi
%	Prozent
r	Radius
®	registrierte Warenmarke
s	Sekunde(n)
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
TM	Trade-Mark (englisch), unregistrierte Waren-marke (deutsch)
U	Umdrehung(en)
USA	United States of America (englisch), Vereinigten Staaten Amerikas (deutsch)
v.a.	vor allem
Vol.-%	Volumenprozent
z.B.	zum Beispiel

## 1 Einleitung

### 1.1 Enamelum

Der Zahnschmelz umgibt als Schutzhülle die komplette anatomische Zahnkrone und ist das am höchsten mineralisierte Gewebe des gesamten menschlichen Körpers. Er wird von Ameloblasten gebildet, welche bei der Zahneruption verloren gehen. Deshalb handelt es sich um ein avitales Gewebe, welches nicht in der Lage ist sich neu zu bilden oder zu regenerieren (Nanci, 2008). Entwicklungsgeschichtlich ist der Schmelz ektodermalen Ursprungs zuzuordnen (Radlanski, 2011). Mit einer Vickers-Härte (VH) von 300 bis 400 ist Schmelz aber nicht nur das am stärksten mineralisierte Gewebe, sondern auch das härteste Zellprodukt des menschlichen Organismus (Gängler und Arnold, 2010). Er besteht zu 93-98 Gew.% aus anorganischer Substanz, 1,5-4 Gew.% aus Wasser und lediglich die restliche Substanz setzt sich aus organischen Verbindungen zusammen wie Proteinen, Lipiden und Spuren von Zitrat, Laktat und Kohlenhydraten. Hauptbestandteile des Schmelzes sind Kalzium und Phosphat aber auch Karbonat, Magnesium und Natrium. Kalzium und Phosphat liegen dabei als Hydroxylapatit in Form von Kristallen vor. Durch interne Reaktionen kann jedoch die Hydroxylgruppe unter anderem durch Fluor substituiert werden, wodurch Fluorapatit oder fluoridiertes Hydroxylapatit entstehen, welche stabilere Strukturen als Hydroxylapatit aufweisen. Entsteht allerdings karboniertes Apatit ist dieses weniger resistent gegenüber kariösen Einflüssen (Hellwig et al., 2010a). Die Apatitkristalle haben einen länglich hexagonalen Aufbau und sind in etwa 160 nm lang, 40 nm breit und circa 25 nm dick. Sie fügen sich zu sogenannten Schmelzprismen zusammen (Robinson et al., 2000), welche von der Schmelz-Dentin-Grenze wellenförmig Richtung Schmelzoberfläche verlaufen (Osborn, 1967). Zentral im Schmelzprisma ist der Verlauf der Apatitkristalle parallel zur Prismenachse, während in Richtung des Prismenrandes sich die Winkel zur Längsachse vergrößern (Boyde, 1989). Zwischen den Prismen befindet sich die interprismatische Substanz. Sie besteht ebenfalls aus Apatitkristallen, die zur Prismenachse einen Winkel von 90° bilden (Ronnholm, 1962). Insgesamt nimmt die Dichte der Kristalle von der Schmelz-Dentin-Grenze zur Schmelzoberfläche zu, wobei die Porosität, die Flüssigkeitsmenge und der Anteil der organischen Bestandteile abnehmen (Robinson et al., 2000).

Die äußere ca. 20-30 µm dicke Schmelzschicht von Milchzähnen, aber auch die Schmelzschicht im Bereich der Fissuren und des Zahnhalses permanenter Zähne sind prismenfrei. Hier liegen die Apatitkristalle dicht beieinander und parallel zur Zahnoberfläche (Hellwig et al., 2010a). Diese prismenfreie Oberfläche ist dichter

mineralisiert, härter und säureresistenter als prismatischer Schmelz (Darling et al., 1961).

## 1.2 Dentinum

Der menschliche Zahn besteht in seiner Hauptmasse aus Dentin. Es umschließt die Pulpenhöhle und wird im koronalen Bereich von Schmelz und an der Wurzel von Zement umgeben (Marshall et al., 1997).

Es ist im Vergleich zum Schmelz ein vitales und weniger stark mineralisiertes Gewebe, welches zu 70 Gew.% aus anorganischen, 20 Gew.% aus organischem Material und zu 10 Gew.% aus Wasser besteht. Kollagen und kollagenartige Verbindungen machen dabei 91-92 % des organischen Anteils aus, während der anorganische Anteil ebenso wie beim Schmelz hauptsächlich aus Kalzium und Phosphat besteht. Es kommt in kristalliner Form als Apatit oder amorphes Kalziumphosphat vor, stellt sich allerdings nicht in Form von Prismen dar. Die einzelnen Kristalle sind außerdem wesentlich dünner und kleiner als die des Schmelzes. Des Weiteren ist es weicher und eher porös und besitzt deshalb eine höhere Permeabilität (Hellwig et al., 2010a).

Für die Bildung des Dentins sind die Odontoblasten zuständig, welche am Übergang von Dentin zur Pulpa liegen. Sie sind in der Lage während der gesamten Lebensdauer des Zahnes Dentin zu bilden. Ihre Fortsätze durchziehen das Dentin in den so genannten Dentintubuli (Nanci, 2008). Sowohl die Anzahl als auch der Tubulusdurchmesser und das Tubulusvolumen nehmen in Richtung Pulpa zu (Garberoglio und Brännström, 1976). Pulpennah beträgt die Anzahl der Dentintubuli ca. 45.000/mm<sup>2</sup> und der Durchmesser liegt bei 2,37 µm, während an der Schmelz-Dentin-Grenze die Anzahl der Tubuli nur noch ca. 20.000/mm<sup>2</sup> beträgt und der Durchmesser peripher nur noch bei ca. 0,63 µm liegt (Perdigão et al., 2013). Die Dentinkanälchen werden von dem peritubulären Dentin umgeben. Es ist dichter und homogener von den Apatitkristallen durchsetzt und außerdem stärker mineralisiert als das intertubuläre Dentin, welches dazwischen liegt und die einzelnen Dentintubuli voneinander trennt (Schroeder, 1992). In den Dentinkanälen befindet sich neben den Odontoblastenfortsätzen Dentinliquor, der unter physiologischen Bedingungen einem nach außen gerichteten Druck von 25-30 mmHg unterliegt (Perdigão et al., 2013).

Das Dentin weist eine von der Pulpa ausgehende Dreischichtung auf. Zunächst kommt das hypomineralisierte Prädentin, dann das zirkumpulpale Dentin, an das sich das schwächer mineralisierte Manteldentin anschließt (Hellwig et al., 2010a).

Des Weiteren kann man das Dentin nach seiner Entstehung einteilen. Primärdentin wird bis zum Abschluss des Wurzelwachstums gebildet, während Sekundärdentin

physiologisch ab der Beendigung des Wurzelwachstums angelagert wird. Tertiärdentin (Reizdentin, irreguläres Sekundärdentin) wiederum entsteht aufgrund von äußeren Reizen. Es ist Ausdruck des Abwehrverhaltens der Pulpa und kann nur mit entsprechender Vitalität dieser gebildet werden. Reizdentin ist insgesamt schwächer mineralisiert und enthält mehr organisches Material als Primärdentin (Hülsmann, 2008). Die Pulpa und das Dentin müssen aus entwicklungsgeschichtlichen, topografischen und funktionellen Gründen als anatomisch-funktionelle Einheit - die Pulpa-Dentin-Einheit – betrachtet werden (Klimm, 2003). Sowohl Dentin als auch das Pulpagewebe entstammen ektomesenchymaler Herkunft (Radlanski, 2011). Aus der Pulpa stammende Nervenendigungen finden sich auch neben den Odontoblastenfortsätzen in den Dentinkanälen. Diese Nervenendigungen sind unabhängig von der Art des Reizes auf die Weiterleitung von Schmerzempfindungen beschränkt (Ekstrand und Zero, 2012).

### 1.3 Adhäsive

Der Markt der Adhäsivsysteme entwickelt sich rasant. Zum einen steigt die Nachfrage der Patienten nach zahnfarbenen, ästhetisch anspruchsvollen aber auch funktionellen Restaurationen und zum anderen besteht der Anspruch der modernen Zahnmedizin in einem minimalinvasiven Vorgehen (Van Meerbeek et al., 2003).

Die Adhäsivtechnik gehört heutzutage zu einem Standardverfahren in der restaurativen Zahnmedizin. Da durch sie eine makroretentive Verankerung nicht mehr notwendig ist, ermöglicht sie unter anderem eine minimalinvasive Behandlung (Frankenberger et al., 2014).

Bei der Adhäsion zweier unterschiedlicher Substanzen gibt es zum einen die aufnehmende Fläche, das Substrat oder Adhärens, und zum anderen eine flüssige Komponente, das Adhäsiv. Dabei sollte das Adhäsionssubstrat eine hohe Oberflächenenergie aufweisen und die Oberflächenspannung des Adhäsivs wiederum möglichst gering ausfallen. Eine gewisse Rauigkeit des Substrats bewirkt eine Oberflächenvergrößerung. Die Unebenheiten werden von dem Adhäsiv ausgefüllt und eine mikromechanische Retention entsteht (Frankenberger, 2013). Aber auch chemische Verbindungen zwischen Adhäsiv und Substrat sind grundsätzlich möglich, allerdings spielt aus klinischer Sicht die mikromechanische Verankerung in der Adhäsivtechnik die größte Rolle. Harzbasierte Materialien wie Komposite besitzen im Gegensatz zu Glasionomern keine Eigenadhäsion zur Zahnhartsubstanz. Neben dem unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten verhindert die Polymerisationsschrumpfung der Komposite eine gute Adaptation an Schmelz und

Dentin, was bereits bei der Aushärtung unweigerlich zu einer Spaltbildung führen würde. Deshalb ist die Verwendung von Adhäsiven grundlegend, um die Komponenten Kunststoff und Zahnhartsubstanz miteinander zu verbinden (Frankenberger et al., 2014).

Den Anfang der Adhäsivtechnik in der Zahnmedizin ist Buonocore zu verdanken. Er führte bereits 1955 Experimente durch, in denen er Schmelz mit 85 %iger Phosphorsäure ätzte, womit die Schmelz-Ätz-Technik erfunden war (Buonocore, 1955). Das Grundprinzip der Adhäsion am Zahn beruht in einem zweiphasigen Prozess. Zunächst wird durch die Konditionierung Kalziumphosphat aus der Zahnhartsubstanz herausgelöst, woraufhin die Infiltration und Polymerisation des Adhäsivs folgt und eine gewünschte innige Verzahnung resultiert (Van Meerbeek et al., 2003).

### 1.3.1 Adhäsion am Schmelz

Bei der „klassischen“ Konditionierung handelt es sich um einen separaten Arbeitsschritt, der bei allen Etch-and-Rinse-Adhäsiven eingesetzt wird.

Eine Schmelzoberfläche mit den besten retentiven Eigenschaften für eine mikro-mechanische Verankerung schafft nach wie vor die Konditionierung mit 30 bis 40%iger Phosphorsäure, wobei heutzutage die gängigsten Konzentrationen zwischen 35-40 % liegen (Frankenberger et al., 2014). Bei Phosphorsäurekonzentrationen unter 27% bilden sich schlecht lösliche Präzipitate (Chow und Brown, 1973), während bei Konzentrationen über 40 % weniger Kalzium aus der Oberfläche herausgelöst werden und lediglich ein flacheres Ätzmuster entsteht (Månson-Rahemtulla et al., 1984). Aufgrund der unterschiedlichen Säurelöslichkeit der Schmelzkomponenten entsteht eine raue Oberflächenstruktur. Dabei können drei unterschiedliche Mikroretentionsmuster voneinander unterschieden werden. Bei Typ I findet die Demineralisation vor allem im Bereich der Schmelzprismen statt, während bei Typ II in erster Linie die interprismatische Substanz von der Demineralisation betroffen ist. Bei Typ III handelt es sich um eine Mischung aus Typ I und II (Gwinnett, 1971; Silverstone et al., 1975). Letztere weist allerdings nur eine unzureichende Veränderung der Schmelzoberfläche mit geringerer Retentionswirkung auf (Hellwig et al., 2010b). Durch die Konditionierung gehen insgesamt 10 µm Schmelzsubstanz irreversibel verloren und es wird ein Ätzmuster mit einer Rautiefe von bis zu 50 µm erzeugt. Durch das Ätzmuster wird die Oberflächenenergie und damit die Benetzbarkeit des Schmelzes erhöht. Bei präpariertem Schmelz wird eine Ätzdauer von 30 Sekunden empfohlen, die bei nicht präpariertem Schmelz auf 60 Sekunden erhöht werden sollte. Durch funktionelle

Adhäsive wie zum Beispiel mit Monomeren auf Basis von Bis-GMA (eventuell verdünnt mit TEGDMA), die in die geschaffenen Mikroporositäten einfließen, wird der eigentliche Schmelzverbund in Form einer mikromechanischen Verankerung realisiert (Frankenberger, 2013). Damit hydrophobe Adhäsive in die erzeugten Vertiefungen fließen, muss eine trockene Oberfläche geschaffen werden. Erst dann können sich nach der Polymerisation so genannte Tags/Zapfen ausbilden. Man kann zwei verschiedene Formen von Tags unterscheiden. Zum einen sind dies die Makrotags, die sich zirkulär um die Schmelzprismen herum bilden, und zum anderen die Mikrotags, die im Kern der Prismen an Stellen entstehen, an denen Apatitkristalle fehlen (Van Meerbeek et al., 2001).

Früher wurden Self-Etch-Adhäsive vor allem für die Anwendung auf Dentin verwendet. Heutzutage sollen saure Monomere nicht nur auf Dentin die Umgehung einer separaten Konditionierung ermöglichen, sondern auch auf Schmelz (Van Meerbeek et al., 2001). Das erzeugte Ätzmuster ist jedoch deutlich flacher und weniger stark ausgeprägt als das von konventionell mit Phosphorsäure konditioniertem Schmelz. Zahlreiche Untersuchungen zeigten, dass selbstätzende Adhäsive in Effektivität und Dauerhaftigkeit gegenüber Etch-and-Rinse-Adhäsiven immer noch unterlegen sind (Frankenberger et al., 2014).

### 1.3.2 Adhäsion am Dentin

Die tubuläre Mikrostruktur, die intrinsische Feuchtigkeit und der höhere Gehalt an organischem Material schaffen im Vergleich zum Schmelz deutlich schwierigere Bedingungen, um einen Verbund zwischen hydrophoben Kompositmaterial und Dentin herzustellen (Frankenberger, 2001). Des Weiteren entsteht bei der Präparation von Zahnhartsubstanz eine so genannte Schmierschicht oder Smear-layer, die sich auch im Bereich der Tubuluseingänge festsetzt. Damit diese die Haftung zum Dentin nicht negativ beeinflussen, muss sie modifiziert, gelockert oder entfernt werden (Eick et al., 1970; Pashley, 1992; Swift et al., 1995). Bei der Konditionierung mit Phosphorsäure wird diese aufgelöst und anschließend abgespült. Bei selbstätzenden Adhäsivsystemen sorgen saure Primer für die Modifikation, Auflockerung oder teilweise Auflösung der Schmierschicht (Alex, 2015). Wie beim Schmelz wird auch die Haftung zwischen Dentin und Komposit hauptsächlich durch eine mikromechanische Verankerung realisiert. Aufgrund der erschwerten Haftungsbedingungen am Dentin enthalten Adhäsivsysteme amphiphile Monomere, die sowohl zu hydrophoben als auch zu hydrophilen Substanzen eine Bindung eingehen können (Van Meerbeek et al., 1994).

Bei der Verwendung von Phosphorsäure zur Konditionierung der Dentinoberfläche wird neben der Entfernung der Schmierschicht die Demineralisation des Dentins bewirkt, wobei Hydroxylapatitkristalle aus der Oberfläche herausgelöst werden und dabei das Kollagennetzwerk demaskiert wird. Bei der Verwendung von 30-40 %iger Phosphorsäure sollte darauf geachtet werden, dass eine Ätzzeit von 20 Sekunden nicht überschritten wird (Haller und Blunck, 2003). Dabei wird das Dentin insgesamt bis in eine Tiefe von 3 bis 5  $\mu\text{m}$  demineralisiert. Bei einer verlängerten Einwirkzeit kann es dazu kommen, dass Kollagen in tieferen Bereichen freigelegt wird, in denen das Adhäsiv nicht mehr in der Lage ist es vollständig zu durchdringen (Pioch et al., 1998). Nach der Konditionierung wird das Kollagennetzwerk von den Monomeren des Adhäsivs durchdrungen. Da es allerdings nur eine geringe Oberflächenenergie besitzt, ist die Verwendung von oberflächenaktiven Primern um so wichtiger, die in das Kollagengeflecht eindringen. Diese besitzen amphiphile Moleküle, mit deren hydrophilen Ende sie in das feuchte Kollagengeflecht eindringen und mit deren hydrophoben Seite sie sich an die anderen Monomere des Adhäsivs binden und polymerisieren. Durch sie wird letztendlich das feuchte Dentin für das anschließend das Kollagennetzwerk durchdringende, hydrophobe Adhäsiv besser passierbar. (Frankenberger et al., 2014; Frankenberger, 2013). Das Adhäsiv stellt den eigentlichen Verbund zwischen dem Komposit und dem mit Konditionierer und Primer vorbehandelten Dentin her (Haller und Blunck, 2003). Durch das Auftragen des Adhäsivs wird eine Hybridschicht ausgebildet. Dabei infiltriert es nicht nur in das Kollagennetzwerk und imprägniert dieses mit Monomeren, sondern dringt auch in die Dentintubuli ein, wodurch sich nach der Polymerisation Tags ausbilden. Somit wird eine mechanische Anbindung an das Dentin erzeugt und die anschließende Verbindung mit dem hydrophoben Komposit ermöglicht (Städtler, 2010).

### 1.3.3 Adhäsivsysteme und ihre Einteilung

Während früher die Adhäsivsysteme chronologisch nach Generationen eingeteilt wurden, ist diese Einteilung heute nicht mehr zeitgemäß. Eine Einteilung nach Wirkmechanismus und Applikationsschritten erscheint demnach sinnvoller (Frankenberger, 2013). Grundsätzlich lassen sich moderne Adhäsivsysteme zunächst in die zwei Grundtypen Etch-and-Rinse- und Self-Etch-Adhäsive einteilen (Milia et al., 2012). In der jüngsten Vergangenheit wurde eine weitere Gruppe, die Universaladhäsive, eingeführt, die in beiden Anwendungsmodi verwendet werden können (Sofan et al., 2017). Außerdem lässt sich die Gruppe der selektiven Schmelzätzung (Selective-Etch) abgrenzen (Frankenberger, 2013). Bei den aktuellen

Adhäsivsystemen kann man bezüglich der Applikationsschritte Ein-, Zwei- oder Dreischritt-Adhäsivsysteme voneinander unterscheiden (Van Meerbeek et al., 2003). In der Einteilung von Frankenberger (2013) und Frankenberger et al. (2015) werden sogar Adhäsivsysteme mit vier separaten Applikationsschritten (Vier-Schritt-Selective-Etch und Vier-Schritt-Etch-and-Rinse) aufgeführt wie sie beispielsweise bei dem Adhäsivsystem Syntac® (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) vorkommen (Frankenberger, 2013; Frankenberger et al., 2015).

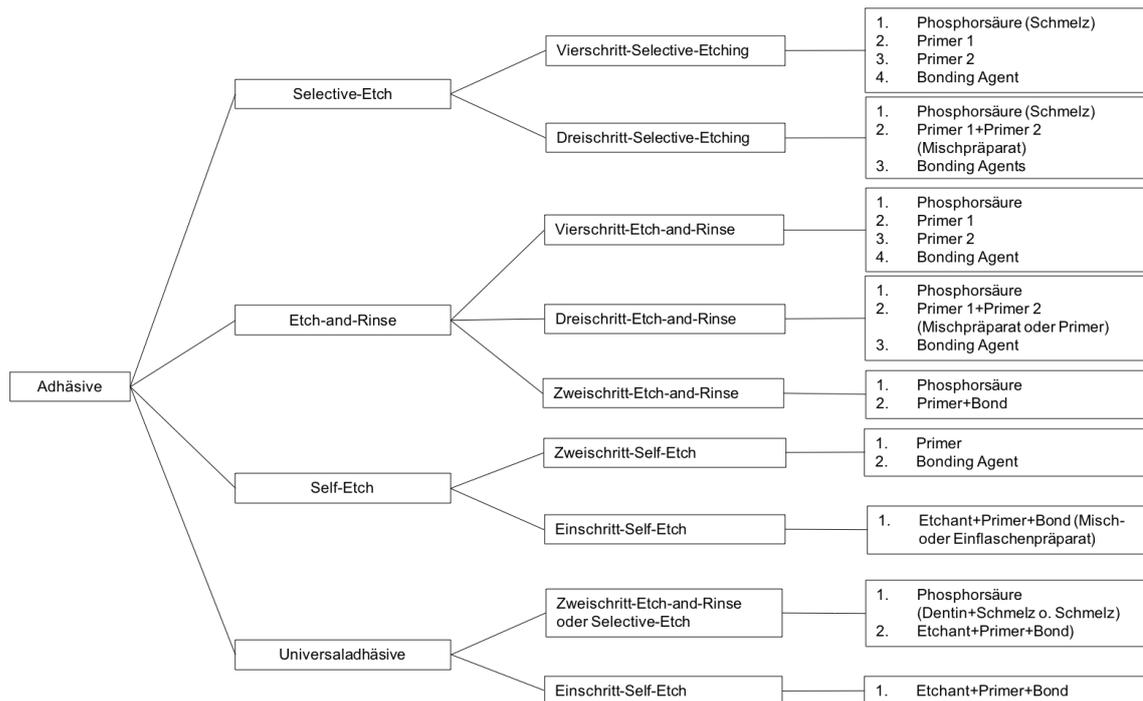


Abbildung 1: Einteilung der Adhäsivsysteme nach Frankenberger et al. (2015)

Etch-and-Rinse-Adhäsivsysteme haben meistens zwei oder drei separate Applikationsschritte. Im ersten Schritt wird zunächst die Phosphorsäure zur Konditionierung auf Schmelz und Dentin aufgebracht. Dadurch wird die Schmierschicht komplett entfernt und die Zahnhartsubstanz demineralisiert. Anschließend werden die Phosphorsäure und die gelösten Mineralien abgespült. Bei Drei-Schritt-Etch-and-Rinse-Systemen werden im zweiten Schritt ein separater Primer auf die Zahnhartsubstanz aufgebracht und im dritten Schritt das Bonding-Agent appliziert. Bei den Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiven umfasst der zweite Schritt die gleichzeitige Applikation einer Mischung aus Primer und Bonding-Agent (Tezvergil-Mutluay et al., 2015). Bei den Primern handelt es sich in der Regel um Wasser- und HEMA-reiche Lösungen, die zum einen eine vollständige Expansion des Kollagenetzwerkes gewährleisten und zum anderen das Kollagen mit hydrophilen Monomeren benetzen

(Pashley et al., 2011). Als Lösungsmittel beinhalten sie Aceton, Wasser und/oder Alkohol, die zu einer Verdrängung des Wassers auf der Dentinoberfläche führen, um das Kollagennetzwerk auf die für die anschließende Infiltration des Bonding Agents vorzubereiten (Sofan et al., 2017). Das hydrophobe Adhäsiv oder Bonding Agent hat die Aufgabe an das nachfolgend aufzutragende Komposit chemisch zu binden (Frankenberger et al., 2014).

Ein Problem bei der Anwendung von Etch-and-Rinse-Adhäsiven besteht darin, dass es bei dem Trocknungsprozess, der sich dem Abspülen des Ätzmittels anschließt, zu einem Kollaps des Kollagennetzwerks kommen kann. Dadurch können die Monomere den interfibrillären Raum des Kollagennetzwerks nur noch unvollständig infiltrieren, wodurch Hohlräume und Mikroporositäten innerhalb der Hybridschicht entstehen und zu „Nanoleakage“ führen. Nanoleakage wiederum begünstigt die hydrolytische und enzymatische Degradation der Hybridschicht (Milia et al., 2012) und es wird das Auftreten von postoperativen Hypersensibilitäten begünstigt. Deshalb wird bei Etch-and-Rinse-Adhäsiven die „Moist-bonding-Technik“ empfohlen, um einen Kollaps des Kollagennetzwerks entgegenzuwirken. Bei einer versehentlichen Übertrocknung des Dentins kann ein so genanntes „Rewetting“ durchgeführt werden, bei dem das Dentin wieder angefeuchtet wird (Haller, 2009). Dieses Vorgehen ist von besonderer Bedeutung, wenn die Primer Aceton als Lösungsmittel beinhalten (Sofan et al., 2017). Bei wasser- und wasser/alkohol-basierten Adhäsivsystemen wird das Kollagengeflecht durch das enthaltende Wasser auch ohne Rewetting ausreichend rehydriert (Frankenberger et al., 2014). Aber auch zu viel Wasser auf der Oberfläche kann zu Problemen führen. Eine effiziente Adhäsivinfiltration ist nur dann gewährleistet, wenn das restliche Wasser von der Dentinoberfläche vollständig entfernt und durch Monomere im Priming-Step ersetzt wird. Eine zu feuchte Oberfläche kann eine Phasentrennung von hydrophilen und hydrophoben Monomerkomponenten bewirken, was zur Bildung von Blasen und Tröpfchen an der Adhäsiv-Dentin-Grenze führt (Manuja et al., 2012). Insgesamt infiltrieren Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Systeme das demineralisierte Dentinsubstrat schlechter als die Drei-Schritt-Adhäsive und erzeugen eine suboptimale Hybridisierung. Des Weiteren sind sie sehr hydrophil und dadurch anfälliger für die Wassersorption und folglich für die hydrolytische Degradation. Außerdem sind auch die enthaltenden Lösungsmittel schwieriger zu verdampfen, die dann häufig nach der Polymerisation in der adhäsiven Verbundschicht zurück bleiben (Sofan et al., 2017). Deshalb lässt sich im Allgemeinen sagen, dass Drei-Schritt-Etch-and-Rinse Adhäsive insgesamt langlebiger sind als Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse Adhäsive (Pashley et al., 2011).

Self-Etch-Adhäsivsysteme sind dadurch charakterisiert, dass bei ihnen ein separater Ätzschritt mit Phosphorsäure wegfällt. Sie beinhalten funktionelle Monomere, die in der Lage sind die Zahnhartsubstanz simultan zu ätzen und zu primen (Miyazaki et al., 2014). Die Schmierschicht wird dabei nicht vollständig entfernt, sondern aufgelöst und später in den Verbund mit integriert (Frankenberger et al., 2014). Durch die geringere Anzahl an Applikationsschritten und das vereinfachte Verarbeitungsprotokoll weisen sie eine geringere Techniksensitivität auf, auch weil die Feuchtigkeit der Zahnhartsubstanz eine untergeordnetere Rolle beim Verarbeitungsvorgang spielt (Vinagre und Ramos, 2016). Weitere Vorteile der selbstätzenden Adhäsive sind zum einen, dass durch sie die Smear-layer und Smear-plugs nicht gänzlich entfernt werden und dadurch postoperative Sensitivitäten im Vergleich zu Etch-and-Rinse-Systemen weniger häufig auftreten, und zum anderen wird durch die zeitgleiche Demineralisation und Infiltration (bis in die gleiche Tiefe) ein vollständiges Eindringen des Adhäsivs sichergestellt (Van Meerbeek et al., 2011).

Zusammengesetzt sind selbstätzende Adhäsivsysteme aus wässrigen Mixturen von funktionellen Monomeren, den sogenannten selbstätzenden Primern, die im Allgemeinen einen höheren pH-Wert aufweisen als die bei Etch-and-Rinse-Systemen verwendete Phosphorsäure. Das Wasser wirkt dabei als ionisierendes Medium für die Dissoziation von sauren Protonen und zur Lösung der Kalziumionen. Außerdem fördert es den Ätzprozess und verhindert gleichzeitig den Kollaps der demineralisierten Kollagenfibrillen. Des Weiteren beinhalten sie auch zusätzliche Lösungsmittel wie Aceton und Ethanol und weitere hydrophile funktionelle und hydrophobe vernetzende Monomere (Vinagre und Ramos, 2016). Zudem ist HEMA ein relativ häufig zugesetztes Monomer. Es weist ein geringes Molekulargewicht auf und wirkt als Co-Lösungsmittel. Durch HEMA wird die Phasentrennung minimiert, die Mischbarkeit von hydrophoben und hydrophilen Komponenten erhöht und die Benetzbarkeit der Dentinoberfläche verbessert (Sofan et al., 2017).

Grundsätzlich kann man bei den Self-Etch-Adhäsiven Zwei-Schritt-Systeme von Ein-Schritt-Systemen unterscheiden. Bei den Zwei-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven wird zunächst ein selbstätzender Primer aufgetragen, der saure Monomere beinhaltet und die Zahnhartsubstanz gleichzeitig ätzt und grundiert. Nach der anschließenden Trocknung sorgt im zweiten Schritt ein hydrophobes Bonding Agent für die Versiegelung der Oberfläche (Giannini et al., 2015). Ein-Schritt-Self-Etch-Systeme kombinieren die Funktion des selbstätzenden Primers und des Bonding Agents in einem Anwendungsschritt. Sie können noch weiter in Zwei-Komponenten- und Ein-Komponenten-Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsive unterteilt werden. Während bei den Zwei-Komponenten-Systemen zwei Lösungen vor der Applikation miteinander vermischt

werden müssen, befinden sich bei den Ein-Komponenten-Systemen alle Bestandteile des Adhäsivsystems in einer einzigen Flasche („One-Bottle“ oder „All-in-One“-Adhäsive) (Sofan et al., 2017).

Des Weiteren kann man Self-Etch-Systeme nach ihrem Vermögen Zahnhartsubstanz zu demineralisieren in Adhäsive mit starker ( $\text{pH} < 1$ ), moderater ( $\text{pH} \approx 1,5$ ), milder ( $\text{pH} \approx 2$ ) und sehr milder ( $\text{pH} \geq 2,5$ ) Ätzwirkung einteilen (Van Meerbeek et al., 2010). Adhäsive mit einer starken Ätzwirkung erzeugen auf Schmelz ein ähnliches Ätzmuster wie bei der Konditionierung mit Phosphorsäure. Auch auf Dentin erzeugen sie ein Kollagengeflecht, das fast vollständig vom Hydroxylapatit befreit ist und morphologisch dem des mit Phosphorsäure geätztem Dentin ähnelt (Milia et al., 2012). Jedoch werden bei ihnen die gelösten Kalziumphosphate anschließend nicht weggespült. Diese gelösten Kalziumphosphate gelten als instabil in einer wässrigen Umgebung, wodurch ihre Langlebigkeit reduziert wird (Meerbeek et al., 2011). Bei der Verwendung von Adhäsiven mit einer moderaten Ätzwirkung entstehen zwei Zonen: Eine oberflächliche Zone, bei der das Dentin vollständig demineralisiert ist, und eine nur teilweise demineralisierte Basiszone, in der noch Hydroxylapatit zur chemischen Bindung mit funktionellen Monomeren zur Verfügung steht. Milde und sehr milde selbstätzende Adhäsivsysteme demineralisieren das Dentin nur unvollständig und oberflächlich. Die Smear-layer und Smear-plugs sowie Hydroxylapatitkristalle um den Bereich der Kollagenfibrillen werden nicht vollständig gelöst. Des Weiteren bilden sie eine dünnere Hybridschicht aus. Es bleibt aber auch hier Hydroxylapatit in der Hybridschicht zur möglichen chemischen Bindung zur Verfügung (Vinagre und Ramos, 2016). Am Schmelz ist die Haftung der selbstkonditionierenden Bondingsysteme jedoch wesentlich weniger ausgeprägt als bei Etch-and-Rinse-Adhäsiven, weshalb viele Hersteller anraten (v.a. bei unpräpariertem Schmelz) den Schmelz zuvor mit Phosphorsäure zu konditionieren (Taschner, 2015), also eine selektive Schmelzätzung durchzuführen.

#### 1.3.4 Universaladhäsive

Der aktuelle Trend der Adhäsivtechnologie geht dahin, die Anwendung der Adhäsivsysteme immer weiter zu vereinfachen, indem die Anwendungsschritte und die Anwendungszeit reduziert werden, und dabei die Standardisierung weiterhin zu verbessern (Vinagre und Ramos, 2016). Mit der Einführung der Universaladhäsive wird dem Kliniker ermöglicht ein Adhäsivsystem sowohl im Self-Etch-Modus als auch im Etch-and-Rinse-Modus zu verwenden, aber auch die sogenannte Schmelz-Ätz-Technik („selective enamel etching“), bei der lediglich der Schmelz im Etch-and-Rinse-

Verfahren mit Phosphorsäure konditioniert und im Bereich des Dentins der Haftvermittler im Self-Etch-Modus angewendet wird (Sofan et al., 2017). Die Problematik der selektiven Schmelzätzung mit konventionellen selbstätzenden Adhäsiven liegt darin, dass sich bei der Konditionierung des Dentins mit Phosphorsäure die Haftkräfte und damit auch die Randdichtigkeit der Restauration verschlechtern können (Van Landuyt et al., 2006; Ikeda et al., 2009). In der Praxis ist es aber schwierig umzusetzen, z.B. Beispiel in einem kleinen approximalen Kasten, lediglich den Schmelz zu ätzen ohne das Dentin mit Ätzzel zu kontaminieren. Bei Universaladhäsiven wiederum besteht diese Problematik nicht, da die Dentinätzung mit Phosphorsäure sich nicht nachteilig auf den Haftverbund und die Randdichtigkeit auswirkt (Ernst, 2015).

Die meisten Universaladhäsive weisen eine milde ( $\text{pH} > 2$ ) oder sehr milde ( $\text{pH} > 2,5$ ) Ätzwirkung auf (Haller und Merz, 2016). Selbstätzende Adhäsivsysteme in diesem pH-Bereich können hinsichtlich ihrer Haftung am Dentin sehr effektiv sein, während sie bezüglich ihrer Bindung am Schmelz schwächen aufweisen. Deshalb ist es eine empfehlenswerte Strategie zur Optimierung der Haftung am Schmelz, diesen vor der Applikation des Universaladhäsivs mit Phosphorsäure zu konditionieren (Rosa et al., 2015).

Der Vorteil der Universaladhäsive liegt nicht allein in ihrer vielseitigen Verarbeitungsmöglichkeit, sondern auch darin, dass die meisten ihrer Vertreter nicht nur mit lighthärtenden, sondern auch mit dual- und selbsthärtenden Kompositen kompatibel sind (Haller und Merz, 2017). Es besteht ein direkter Zusammenhang zwischen dem pH-Wert und der Kompatibilität von Universaladhäsiven mit selbst- und dualhärtenden Befestigungszementen und Kompositen. Verallgemeinernd lässt sich sagen, dass je saurer der pH-Wert des Adhäsivsystems ist, desto weniger kompatibel ist es (Alex, 2015). Grund dafür ist, dass dunkelhärtende Komposite für die Aushärtung notwendige, eher basische tertiäre Amine enthalten, die durch die sauren Monomere in der Adhäsivschicht neutralisiert werden und dadurch eine Reduktion der Haftung bedingen. Je nach Herstellerangaben gilt dies für die meisten neueren Universaladhäsive jedoch nicht mehr (Taschner, 2015). Während einige Universaladhäsive uneingeschränkt mit allen gängigen selbst- und dualhärtenden Kompositen verwendet werden können, benötigen andere einen zusätzlichen Aktivator oder sind durch ihren sehr niedrigen pH-Wert nicht kombinierbar mit dual- und selbsthärtenden Kompositen (Haller und Merz, 2017).

Universaladhäsive beinhalten sehr häufig Phosphatester als funktionelle Monomere. Durch die hohe Leistungsfähigkeit des 10-Methacryloyloxydecylidihydrogenphosphats (MDP) wird dieses Molekül in einer Vielzahl von Universaladhäsiven eingesetzt. Es

handelt sich um ein amphiphiles funktionelles Monomer mit einer langen Kohlenstoffkette (Vinagre und Ramos, 2016). Durch die hydrophobe Methacrylatgruppe an einem Ende des Moleküls ist es in der Lage an Restaurationsmaterialien und Zementen auf Methacrylatbasis zu binden, während es an der hydrophilen Phosphatgruppe des anderen Endes eine Bindung zur Zahnhartsubstanz bilden kann. Durch die lange Kohlenstoffkette des Moleküls handelt es sich um ein sehr hydrophobes Monomer. Dadurch ist es besonders beständig gegenüber einer Wasseraufnahme und hydrolytischen Abbauprozessen (Margeas, 2016). Des Weiteren ist MDP in der Lage chemisch an das Kalzium des Hydroxylapatits zu binden. Während dieser Reaktion bilden sich unlösliche MDP-Kalziumsalze, die sich zu sogenannten „Nanolayern“ formatieren (Elkaffas et al., 2018).

Manche Universaladhäsive sollen auch für die Reparatur bzw. Korrektur defekter Restaurationen (Zirkonoxid-, Aluminiumoxid-, Glaskeramikrestaurationen und Komposite) sowie für die Befestigung indirekter Restaurationen geeignet sein (Haller und Merz, 2017; Tascher, 2015). Beispielsweise kann bei Zirkonoxid, Aluminiumoxid und bei Nicht-Edelmetallen eine mikroretentive Oberfläche geschaffen werden, indem sie mit Aluminiumoxid abgestrahlt werden. Sie weisen eine hohe Affinität zur Phosphorsäure auf, wodurch funktionelle Monomere wie MDP in der Lage sind sehr stabile und hydrolysebeständige Phosphatverbindungen zur Materialoberfläche aufzubauen (Haller und Merz, 2016). Insgesamt sollte jedoch der Einsatz in diesen Bereichen noch mit Zurückhaltung gesehen werden und entsprechende klinische und in-vitro Langzeitstudien abgewartet werden (Taschner, 2015).

#### 1.4 Dentinhypersensibilität

Dentinhypersensibilität (DHS) ist ein aktuelles und häufig anzutreffendes Problem in der zahnärztlichen Praxis. Durch die Verbesserung des Prophylaxeangebots und der allgemeinen zahnmedizinischen Versorgung werden immer mehr Patienten viele ihrer Zähne bis ins hohe Alter erhalten können. Deshalb kann man davon ausgehen, dass auch die Problematik mit der Dentinhypersensibilität ansteigen wird (Beier et al., 2011). Charakterisiert ist die Dentinhypersensibilität als kurz andauernder, spitzer Schmerz. Ausgehend von freiliegendem Dentin ist er durch äußere Reize bedingt, die typischer Weise thermischer, evaporativer, taktiler, chemischer und osmotischer Herkunft sind, und er kann ursächlich durch keinen anderen Zahndefekt oder Krankheitsmechanismus erklärt werden (Canadian Advisory Board on Dentin Hypersensitivity, 2003).

Laut Definition handelt es sich also um eine Ausschlussdiagnose. Von ihr differentialdiagnostisch abzugrenzen sind unter anderem kariöse Läsionen, pulpitische Beschwerden, insuffiziente Füllungen und Restaurationen, Zahnfrakturen, Kroneninfraction („cracked tooth syndrome“) und Sensibilitäten nach restaurativer Therapie oder Bleaching (Porto et al., 2009; Gernhardt et al., 2011; Noack und Wicht, 2014).

#### 1.4.1 Epidemiologie und Prävalenz

Eine Vielzahl der Patienten leidet unter Dentinhypersensibilität. Die durchschnittlichen Angaben zur Prävalenz liegen zwischen 8 und 57 % (Dababneh et al., 1999). Bei Patienten mit Parodontalerkrankungen steigt die Zahl sogar auf 72,5-98 % an (Chabanski et al., 1997). Andere Studien kommen auf eine Prävalenz von 10-25 %. Eine Erklärung für die relativ weite Spanne der Angaben sind die verschiedenen Beurteilungsmethoden und Rahmenbedingungen der Studien (Gernhardt, 2013b) .

Erwachsene in der Altersgruppe von 30 bis 40 Jahren sind am häufigsten von der Dentinhypersensibilität betroffen. Danach nimmt die Zahl der Betroffenen ab. Als Ursache wird vermutet, dass die Dentinpermeabilität durch natürliche Umbauprozesse wie Sklerodisierung und Sekundärdentinbildung abnimmt und außerdem die neurale Empfindlichkeit im Alter weniger wird (Splieth und Tachou, 2013). Dabei scheinen Frauen insgesamt häufiger von Dentinhypersensibilität betroffen zu sein als Männer, was auf die bessere Mundhygiene der Frauen und die unterschiedliche Ernährungsweise zurückgeführt wird (Dababneh et al., 1999).

Freiliegendes Dentin findet man vor allem an den bukkalen Zahnflächen. Zu den am häufigsten betroffenen Zähnen gehören die Eckzähne und ersten Prämolaren, gefolgt von den Inzisiven, zweiten Prämolaren und den Molaren. Insgesamt scheint der Oberkiefer häufiger betroffen zu sein als der Unterkiefer (Brodowski und Imfeld, 2003).

#### 1.4.2 Pathogenese der Dentinhypersensibilität

Die Entstehung der Dentinhypersensibilität gestaltet sich in zwei Phasen. In der ersten Phase kommt es zur Freilegung des Dentins („lesion location“) und anschließend in der zweiten Phase zur Eröffnung der Dentintubuli durch die Entfernung der Smaer-plugs und Smear-layer („lesion initiation“) (Davari et al., 2013). Offene Dentinkanäle sind also die Voraussetzung, dass eine Dentinhypersensibilität entsteht und nicht allein freiliegendes Dentin, da nicht jeder Zahn mit freiliegendem Dentin auch gleichzeitig überempfindlich ist (Dababneh et al., 1999). Außerdem zeigten elektronenmikros-

kopische Untersuchungen, dass das Dentin von überempfindlichen Zähnen etwa 8-mal so viele Dentintubuli mit fast doppelt so großem Durchmesser aufweist wie das Dentin von nicht überempfindlichen Zähnen (Absi et al., 1987). Gemäß des Poiseulle'schen Gesetzes ist der Flüssigkeitsfluss proportional zur vierten Potenz des Radius. Bei einer Verdopplung des Tubulusradius ist der Flüssigkeitsstrom durch die Tubuli von empfindlichen Zähnen möglicherweise 16-mal höher als bei unempfindlichen Zähnen (Gernhardt, 2013b).

Es gibt verschiedene Theorien, die versuchen den Mechanismus der Reizweiterleitung bei Dentinhypersensibilität zu erklären. Bei der „Konduktionstheorie“ geht man davon aus, dass entsprechende Reize direkt die Nervenfasern stimulieren. Laut einem weiteren Erklärungsansatz, der „Transduktionstheorie“, dienen die Odontoblasten als Rezeptoren, die entsprechende Reize an die nachgeschalteten Nerven übertragen. Dieser Übertragungsweg konnte jedoch bis jetzt nicht nachgewiesen werden, da entsprechende synaptische Verbindungen nicht gefunden wurden (Beier u. a., 2011). Der allgemein anerkannteste Erklärungsansatz ist die von Brännström (1967) formulierte „hydrodynamische Theorie“. Bei ihr wird die Reizauslösung durch schnelle Flüssigkeitsbewegungen im Dentinkanal erklärt. Ohne entsprechende Reizung besteht in den Tubuli durch die unterschiedlichen Druckverhältnisse in der Pulpa und der Mundhöhle ein langsam nach außen gerichteter Auswärtsfluss (Brodowski und Imfeld, 2003). Durch die reizinduzierte Flüssigkeitsbewegung kommt es dann zur Übertragung der Bewegung auf die Odontoblastenfortsätze und zur Erregung der sie umgebenden freien Nervenendigungen (Beier u. a., 2011). Verschiedene Stimuli können dabei den Fluss in unterschiedliche Richtungen bewirken. Kälte, Dehydration und hyperosmotische Prozesse verursachen einen erhöhten Flüssigkeitsausstrom, während Hitze (50-70 °C) und Druck (Schwellenwert: 2-3 kg/cm<sup>2</sup>) einen Flüssigkeitsstrom nach innen verursachen (Brodowski und Imfeld, 2003). Dabei gibt es einen proportionalen Zusammenhang zwischen neuraler Reaktion und Flüssigkeitsverschiebung. Kältereize bewirken eine schnellere und größere Nervreaktion als Wärmereize, was erklärt, warum Kältereize die größte Schmerzinduktion bei Patienten mit Dentinhypersensibilität bewirken (Derman, 2016).

Nach Auslösung des hydrodynamischen Mechanismus erfolgt die Reizweiterleitung bei der Dentinhypersensibilität hauptsächlich über A- $\delta$ -Fasern, die vornehmlich durch Kälte stimuliert werden. Sie sind verantwortlich für die Übermittlung des charakteristisch hellen, spitzen Schmerzes (Gillam, 2015).

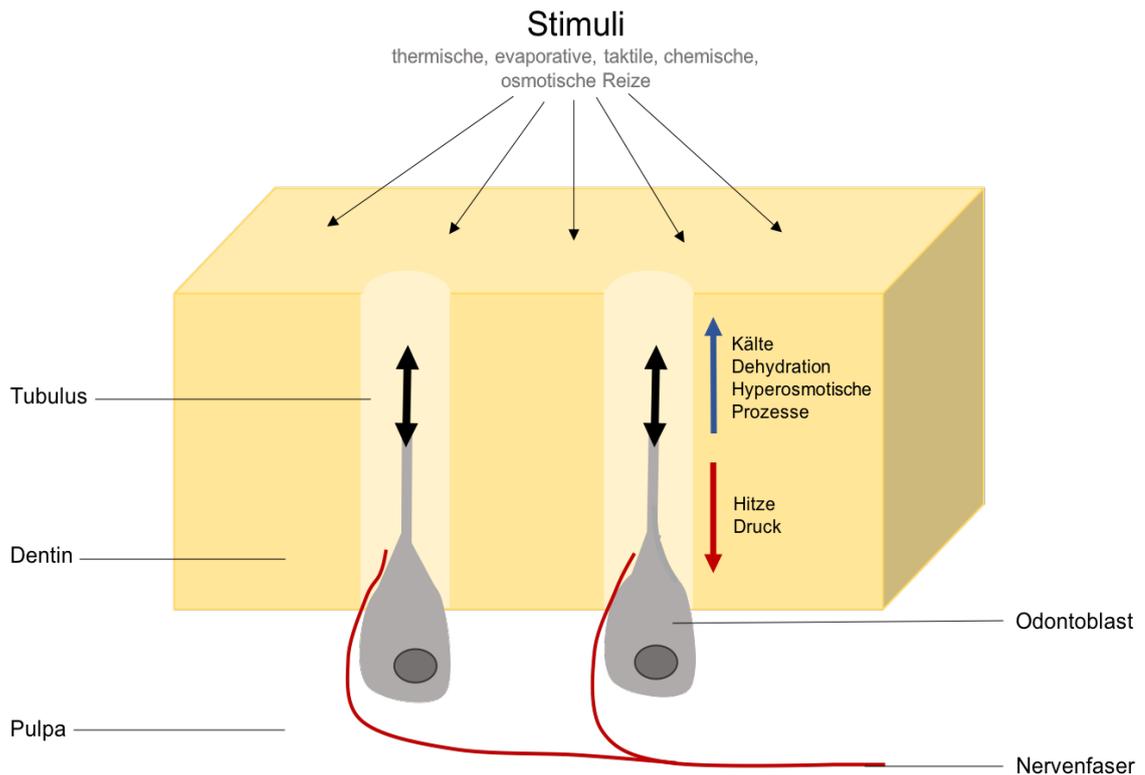


Abbildung 2: Reizweiterleitung bei der Dentinhypersensibilität

### 1.4.3 Ätiologische Aspekte der Dentinhypersensibilität

Grundsätzlich gibt es viele verschiedene ätiologische Faktoren, die zu einer freiliegenden Dentinoberfläche führen können. Ursachen können zum einen nicht kariöse Zahnhartsubstanzdefekte wie Abrasionen, Abfraktion, Attritionen oder Erosionen sein und zum anderen kann es auch durch Attachmentverlust zu einer exponierten Dentinoberfläche kommen. In den meisten Fällen ist die Entstehung jedoch multikausal, wodurch es dem Behandler erschwert wird Ursachen zu definieren und entsprechende Therapieoptionen zu wählen (Gernhardt, 2013).

#### Nicht kariöse Zahnhartsubstanzdefekte

Abfraktionen oder keilförmige Defekte entstehen vermutlich durch okklusale Überbelastung, durch die es zu Mikrofrakturen im zervikalen Bereich des Zahnes kommt, was im weiteren Verlauf zur Herauslösung von Zahnhartsubstanz führt. Keilförmige Defekte sind vor allem mit steigendem Alter der Patienten zu beobachten und durch eine scharfkantige Begrenzung charakterisiert (Beier et al., 2011).

Attritionen wiederum entstehen durch antagonistischen Zahnkontakt und kommen nicht im zervikalen Zahnbereich vor (Gernhardt, 2013).

Bei Abrasionen kommt es zur Abtragung von Zahnhartsubstanz durch Fremdkörpereinwirkung. Durch intensive Zahnpflege mit horizontalen Bürstenbewegungen, hohem Anpressdruck und Verwendung einer harten Zahnbürste eventuell in Kombination mit einer abrasiven Zahnpasta kann es vor allem im zervikalen Bereich zu lokalisierten Zahnhartsubstanzverlusten kommen, die sich als glatte konkave Vertiefungen darstellen (Beier et al., 2011). Abrasionen durch falsche Zahnputztechnik sind häufig einseitig lokalisiert. Bei Rechtshändern ist beispielsweise vielfach die linke Seite betroffen (Dababneh et al., 1999).

Bei der Erosion kommt es zum Verlust von Zahnhartsubstanz durch die chemische Wirkung von Säuren (ohne bakteriellen Einfluss), die intrinsischer oder extrinsischer Herkunft sein können. Intrinsische Säuren stammen aus dem Magen und stehen beispielsweise im Zusammenhang mit Essstörungen (Anorexie und Bulimia nervosa) oder saurem Reflux. Säuren in Nahrungsmitteln wie zum Beispiel in Fruchtsäften oder kohlenstoffhaltigen Erfrischungsgetränken stellen extrinsische Säuren dar (Bartlett und Shah, 2006). Die Zahnhartsubstanzdefekte beginnen je nach ihrem Ursprung an den vestibulären oder oralen Schmelzflächen und stellen sich als flache, unverfärbte Vertiefungen dar (Gernhardt, 2013).

#### Freiliegende Dentinoberflächen durch Attachmentverlust

Sowohl mechanisch traumatische als auch entzündliche Vorgänge können zu gingivalen Rezessionen führen. Sie führen zur Exposition des Wurzelzements, der leicht durch Abrasion oder Erosion verloren geht und zu einer freiliegenden Dentinoberfläche führt (Sälzer et al., 2012). Ursachen können unter anderem die bereits erwähnte falsche Putztechnik, akute oder chronische Parodontitiden, vergangene parodontale Behandlungen und Traumata sein. Aber auch Prothesenränder und kieferorthopädische Behandlungen können ursächlich sein für die Entstehung von Gingivarezessionen (Beier et al., 2011).

#### 1.4.4 Diagnostik der Dentinhypersensibilität

Bei der Dentinhypersensibilität handelt es sich um eine Ausschlussdiagnose. Sie kann nur korrekt identifiziert werden, wenn alle anderen schmerzauslösenden Möglichkeiten ausgeschlossen werden können (Gillam et al., 2013). Die richtige Zuordnung des Zahnschmerzes zur Dentinhypersensibilität ist von wesentlicher Bedeutung, damit die Zahnärzte eine geeignete Behandlungsmethode wählen und somit dem Patienten wirksam helfen können (Gernhardt, 2013b).

Es wird empfohlen zunächst bei allen Patienten ein verbales Screening durchzuführen,

aber insbesondere bei jenen, die bereits über Symptome und Schmerzen klagen. Es sollte dabei erfragt werden, ob beim Essen oder Trinken heißer, eiskalter, kalter oder saurer Speisen bzw. Getränke oder auch bei häuslicher Mundhygiene Schmerzen auftreten. Ist dies der Fall sollte eine individuelle Anamnese des Patienten erstellt werden, indem sich nach bestimmten Schmerzmerkmalen wie Ort, Charakter, Schweregrad, Dauer etc. erkundigt wird. Anschließend sollten persönliche Verhaltensmuster und frühere zahnärztliche Therapien erfragt werden (Gernhardt, 2013b).

Nach Abschluss der Anamnese schließt sich die klinische Untersuchung an, in der alle betroffenen Zähne identifiziert werden sollten (Gillam, 2013; Gillam et al., 2013). Es wird dabei empfohlen zwei unabhängige hydrodynamische Reize zu verwenden (Holland et al., 1997). Für eine thermische Stimulation kann typischerweise der Luftstrom der Multifunktionsspritze und für die taktile Stimulation eine spitze Sonde verwendet werden (Gillam, 2015). Die Sonde kann dabei in mesio-distaler Richtung über das denudierte Dentin geführt werden und mit der Multifunktionsspritze kann ein Luftstrom direkt auf die freilegende Dentinfläche erzeugt werden. Diese taktilen und evaporativen Reize sollen den mit der Dentinhypersensibilität verbundenen Schmerz zuverlässig provozieren (Gernhardt, 2013b). Um die subjektive Schmerzreaktion des Patienten nach der Anwendung dieser Stimuli festzuhalten, können anerkannte Schmerzskalen wie beispielsweise die visuelle Analogskala (VAS) oder eine einfache numerische Bewertungsskala von 0-10 verwendet werden (Gillam, 2013).

Bestätigt sich die Diagnose Dentinhypersensibilität können vom Behandler geeignete Behandlungsmethoden und Therapiemöglichkeiten ausgewählt und umgesetzt werden.

#### 1.4.5 Therapie der Dentinhypersensibilität

Mit sämtlichen therapeutischen Maßnahmen verfolgt man das Ziel einer nachhaltigen Schmerzfreiheit bzw. die Verhinderung oder Vermeidung von Missempfindungen im Bereich der freiliegenden Zahnhälse. Die Behandlung der Dentinhypersensibilität lässt sich in drei Gruppen unterteilen: Präventive, nicht-invasive und invasive Maßnahmen (Gernhardt et al., 2011). Die verwendeten therapeutischen Mittel zielen dabei entweder darauf ab die Empfindlichkeit der weiterleitenden Nervenfasern herabzusetzen oder einen Verschluss der Dentinkanäle zu erzeugen (Bartold, 2006). Wird der Radius der Tubuli nämlich entsprechend verringert, kommt es zu einer Reduktion des Flüssigkeitsstroms und somit auf der Grundlage der hydrodynamischen Theorie zu einer Verringerung der Dentinempfindlichkeit (Greenhill und Pashley, 1981). Nicht-invasive Maßnahmen kann der Patient selber als häusliche Maßnahme durchführen

oder sie werden in der zahnärztlichen Praxis angewendet (Gernhardt, 2013). Die nicht-invasiven Methoden sollten zunächst bevorzugt werden. Erst wenn diese erfolglos bleiben, sollten andere Methoden und Produkte zum Einsatz kommen. Folgende Eigenschaften sollte das ideale Präparat dabei aufweisen (Müller, 2013):

- Verursacht keine Schmerzen
- Schädigt die Pulpa nicht
- Ermöglicht eine einfache Anwendbarkeit
- Besitzt einen langandauernden Effekt
- Ist kostengünstig
- Verfärbt die Zähne nicht

Die Entscheidung welche therapeutischen Mittel ergriffen werden, hängt von der bestehenden Defektgröße ab. Bei freiliegenden Zahnhälsen ohne größeren Zahnhartsubstanzverlust bzw. -defekt kann meistens eine nicht-invasive Therapie angestrebt werden, während bei ausgeprägten Defekten invasive Maßnahmen in Betracht kommen (Gernhardt, 2013). Bei persistierender Symptomatik kann wie in der Abbildung 2 dargestellt ein entsprechender Stufenplan angewendet werden (Gernhardt et al., 2011).

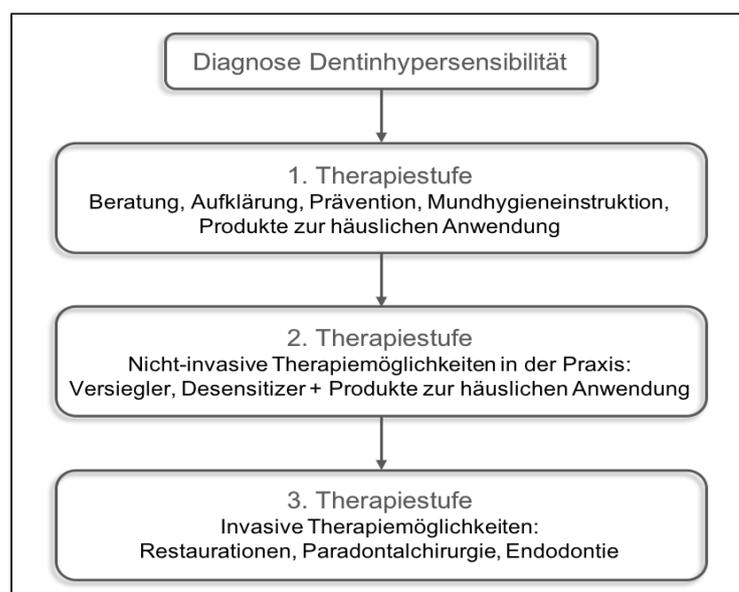


Abbildung 3: Stufenplan bei der Behandlung von DHS (Gernhardt et al., 2011)

Kausaltherapeutisch ist es zunächst wichtig, die schmerzauslösenden Faktoren zu erkennen und nach Möglichkeit abzumildern (Noack und Wicht, 2014). Die Patienten

sollten über eine adäquate und richtig durchgeführte häusliche Mundhygiene aufgeklärt werden. Dadurch wird nicht nur kariösen und parodontalen Erkrankungen, sondern auch der Entstehung von freiliegenden Zahnhälsen vorgebeugt. Empfohlen wird die Verwendung von nicht oder nur geringfügig abrasiven Zahnpasten und der Gebrauch einer weicheren Zahnbürste in Kombination mit der richtigen Putztechnik, um die Entstehung von Putzdefekten und Rezessionen zu verhindern. Des Weiteren ist auch die Aufklärung über Ernährungsgewohnheiten entscheidend, um Erosionen vorzubeugen. Bei bereits bestehenden Beschwerden können freiverkäufliche Produkte wie Zahnpasten und Mundspüllösungen vom Patienten angewendet werden, die zur Reduktion der Sensibilität spezielle Wirkstoffe enthalten (Gernhardt et al., 2011).

Zur Anwendung in der Therapie von Dentinhypersensibilität werden zum Beispiel Kaliumsalze, insbesondere Kaliumnitrat, verwendet. Die Kaliumionen diffundieren durch die Dentintubuli zu den Nervenfasern und bewirken dort eine Depolarisation, durch die es zu einer langanhaltenden Reduktion der Erregbarkeit kommt und somit die Beschwerden des Patienten gelindert werden (Davari et al., 2013).

Auf der anderen Seite stehen Wirkstoffe, die eine Okklusion der Tubuli induzieren. Fluoride bewirken eine Reduktion der Dentinpermeabilität durch die Präzipitation von Kalziumfluoridkristallen in den Dentinkanälen (Miglani et al., 2010). Es handelt sich dabei um eine vom pH-Wert abhängige Reaktion. Wichtige Fluoridverbindungen sind Zinnfluorid (SnF<sub>2</sub>), Aminfluorid (AmF), Natrium-Mono-Fluorphosphat (NaMFP) und Natriumfluorid (Brodowski und Imfeld, 2003). Ebenso können Strontiumsalze einen gänzlichen oder teilweisen Verschluss der Dentinkanäle bewirken, indem bei ihrer Verwendung unlösliche Metallverbindungen auf der Zahnoberfläche ausfallen. Wegen der besseren klinischen Wirksamkeit und dem schnelleren Wirkungseintritt sollte die Verwendung von Strontiumacetat gegenüber Strontiumchlorid bevorzugt werden. Oxalatsalze wiederum verringern die Permeabilität des Dentins, indem sie mit Kalziumionen reagieren und zu einer Ausfällung von unlöslichen Kalzium-Oxalat-Kristallen führen (Derman, 2016). Bei der Applikation von bioaktiven Gläsern wird Kalzium und Phosphat freigesetzt, wodurch eine Apatitschicht entsteht, die schlussendlich zu einer Blockierung der Dentinkanäle führen soll (Miglani et al., 2010). Die Pro-Argin<sup>TM</sup>-Technologie basiert auf der Nachahmung eines natürlichen Prozesses der Tubulusokklusion in der Mundhöhle. Die Hauptbestandteile von Pro-Argin<sup>TM</sup>-Präparaten sind die positiv geladene Aminosäure Arginin, Bikarbonat (pH-Puffer) und Kalziumkarbonat (Kalziumquelle). Nach der Applikation binden das positiv geladene Arginin und das Kalziumkarbonat an das negativ geladene Dentin und es entsteht eine säureresistente, kalziumreiche Schicht auf der Dentinoberfläche und an den Wänden der Tubuli, die so obliteriert werden (Halappa et al., 2015).

In der Praxis können außerdem noch weitere nicht-invasive Therapieoptionen wie hochfluoridhaltige Lacke, Laser und kunststoffhaltige Versiegler zur Anwendung kommen (Noack und Wicht, 2014). Bei der Therapie der Dentinhypersensibilität mit Lasern kommen zwei verschiedene Arten zum Einsatz. Zum einen sind dies Laser mit einer niedrigen Ausgangsleistung („Low-Output-Laser“) wie beispielsweise Helium-Neon-Laser oder zum anderen Laser mit einer mittleren Ausgangsleistung wie Nd:YAG- oder CO<sub>2</sub>-Laser. Die „Low-Output-Laser“ bewirken eine Unterdrückung der Nervübertragung der afferenten Nervenfasern und reduzieren so die Überempfindlichkeit des Dentins. „Middle-Output-Laser“ wiederum induzieren eine Blockierung der Dentintubuli durch Schmelzen und Verschmelzen der Zahnhartsubstanz und/oder Schmierschicht (Parolia et al., 2011). Als kunststoffhaltige Versiegler kommen spezielle Lacke oder Dentinbondingsysteme zum Einsatz, die ebenfalls einen Verschluss der Dentintubuli bewirken. Ein Vorteil der Versiegler ist, dass der schmerzreduzierende Effekt sofort einsetzt (Derman, 2016). Ein bekannter Versiegler ist Gluma<sup>®</sup> Desensitizer (Heraeus Kulzer, Hanau, D). Er besteht neben weiteren Komponenten aus 5% Glutaraldehyd und 35% Hydroxyethylmethacrylat (HEMA). Durch die Reaktion des Glutaraldehyds mit den Proteinen des Dentinliquors wird ein Verschluss der Dentintubuli erzeugt. HEMA fördert dabei aufgrund seiner Wasserlöslichkeit die Penetration des Glutaraldehyds in die Dentintubuli (Schüpbach et al., 1997).

Bei Patienten, die ausgeprägte Zahnhartsubstanzdefekte oder kariöse Läsionen aufweisen beziehungsweise unter permanenten, therapieresistenten Schmerzen leiden, sollten invasive Therapieoptionen in Erwägung gezogen werden. Restaurativ können Komposite und Kompomere zum Einsatz kommen, wobei bei sehr exzessiven Substanzverlusten auch Keramikveneers und Kronen in Frage kommen (Gernhardt et al., 2011). Des Weiteren kann parodontalchirurgisch eine Wurzeldeckung geschaffen werden. Dies führt neben der Verbesserung der Ästhetik zu einer Abdeckung der freiliegenden Dentinoberfläche (Derman, 2016). Als letzte Option kann auch eine Wurzelkanalbehandlung zur Devitalisierung des betroffenen Zahnes in Betracht gezogen werden (Sälzer et al., 2012).

#### 1.4.6 Kaliumoxalat zur Behandlung der Dentinhypersensibilität

Bei Kaliumoxalat (Potassiumoxalat) handelt es sich um ein lösliches Salz der Oxalate (Firouzmandi et al., 2017) und wurde als Präparat zur Behandlung der Dentinhypersensibilität von Pashley und Greenhill entwickelt (Ingle und Glick, 2002).

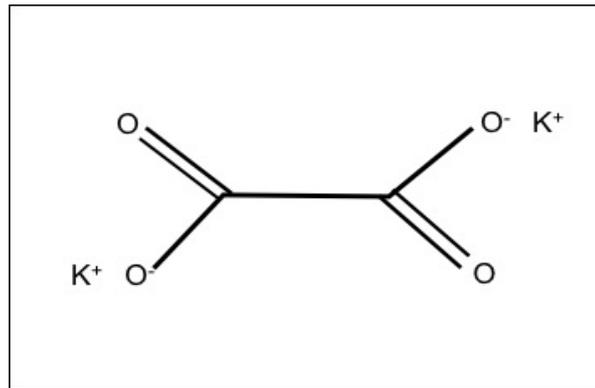


Abbildung 4: Strukturformel Kaliumoxalat

Kaliumoxalate sind in der Lage mit den Kalziumionen des Dentins und des Dentinliquors zu reagieren und unlösliche Kalziumoxalatkristalle zu bilden (Tay et al., 2003). Die auf der Dentinoberfläche und in den Dentintubuli gebildeten Kristalle reduzieren signifikant die Permeabilität des Dentins. Auf Grundlage der hydrodynamischen Theorie kommt es so zu einer Abnahme der Dentinhypersensibilität (Porto et al., 2009). Oxalathaltige Produkte zur Reduktion der Dentinhypersensibilität zeigten vielversprechende Ergebnisse (Firouzmandi et al, 2017). Beispielsweise zeigte eine Mundspüllösung mit 1,4 % Kaliumoxalat in einer klinischen Studie eine überzeugende Wirkung gegenüber der Dentinhypersensibilität (Sharma et al., 2013). Ein Vorteil der oxalathaltigen Desensitizer ist, dass die Kalziumoxalatpräzipitate eine erhöhte Resistenz gegen Säureangriffe aufweisen (Derman, 2016; Noack und Wicht, 2014). Dennoch kann ihr Effekt durch beispielsweise das tägliche Zähneputzen wieder verloren gehen (Porto et al., 2009). Wird die Dentinoberfläche jedoch vor der Applikation des oxalatbasierten Desensitizer mit Phosphorsäure konditioniert, werden die Kalziumionen oberflächlich entfernt und die Kalziumoxalatkristalle entstehen erst circa 3-7  $\mu\text{m}$  tief in den Dentinkanälen, sobald Kalziumionen zur Reaktion zur Verfügung stehen. So angewendet beeinflussen sie zum einem nicht die Haftung von Etch-and-Rinse Adhäsiven (Tay et al., 2003) und zum anderen kann eine Schmerzlinderung für einen längeren Zeitraum erwartet werden (Miglani et al., 2010; Porto et al., 2009).

## 2 Zielstellung

Das Ziel dieser In-vitro-Studie war es, die Mikrozugfestigkeit des universell im Etch-and-Rinse- und Self-Etch-Modus anwendbaren Adhäsivs Futurabond® U (Voco GmbH, Cuxhaven, D) auf humanen Schmelz und Dentin zu bestimmen und diese mit den bereits länger auf dem Markt befindlichen Self-Etch-System Futurabond® DC (Voco GmbH, Cuxhaven, D) und dem im Etch-and-Rinse-Modus zu verwendenden Solobond M (Voco GmbH, Cuxhaven, D) zu vergleichen.

Zusätzlich wurde der Einfluss auf die Haftfestigkeit eines oxalathaltigen Desensitizers Crest® Sensi-Stop™ Strips (The Procter & Gamble Company, Cincinnati, USA) auf die Haftvermittlersysteme evaluiert.

Daraus ergaben sich vorab folgende Fragestellungen:

- In wie weit beeinflusst der Anwendungsmodus von Futurabond® U die Haftfestigkeit auf Schmelz und Dentin?
- Wie ist die Haftfestigkeit des universellen Adhäsivs im Vergleich zu den in nur einem Verarbeitungsmodus anwendbaren Systemen?
- Genügen die für Futurabond® U ermittelten Ergebnisse in beiden Handhabungsmöglichkeiten der klinischen Anwendung?
- Welchen Einfluss hat der oxalathaltige Desensitizer auf die Dentinhaftwerte?

### 3 Material und Methodik

#### 3.1 Versuchsgruppeneinteilung

Es wurden drei verschiedene Dentinhaftvermittler - Futurabond<sup>®</sup> DC (Voco GmbH, Cuxhaven, D), Solobond M (Voco GmbH, Cuxhaven, D) und Futurabond<sup>®</sup> U (Voco GmbH, Cuxhaven, D) - verwendet, die auf Schmelz und Dentin getestet wurden. Futurabond<sup>®</sup> U (Voco GmbH, Cuxhaven, D) wurde als Self-Etch-System und im Etch-and-Rinse-Verfahren genutzt. Des Weiteren wurde die Zugfestigkeit der Haftvermittler auf Dentinproben getestet, die zuvor mit dem Desensitizer bearbeitet wurden. Daraus ergaben sich folgende 12 Versuchsgruppen:

Tabelle 1: Versuchsgruppeneinteilung

	Gruppen- abkürzung	Adhäsiv	Konditionierung	Zahnhartsubstanz	Desensitizer
1	U-ER-S	Futurabond <sup>®</sup> U	Etch & Rinse	Schmelz	-
2	U-ER-D			Dentin	-
3	U-ER-D-De			Dentin	✓
4	U-SE-S	Futurabond <sup>®</sup> U	Self-Etch	Schmelz	-
5	U-SE-D			Dentin	-
6	U-SE-D-De			Dentin	✓
7	DC-S	Futurabond <sup>®</sup> DC	Self-Etch	Schmelz	-
8	DS-D			Dentin	-
9	DC-D-De			Dentin	✓
10	So-S	Solobond M	Etch & Rinse	Schmelz	-
11	So-D			Dentin	-
12	So-D-De			Dentin	✓

## 3.2 Material

### 3.2.1 Zahnproben

Für die Untersuchung wurden 180 frisch extrahierte, retinierte, humane Weisheitszähne verwendet. Sie wurden ab dem Zeitpunkt der Extraktion bis zur Versuchsdurchführung maximal vier Wochen in physiologischer Kochsalzlösung (Isotone Kochsalz-Lösung 0,9 %, B. Braun Melsungen AG, Melsungen, D) bei Zimmertemperatur gelagert. Die Versuchszähne wiesen keinerlei pathologische Veränderungen wie Strukturanomalien, kariöse Läsionen oder Verfärbungen auf. Des Weiteren war das Wurzelwachstum zum Zeitpunkt der Extraktion abgeschlossen.

### 3.2.2 Adhäsivsysteme

Bei der Versuchsdurchführung wurden drei verschiedene Adhäsivsysteme unterschiedlicher Anwendungsweise der Firma Voco (Cuxhaven) verwendet: Futurabond<sup>®</sup> DC, Solobond M und Futurabond<sup>®</sup> U.

#### Futurabond<sup>®</sup> DC

Futurabond<sup>®</sup> DC (Voco GmbH, Cuxhaven, D) ist ein selbstätzendes und selbstprimendes All-in-one-Adhäsiv. Es handelt sich um ein dualhärtendes Bonding mit zwei Komponenten, die kurz vor der Applikation zusammengebracht und miteinander vermischt werden. Es ist mit Nanopartikeln aus Siliziumdioxid verstärkt, die zu einer Quervernetzung der Harzbestandteile führen und so eine Benetzung der Zahnoberfläche bewirken. Bei der Durchführung der Versuche wurde die SingleDose-Variante verwendet. Ein Blister verfügt dabei über zwei separate Kammern in denen sich die Flüssigkeiten befinden. Diese werden durch das Drücken der einen Kammer zusammengebracht und anschließend vermischt.

Tabelle 2: Zusammensetzung Futurabond® DC

<b>Futurbabond® DC</b>	<b>Inhaltsstoffe</b>
<b>Liquid 1</b>	Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), Trimethylolpropan-Tri-methacrylat (TMPTMA), Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat (Bis-GMA), Siliziumdioxid, organische Säuren, Butylhydroxytoluol (BHT), Campherchinon, Amine
<b>Liquid 2</b>	Ethanol, Wasser, Katalysator

Der pH-Wert liegt bei 1,5.

### Solobond M

Solobond M (Voco, Cuxhaven, D) ist ein lichthärtendes, Einkomponenten-Bonding, das im Rahmen der Etch-and-Rinse-Technik angewendet wird.

Tabelle 3: Zusammensetzung Solobond M

	<b>Inhaltsstoffe</b>
<b>Solobond M</b>	Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat (Bis-GMA), organische Säuren, Butylhydroxytoluol (BHT), Campherchinon, Acteton, Natriumfluorid

Der pH-Wert von Solobond M liegt bei 2,0.

### Futurabond® U

Bei Futurabond® U (Voco GmbH, Cuxhaven, D) handelt es sich um ein dualhärtendes Universaladhäsiv. Es kann sowohl ohne vorherige Phosphorsäureätzung, also mit der Self-Etch-Methode, als auch mit der Etch-and-Rinse-Technik angewendet werden. Des Weiteren kann es für die intraorale Reparatur von Füllungen oder Restaurationen aus Komposit, Glaskeramik, Zirkonoxidkeramik, Aluminiumoxidkeramik und Metall verwendet werden. Wie bei Futurabond® DC ist das Bonding durch Nanopartikel aus Siliziumdioxid verstärkt. Bei der Versuchsreihe wurde die SingleDose-Variante verwendet, wobei sich die beiden Flüssigkeiten in separaten Kammern befinden und

durch Drücken der einen Kammer die Komponenten zusammengebracht und anschließend vermischt werden.

Tabelle 4: Zusammensetzung Futurabond® U

<b>Futurabond® U</b>	<b>Inhaltsstoffe</b>
<b>Liquid 1</b>	Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), Hydroxyethyl-dimethacrylat (HEDMA), Urethandimethacrylat (UDMA), Bisphenol-A-Diglycidylmethacrylat (Bis-GMA), Siliciumdioxid, 10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphat (MDP), Butylhydroxytoluol (BHT), Campherchinon, Amine
<b>Liquid 2</b>	Ethanol, Wasser, Katalysator

Der pH-Wert liegt bei 2,3.

### 3.2.3 Desensitizer

Für die Versuchsreihe wurden die Crest® Sensi-Stop™ Strips (The Procter & Gamble Company, Cincinnati, USA) verwendet. Es handelt sich um dünne, flexible Streifen, die mit ihrer wirksamen Geloberfläche auf die betroffenen Zähne aufgebracht werden. Der oxalatbasierte Desensitizer ist für die Selbstanwendung zu Hause konzipiert.

Tabelle 5: Zusammensetzung Crest® Sensi-Stop™ Strips

	<b>Inhaltsstoffe</b>
<b>Crest® Sensi-Stop™ Strips</b>	Wasser, Glycerin, Zellulose Gummi, Dipotassium Oxalat, Carbomer, Natrium Hydroxide, Natrium Benzoate, Potassium Sorbate

### 3.2.4 Komposit

Für die Untersuchung wurde das lichterhärtende, röntgenopake Komposit Grandio®SO (Voco GmbH, Cuxhaven, D) der Farbe A2 verwendet. Das Nano-Hybrid-Komposit besteht zu 89 Gew.% (89 Gew.% entsprechen 73 Vol.-%) aus anorganischen Füllstoffen, wobei Mikrofüller aus Glaskeramik mit einer Partikelgröße von 1 µm und

Siliziumdioxid-Nanopartikel mit einer Größe von 20-40 nm miteinander kombiniert sind. Die Polymerisationsschrumpfung liegt bei 1,61 %. Mit einem Elastizitätsmodul von 16,65 GPa hat Grandio®SO ein ähnliches Elastizitätsverhalten wie Dentin (zwischen 16,55 und 18,62 GPa).

Tabelle 6: Zusammensetzung Grandio®SO

<b>Grandio®SO</b>	<b>Inhaltsstoffe</b>
<b>Harz</b>	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA), Bisphenol-A-diethoxy-methacrylat (Bis-EMA), Triethylenglycol-dimethacrylat (TEGDMA), Campherchinon, Amin, Butylhydroxytoluol (BHT)
<b>Füllstoff</b>	Siliziumdioxid-Nanopartikel Pigmente: Eisenoxid, Titandioxid

### 3.2.5 Ätzel

Bei der Etch-And-Rinse-Anwendung wurden die Dentin- und Schmelzoberflächen mit der gelförmigen, 35%igen Phosphorsäure Vococid (Voco GmbH, Cuxhaven, D) angeätzt.

### 3.3 Methodik

#### 3.3.1 Herstellung der Dentin- und Schmelzproben

In der vorliegenden Versuchsreihe wurden 180 extrahierte, retinierte, humane Weisheitszähne verwendet. Bei 60 von ihnen wurde zunächst unter Hilfenahme eines zylindrischen Diamantschleifers (Fa. Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, D) der Körnung 70µm bei 40.000 U/min unter permanenter Wasserkühlung von 50 ml/min eine seitliche Scheibe abpräpariert. Damit eine Fixierung der Schmelzproben in der Apparatur der Universalprüfmaschine möglich war, wurden die Scheiben mit der Schmelzseite nach außen mit Hilfe einer Silikonform in Technovit 4071 (Heraeus Kulzer GmbH, Wehrheim, D) eingebettet, wodurch sich Proben mit einem Durchmesser von ca. 8 mm ergaben. Technovit ist ein schnellhärtendes Zwei-Komponenten Einbettmittel auf Basis von hochvernetztem Methylmethacrylat in Form von Pulver und Flüssigkeit. Das Mischverhältnis von Pulver und Flüssigkeit beträgt bei Raumtemperatur 2:1. Anschließend wurden die Proben mit Siliziumkarbid Schleifpapier (Struers GmbH, Willich, D) der Körnung 320 und 800 auf einer rotierenden Drehscheibe unter permanenter Wasserkühlung eingeebnet und dabei die äußere Schmelzschicht abgetragen.

Die anderen 120 Weisheitszähne wurden so präpariert, dass eine permanente Perfusion mit physiologischer Kochsalzlösung (Isotone Kochsalz-Lösung 0,9 %, B. Braun Melsungen AG, Melsungen, D) während der gesamten Versuchsdurchführung gewährleistet wurde (Schaller et al., 1991). Zunächst wurde unter permanenter Wasserkühlung mit Hilfe des bereits bei der Schmelzprobenherstellung genannten Diamantschleifers die Wurzel ca. 1-2 mm apikal der Schmelz-Zement-Grenze abgetrennt und anschließend das gesamte koronale Pulpengewebe entfernt. Danach wurden die Proben okklusal zunächst soweit gekürzt und plan geschliffen, dass der Abstand zwischen okklusaler Fläche und Pulpenhörnern  $1,5 \pm 0,2$  mm betrug. Um den Abstand zu kontrollieren wurde ein Tasterzirkel (Spitz, N. Iwanson, Henry Schein, Langen, D) verwendet. Daraufhin wurden die Proben apikal soweit gekürzt, dass sich eine Probenstärke von  $3,5 \pm 0,2$  mm ergab. Des Weiteren mussten die Dentinproben an Stellen abgerundet werden, an denen sie einen Durchmesser von 8 mm überschritten, um bei der späteren Versuchsdurchführung in die entsprechende Vorrichtung zu passen. Das Planschleifen erfolgte wie bei der Schmelzprobenherstellung mit auf einer Drehschleibe rotierendem Siliziumkarbid Schleifpapier der Körnung 320 und 800 unter permanenter Wasserkühlung.

## 3.3.2 Versuchsaufbau



Abbildung 5: Universalprüfmaschine Z005

Zur Ermittlung der Mikro-Zugfestigkeit wurden die Schmelz- und Dentinproben in die von Schaller et al. (1991) entwickelte Versuchsapparatur eingegliedert.

Sie gewährleistet die Perfusion der Dentinprüfkörper mit isotoner Kochsalzlösung während der gesamten Versuchsdauer und ermöglicht außerdem die Simulation des physiologischen intrapulpalen Drucks von 30 cmH<sub>2</sub>O (Stenvik et al., 1972; Pashley et al., 1981). Der untere Teil der Versuchsapparatur besteht aus einem Hohlzylinder mit einem Durchmesser von 2 cm und einer Höhe von 8 cm. Die im Inneren des Zylinders befindliche Perfusionskammer ist mit einem seitlichen Zulauf verbunden. Über das am unteren

Ende des Hohlzylinders befindliche Außengewinde ist dieser mit der Universalprüfmaschine verbunden. Am oberen Ende befindet sich eine kreisrunde Öffnung und ein weiteres Außengewinde, das zur Aufnahme der Kontermutter dient. Zur Abdichtung wurde auf die Öffnung des zylindrischen Unterbaus ein Gummiring positioniert, auf dem wiederum die Schmelz- und Dentinproben zentriert wurden. Die Okklusalfäche der Dentinproben und die Schmelzoberfläche zeigten dabei nach oben. Für die Fixierung der Probekörper wurde die Kontermutter auf das Außengewinde des Unterbaus geschraubt. Die Kontermutter besaß eine obere Öffnung von 6 mm Höhe und 7 mm Durchmesser, was eine exponierte Prüfkörperoberfläche von 38,5 mm<sup>2</sup> ( $\pi \times r^2$ ) ergab.

In die obere Öffnung der Kontermutter ließ sich eine Metallhülse platzieren, deren Unterseite ein kreisrundes Bohrloch von 1 mm Durchmesser besaß und zur Aufnahme des Kompositmaterials diente. Somit betrug die Kontaktfläche zwischen Komposit und Bonding 0,785 mm<sup>2</sup>.

Die Metallhülse wurde über einen Schäkel und eine Kette an der Abzugsvorrichtung befestigt.

Der Infusionsbeutel mit isotoner Kochsalzlösung (Isotone Kochsalz-Lösung 0,9 %, B. Braun Melsungen AG, Melsungen, D) wurde 30 cm oberhalb des Pulpenkammerdaches befestigt und über einen elastischen Kunststoffschlauch an dem seitlichen Zulauf der Versuchsapparatur verbunden. Der Durchlauf der Lösung konnte über eine am Schlauch befindliche Klemme unterbrochen werden.

### 3.3.3 Versuchsablauf

Die Schmelz- und Dentinproben wurden zu Beginn des Versuchs der physiologischen Kochsalzlösung entnommen und mit ölfreier Druckluft mäßig getrocknet. Anschließend wurden sie auf dem Gummiring der Versuchsapparatur zentriert. Bei den Schmelzproben wurde kein intrapulpaler Druck simuliert und die Kontermutter wurde sofort komplett festgedreht. Zur Fixierung der Dentinproben wurde die Kontermutter zunächst kurz vor die Endposition aufgeschraubt. Anschließend wurde die Klemme der physiologischen Kochsalzlösung geöffnet und, nachdem die Flüssigkeit das Niveau der Probe erreicht hatte, wieder geschlossen. Die überschüssige Flüssigkeit wurde erneut mittels ölfreier Druckluft leicht getrocknet. Anschließend erfolgte die Applikation der Haftvermittler ausnahmslos streng nach Herstellerangaben.

Bei den mit Desensitizer behandelten Versuchsgruppen erfolgte die Desensitizerapplikation auf die Dentinproben zunächst außerhalb der Versuchsapparatur.

3.3.4 Verarbeitung der Adhäsivsysteme

Die Adhäsivsysteme wurden wie folgt streng nach Herstellerangaben verwendet:

Tabelle 7: Verarbeitung der Adhäsivsysteme

	Futurabond DC	Solobond M	Futurabond U Self-Etch	Futurabond U Etch & Rinse
Konditionierung	Liquid 1 und 2 vermischen bis homogene, schlierenfreie Mischung entsteht, applizieren, 20 s einmassieren, 5 s trocknen, 10 s lichthärten	Dentin: 15 s mit 35% iger Phosphorsäure ätzen, abspülen, moderat trocknen  Schmelz: 30 s mit 35% iger Phosphorsäure ätzen, abspülen, moderat trocknen	Liquid 1 und 2 mischen bis homogene, schlierenfreie Mischung entsteht, applizieren, 20 s ein- massieren, verblasen für 5 s, 10 s lichthärten	Dentin: 15 s mit 35% iger Phosphorsäure ätzen, abspülen, moderat trocknen  Schmelz: 30 s mit 35% iger Phosphorsäure ätzen, abspülen, moderat trocknen
Haftvermittler		Applizieren, 30 s einwirken, verblasen, 20 s lichthärten		Liquid 1 und 2 mischen bis homogene, schlierenfreie Mischung entsteht, applizieren, 20 s einmassieren, verblasen für 5 s, 10 s lichthärten

### 3.3.5 Verarbeitung des Kompositmaterials

Die Metallhülse wurde auf die Kontermutter gesteckt, so dass sie ohne zu wackeln plan auf der Dentinprobe auflag. Die Applikation des Kompositmaterials erfolgte in 2 Schichten durch die obere Öffnung der Metallhülse mit Hilfe eines Pluggers (RCP 10-1/2A, Hu-Friedy Europe, Leimen, D). Dabei wurde auf eine blasenfreie und dünnsschichtige Applikation (ca. 1,5 mm pro Schicht) geachtet. Jede Schicht wurde für 120 s und mit einer Lichtintensität von  $1200 \text{ mW/cm}^2$  mit einer Polymerisationslampe (Bluephase<sup>®</sup>, Ivoclar Vivadent, Schaan, Lichtenstein) ausgehärtet.

### 3.3.6 Applikation des Desensitizers auf die Dentinproben

Von 180 Dentinproben wurden insgesamt 60 vor der Einbringung in die Versuchsapparatur wie folgt bearbeitet:

Die einzeln verpackten Crest<sup>®</sup> Sensi-Stop<sup>™</sup> Strips (The Procter & Gamble Company, Cincinnati, USA) wurden geöffnet und nach der Entnahme des geltragenden Folienanteils in 5 ca. gleichgroße Rechtecke geschnitten. Diese wurden von ihrer Unterlage entfernt und mittig mit ihrer gelbestückten Seite nach unten auf die okklusale Fläche der Dentinproben appliziert. Anschließend wurden sie in eine Nierenschale mit 0,9 %iger Kochsalzlösung gelegt. Nach 10 min wurde der Strip entfernt. Die Proben wurden nach weiteren 30 min aus der Kochsalzlösung entnommen. Die Gelreste wurden leicht abgespült und dann vorsichtig mit einer weichen Zahnbürste entfernt. Für die sofortige weitere Versuchsdurchführung wurden die Proben erneut mit Kochsalzlösung abgespült.

## 3.4 Analyse

Mit Hilfe der computergestützten Zwick Universalprüfmaschine vom Typ Z 005 (Fa. Zwick, Roell, Ulm, D) wurden die Zugfestigkeitsuntersuchungen in Kombination mit dem Computerprogramm „testXpert 7.0“ durchgeführt.

Die Software ermittelt zum einen den Mittelwert, die Standardabweichung und den Medianwert für alle Versuchsgruppen in MPa und zum anderen ermöglicht sie eine sofortige graphische Darstellung des Verlaufs der Kraftübertragung in einem Kraft-Zeit-Diagramm.

Vor dem Versuchsbeginn wurden die folgenden Parameter als Standard festgelegt:

- Anzahl der Zyklen: 1
- Testgeschwindigkeit: 1mm/min
- Oberer Kraftskalenwert: 1000 N
- Keine Vorkraft

Die in der Universalprüfmaschine geschraubte Versuchsapparatur wurde nach der vollständigen Polymerisation des Komposits über eine Zugkette mit dem oberen Querhaupt verbunden. Mit der Handsteuerung wurde dann die Zugmaschine vorgespannt, sodass diese sich in einer spannungsfreien Ausgangsposition befand. Daraufhin wurde der Versuch über den mit der Prüfmaschine verbundenen Computer gestartet. Der Versuch endete mit dem Abriss des Komposits von der Probenoberfläche. Während des Zugversuchs wurde die maximal gehaltene Kraft in Newton gemessen. Durch die bekannte zur Haftung zur Verfügung stehende Fläche von 0,785 mm<sup>2</sup> konnte so die Zugfestigkeit in MPa berechnet werden.

$$\frac{F}{A} = Z$$

F = maximal gehaltene Kraft in Newton

A = Dentinhafffläche in mm<sup>2</sup>

Z = Zugfestigkeit in MPa

### 3.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der gewonnenen Daten aller Versuchsgruppen erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS 25.0 (Statistical Package for the Social Science, SPSS Science; USA).

Für jede Versuchsgruppe wurden die Mittelwerte, Standardabweichung, sowie die Maxima und Minima ermittelt und anschließend mithilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests überprüft, ob die Verteilung der Ergebnisse einer theoretischen Normalverteilung entspricht. Die statistischen Unterschiede der verschiedenen Gruppen wurden mittels einer einfaktoriellen statistischen Varianzanalyse (ANOVA) miteinander verglichen.

Ein weiterer Vergleich der Gruppen erfolgte durch den Tukey's Studentized Range Test mit einem Signifikanzlevel von 5 % ( $p < 0,05$ ) und es folgte die korrigierte Statistik für den paarweisen Vergleich nach Bonferroni-Holm. Um die Tendenz der Werte

besser gegen Messfehler darstellen zu können, wurde bei der Darlegung der Ergebnisse außerdem der Median angegeben.

#### 4 Ergebnisse

In allen 12 Versuchsgruppen mit den verschiedenen Materialkombinationen konnten Mikrozugfestigkeitswerte sowohl auf Dentin als auch auf Schmelz ermittelt werden.

Der höchste Mittelwert wurde mit Futurabond® U im Etch-and-Rinse-Modus auf Schmelz erzielt. Der niedrigste mittlere Zugfestigkeitswert wurde bei Futurabond® U im Self-Etch-Modus auf zuvor mit Desensitizer behandeltem Dentin ermittelt.

In der folgenden Tabelle ist eine Übersicht des arithmetischen Mittels, der Standardabweichung, des Medians, des Maximums und Minimums aller Versuchsgruppen in MPa aufgeführt.

Tabelle 8: Ergebnisse in MPa

Gruppe	Abkürzung	Mittelwert	Standardabweichung	Median	Minimum	Maximum
1	U-ER-S	21,45	5,86	19,59	13,33	33,74
2	U-ER-D	18,42	5,01	18,44	9,64	27,8
3	U-ER-D-De	17,68	8,64	20,19	5,35	28,57
4	U-SE-S	16,09	4,32	15,78	10,63	27,14
5	U-SE-D	14,83	4,72	13,94	10,54	26,46
6	U-SE-D-De	8,29	3,89	6,67	4,59	17,54
7	DC-S	20,60	6,19	22,17	10,41	29,91
8	DC-D	13,10	1,79	13,25	9,69	15,93
9	DC-D-De	9,26	3,18	9,32	5,24	15,83
10	So-S	21,10	3,19	21,56	14,88	26,44
11	So-D	16,66	2,94	16,84	11,5	21,25
12	So-D-De	15,12	7,90	14,68	5,67	27,83

Zur weiteren Veranschaulichung sind im folgenden Boxplot-Diagramm die Medianwerte, die oberen und unteren Quartile sowie die jeweiligen Extremwerte in MPa dargestellt. Die Kreise kennzeichnen dabei die Ausreißer und die Kreuze die Mittelwerte.

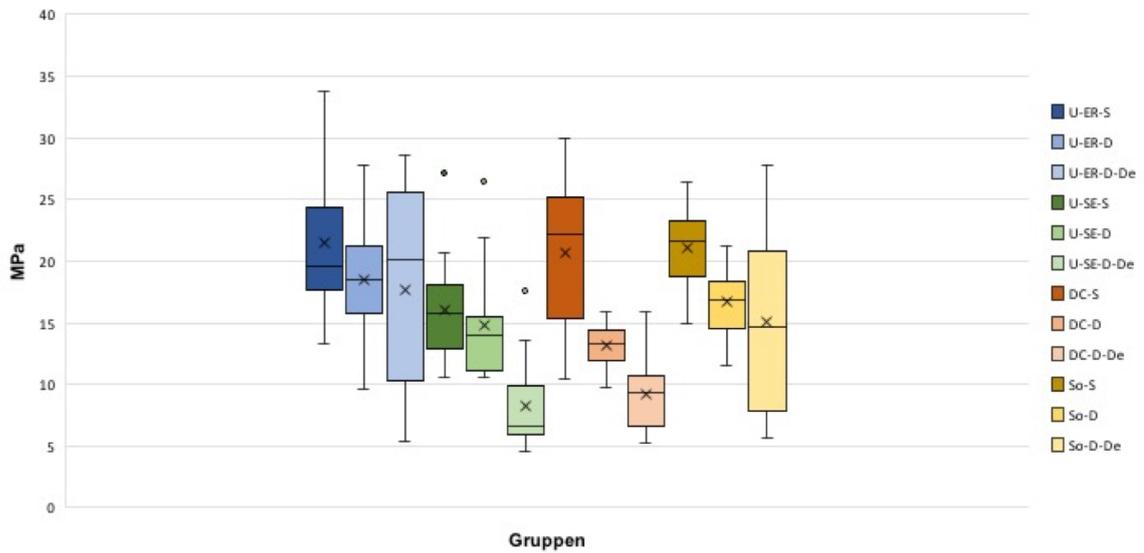


Abbildung 6: Boxplot-Diagramm zu den Ergebnissen

Das folgende Diagramm stellt die Ergebnisse der Zugfestigkeitsuntersuchung der verschiedenen Adhäsive auf Schmelz und Dentin dar.

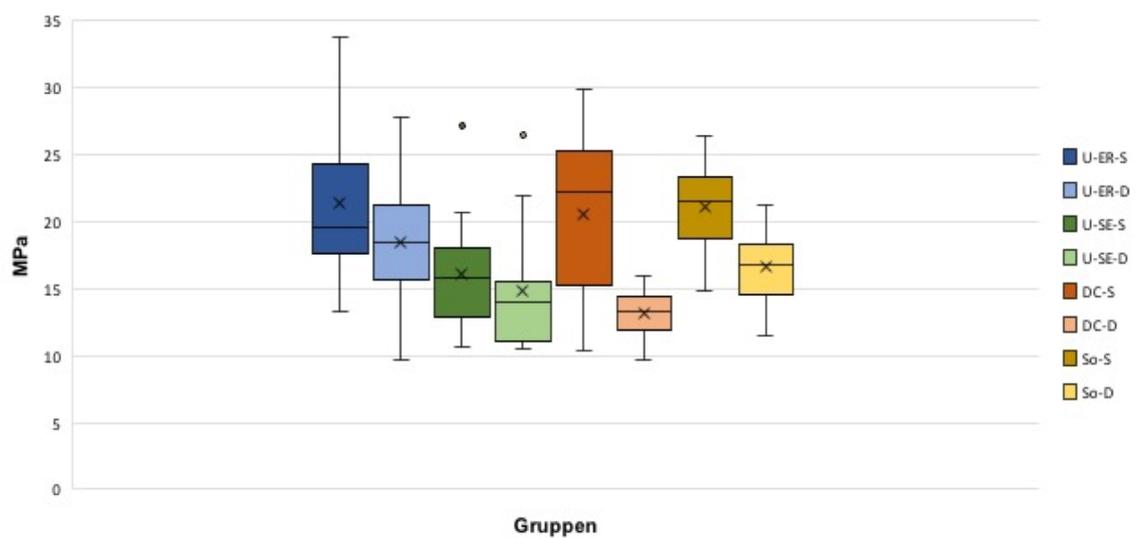


Abbildung 7: Boxplot-Diagramm zu den Ergebnissen auf Schmelz und Dentin

Dieses weitere Diagramm stellt die auf Dentin und auf mit Desensitizer vorbehandeltem Dentin erzielten Ergebnisse gegenüber.

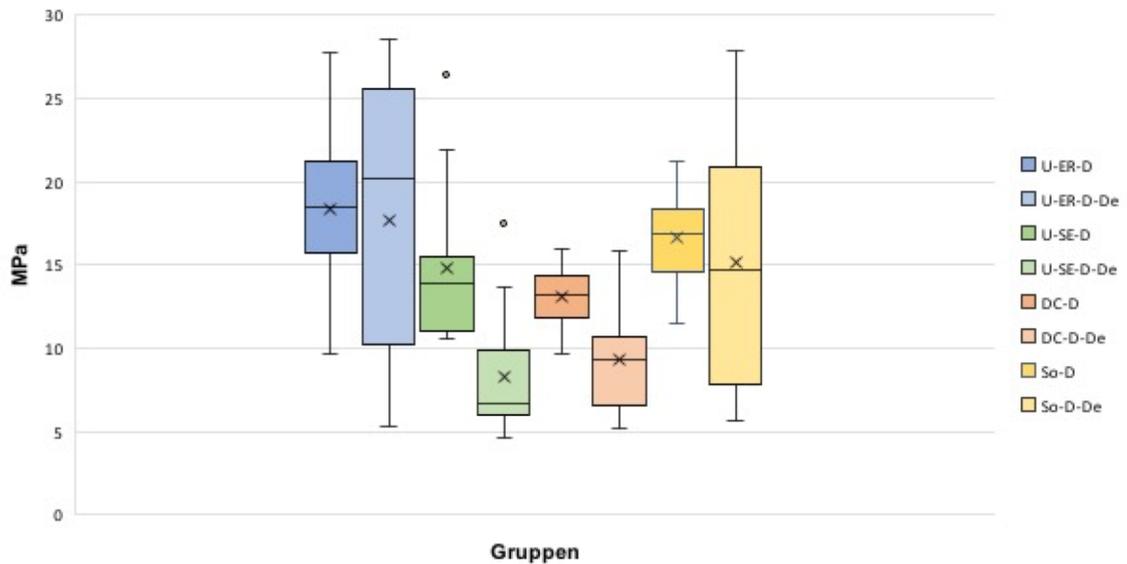


Abbildung 8: Boxplot-Diagramm zu den Ergebnissen auf Dentin und mit Desensitizer behandeltem Dentin

Die mittleren Zugfestigkeitswerte auf Schmelz liegen zwischen 21,45 MPa ( $\pm 5,86$  MPa) im Falle von Futurabond<sup>®</sup> U im Etch-and-Rinse-Modus (U-ER-S) und 16,09 MPa ( $\pm 4,32$  MPa) bei Futurabond<sup>®</sup> U im Self-Etch-Modus (U-SE-S). Auf Dentin liegen die Werte zwischen 18,42 MPa ( $\pm 5,01$  MPa) Futurabond<sup>®</sup> U im Etch-and-Rinse-Modus (U-ER-D) und 13,10 MPa ( $\pm 1,79$  MPa) bei Futurabond<sup>®</sup> DC (DC-D). Bei den Versuchsgruppen, bei denen zuvor das Dentin mit dem Desensitizer behandelt wurde, lagen die mittleren Werte zwischen 17,68 MPa ( $\pm 8,64$  MPa) bei im Etch-and-Rinse-Modus angewendeten Futurabond<sup>®</sup> U (U-ER-D-De) und bei 8,29 MPa ( $\pm 3,89$  MPa) im Self-Etch-Modus angewendeten Futurabond<sup>®</sup> U (U-SE-D-De).

Vergleicht man die Mittelwerte im Allgemeinen, wurden auf Schmelz mit Futurabond<sup>®</sup> U im Self-Etch-Modus (U-SE-S), Futurabond<sup>®</sup> U im Etch-and-Rinse-Modus (U-ER-S), Futurabond<sup>®</sup> DC (DC-S) und Solobond M (So-S) jeweils höhere Zugfestigkeitswerte erzielt als auf Dentin, das mit demselben Adhäsivsystem behandelt wurde (U-ER-D, U-SE-D, DC-D, So-D), und auf Dentin wiederum jeweils höhere Werte als auf Dentin, das zuvor mit Desensitizer behandelt wurde (U-ER-D-De, U-SE-D-De, DC-D-De, So-D-De). Des Weiteren ist zu beobachten, dass die im Etch-and-Rinse-Modus verwendeten Adhäsive - Futurabond<sup>®</sup> U und Solobond M - höhere Werte auf den jeweiligen Proben Schmelz und Dentin zeigen, als die im Self-Etch-Modus angewendeten Adhäsive -

Futurabond® U und Futurabond® DC - auf korrespondierendem Probenmaterial. Außerdem zeigt sich, dass die Adhäsive Futurabond® U (U-ER-D-De) mit 17,68 MPa ( $\pm$  8,64 MPa) und Solobond M (So-D-De) mit 15,12 MPa ( $\pm$  7,90 MPa), die im Etch-and-Rinse-Modus verwendet wurden, höhere Werte auf mit Desensitizer vorbehandeltem Dentin erzielten als Futurabond® U im Self-Etch-Modus (U-SE-D-De) mit 8,29 MPa ( $\pm$ 3,89 MPa) und das Self-Etch-Adhäsiv Futurabond® DC (DC-D-De) mit 9,26 MPa ( $\pm$  3,98MPa). Nach der vorherigen Anwendung des Desensitizers entspricht das, in Bezug auf die Mittelwerte, bei Futurabond® U in der Self-Etch-Anwendung einer relativen Reduktion der Zugfestigkeit um 44% und bei Futurabond® DC um 29% im Vergleich zu der mittleren Haftfestigkeit auf unbehandeltem Dentin. Die Haftkraftreduktion von Solobond M liegt lediglich bei 9%. Die Applikation des Desensitizers führte bei Futurabond® U im Etch-and-Rinse-Modus mit 4% zur geringsten relativen Reduktion.

## 4.1 Quantitative Analyse

## 4.1.1 Ergebnisse der Versuchsgruppen Futurabond® U im Etch-and-Rinse-Modus

Tabelle 9: Einzelmessungen in N und MPa von Futurabond® U Etch-and-Rinse

Probe	Schmelz		Dentin		Dentin mit Desensitizer	
	Kraft (N)	$\frac{\text{Kraft}}{\text{Fläche}}$ (MPa)	Kraft (N)	$\frac{\text{Kraft}}{\text{Fläche}}$ (MPa)	Kraft (N)	$\frac{\text{Kraft}}{\text{Fläche}}$ (MPa)
1	10,47	13,33	15,32	19,51	4,2	5,35
2	14,65	18,65	13,6	17,31	5,33	6,79
3	25,92	33	11,12	14,16	10,16	12,94
4	19,62	24,98	20,21	25,73	11,21	14,27
5	15,48	19,71	13,77	17,53	6,87	8,75
6	26,5	33,74	17,02	21,67	4,28	5,45
7	14,43	18,37	14,4	18,33	21,15	26,93
8	19,43	24,74	16,38	20,85	18,4	23,43
9	13,83	17,61	7,57	9,64	15,86	20,19
10	12,66	16,12	9,72	12,37	18,17	23,14
11	13,58	17,29	17,5	22,28	22,44	28,57
12	15,39	19,59	21,83	27,8	9,19	11,7
13	13,91	17,71	14,8	18,84	20,88	26,58
14	18,05	22,98	14,48	18,44	20,45	26,04
15	18,79	23,92	9,3	11,84	19,65	25,02

Bei der Untersuchung von Futurabond® U im Etch-and-Rinse-Modus ergab sich ein Mittelwert von 21,45 MPa auf Schmelz, von 18,42 MPa auf Dentin und von 17,68 MPa auf mit Desensitizer behandeltem Dentin. Die Standardabweichung betrug bei Schmelz 5,86 MPa, bei Dentin 5,01 MPa und bei mit Desensitizer behandeltem Dentin 8,64 MPa. Der höchste ermittelte Wert auf Schmelz mit Futurabond® U im Etch-and-Rinse-Modus war 33,74 MPa und der geringste 13,33 MPa. Der größte gemessene Haftwert auf Dentin betrug 27,8 MPa und der kleinste 9,63 MPa. Auf mit Desensitizer behandeltem Dentin betrug das Maximum 28,57 MPa und das Minimum 5,35 MPa.

## 4.1.2 Ergebnisse der Versuchsgruppen Futurabond® U im Self-Etch-Modus

Tabelle 10: Einzelmessungen in N und MPa von Futurabond® U Self-Etch

Probe	Schmelz		Dentin		Dentin mit Desensitizer	
	Kraft (N)	$\frac{\text{Kraft}}{\text{Fläche}}$ (MPa)	Kraft (N)	$\frac{\text{Kraft}}{\text{Fläche}}$ (MPa)	Kraft (N)	$\frac{\text{Kraft}}{\text{Fläche}}$ (MPa)
1	8,35	10,63	17,2	21,9	13,78	17,54
2	8,81	11,22	8,55	10,89	10,67	13,58
3	13,61	17,33	9,03	11,5	10,7	13,63
4	10,59	13,48	10,95	13,94	4,05	5,16
5	16,27	20,72	11,67	14,86	4,7	5,98
6	13,49	17,17	8,28	10,54	5,24	6,67
7	10,54	13,43	9,94	12,65	6,43	8,19
8	11,62	14,8	12,10	15,41	5,6	7,13
9	12,39	15,78	8,77	11,17	4,76	6,06
10	13,59	17,3	12,22	15,56	4,95	6,3
11	14,82	18,87	16,16	20,57	4,68	5,96
12	9,68	12,33	20,78	26,46	5,43	6,91
13	14,83	18,88	8,62	10,97	9,06	11,54
14	9,66	12,3	11,82	15,05	3,60	4,59
15	21,32	27,14	8,65	11,01	4,05	5,16

Bei der Untersuchung von Futurabond® U im Self-Etch-Modus zeigte sich ein Mittelwert auf Schmelz von 16,09 MPa bei einer Standardabweichung von 4,32 MPa, auf Dentin von 14,83 MPa bei einer Standardabweichung von 4,72 MPa und auf mit Desensitizer behandeltem Dentin von 8,29 MPa bei einer Standardabweichung von 3,89 MPa. Der Minimalwert bei Schmelz betrug 10,63 MPa und das Maximum 27,14 MPa. Auf Dentin wurde ein Maximalwert von 26,46 MPa ermittelt und ein Minimum von 10,54 MPa. Der kleinste gemessene Haftkraftwert auf mit Desensitizer behandeltem Dentin lag bei 4,59 MPa und größte bei 17,54 MPa.

## 4.1.3 Ergebnisse der Versuchsgruppen Futurabond® DC

Tabelle 11: Einzelmessungen in N und MPa von Futurabond® DC Self-Etch

Probe	Schmelz		Dentin		Dentin mit Desensitizer	
	Kraft (N)	$\frac{\text{Kraft}}{\text{Fläche}}$ (MPa)	Kraft (N)	$\frac{\text{Kraft}}{\text{Fläche}}$ (MPa)	Kraft (N)	$\frac{\text{Kraft}}{\text{Fläche}}$ (MPa)
1	19,93	25,37	10,41	13,25	4,32	5,5
2	14,13	17,99	8,74	11,13	8,41	10,71
3	12,21	15,55	9,22	11,74	12,43	15,83
4	23,49	29,91	11,33	14,43	8,36	10,65
5	17,59	22,4	10,11	12,88	6,15	7,83
6	19,72	25,11	7,61	9,69	4,97	6,33
7	11,53	14,68	9,7	12,35	7,32	9,32
8	22,42	28,55	9,42	12,0	7,56	9,63
9	12,62	16,07	10,93	13,92	5,22	6,64
10	8,18	10,41	10,57	13,46	5,09	6,48
11	19,38	24,68	8,66	11,03	11,22	14,28
12	21,68	27,61	12,34	15,71	9,84	12,53
13	11,85	15,09	11,47	14,61	6,17	7,86
14	17,41	22,17	11,26	14,34	4,12	5,24
15	10,59	13,48	12,51	15,93	7,96	10,13

Bei Futurabond® DC konnte auf Schmelz ein Mittelwert von 20,60 MPa, auf Dentin von 13,10 MPa und auf mit Desensitizer vorbehandeltem Dentin von 9,26 MPa festgestellt werden. Die Standardabweichung betrug bei Schmelz 6,19 MPa, bei Dentin 1,79 MPa und bei Dentin mit Desensitizer 3,18 MPa. Der Maximalwert auf Schmelz betrug 29,91 MPa und der Minimalwert 10,41 MPa. Bei den Dentinproben lag das Maximum bei 15,93 MPa und das Minimum bei 9,69 MPa. Der höchste ermittelte Wert auf mit Desensitizer behandeltem Dentin betrug 15,83 MPa und der niedrigste 5,24 MPa.

## 4.1.4 Ergebnisse der Versuchsgruppen Solobond M

Tabelle 12: Einzelmessungen in N und MPa von Solobond M Etch-and-Rinse

Probe	Schmelz		Dentin		Dentin mit Desensitizer	
	Kraft (N)	$\frac{\text{Kraft}}{\text{Fläche}}$ (MPa)	Kraft (N)	$\frac{\text{Kraft}}{\text{Fläche}}$ (MPa)	Kraft (N)	$\frac{\text{Kraft}}{\text{Fläche}}$ (MPa)
1	18,2	23,17	16,69	21,25	19,64	25,01
2	15,4	19,61	15,62	19,89	21,61	27,52
3	16,52	21,04	14,47	18,43	21,86	27,83
4	16,93	21,56	13,25	16,87	5,32	6,77
5	12,89	16,41	11,35	14,45	11,53	14,68
6	14,08	17,93	16,54	21,06	13,59	17,3
7	20,77	26,44	9,37	11,93	4,45	5,67
8	19,15	24,38	13,23	16,84	6,94	8,84
9	11,69	14,88	11,4	14,52	4,92	6,27
10	14,05	17,89	13,01	16,56	16,7	21,26
11	17,84	22,72	13,86	17,65	5,12	6,52
12	17,64	22,46	9,03	11,5	16,07	20,46
13	16,54	21,06	14,31	18,22	7,22	9,19
14	18,38	23,4	11,43	14,55	10,56	13,44
15	18,51	23,57	12,74	16,22	12,64	16,1

Bei den Versuchsreihen um Solobond M ergab sich ein Mittelwert von 21,10 MPa auf Schmelz mit einer Standardabweichung von 3,19 MPa, von 16,66 MPa auf Dentin bei einer Standardabweichung von 2,94 MPa und auf mit Desensitizer behandeltem Dentin von 15,12 MPa bei einer Standardabweichung von 7,90 MPa. Als Maximalwert bei Schmelz wurde 26,44 MPa und als Minimum 14,88 MPa gemessen. Das auf Dentin ermittelte Maximum lag bei 21,25 MPa und das Minimum bei 11,5 MPa. Der höchste Haftkraftwert auf mit Desensitizer behandeltem Dentin betrug 27,83 MPa und der geringste bei 5,67 MPa.

## 4.2 Statistische Auswertung

In der folgenden Tabelle sind die Ergebnisse des Tukey's Studentized Range Test aufgeführt. Die Ergebnisse, bei denen das Signifikanzniveau von 0,05 unterschritten wird, sind zur Hervorhebung grau hinterlegt.

Tabelle 13: Statistischer Vergleich der Versuchsgruppen, p-Werte des Tukey's Studentized Range Tests

	U-ER-S	U-ER-D	U-ER-D-De	U-SE-S	U-SE-D	U-SE-D-De	DC-S	DC-D	DC-D-De	So-S	So-D	So-D-De
U-ER-S		0,907	0,699	0,178	0,029	0,000	1,000	0,001	0,000	1,000	0,331	0,047
U-ER-D	0,907		1,000	0,986	0,762	0,000	0,992	0,186	0,000	0,959	0,999	0,847
U-ER-D-De	0,699	1,000		1,000	0,938	0,000	0,925	0,401	0,001	0,812	1,000	0,971
U-SE-S	0,178	0,986	1,000		1,000	0,003	0,424	0,914	0,021	0,264	1,000	1,000
U-SE-D	0,029	0,762	0,938	1,000		0,033	0,105	0,999	0,137	0,051	0,998	1,000
U-SE-D-De	0,000	0,000	0,000	0,003	0,033		0,000	0,326	1,000	0,000	0,001	0,020
DC-S	1,000	0,992	0,925	0,424	0,105	0,000		0,006	0,000	1,000	0,637	0,153
DC-D	0,001	0,186	0,401	0,914	0,999	0,326	0,006		0,677	0,002	0,769	0,996
DC-D-De	0,000	0,000	0,001	0,021	0,137	1,000	0,000	0,677		0,000	0,007	0,093
So-S	1,000	0,959	0,812	0,264	0,051	0,000	1,000	0,002	0,000		0,451	0,079
So-D	0,331	0,999	1,000	1,000	0,998	0,001	0,637	0,769	0,007	0,451		1,000
So-D-De	0,047	0,847	0,971	1,000	1,000	0,020	0,153	0,996	0,093	0,079	1,000	

Laut Tukey's Studentized Range Test ( $p < 0,05$ ) konnte bei der Verwendung von Futurabond® U zwischen der Self-Etch-Anwendung und dem Etch-and-Rinse-Modus sowohl auf Schmelz (U-ER-S und U-SE-S) als auch auf Dentin (U-ER-D und U-SE-D) kein signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) festgestellt werden. Jedoch wurde mit im Etch-and-Rinse-Modus verwendetem Futurabond® U signifikant höhere Werte ( $p < 0,05$ ) auf zuvor mit oxalathaltigen Crest® Sensi-Stop™ Strips behandeltem Dentin (U-ER-D-De) erzielt als mit Futurabond® U in der Self-Etch-Anwendung (U-SE-D-De). Futurabond® U im Etch-and-Rinse-Modus erzielt ebenfalls signifikant höhere Werte ( $p < 0,05$ ) auf mit Desensitizer vorbehandeltem Dentin (U-ER-D-De) als das Self-Etch-Adhäsiv Futurabond® DC (DC-D-De). Die zusätzliche Applikation des oxalathaltigen Desensitizers auf den Dentinproben führte lediglich bei Futurabond® U im Self-Etch-Modus (U-SE-D-De) zu signifikant geringeren Haftfestigkeitswerten ( $p < 0,05$ ) im Vergleich zu Futurabond® U auf Dentin ohne Desensitizerapplikation (U-SE-D). Bei allen anderen Versuchsgruppen bewirkte der Desensitizer keine signifikante Verschlechterung ( $p < 0,05$ ) im Vergleich mit den korrespondierenden Gruppen ohne Desensitizer (DC-D zu DE-D-De; So-D zu SO-D-De; U-ER-D zu U-ER-D-De). Futurabond® U wies im Etch-and-Rinse-Modus auf Dentin (U-ER-D) und im Self-Etch-Modus auf Dentin (U-SE-D) keine signifikanten ( $p < 0,05$ ) Unterschiede zu den anderen Haftvermittlersystemen auf Dentin auf (So-D und DC-D). Gleiches gilt für Futurabond® U in beiden Modi auf Schmelz (U-ER-S und U-SE-S) gegenüber Solobond M und Futurabond® DC auf Schmelz (So-S und DC-S).

## 5 Diskussion

In-vitro-Studien haben die Aufgabe klinische Gegebenheiten so gut wie möglich widerzuspiegeln. Sie sind jedoch nur als eine Annäherung an das tatsächliche klinische Materialverhalten zu verstehen, weil sich die Laborbedingungen entscheidend von der klinischen Situation der Mundhöhle und des stomatognathen Systems unterscheiden (Perdigão und Lopes, 1999).

### 5.1 Auswahl der Versuchszähne

Für die vorliegende Untersuchung wurden 180 humane, retinierte Weisheitszähne verwendet. Sie wurden ab dem Zeitpunkt der Extraktion in physiologischer Kochsalzlösung aufbewahrt. Physiologische Kochsalzlösung verändert weder die Eigenschaften der Zahnhartsubstanz (Haller et al., 1993), noch beeinflusst sie die Haftfestigkeitsuntersuchung und stellt somit ein geeignetes Lagermedium dar (Lee et al., 2007; Jaffer et al., 2009). Des Weiteren wurde durch die Lagerung in Flüssigkeit eine Austrocknung der Proben nach der Extraktion vermieden. Weil festgestellt wurde, dass bei einer Lagerzeit von bis zu 4 Wochen nach der Entfernung sich kein signifikanter Unterschied in der Haftung ergab (Blunck et al., 1990), wurden die Zähne maximal vier Wochen zur Versuchsdurchführung aufbewahrt.

Bei der vorliegenden Studie wurde allerdings das biologische Alter der Versuchszähne nicht dokumentiert und somit blieben physiologische Mineralisationsprozesse unberücksichtigt. Da es sich aber um vollretinierte dritte Molaren handelte, unterlagen sie vor der Extraktion keinem exogenen Einfluss und waren somit komplett kariesfrei. Nicht nur bei Dentin können kariöse Veränderungen zu einer Verringerung der Haftkraft führen (Schaller et al., 1998; Nakajima et al., 1999) sondern auch bei demineralisiertem Schmelz (Attin et al., 2012; Baysal und Uysal, 2012).

Retinierte Weisheitszähne weisen jedoch morphologische Unterschiede zu den übrigen Molaren auf. Zum einen haben sie erweiterte Kanallumina und zum anderen ist bei ihnen das peritubuläre Dentin weniger stark ausgeprägt (Finger, 1988). Dadurch lässt sich eine erhöhte Dentinpermeabilität vermuten, die mit verringerten Haftwerten einhergeht.

### 5.2 Probenherstellung und Probenvorbereitung

Bei der Herstellung der Dentinscheiben wurde eine einheitliche Probenstärke von  $3,5 \pm 0,2$  mm festgelegt, da bei einer Unterschreitung von 3 mm eine Verringerung der Haftwerte zu erwarten ist (Takemori et al., 1993). Ein weiterer Einfluss auf die Haftkraft

ist die Dentinschicht, in der Adhäsiv und Komposit aufgebracht werden. Sowohl die Anzahl als auch der Tubulusdurchmesser nehmen in Richtung Pulpa zu (Garberoglio und Brännström, 1976). Dadurch steigt auch die Permeabilität bei tieferen, pulpennahen Dentinschichten, was wiederum eine Verringerung der Haftwerte bei einer Verkleinerung des Abstandes zur Pulpa bewirkt (Tagami et al., 1990; Inoue et al., 2003). Um möglichst standardisierte Bedingungen zu schaffen wurde ein einheitlicher Abstand von  $1,5 \pm 0,2$  mm vom okklusalen Plateau zu den Pulpenhörnern festgelegt.

Die Präparation mit Schleifpapier oder Bohrern feiner Körnung bewirkt die Bildung einer schmalen Schmierschicht (Tani und Finger, 2002). In der Literatur gibt es verschiedene Aussagen darüber, ob die Breite der sogenannten „Smear layer“ die Haftkraft von selbststützenden Adhäsiven beeinflusst oder nicht. Während die eine Studie besagt, dass eine stark ausgeprägte Schmierschicht die Haftung negativ beeinflusst (Koibuchi et al., 2001), besagen andere, dass sie keinen signifikanten Einfluss auf die Haftung hat (Kenshima et al., 2005; Reis et al., 2005).

Um ein Überhitzen der Proben zu verhindern, aber auch um einer verstärkten Ausbildung der Schmierschicht und dessen eventuell negativen Einfluss auf die Haftkraft vorzubeugen, erfolgte die Präparation und der Planschliff der Proben unter permanenter Wasserkühlung (Tagami et al., 1991) und mittels Schleifpapier feiner Körnung. Obwohl durch das Schleifpapier die Nähe zu der klinischen Kavitätenpräparation mit einem diamantierten Schleifer verloren geht, führte es zu einer gleichmäßigen Oberflächenbeschaffenheit und einheitlichen Schmierschicht aller Schmelz- und Dentinproben. Außerdem sicherte es eine gänzlich ebene Fläche, die notwendig war, um ein nicht störungsfreies Sitzen der Metallhülse und so ein eventuelles Kippen mit vorzeitiger Kraftbeanspruchung vorzubeugen. Des Weiteren hätte eine unebene Fläche unter Umständen die Folge, dass das Kompositmaterial überpresst wird und so eine einheitliche Kontaktfläche von  $0,785 \text{ mm}^2$  nicht mehr gewährleistet wäre. Untersuchungen ergaben, dass die Präparation mit Schleifpapier eine geringere Ausbildung der Schmierschicht bewirkt, sie aber im Vergleich zu Präparation mit diamantierten Schleifern keinen signifikanten Einfluss auf die Haftkraft hat (Rocha et al., 2006; Pangrisomboon et al., 2007; Moura et al., 2009).

Um einheitliche Schmelzproben zu bekommen, die in die Versuchsanordnung platziert werden können, wurden die Schmelzscheiben mit ihrer Schmelzaußenseite nach oben zentriert in Technovit 4071 eingebettet. Die prismenfreie äußere Schmelzschicht wurde abpräpariert. Die Haftkraft von selbststützenden Adhäsiven fällt auf unbeschleunigtem Schmelz meist geringer aus als auf präpariertem Schmelz (Perdigão und Geradeli, 2003). Außerdem sollte der Empfehlung nach auf nicht präpariertem Schmelz die Dauer der Konditionierung von 30 Sekunden auf 60 Sekunden erhöht werden.

(Frankenberger et al., 2014). Der präparierte Schmelz lag so zentriert in der Probe, dass die im Durchschnitt 1 mm große Öffnung der Metallhülse in der Versuchsanordnung nur auf Schmelz platziert war.

### 5.3 Versuchsaufbau und Versuchsdurchführung

Zwei gängige Methoden bei In-vitro-Untersuchungen der Haftfestigkeit von Adhäsiven sind der Mikrozugversuch und der Scherversuch (Braga et al., 2010). In der vorliegenden Studie wurde ein axialer Mikrozugversuch zur Überprüfung der Verbundfestigkeit zwischen Adhäsiv und Zahnhartsubstanz durchgeführt. Dabei ermöglichte die angewendete Versuchsanordnung durch die Fixierung des Unterbaus und die starre Führung der Metallhülse eine einheitliche, senkrechte Krafteinwirkung auf die Verbundschicht. Für den Vergleich der Werte miteinander ist eine gleichartige Kraftbeanspruchung als unerlässlich zu erachten. Ein wichtiger Faktor, der Einfluss auf die Zugfestigkeit nimmt, ist die Verbundflächengröße, die bei einem Mikrozugversuch klein gehalten wird. Es wurde festgestellt, dass es bei kleineren Verbundflächen zu einer homogenen Lastverteilung kommt (Sano et al., 1994; Pashley et al., 1999), wodurch bei kleineren Flächen höhere Haftwerte erreicht werden (Phrukkanon et al., 1998; Goracci et al., 2004). Ein weiterer Vorteil des Mikrozugversuches ist, dass sich die Anzahl der kohäsiven Brüche bei der Versuchsdurchführung mit kleinen Verbundflächen verringert (Sano et al., 1994; Phrukkanon et al., 1998).

Noch ein weiterer einflussreicher Faktor bei der Versuchsdurchführung ist die Simulation der Dentinperfusion, da auf perfundierten Dentin geringere Haftwerte zu erwarten sind (Schaller et al., 1994; Hosaka et al., 2007). Die Simulation des in-vitro erzeugten intrapulpalen Drucks erfolgte mit physiologischer Kochsalzlösung. Der Druck wurde auf 30 cm Wassersäule festgelegt, was dem natürlich vorliegenden physiologischen Druck nachempfunden wurde (Perdigão et al., 2013). Obwohl die Perfusionssimulation die klinische Situation nachahmen soll, ist eine genaue Vortäuschung nicht gegeben, da die Zusammensetzung von physiologischer Kochsalzlösung und Dentinliquor, der ein Ultrafiltrat des Blutes darstellt (Maita et al., 1991), nicht gänzlich miteinander vergleichbar ist. In einigen Untersuchungen wird statt physiologischer Kochsalzlösung humanes oder bovines Serum als Perfusionsmedium verwendet, wobei eine deutliche Erhöhung der Haftfestigkeitswerte zu beobachten ist (Gernhardt et al., 2006; Nikaido et al., 1995).

In der Untersuchung wurden insgesamt drei verschiedene Haftvermittler verwendet. Bei Futurbond® U handelt es sich um ein aus zwei Komponenten bestehendes Universaladhäsiv. Dieses kann sowohl als selbstkonditionierender Haftvermittler

eingesetzt werden als auch als Etch-and-Rinse-Adhäsiv, dessen Applikation auf der Zahnhartsubstanz eine Phosphorsäureätzung voraus geht. Dem gegenübergestellt wurden die lange etablierten Systeme Futurabond<sup>®</sup>DC und Solobond M. Bei Solobond M handelt es sich um ein Ein-Komponenten System, bei dem eine vorherige Ätzung von Dentin und Schmelz notwendig ist und zum anderen bei Futurabond<sup>®</sup> DC um ein selbstätzendes Zwei-Komponenten System. Um ideale Ergebnisse zu erlangen, erfolgten die Konditionierung, Applikation und Polymerisation streng nach Herstellerangaben (Gleixner et al., 2006). Bei der Konditionierung der Dentinproben mit Phosphorsäure wurden die Adhäsive mit der sogenannten „wet-bonding“ Technik verarbeitet. Das heißt ein Übertrocknen der Proben wurde vermieden, da dies zu einem Kollaps des zuvor freigelegten Kollagenetzwerkes führen kann, was wiederum eine suffiziente Penetration der amphiphilen Moleküle des Adhäsivs (z.B. HEMA) verhindert. Gerade alkoholhaltige oder acetonhaltige Adhäsive (wie Solobond M) sind auf getrocknetem Dentin weniger wirksam (Frankenberger, 2013).

Als Komposit wurde ausschließlich Grandio<sup>®</sup>SO der Farbe A2 verwendet, um eventuell unterschiedliche Auswirkungen durch verschiedene Materialzusammensetzung und Polymerisationsraten auf die Haftkraft zu vermeiden (Benetti et al., 2007). Außerdem handelt es sich bei Grandio<sup>®</sup> SO um ein lighthärtendes Kompositmaterial, denn bei der Verwendung von Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven in Kombination mit chemisch-/dualhärtenden Kompositen kann es zu einer Reduktion der Haftwerte kommen (Cheong et al., 2003; Tay et al., 2004). Des Weiteren wurde es mit Hilfe der Inkrementtechnik in 2 Lagen von maximal 1,5 mm Dicke in der Metallhülse auf die Proben geschichtet. Dadurch soll zum einen die Polymerisationsspannung reduziert (Nikolaenko et al., 2004) und zum anderen die vollständige Aushärtung des Komposits gewährleistet werden. Jedes Inkrement wurde standardisiert ausgehärtet. Dabei wurde, um den Einfluss verschiedener Lichtintensitäten unterschiedlicher Lampen auf die Zugfestigkeit auszuschließen (Miyazaki et al., 1995), eine Polymerisationslampe mit gleichbleibender Intensität verwendet. Eine Untersuchung des Einflusses der Lichtintensität auf die Aushärtungscharakteristika von photopolymerisierenden Kompositen ergab, dass bei einer Polymerisationszeit von 40 Sekunden Lampen mit einer Intensität von 900 - 1500 mW/cm<sup>2</sup> die besten Ergebnisse erzielten (Kassim et al., 2012). Daher wurde für die Untersuchung eine Polymerisationslampe mit einer Leistung von 1200 mW/cm<sup>2</sup> gewählt. Da der Lichtleiter der Lampe aufgrund der Ausdehnung der Metallhülse nicht unmittelbar an das Komposit gehalten werden konnte, wurde die Polymerisationszeit auf 120 Sekunden erhöht, um eine komplette Aushärtung zu garantieren.

Bei den Crest® Sensi-Stop™ Strips handelt es sich um einen potassiumoxalatbasierten Desensitizer, der zur häuslichen Anwendung gedacht ist. Auf der Dentinoberfläche und in den Tubuli reagiert das Oxalat mit dem Kalzium des Dentins zu Kalziumoxalat, was einen Verschluss der Dentinkanäle bewirkt (Porto et al., 2009). In dieser Studie wurde die Soforthaftung getestet. Die Querhauptgeschwindigkeit betrug bei der Durchführung des Zugversuchs 1mm/min. Der gesamte Versuchsablauf sowie die Probenherstellung wurde von einer Prüfperson durchgeführt.

#### 5.4 Diskussion der Ergebnisse

In der vorliegenden Studie wurden die Zugfestigkeitswerte von dem Universaladhäsiv Futurabond®U auf humanem Schmelz und Dentin im Self-Etch- und Etch-and-Rinse-Modus untersucht und deren Haftwerte wiederum mit denen des selbstätzenden Adhäsivs Futurabond® DC und mit dem in der Etch-and-Rinse-Technik verwendeten Solobond M verglichen. Außerdem wurde der Einfluss des oxalathaltigen Desensitizers Crest® Sensi-Stop™ Strips auf die Zugfestigkeit dieser Adhäsive getestet. In allen Versuchsgruppen konnten Haftwerte gemessen werden.

##### 5.4.1 Einfluss der Adhäsivsysteme

Universaladhäsive ermöglichen dem Behandler die Freiheit, ob sie je nach klinischer Situation oder persönlicher Präferenz dasselbe Adhäsiv selbstätzend oder im Etch-and-Rinse-Modus anwenden beziehungsweise die selektive Schmelzätzung durchführen. Des Weiteren reduzieren Universaladhäsive die Techniksensitivität und Fehleranfälligkeit und bilden eine chemische Haftung zum Dentin aus (Frankenberger et al., 2015).

Das Universaladhäsiv Futurabond® U hat in dieser Studie sowohl auf Schmelz (21,45 MPa ( $\pm$  5,86 MPa)) als auch auf Dentin (18,42 MPa ( $\pm$  5,01 MPa)) im Etch-and-Rinse-Modus höhere Werte erzielt als in der Self-Etch-Anwendung auf korrespondierender Zahnhartsubstanz (Schmelz: 16,09 MPa ( $\pm$  4,32 MPa); Dentin: 14,83 MPa ( $\pm$  4,72)). Beim statistischen Vergleich ergab sich aber kein signifikanter Unterschied der Ergebnisse. Grundlegend für die Haftung auf Schmelz ist die durch Säurebehandlung geschaffene vergrößerte Oberfläche, die die für die Schmelzhaftung ausschlaggebende mikromechanische Verankerung ermöglicht (Van Meerbeek et al., 2003a). Dabei sollen die besten Resultate mit 30-40 %iger Phosphorsäure erzielt werden (Swift et al., 1995), wie sie bei Etch-and-Rinse-Adhäsiven verwendet wird. Selbstätzende

Adhäsive hingegen beinhalten saure Primer und Monomermischungen, durch die sie in der Lage sind ein Ätzmuster im Schmelz hervorzurufen (Van Meerbeek et al., 2003b). Des Weiteren entfernen selbstätzende Adhäsive im Gegensatz zu Etch-and-Rinse-Präparaten die Schmierschicht nicht vollständig, sondern lösen diesen nur an und modifizieren sie (Oliveira et al., 2003). Man kann selbstkonditionierende Adhäsive je nach ihrem Ätzvermögen in Adhäsive mit starker ( $\text{pH} < 1$ ), moderater ( $\text{pH} \approx 1,5$ ), milder ( $\text{pH} \approx 2$ ) und sehr milder ( $\text{pH} \geq 2,5$ ) Wirkung einteilen (Van Meerbeek et al., 2010). Das Ausmaß und die Tiefe des erzeugten Ätzmusters haben dabei Einfluss auf die Haftfestigkeit des Verbunds. Ein Problem der Self-Etch-Systeme ist, dass ihr erzeugtes Ätzmuster deutlich schwächer ausgeprägt ist und sie schlechtere Resultate erzielen als nach Phosphorsäurekonditionierung (Rotta et al., 2007; Moura et al., 2009). Des Weiteren konnte in Studien gezeigt werden, dass eine vorherige Konditionierung des Schmelzes mit Phosphorsäure die Wirkung von Self-Etch-Adhäsiven verbessert (Van Landuyt et al., 2006; Rotta et al., 2007). Das Universaladhäsiv Futurabond® U enthält als saures Monomer 10-Methacryloyloxy-decyldihydrogenphosphat (MDP) und zählt mit einem pH-Wert von 2,3 zu den „milden“ Universaladhäsiven. MDP ist zum einen für die Konditionierung der Zahnhartsubstanz verantwortlich, zum anderen bildet es eine ionische Bindung zum Kalzium des Hydroxylapatits aus und erzeugt mit ihm wasserunlösliche Kalziumsalze (Yoshida et al., 2004). In den Studien von Hanabusa et al. (2012), de Goes et al. (2014) und Vermelho et al. (2017) wurden bei der in-vitro Untersuchung von Universaladhäsiven auf Schmelz signifikant bessere Zugwerte im Etch-and-Rinse-Modus festgestellt als in der selbstätzenden Anwendung (de Goes et al., 2014; Hanabusa et al., 2012; Vermelho et al., 2017). Diese Ergebnisse können in der vorliegenden Studie nicht bestätigt werden. Die Haftwerte in der Self-Etch-Anwendung sind zwar ebenfalls geringer, aber der Unterschied zwischen den beiden Verarbeitungsmethoden ist nicht signifikant. Grund für die Diskrepanz kann natürlich der Unterschied in den Studiendesigns sein, aber auch an der Tatsache liegen, dass in den genannten Untersuchungen nicht Futurabond® U getestet wurde und sich die Universaladhäsive in ihrer spezifischen Materialzusammensetzung unterscheiden. Torres et al. (2017) untersuchten auf bovinem Schmelz und Dentin neben Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, D) ebenfalls die Zugfestigkeit von Futurabond® U. Hier zeigte sich kein signifikanter Unterschied der beiden Verarbeitungsvarianten bei der Dentin- und Schmelzhaftung, aber leicht geringere Werte bei der Self-Etch-Anwendung, was das Ergebnis der vorliegenden Untersuchung bestätigt. Wie bereits erwähnt bindet MDP chemisch an das Kalzium des Hydroxylapatits. Demnach liegt die Vermutung nahe, dass gerade am Schmelz,

der hauptsächlich aus Hydroxylapatit besteht, MDP zu einer besseren Haftung führt. Dies scheint aber nicht der Fall zu sein. Hanabusa et al. (2012) vermuten, dass dies nicht zustande kommt, da phosphatbasierte Monomere bevorzugt an der Längsseite der Hydroxylapatitkristalle mit Kalzium chemisch interagiert (Hanabusa et al., 2012). Insgesamt besteht kein signifikanter Unterschied für Futurabond® U in der Haftfestigkeit zwischen Schmelz und Dentin, weder für die Self-Etch- noch für die Etch-and-Rinse-Anwendung.

Dass in dieser Untersuchung in Bezug auf die Dentinhaftung des Universaladhäsivs kein signifikanter Unterschied zwischen der selbstätzenden und Etch-and-Rinse-Anwendung besteht, bestätigt sich mehrfach in der Literatur (Hanabusa et al., 2012; Marchesi et al., 2014; Vermelho et al., 2017). In einer Studie von Chen et al. (2015) wurde die Mikrozugfestigkeit von insgesamt fünf verschiedenen Universaladhäsiven, darunter auch Futurabond® U, im Self-Etch- und Etch-and-Rinse-Modus untersucht. Auf Dentin ergab sich für keines der Adhäsive ein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Verarbeitungsformen (Chen et al., 2015). Diese Ergebnisse bestätigen sich in einer weiteren gut vergleichbaren Untersuchung von Wagner et al. (2014). Die Ergebnisse ergaben ebenfalls, dass kein signifikanter Unterschied in der Zughaftung zwischen den beiden Anwendungsmethoden auf Dentin vorhanden ist. Die Arbeitsgruppe untersuchte neben All-Bond Universal® (BISCO Dental Products, Schaumburg, USA) und Scotchbond™ Universal (3M ESPE, Seefeld, D) ebenfalls Futurabond® U. Außerdem verwendete die Studie deckungsgleich mit der hier vorliegenden Grandio® SO als Kompositmaterial und als Adhäsiv für die Kontrollgruppe unter anderem Futurabond® DC. Laut der Autoren gab es außerdem auch keinen signifikanten Unterschied in der Sofortbelastung zwischen den erzielten Werten von Futurabond® DC und dem selbstätzend angewendeten Futurabond® U (Wagner et al., 2014), was ebenfalls das Ergebnis dieser Studie bestätigt. Futurabond® DC erzielte auf Schmelz mit 20,60 MPa ( $\pm$  6,19 MPa) allerdings deutlich höhere Werte als Futurabond® U mit 16,09 MPa ( $\pm$  4,32 MPa). Bei beiden handelt es sich um Zwei-Komponenten Adhäsive, die in einem Schritt auf die Zahnhartsubstanz aufgebracht werden. Ein unterschiedliches Merkmal ist der pH-Wert. Der pH-Wert von Futurabond® DC liegt bei 1,5 und zählt damit nach der oben genannten Einteilung zu den selbstätzenden Adhäsiven mit moderater Ätzwirkung. Ein niedriger pH-Wert besitzt grundsätzlich eine höhere Ätzkapazität und erzeugt ein stärkeres retentives Muster im Schmelz (Grégoire und Ahmed, 2007), was ein möglicher Erklärungsansatz für die leicht höheren Werte von Futurabond® DC zu sein scheint. Ebenfalls kein signifikanter Unterschied besteht zwischen den ermittelten Werten zwischen Solobond M und im

Etch-and-Rinse-Modus angewendetem Universaladhäsiv. Ein Unterschied zu den getesteten konventionellen Haftvermittlersystemen in ihrer Zugfestigkeit konnte also nicht festgestellt werden.

Wie bereits erwähnt kann Futurabond® U aufgrund des funktionellen Monomers MDP chemisch am Hydroxylapatit des Dentins binden. Durch milde Self-Etch-Adhäsive wird das Dentin nur unvollständig demineralisiert, wodurch Hydroxylapatit am Kollagen zur chemischen Interaktion zur Verfügung bleibt (Yoshida et al., 2004). Das Monomer bindet allerdings nicht nur chemisch am Hydroxylapatit, sondern bildet außerdem auch selbst Nanoschichten (Yoshihara et al., 2010). Diese schützen durch ihre stark hydrophoben Eigenschaften die Hybridschicht vor dem hydrolytischem Abbau (Yoshida et al., 2012). Alles in allem zeigt MDP als funktionelles Monomer in Adhäsiven auch aufgrund seiner geringen Löslichkeit des von ihm gebildeten Kalziumsalses eine sehr wirkungsvolle und anhaltende Bindung am Dentin (Yoshida et al., 2004).

Insgesamt kann in dieser Studie festgestellt werden, dass Futurabond® U als universelles Adhäsiv sowohl auf Schmelz als auch auf Dentin in beiden Verarbeitungsvarianten und im Vergleich zu den getesteten konventionellen Haftvermittlersystemen vielversprechende Haftfestigkeitswerte zeigt. Insgesamt hat die Entscheidung in welcher Verarbeitungsform man das Universaladhäsiv anwendet, keinen signifikanten Einfluss auf die Haftung. Jedoch stellt, wie bereits von vielen anderen Autoren empfohlen (Oliveira et al., 2003; Haller und Merz, 2016) die zusätzliche Phosphorsäurekonditionierung die maximale Schmelzhaftung sicher.

#### 5.4.2 Einfluss des Desensitizers

In dieser Studie wurden bei allen Adhäsivgruppen mit Desensitizer geringere Werte gemessen als ohne, aber lediglich bei Futurabond® U im Self-Etch Modus führte es zu signifikant schlechteren Werten. Weiterhin fällt auf, dass bei dem selbstätzenden Adhäsiv Futurabond® DC und beim selbstätzend angewendeten Futurabond® U der Abfall der Werte am größten zu verzeichnen ist. Des Weiteren weist Futurabond® U in der selbstätzenden Anwendung signifikant schlechtere Ergebnisse nach der Desensitizerbehandlung auf als Futurabond® U im Etch-and-Rinse-Modus.

Oxalatbasierte Desensitizer reduzieren die Dentinpermeabilität freiliegender Dentinkanäle (Pashley und Galloway, 1985; Muzzin und Johnson, 1989). Dabei reagiert das Oxalat mit den Kalziumionen des Dentins und des Dentinliquors und bildet Kalziumoxalatkristalle (Pashley et al., 1993; Gillam et al., 2001). Durch die säure-resistenten Kristalle wird die Infiltration des Etch-and-Rinse-Adhäsivs in die

demineralisierte Kollagenmatrix erschwert, was zu einer schlechteren Haftung führt (Pashley et al., 1993).

Eine Untersuchung der Mikrozugfestigkeit mit einem Etch-and-Rinse-Adhäsiv ergab, dass die Haftung im Vergleich zu der unbehandelten Kontrollgruppe signifikant herabgesetzt war, wenn die kunststofffreien oxalatbasierten Desensitizer vor der Dentinkonditionierung aufgebracht wurden. Bei den Messungen, bei denen die kunststofffreien Desensitizer nach dem Ätzen aufgetragen wurden, zeigte sich hingegen kein signifikanter Unterschied zu der Kontrollgruppe. Die anschließende transmissionselektronenmikroskopische Untersuchung zeigte, dass bei Proben, bei denen der Desensitizer auf ungeätzttem Dentin aufgebracht wurde, eine Schicht von säureresistenten Präzipitaten an der Dentinoberfläche verblieben sind und lediglich einige wenige Kristalle in den mit Adhäsiv infiltrierten Tubuli und in der Hybridschicht zu sehen waren. Proben, bei denen der oxalatbasierte Desensitizer auf zuvor konditioniertem Dentin aufgetragen wurde, befanden sich die Kristalle vor allem 3-7 µm tief in den Tubuli und weniger an den Kanaleingängen und an der Dentinoberfläche. Durch die vorherige Konditionierung werden die Kalziumionen oberflächlich dezimiert und das Oxalat reagiert erst tiefer in den Tubuli, wenn wieder Kalziumionen zur Reaktion zu Kalziumoxalatkristallen zur Verfügung stehen. (Tay et al., 2003).

Damit bestätigt die Studie von Tay et al. (2003) die Untersuchung von Pashley et al (2001), dass im Falle von zuvor geätzttem Dentin oxalathaltige Desensitizer keinen signifikanten Einfluss auf die Haftung ausüben und dass das Adhäsiv nicht an der Ausbildung der typischen Hybridschicht und Tags gehindert wird, gleichzeitig aber eine Okklusion der Tubuli gegeben ist (Pashley et al., 2001).

Aranha et al. (2006) untersuchten die Zugfestigkeit eines Etch-and-Rinse Adhäsivs nach der Behandlung mit den Desensitizern Gluma<sup>®</sup> und Oxa-Gel<sup>®</sup> und nach einer Laseranwendung. Dabei wurden die Desensitizer vor der Phosphorsäurekonditionierung auf die bovinen Dentinproben aufgebracht. Auch hier bestätigte sich, dass es durch den oxalathaltigen Desensitizer zu signifikant geringeren Zugwerten im Vergleich zu der Kontrollgruppe kommt. Gluma<sup>®</sup> zeigte hingegen keinen signifikanten Einfluss. Hier ergab die elektronenmikroskopische Untersuchung einen verbreiterten Spalt zwischen Dentin und Kompositaufbau im Vergleich zu der unbehandelten Kontrollgruppe. Vermutet wird, dass bei ungeätzttem Dentin durch die gebildete, säureresistente Schicht von Kalziumoxalatkristallen der Ätzvorgang behindert wird und es dadurch zu einer weniger suffizienten Ausbildung der Hybridschicht kommt (Aranha et al., 2006). Die Ergebnisse können in dieser Studie nicht bestätigt werden. Sowohl der Versuchsaufbau als auch die verwendeten Materialien und getesteten oxalat-

basierten Desensitizer der aufgeführten Untersuchungen unterschieden sich von der hier vorliegenden Studie, was einen gänzlichen Vergleich nicht zulässt. In der vorliegenden Studie führte die Behandlung mit Desensitizer bei den im Etch-and-Rinse Modus verwendeten Adhäsiven Futurabond® U und Solobond M zwar zu einer leichten Verringerung der Haftwerte, aber zu keiner signifikanten. Da es sich bei den Crest® Sensi-Stop™ Strips, um ein Produkt handelt, das der häuslichen Anwendung dient, ist es möglich, dass die Konzentration des Oxalates nicht so hoch ist wie in Produkten, die in der zahnärztlichen Praxis angewendet werden. Demnach kann es sein, dass die Ausbildung von Kalziumoxalatkristallen herabgesetzt war und dementsprechend die negative Wirkung auf die Haftung nicht so stark ausgeprägt ist.

In der Literatur existieren derzeit kaum Untersuchungen bezüglich der Haftwerte von Self-Etch-Adhäsiven beziehungsweise von Universaladhäsiven in der Self-Etch-Anwendung auf zuvor mit oxalatbasiertem Desensitizer behandelten Dentin. In einer Untersuchung von Arisu et al. (2011) wurde die Mikrozugfestigkeit des selbstätzenden Zwei-Schritt Adhäsives Clearfil™ SE Bond (Kuraray, Osaka, Japan) nach der Behandlung verschiedener Desensitizer getestet. Unter anderem handelte es sich um BisBlock™ (Bisco Inc, Schaumburg, IL, USA). Der oxalathaltige Desensitizer wurde nach der Konditionierung mit Phosphorsäure auf das Dentin aufgebracht, woraufhin das Adhäsiv appliziert wurde. Mit BisBlock™ behandelte Proben erzielten signifikant geringere Haftwerte als die Kontrollgruppe ohne Desensitizer. Die Autoren vermuten, dass der Primer von Clearfil™ SE Bond nicht in der Lage ist die Kristalle auf der Dentineoberfläche zu entfernen (Arisu et al., 2011). Der pH-Wert des sauren Primers von Clearfil™ SE Bond liegt bei ca. 2,5 und gilt wie Futurabond® U als mild. Wie bereits beschrieben haben selbstätzende Adhäsive beziehungsweise Universaladhäsive, die selbstätzend angewendet werden, eine geringere Azidität als die Phosphorsäure, die bei Etch-and-Rinse Adhäsiven angewendet wird. Es ist also plausibel, dass die säureresistenten Kalziumoxalatkristalle von selbstätzenden Adhäsiven nicht ausreichend entfernt werden und der Verbund dadurch beeinträchtigt wird. Der niedrigere pH-Wert von Futurabond® DC gegenüber Futurabond® U könnte der Grund sein, dass es lediglich bei Futurabond® U zu signifikant niedrigeren Werten nach Desensitizerbehandlung kommt im Vergleich zu unbehandeltem Dentin.

Insgesamt lässt sich aus dieser Untersuchung schlussfolgern, dass der dipotassiumoxalathaltige Desensitizer nur im Falle der Self-Etch-Anwendung bei Futurabond® U signifikanten Einfluss auf die Haftkraft hat. Auf die im Etch-and-Rinse Modus angewendeten Adhäsive und dem mittelstarken Futurabond® DC hatte der Desensitizer keinen signifikanten Einfluss. Da die Werte von dem selbstätzend

angewendetem Futurabond® U signifikant geringer ausfallen als in der Etch-and-Rinse-Anwendung, ist zu empfehlen, das Universaladhäsiv bei vorheriger Behandlung mit einem oxalatbasiertem Desensitizer im Etch-and-Rinse-Modus anzuwenden.

## 6 Zusammenfassung

Mit Adhäsivsystemen hat man im zahnärztlichen Praxisalltag täglich Kontakt. Auf dem aktuellen Dentalmarkt gibt es eine Vielzahl an verschiedenen Systemen mit unterschiedlichen Handhabungs- und Einsatzmöglichkeiten. Für viele Behandler stellt sich daher die Frage, welches Produkt für sie am besten und geeignetsten ist, mit welchem die besten Ergebnisse mit möglichst wenig Aufwand und Zeit erzielt werden können und ob für verschiedene Ausgangssituationen eventuell mehrere verschiedene Produkte verwendet werden müssen. Ein häufig zusätzliches Problem ist die Dentinhypersensibilität, unter der eine Vielzahl der Patienten leidet. Die verfügbaren Desensitizer sollen dabei nach Möglichkeit die Haftung der Adhäsivsysteme nicht negativ beeinflussen.

Deshalb war es das Ziel dieser in-vitro Untersuchung die Mikrozugfestigkeit eines universellen Dentinhaftvermittlers (Futurabond<sup>®</sup> U, Voco, Cuxhaven, D) sowohl in der Self-Etch-Anwendung als auch im Etch-and-Rinse-Modus auf humanem Schmelz und Dentin zu bestimmen und diese Ergebnisse mit einem konventionellen Etch-and-Rinse System (Solobond M, Voco, Cuxhaven, D) und Self-Etch-System (Futurabond<sup>®</sup> DC, Voco, Cuxhaven, D) zu vergleichen. Des Weiteren wurde der Einfluss eines oxalathaltigen Desensitizers (Crest<sup>®</sup> Sensi-Stop<sup>™</sup> Strips, The Procter & Gamble Company, Cincinnati, USA) auf die Mikrozugfestigkeit der Haftvermittlersysteme evaluiert.

Bei der Untersuchung wurden insgesamt 180 kariesfreie, retinierte dritte Molaren verwendet, die ab dem Zeitpunkt der Extraktion in physiologischer Kochsalzlösung gelagert wurden. Unter standardisierten Bedingungen wurden aus 120 von ihnen Dentinproben und aus den restlichen 60 Schmelzproben hergestellt. Die Proben wurden randomisiert auf die insgesamt 12 Versuchsgruppen aufgeteilt. Gruppe 1-3 untersuchte die Mikrozugfestigkeit von Futurabond<sup>®</sup> U im Etch-and-Rinse-Modus auf Schmelz (Gruppe 1: U-ER-S), auf Dentin (Gruppe 2: U-ER-D) und auf mit Desensitizer vorbehandeltem Dentin (Gruppe 3: U-ER-D-De). Bei den Gruppen 3-6 wurde ebenfalls Futurabond<sup>®</sup> U allerdings im Self-Etch-Modus auf Schmelz (Gruppe 4: U-SE-S), auf Dentin (Gruppe 5: U-SE-D) und auf mit Desensitizer vorbehandeltem Dentin (Gruppe 6: U-SE-D-De) untersucht. Zur Gegenüberstellung ergaben sich dann jeweils 3 weitere Gruppen für Futurabond<sup>®</sup> DC (Gruppe 7: DC-S, Gruppe 8: DC-D; Gruppe 9: DC-D-De) und Solobond M (Gruppe 10: So-S, Gruppe 11: So-D, Gruppe 12: So-D-De). Bei 60 der 120 Dentinproben wurde vorab der Desensitizer appliziert. Die Aufbringung der einzelnen Adhäsivsysteme erfolgte streng nach Herstellerangaben, wobei bei den Dentinproben der physiologische intrapulpare Druck simuliert wurde. Nach der

vollständigen Polymerisation des Kompositmaterials (Grandio<sup>®</sup>SO, Voco, Cuxhaven, D) erfolgte der axiale Mikrozugversuch mit Hilfe der computergestützten Zwick Universalprüfmaschine vom Typ Z005. In allen der 12 Versuchsgruppen konnten Mikrozugfestigkeitswerte sowohl auf Schmelz als auch auf Dentin ermittelt werden. Bei der Auswertung der Ergebnisse konnte kein signifikanter Unterschied in der Höhe der Werte zwischen Futurabond<sup>®</sup> U in beiden Verarbeitungsvarianten festgestellt werden und auch im Vergleich zu den beiden anderen Haftvermittlersystemen ergab sich kein signifikanter Unterschied. Die zusätzliche Applikation des oxalathaltigen Desensitizers führte lediglich bei Futurabond<sup>®</sup> U im Self-Etch-Modus (U-SE-D-De) zu signifikant geringeren Werten ( $8,29 \text{ MPa} \pm 3,89 \text{ MPa}$ ) im Vergleich zu den Werten ohne zusätzliche Verwendung des Desensitizers (U-SE-D) ( $14,83 \text{ MPa} \pm 4,72 \text{ MPa}$ ). Bei allen anderen Gruppen führte die Anwendung des oxalathaltigen Desensitizers zu keinen signifikant verringerten Zugfestigkeitswerten im Vergleich zu den korrespondierenden Gruppen ohne Desensitizerapplikation.

Unter der Berücksichtigung einer in-vitro-Untersuchung kann zusammenfassend festgestellt werden, dass Futurabond<sup>®</sup> U sowohl auf Schmelz als auch auf Dentin in beiden Verarbeitungsvarianten und auch im Vergleich zu den getesteten konventionellen Haftvermittlersystemen vielversprechende Haftfestigkeitswerte zeigt. Der oxalathaltige Desensitizer scheint nur im Falle von im Self-Etch-Modus angewendeten Futurabond<sup>®</sup> U signifikanten Einfluss zu nehmen.

## 7 Literaturverzeichnis

Absi EG, Addy M, Adams D (1987) Dentine hypersensitivity. A study of the patency of dentinal tubules in sensitive and non-sensitive cervical dentine. *J Clin Periodontol* 14:280–284.

Alex G (2015) Universal adhesives: the next evolution in adhesive dentistry? *Compend Contin Educ Dent* 36:15-26.

Aranha ACC, Siqueira Junior ADS, Cavalcante LMA, Pimenta LAF, Marchi GM (2006) Microtensile bond strengths of composite to dentin treated with desensitizer products. *J Adhes Dent* 8:85–90.

Arisu H, Dalkıhç E, & Üçtaşlı M (2011) Effect of desensitizing agents on the microtensile bond strength of a two-step self-etch adhesive to dentin. *Oper Dent* 36:153–161.

Attin R, Stawarczyk B, Keçik D, Knösel M, Wiechmann D, Attin T (2012) Shear bond strength of brackets to demineralize enamel after different pretreatment methods. *Angle Orthodontist* 82:56–61.

Bartlett DW, Shah P (2006) A critical review of non-cariou cervical (wear) lesions and the role of abfraction, erosion, and abrasion. *J Dent Res* 85:306–312.

Bartold PM (2006) Dentinal hypersensitivity: a review. *Aust Dent J* 51:212–218.

Baysal A, Uysal T (2012) Do enamel microabrasion and casein phosphopeptide-amorphous calcium phosphate affect shear bond strength of orthodontic brackets bonded to a demineralized enamel surface? *Angle Orthod* 82:36–41.

Beier US, Kapferer I, Dumfahrt H, Gernhardt CR (2011) Dentinhypersensibilität – eine Übersicht, Teil 1: Theoretische Grundlagen, Ätiologie und Epidemiologie der Dentinhypersensibilität. *Stomatologie* 108:9–14.

Benetti AR, Asmussen E, Peutzfeldt A (2007) Influence of curing rate of resin composite on the bond strength to dentin. *Oper Dent* 32:144–148.

- Blunck U, Pohl M, Dieker A (1990) Time of extraction and cavity position in in-vitro tests of dentin adhesives. *Dtsch zahnarztl Z* 45:639–642.
- Boyde A: Enamel. In: Oksche A, Vollrath L (Hrsg): *Handbook of microscopic anatomy, Teeth*. Springer, Berlin, Heidelberg, 1989, pp. 309-473.
- Braga RR, Meira JBC, Boaro LCC, Xavier TA (2010) Adhesion to tooth structure: A critical review of “macro” test methods. *Dent Mater* 26:38–49.
- Brodowski D, Imfeld T (2003) Dentinüberempfindlichkeit - Eine Übersicht. *Schweiz Monatssch Zahnmed* 113:49–53.
- Buonocore MG (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34:849–853.
- Canadian Advisory Board on Dentin Hypersensitivity (2003) Consensus-based recommendations for the diagnosis and management of dentin hypersensitivity. *Journal (Canadian Dental Association)* 69:221–226.
- Chabanski MB, Gillam DG, Bulman JS, Newman HN (1997) Clinical evaluation of cervical dentine sensitivity in a population of patients referred to a specialist periodontology department: a pilot study. *J Oral Rehabil* 24:666–672.
- Chen C, Niu LN, Xie H, Zhang ZY, Zhou LQ, Jiao K, Chen JH, Pashley DH, Tay FR (2015) Bonding of universal adhesives to dentine – Old wine in new bottles? *J Dent* 43:525–536.
- Cheong C, King NM, Pashley DH, Ferrari M, Toledano M, Tay FR (2003) Incompatibility of self-etch adhesives with chemical/dual-cured composites: two-step vs one-step systems. *Oper Dent* 28:747–755.
- Chow LC, Brown WE (1973) Phosphoric Acid Conditioning of Teeth for Pit and Fissure Sealants. *J Dent Res* 52:1158–1158.
- Dababneh R, Khouri A, Addy M (1999) Dentine hypersensitivity — an enigma? a review of terminology, mechanisms, aetiology and management. *Br Dent J* 187:606–611.

Darling AI, Mortimer KV, Poole DFG, Ollis WD (1961) Molecular sieve behaviour of normal and carious human dental enamel. *Arch Oral Biol* 5:251–273.

Davari A, Ataei E, Assarzadeh H (2013) Dentin hypersensitivity: etiology, diagnosis and treatment; a literature review. *J Dent* 14:136–145.

de Goes MF, Shinohara MS, Freitas MS (2014) Performance of a new one-step multi-mode adhesive on etched vs non-etched enamel on bond strength and interfacial morphology. *J Adhes Dent* 16:243–250.

de Oliveira da Rosa WL, Piva E, da Silva AF (2015) Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 43:765–776.

Derman SHM (2016) Überempfindliche Zähne bei Parodontitistherapie - Aktuelle Evidenz zu Prävalenz, Ätiologie und Therapieoptionen. *Quintessenz* 67:687–697.

Eick JD, Wilko RA, Anderson CH, Sorensen SE (1970) Scanning Electron Microscopy of Cut Tooth Surfaces and Identification of Debris by Use of the Electron Microprobe. *J Dent Res* 49:1359–1368.

Ekstrand KR, Zero DT: Die Ökologie der Mundhöhle. In: Meyer-Lückel H, Paris S, Ekstrand KR (Hrsg): *Karies: Wissenschaft und klinische Praxis*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 2012, S. 4–22.

Elkaffas AA, Hamama HHH, Mahmoud SH (2018) Do universal adhesives promote bonding to dentin? A systematic review and meta-analysis. *Restor Dent Endod* 43:e29.

Ernst CP (2015) Universaladhäsive-Universelle Problemlöser für alles? *ZMK* 31:620–629.

Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL (1987) Setting Stress in Composite Resin in Relation to Configuration of the Restoration. *J Dent Res* 66:1636–1639.

Finger WJ (1988) Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent* 1:184–188.

Firouzmandi M, Valipour F, Roshanzamir M, Mobaleghi T (2017) The effect of oxalate-based desensitizers on the microleakage and shear bond strength of resin modified glass ionomer. *J Clin Exp Dent* 9:1183–1188.

Frankenberger R: Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik. In: Hickel R, Kunzelmann KH, Lambrechts P, Perdigão J, Vanherle G, Van Meerbeek B, Frankenberger R, De Munck J (Hrsg.): *Die Adhäsivtechnologie: Ein Leitfaden für Theorie und Praxis*. 3M ESPE AG, Seefeld, 2001, S. 12–27.

Frankenberger R: *Adhäsiv-Fibel: Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg*. 3. überarb. Aufl. Spitta Verlag GmbH & Co. KG, Balingen, 2013, S. 32–84.

Frankenberger R, Heidemann D, Staehle HJ, Hellwig E, Blunck U, Hickel R (2014) Neue Begriffe in der restaurativen Zahnerhaltung. *Dtsch Zahnärztl Z* 69:722–734.

Frankenberger R, Krech M, Braun A, Roggendorf MJ (2015) Moderne Adhäsivsysteme. *Freie Zahnarzt* 59:53–57.

Frankenberger R, Tay FR (2005) Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 21:397–412.

Gängler P, Arnold WH: Struktur und Funktion des Gebisses und der Mundhöhle. In: Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M (Hrsg.): *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 2010, S.13–60.

Garberoglio R, Brännström M (1976) Scanning electron microscopic investigation of human dentinal tubules. *Arch oral Biol* 21:355–362.

Gernhardt CR (2013a) Das Phänomen Dentinhypersensibilität in der Praxis. Spitta Verlag GmbH & Co. KG. Online verfügbar unter [https://www.pnc-aktuell.de/parodontologie/story/das-phaenomen-dentinhypersensibilitaet-in-der-praxis-\\_\\_3461.html](https://www.pnc-aktuell.de/parodontologie/story/das-phaenomen-dentinhypersensibilitaet-in-der-praxis-__3461.html), zuletzt überprüft am 09.02.2019.

Gernhardt CR (2013b) How valid and applicable are current diagnostic criteria and assessment methods for dentin hypersensitivity? An overview. *Clin Oral Investig* 17:31–40.

Gernhardt CR, Bekes K, Fechner K, Schaller HG (2006) The influence of human plasma used for in vitro dentin perfusion on microtensile bond strength of 5 self-conditioning dentin adhesives. *Quintessence Int* 37:429–435.

Gernhardt CR, Rettig C, Schaller HG, Beier US (2011) Dentinhypersensibilität (DHS) – eine Übersicht, Teil 2: Verschiedene Behandlungsmethoden der Dentinhypersensibilität - eine Literaturübersicht. *Stomatologie* 108:15–24.

Giannini M, Makishi P, Ayres APA, Vermelho PM, Fronza BM, Nikaido T, Tagami J (2015) Self-etch adhesive systems: A literature review. *Br Dent J* 26:3–10.

Gillam DG (2013) Current diagnosis of dentin hypersensitivity in the dental office: an overview. *Clin Oral Investig* 17:21-29.

Gillam DG (2015) Management of Dentin Hypersensitivity. *Curr Oral Health Rep* 2:87–94.

Gillam DG, Chesters RK, Attrill DC, Brunton P, Slater M, Strand P, Whelton H, Bartlett, D. (2013) Dentine hypersensitivity – guidelines for the management of a common oral health problem. *Denl Update* 40:514–524.

Gillam DG, Mordan NJ, Sinodinou AD, Tang JY, Knowles JC, Gibson IR (2001) The effects of oxalate-containing products on the exposed dentine surface: an SEM investigation. *J Oral Rehabil* 28:1037–1044.

Gleixner H, Frankenberger R, Grützner AE, Boer WM (2006) Adhäsivtechnik in der direkten Füllungstherapie - Expertenzirkel um Dr. Pecanov- Schröder. *Dent Magazin* 2:14–40.

Goracci C, Sadek F, Monticelli F, Cardoso P, Ferrari M (2004) Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater* 20:643–654.

Greenhill JD, Pashley DH (1981) The effects of desensitizing agents on the hydraulic conductance of human dentin in vitro. *J Dent Res* 60:686–698.

Grégoire G, Ahmed Y (2007) Evaluation of the enamel etching capacity of six contemporary self-etching adhesives. *J Dent* 35:388–397.

Grégoire G, Guignes P, Millas A (2005) Effect of self-etching adhesives on dentin permeability in a fluid flow model. *J Prosthet Dent* 93:56–63.

Gwinnett AJ (1971) Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. *Arch Oral Biol* 16:731–738.

Halappa M, Roy P, Bharateesh J, Kashinath K (2015) Pro-Argin: A promising technology for dental hypersensitivity. *Indian J Multidiscip Dent* 5:68–71.

Haller B (2009) Die postoperative Hypersensibilität. *Zahnärztl Mitt* 99:44–56.

Haller B, Blunck U (2003) Übersicht und Bewertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztl Mitt* 7:48–64.

Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U (1993) Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 9:191–197.

Haller B, Merz A (2016) Neue Adhäsive - neue Möglichkeiten? *Bayerisches Zahnärztebl* 9:48–57.

Haller B, Merz A (2017). Standortbestimmung Universaladhäsive - Teil 2. Der Einfluss der Komposithärtung und die Haftung an Werkstücken: *zm-online*. *zm online* 107:66–83.

Hanabusa M, Mine A, Kuboki T, Momoi Y, Van Ende A, Van Meerbeek B, De Munck J (2012) Bonding effectiveness of a new „multi-mode“ adhesive to enamel and dentine. *J Dent* 40:475–484.

Hellwig E, Klimek J, Attin T: Mikroskopische Anatomie der Zahnhartsubstanz. In: Hellwig E, Klimek J, Attin T (Hrsg): Einführung in die Zahnerhaltung-Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2010a , S. 3–14.

Hellwig E, Klimek J, Attin T: Restaurationen mit plastischen Füllungsmaterial. In: Hellwig E, Klimek J, Attin T (Hrsg): Einführung in die Zahnerhaltung-Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2010b , S. 181–275.

Holland GR, Narhi MN, Addy M, Gangarosa L, Orchardson R (1997) Guidelines for the design and conduct of clinical trials on dentine hypersensitivity. *J Clin Periodont* 24:808–813.

Hosaka K, Nakajima M, Monticelli F, Carrilho M, Yamauti M, Aksornmuang J, Nishitani Y, Tay FR, Pashley DH, Tagami, J (2007) Influence of hydrostatic pulpal pressure on the microtensile bond strength of all-in-one self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 9:437–442.

Hülsmann M: Checklisten der Zahnmedizin - Endodontie. 1. Aufl. Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, 2008, S. 19–40.

Ikeda M, Kurokawa H, Sunada N, Tamura Y, Takimoto M, Murayama R, Ando S, Miyazaki M (2009) Influence of previous acid etching on dentin bond strength of self-etch adhesives. *Journal of oral science* 51:527–534.

Ingle JI, Glick DH: Differential Diagnosis and Treatment of Dental Pain. In: Ingle JI, Bakland LK (Hrsg.): Endodontics. BC Decker Inc., London - Hemilton, 2002, pp. 259–286.

Inoue S, Pereira PNR, Kawamoto C, Nakajima M, Koshiro K, Tagami J, Carvalho RM, Pashley DH, Sano, H (2003) Effect of depth and tubule direction on ultimate tensile strength of human coronal dentin. *Dent Mater J* 22:39–47.

Jaffer S, Oesterle LJ, Newman SM (2009) Storage media effect on bond strength of orthodontic brackets. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 136:83–86.

- Kassim BA, Kisumbi BK, Lesan WR, Gathece LW (2012) Effect of light intensity on the cure characteristics of photo-polymerised dental composites. *East Afr Med J* 89:159–165.
- Kenshima S, Reis A, Uceda-Gomez N, Tancredo LF, Filho LER, Nogueira FN, Loguercio AD (2005) Effect of smear layer thickness and pH of self-etching adhesive systems on the bond strength and gap formation to dentin. *J Adhes Dent* 7:117–126.
- Klimm HW: Struktur- und molekularbiologische Grundlagen der Endodontie. In: Wolfgang Klimm (Hrsg.): *Endodontologie: Grundlagen und Praxis*. Deutscher Zahnärzte Verlag, Berlin, 2003, S. 11–86.
- Koibuchi H, Yasuda N, Nakabayashi N (2001) Bonding to dentin with a self-etching primer: the effect of smear layers. *Dent Mater* 17:122–126.
- Lee JJ, Nettey-Marbell A, Cook A, Pimenta LAF, Leonard R, Ritter AV (2007) Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc* 138:1599–1603.
- Maita E, Simpson MD, Tao L, Pashley DH (1991). Fluid and protein flux across the pulpodentine complex of the dog in vivo. *Arch Oral Biol* 36:103–110.
- Månson-Rahemtulla B, Retief DH, Jamison HC (1984). Effect of concentrations of phosphoric acid on enamel dissolution. *J Prosthet Dent* 51:495–498.
- Manuja N, Nagpal R, Pandit IK (2012). Dental adhesion: mechanism, techniques and durability. *J Clin Pediatr Dent* 36:223–234.
- Marchesi G, Frassetto A, Mazzoni A, Apolonio F, Diolosa M, Cadenaro M, Di Lenarda R, Pashley DH, Tay F, Breschi L (2014) Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-year in vitro study. *J Dent* 42:603–612.
- Margeas R (2016) Universal adhesives: New realm of possibility. *Compend Contin Educ Dent* 37:720–721.
- Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M (1997). The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 25:441–458.

Miglani S, Aggarwal V, Ahuja B (2010) Dentin hypersensitivity: Recent trends in management. *J Conserv Dent* 13:218–224.

Milia E, Cumbo E, Cardoso RJA, Gallina G (2012) Current dental adhesives systems. A narrative review. *Curr Pharm Des* 18:5542–5552.

Miyazaki M, Hinoura K, Onose H, Moore BK (1995) Influence of light intensity on shear bond strength to dentin. *Am J Dent* 8:245–248.

Miyazaki M, Tsujimoto A, Tsubota K, Takamizawa T, Kurokawa H, Platt JA (2014) Important compositional characteristics in the clinical use of adhesive systems. *J Oral Sci* 56:1–9.

Moura SK, Reis A, Pelizzaro A, Dal-Bianco K, Loguercio AD, Arana-Chavez VE, Grande RHM (2009) Bond strength and morphology of enamel using self-etching adhesive systems with different acidities. *J Appl Oral Sci* 17:315–325.

Müller M (2013) *Hypersensibilität an Zähnen*. Spitta Verlag GmbH und Co. KG. Online verfügbar unter [https://www.pnc-aktuell.de/parodontologie/story/hypersensibilitaet-an-zaehnen\\_\\_3480.html](https://www.pnc-aktuell.de/parodontologie/story/hypersensibilitaet-an-zaehnen__3480.html), zuletzt überprüft am 09.012.2019.

Muñoz MA, Luque I, Hass V, Reis A, Loguercio A, Bombarda NHC (2013) Immediate bonding properties of universal adhesives to dentine. *J Dent* 41:404–411.

Muzzin KB, Johnson R (1989) Effects of potassium oxalate on dentin hypersensitivity in vivo. *J Periodontol* 60:151–158.

Nakajima M, Ogata M, Okuda M, Tagami J, Sano H, Pashley DH (1999) Bonding to caries-affected dentin using self-etching primers. *Am J Dent* 12:309–314.

Nanci A: *Ten Cate's oral histology: Development, Structure, and Function*. 7. Aufl. Mosby Elsevier, St. Louis, 2008, pp. 1–15.

Nikaido T, Burrow MF, Tagami J, Takatsu T (1995) Effect of plural pressure on adhesion of resin composite to dentin: bovine serum versus saline. *Quintessence Int* 26:221–226.

Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R (2004) Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 20:579–585.

Noack MJ, Wicht MJ (2014) Dentinhypersensibilität Ursachen und Therapieoptionen CME-Fortbildung. *Freie Zahnarzt (Beilage)* 58:1–8.

Oliveira SSA, Pugach MK, Hilton JF, Watanabe LG, Marshall SJ, Marshall GW (2003) The influence of the dentin smear layer on adhesion: a self-etching primer vs. a total-etch system. *Dent Mater* 19:758–767.

Osborn JW (1967) Three-dimensional reconstructions of enamel prisms. *J Dent Res* 46:1412–1419.

Pangrisomboon B, Harnirattisai C, Nilsri K, Burrow MF (2007) Microtensile bond strength of self-etching adhesive systems to differently prepared dentin. *Am J Dent* 20:259–262.

Parolia A, Kundabala M, Mohan M (2011) Management of dentinal hypersensitivity: a review. *J Calif Dent Assoc* 39:167–179.

Pashley DH (1992) Smear layer: overview of structure and function. *Proc Finn Dent Soc* 88:215–224.

Pashley DH, Carvalho RM, Pereira JC, Villanueva R, Tay FR (2001) The use of oxalate to reduce dentin permeability under adhesive restorations. *Am J Dent* 14:89–94.

Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F (1999) The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1:299–309.

Pashley DH, Galloway SE (1985) The effects of oxalate treatment on the smear layer of ground surfaces of human dentine. *Arch Oral Biol* 30:731–737.

Pashley DH, Tay FR, Breschi L, Tjäderhane L, Carvalho RM, Carrilho M, Tezvergil-Mutluay A (2011) State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mater* 27:1–16.

- Pashley EL, Tao L, Pashley DH (1993) Effects of oxalate on dentin bonding. *Am J Dent* 6:116–118.
- Perdigão J, Geradeli S (2003) Bonding characteristics of self-etching adhesives to intact prepared enamel. *J Esthet Restor Dent* 15:32–41.
- Perdigão J, Lopes M (1999) Dentin bonding-questions for new millennium. *J Adhes Dent* 1:191–209.
- Perdigão J, Swift EJ, Walter R: Fundamental Concepts of Enamel and Dentin Adhesion. In: Heymann H, Swift EJ, Ritter AV (Hrsg.): *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. Elsevier Mosby, St Louis, 2013, pp. 117–136.
- Phrukkanon S, Burrow MF, Tyas MJ (1998) The influence of cross-sectional shape and surface area on the microtensile bond test. *Dent Mater* 14:212–221.
- Pioch T, Stotz S, Buff E, Duschner H, Staehle HJ (1998) Influence of different etching times on hybrid layer formation and tensile bond strength. *Am J Dent* 11:202–206.
- Porto I, Andrade AKM, Montes M (2009) Diagnosis and treatment of dentinal hypersensitivity. *J Oral Sci* 51:323–332.
- Radlanski RJ: *Curriculum Orale Struktur- und Entwicklungsbiologie*. 1. Aufl. Quintessenz Verlag, Berlin, 2011, S. 121-198.
- Reis A, Grandi V, Carlotto L, Bortoli G, Patzlaff R, Rodrigues Accorinte M, Dourado Loguercio A (2005) Effect of smear layer thickness and acidity of self-etching solutions on early and long-term bond strength to dentin. *J Dent* 33:549–559.
- Robinson C, Shore RC, Brookes SJ, Strafford S, Wood SR, Kirkham J (2000) The Chemistry of Enamel Caries. *Crit Rev Oral Biol Med* 11:481–495.
- Rocha PI, Borges AB, Rodrigues JR, Arrais CAG, Giannini M (2006) Effect of dentinal surface preparation on bond strength of self-etching adhesive systems. *Braz Oral Res* 20:52–58.

- Rönholm E (1962) The amelogenesis of human teeth as revealed by electron microscopy. II. The development of the enamel crystallites. *J Ultrastruct Res* 6:249–303.
- Rotta M, Bresciani P, Moura SK, Grande RH, Hilgert LA, Baratieri LN, Loguercio AD, Reis A (2007) Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel. *J Adhes Dent* 9:537–545.
- Sälzer S, Graetz C, Dörfer C (2012) Freiliegende und hypersensible Zahnhälse: Was kann wie gelöst werden? Online verfügbar unter [https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/allgemeine-zahnheilkunde/story/freiliegende-und-hypersensible-zahnhaelse-was-kann-wie-geloest-werden\\_\\_799.html](https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/allgemeine-zahnheilkunde/story/freiliegende-und-hypersensible-zahnhaelse-was-kann-wie-geloest-werden__799.html), zuletzt geprüft am 09.02.2019.
- Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH (1994) Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 10:236–240.
- Schaller HG, Stumbaum P, Gotze W (1991) Der Einfluss der Dentinkonditionierung auf die Dentinpermeabilität. *Dtsch Stomatol* 41:369–371.
- Schaller H, Kielbassa A, Hahn P, Attin T, Hellwig E (1998) Die Haftung von Dentinhaftvermittlern an kariös verändertem Dentin. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:830–833.
- Schaller H, Kielbassa AM, Daiber B (1994) Die Zughaftung verschiedener Dentinhaftvermittler in Abhängigkeit von der Dentinpermeabilität. *Dtsch Zahnärztl Z* 53:69–72.
- Schroeder HE: *Orale Strukturbiologie-Entwicklungsgeschichte, Struktur und Funktion normaler Hart- und Weichgewebe der Mundhöhle und des Kiefergelenks*. 4. Aufl. Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 1992, S. 92–118.
- Schüpbach P, Lutz F, Finger WJ (1997) Closing of dentinal tubules by Gluma desensitizer. *Eur J Oral Sci* 105:414–421.
- Sharma D, McGuire JA, Gallob JT, Amini P (2013) Randomised clinical efficacy trial of potassium oxalate mouthrinse in relieving dentinal sensitivity. *J Dent* 41:40–48.

Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O (1975) Variation in the Pattern of Acid Etching of Human Dental Enamel Examined by Scanning Electron Microscopy. *Caries Res* 9:373–387.

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)* 8:1–17.

Splieth CH, Tachou A (2013) Epidemiology of dentin hypersensitivity. *Clin Oral Investig* 17:3–8.

Städtler P: Füllungstherapie mit Kompositmaterialien und Glasionomern. In: Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M (Hrsg.): *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 2010, S. 177–190.

Swift EJ, Perdigão J, Heymann HO (1995) Bonding to enamel and dentin: a brief history and state of the art. *Quintessence Intern* 26:95–110.

Tagami J, Tao L, Pashley DH (1990) Correlation among dentin depth, permeability, and bond strength of adhesive resins. *Dent Mater* 6:45–50.

Tagami J, Tao L, Pashley DH, Hosoda H, Sano H (1991) Effects of high-speed cutting on dentin permeability and bonding. *Dent Mater* 7:234–239.

Takemori T, Chigira H, Itoh K, Hisamitsu H, Wakumoto S (1993) Factors affecting tensile bond strength of composite to dentin. *Dent Mater* 9:136–138.

Tani C, Finger WJ (2002) Effect of smear layer thickness on bond strength mediated by three all-in-one self-etching priming adhesives. *J Adhes Dent* 4:283–289.

Taschner M (2015) Kleben ohne Phosphorsäureätzung - Eigenschaften selbstkonditionierender Bondingsysteme. *Wissen Kompakt* 9:17–25.

Tay FR, Pashley DH, Mak YF, Carvalho RM, Lai SCN, Suh BI (2003) Integrating oxalate desensitizers with total-etch two-step adhesive. *J Dent Res* 82:703–707.

Tay FR, Pashley DH, Suh B, Carvalho R, Miller M (2004) Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part I. Bond strength and morphologic evidence. *Am J Dent* 17:271–278.

Tezvergil-Mutluay A, Pashley D, Mutluay MM (2015) Long-term durability of dental adhesives. *Curr Oral Health Rep* 2:174–181.

Tjan AH, Bergh BH, Lidner C (1992) Effect of various incremental techniques on the marginal adaptation of class II composite resin restorations. *Journal Prosthet Dent* 67:62–66.

Van Landuyt KL, Kanumilli P, De Munck J, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B (2006) Bond strength of a mild self-etch adhesive with and without prior acid-etching. *J Dent* 34:77–85.

Van Meerbeek B, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G (1994) Dentinhaftung: Mechanismen und klinische Resultate. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:977–984.

Van Meerbeek B, De Munck J, Mattar D, Van Landuyt K, Lambrechts P (2003) Microtensile bond strengths of an etch&rinse and self-etch adhesive to enamel and dentin as a function of surface treatment. *Oper Dent* 28:647–660.

Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G (2003) Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 28:215–235.

Van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A, Mine A, Van Ende A, Neves A, De Munck J (2010) Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 26:100–121.

Van Meerbeek B, Vargas M, Inoue S, Yoshida Y, Peumans M, Lambrechts P, Vanherle G (2001) Adhesives and cements to promote preservation dentistry. *Oper Dent* 26:119–144.

Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL (2011) State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater* 27:17–28.

Vermelho PM, Reis AF, Ambrosano GMB, Giannini M (2017) Adhesion of multimode adhesives to enamel and dentin after one year of water storage. *Clin Oral Investig* 21:1707–1715.

Vinagre A, Ramos J: Adhesion in Restorative Dentistry. In: Rudawska A (Hrsg.): *Adhesives - Applications and Properties*. In Tech, London, 2016, pp. 59–97.

Wagner A, Wendler M, Petschelt A, Belli R, Lohbauer U. (2014) Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent* 42:800–807.

Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, Inoue S, Tagawa Y, Suzuki K, De Munck J, Van Meerbeek B (2004) Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res* 83:454–458.

Yoshida Y, Yoshihara K, Nagaoka N, Hayakawa S, Torii Y, Ogawa T, Osaka A, Van Meerbeek B (2012) Self-assembled nano-layering at the adhesive interface. *J Dent Res* 91:376–381.

Yoshihara K, Yoshida Y, Nagaoka N, Fukegawa D, Hayakawa S, Mine A, Nakamura M, Minagi S, Osaka A, Suzuki K, Van Meerbeek B (2010) Nano-controlled molecular interaction at adhesive interfaces for hard tissue reconstruction. *Acta Biomater* 6:3573–3582.

## 8 Thesen

1. Universaladhäsive kombinieren die Etch-and-Rinse-Anwendung und die Self-Etch-Anwendung in einem Adhäsivsystem.
2. Eine gängige Behandlungsmethode bei Dentinhypersensibilität besteht darin die Dentintubuli mit Hilfe von Desensitizern zu verschließen und somit die Flüssigkeitsverschiebung in den Kanälen zu unterbinden.
3. Oxalathaltige Desensitizer bewirken eine Obliteration der Dentinkanälchen, indem das Oxalat mit den Kalziumionen des Dentins und des Dentinliquors reagiert und unlösliche Kalziumoxalatkristalle bildet, wodurch die Dentinhypersensibilität reduziert wird.
4. Trotz der unterschiedlichen Adhäsionssubstrate und der unterschiedlichen Verarbeitungsweisen der Adhäsivsysteme konnten in allen Versuchsgruppen Haftwerte ermittelt werden.
5. Die insgesamt höchsten Zugfestigkeitswerte im axialen Mikrozugversuch wurden mit Futurabond<sup>®</sup> U im Etch-and-Rinse-Modus auf humanem Schmelz erzielt (21,45 MPa ± 5,86 MPa).
6. Es ergab sich kein signifikanter Unterschied zwischen der Self-Etch und Etch-and-Rinse-Anwendung für das Universaladhäsiv Futurabond<sup>®</sup> U.
7. Im Vergleich zu den konventionellen Self-Etch- und Etch-and-Rinse-Adhäsiven zeigt Futurabond<sup>®</sup> U vielversprechende Ergebnisse.

8. Einen signifikanten Einfluss auf die Haftwerte hat der oxalathaltige Desensitizer nur im Fall von Futurabond<sup>®</sup> U im Self-Etch-Modus, aber auch beim Self-Etch-Adhäsiv Futurabond<sup>®</sup> DC reduzieren sich die Werte erheblich.
  
9. Es lässt sich schlussfolgern, dass die Verarbeitungsvariante des universellen Haftvermittlers Futurabond<sup>®</sup> U keinen Einfluss auf die Haftung nimmt und ähnliche Ergebnisse erzielt wie konventionelle Adhäsivsysteme.
  
10. Wurde ein oxalathaltiger Desensitizer angewendet ist es zu empfehlen Universaladhäsive im Etch-and-Rinse-Modus zu verwenden und auf die Verwendung von selbstkonditionierenden Adhäsiven zu verzichten.

## **9 Selbständigkeitserklärung**

Ich, Brit Lüllau, geboren am 08.08.1989, erkläre an Eides statt, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe. Dabei wurden keine anderen als die von mir angegeben Quellen und Hilfsmittel benutzt und die den benutzten Werken entnommen Stellen als solche kenntlich gemacht.

Lüneburg, den 31.08.2019

Brit Lüllau

## **10 Erklärung über frühere Promotionsversuche**

Ich, Brit Lüllau, geboren am 08.08.1989, erkläre hiermit, dass ich mich bisher an keiner anderen Hochschule im In- oder Ausland einem Promotionsverfahren unterzogen bzw. eine Promotion begonnen habe. Des Weiteren wurde die vorliegende Arbeit in gleicher oder ähnlicher Form bei keiner anderen Prüfungsbehörde vorgelegt. Einen früheren Promotionsversuch meinerseits gab es nicht.

Lüneburg, den 31.08.2019

Brit Lüllau

## 11 Lebenslauf

### Angaben zur Person

Vor- und Nachname	Brit Lüllau
Geboren am	08.08.1989
Geburtstort	Lüneburg
Staatsangehörigkeit	deutsch
Familienstand	ledig
E-Mail	britluellau@googlemail.com

### Beruflicher Werdegang

01.06.2015 - 31.05.2016	Assistenz Zahnärztin bei „Zahnärzte Esplanade in Hannover“
01.07.2017 - 7.7.2018	Assistenz Zahnärztin bei „ZahnKunst“ in Hamburg Bergedorf (Beendigung der Assistenz Zahnarztzeit)
01.11.2018 bis heute	Angestellte Zahnärztin bei „Zahnarztpraxis Dr. Koch“ in Bad Bevensen; seit 1.1.2019 „Zahnarztpraxis Sebastian Koch“

### Schulbildung

1996 – 2000	Grundschule Bardowick
2000 - 2002	Orientierungsstufe Bardowick
2002 - 2009	Gymnasium Herderschule Lüneburg, Allgemeine Hochschulreife

### Hochschulbildung

2009 - 2014	Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
11/2014	Staatsexamen Zahnmedizin
01/2015	Approbation als Zahnärztin

## **12 Danksagung**

An dieser Stelle möchte ich zunächst einen besonderen Dank an meinen Doktorvater apl. Prof. Dr. med. dent Christian R. Gernhardt für die Überlassung dieses interessanten Themas, der umfangreichen Betreuung, Unterstützung und Motivation bei der Durchführung dieser Arbeit aussprechen.

Besonders möchte ich mich auch bei meinen Eltern Friedrich und Ann Lüllau bedanken, die mir nicht nur mein Studium ermöglicht haben, sondern mich auch bei der Anfertigung dieser Arbeit in besonderer Weise unterstützt, motiviert und die Entstehung erst ermöglicht haben.

Mein Dank gilt auch meinem Arian für seine Geduld, Motivation und Unterstützung.

Danken möchte ich auch all jenen Familienmitgliedern, Freunden und Kollegen, die mir während meines Weges auf verschiedenen persönlichen und fachlichen Ebenen geholfen haben und zur Seite standen.