

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg  
in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum Gießen und Marburg GmbH  
Standort Marburg  
Geschäftsführende Direktorin: Prof. Dr. Heike Korbmacher-Steiner

Abteilung für Zahnerhaltungskunde  
Direktor: Prof. Dr. Roland Frankenberger

---

## **Sind selbstadhäsive Komposite praxisreif?**

Inaugural-Dissertation  
zur  
Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

Dem Fachbereich Medizin der  
Philipps-Universität Marburg  
vorgelegt von

Andrea Seyfer  
aus Midyat/Türkei

Marburg, 2020

Angenommen vom Fachbereich Medizin  
der Philipps-Universität Marburg am: 04.06.2020

gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Prof. Dr. Helmut Schäfer

Referent: Prof. Dr. Roland Frankenberger

Korreferent: Prof. Dr. Thorsten M. Auschill

*Meiner Familie*

## Abkürzungsverzeichnis

Å	Ångström
B	Breite
Ba	Barium
BisGMA	Bisphenol-A-diglycidyl-methacrylat
BPDM	Biphenyl-dimethacrylat
bzw	Beziehungsweise
°C	Grad Celsius
ca.	Circa
D	Depth
div.	Diverse
EBADMA	Ethoxyliertes Bisphenol A-dimethacrylat
Gew.%	Gewichtsprozent
GPDM	Glycerol-Phosphat-Dimethacrylat
HDMA	1,6-Hexanedioldimethacrylat
HEMA	Hydroxyethyl-methacrylat
L	Länge
µm	Mikrometer
MDP	10-Methacryloyloxy-decyl-dihydrogenphosphat
MeHQ	4-Methoxyphenol, Hydrochinonmonomethylether
4-Meta	4-Methacryloyloxyethyl-trimellitat-anhydrid
Nm	Nanometer
NPGGMA	N-Phenylglycin und Glycidylmethacrylat
o.g.	oben genannt
PEGDMA	Polyethylen-glycol-dimethacrylat
Penta-P	Dipentaerytritol-pentamethacryloyloxyphosphat
Phenyl-P	Methacryl-oyloxyethyl-phenyl-hydrogenphosphat
REM	Rasterelektronenmikroskop
S	Sekunde
SAF	selbstadhäsives Füllungsmaterial
SEM	scanning electron microscopy

SiO <sub>2</sub>	Siliciumdioxid
sog.	sogenannt
T	Tiefe
TEGDMA	Triethylenglycol-dimethacrylat
U/min	Umdrehung pro Minute
u.a.	unter anderem
UDMA	Urethan-dimethacrylat
usw	und so weiter
W	Width
$\bar{x}$	Mittelwert
YbF <sub>3</sub>	Ytterbium(III)-fluorid
z.B.	zum Beispiel
ZnO	Zinkoxid

# Inhaltsverzeichnis

- 1. Einleitung und Problemstellung.....1**
- 2. Literaturübersicht..... 2**
  - 2.1. Adhäsive .....2**
    - 2.1.1. Was bedeutet Adhäsion?.....2
    - 2.1.2. Wann ist eine Adhäsion möglich?.....2
    - 2.1.3. Wie funktionieren Adhäsive?.....3
      - 2.1.3.1. Adhäsion am Schmelz .....3
      - 2.1.3.2. Adhäsion am Dentin .....5
    - 2.1.4. Entdeckung und Entwicklung der Adhäsive .....6
      - 2.1.4.1. Chronologische Entwicklung der Dentinadhäsive .....6
      - 2.1.4.2. Die aktuelle Einteilung der Adhäsivsysteme .....10
        - 2.1.4.2.1. Selective-Etch-Adhäsive .....12
        - 2.1.4.2.2. Etch-and-rinse-Adhäsive .....13
        - 2.1.4.2.3. Self-Etch-Adhäsive .....14
  - 2.2. Komposite .....17**
    - 2.2.1. Zusammensetzung der Komposite .....18
      - 2.2.1.1. Die Matrix .....19
        - 2.2.1.1.1. Monomere .....19
        - 2.2.1.1.2. Initiatoren .....19
          - 2.2.1.1.2.1. Selbsthärtende Komposite.....19
          - 2.2.1.1.2.2. Dualhärtende Komposite .....20
          - 2.2.1.1.2.3. Lichthärtende Komposite .....20
            - 2.2.1.1.2.3.1. Photoinitiator .....20
            - 2.2.1.1.2.3.2. Polymerisationslampen .....21
            - 2.2.1.1.2.3.3. Vor- und Nachteile von lichthärtenden.....23  
Kompositen.....23
        - 2.2.1.1.3. Stabilisatoren, usw .....23
      - 2.2.1.2. Der Füller (Disperse Phase) .....23
      - 2.2.1.3. Die Verbundphase .....25
    - 2.2.2. Neuere Komposite .....25
      - 2.2.2.1. Kompomere .....26

2.2.2.2. Ormocere .....	27
2.2.2.3. Silorane .....	27
2.2.2.4. Nanokomposite.....	29
2.2.3. Die Polymerisationsschrumpfung .....	31
<b>2.3. Selbstadhäsive Füllungsmaterialien .....</b>	<b>34</b>
2.3.1. Vertise Flow .....	34
2.3.1.1. Lagerung und Anwendung .....	35
2.3.1.2. Zusammensetzung der Füllkörper.....	35
2.3.1.3. Haftmechanismus .....	36
2.3.2. Constic .....	37
2.3.2.1. Lagerung und Anwendung .....	38
2.3.2.2. Zusammensetzung .....	38
2.3.2.3. Haftmechanismus .....	38
2.3.3. Fusio Liquid Dentin .....	39
2.3.3.1. Lagerung und Anwendung .....	39
2.3.3.2. Zusammensetzung .....	39
2.3.3.3. Haftmechanismus .....	40
<b>3. Material und Methode .....</b>	<b>41</b>
<b>3.1. Projektskizze .....</b>	<b>41</b>
<b>3.2. Herstellung der Versuchsproben .....</b>	<b>42</b>
3.2.1. Auswahl der Zähne und Präparation der Kavitäten .....	42
3.2.2. Gruppeneinteilung .....	42
3.2.3. Anätzen der Kavitäten .....	43
3.2.4. Legen der Füllungen und Erläuterung der verwendeten Adhäsive .....	44
und Komposite.....	44
3.2.4.1. Gruppe I: Syntac® TE + IPS Empress® Direct .....	44
3.2.4.1.1. Erläuterung des verwendeten Adhäsivsystems .....	44
3.2.4.1.2. Erläuterung des verwendeten Füllungsmaterials .....	45
3.2.4.1.3. Legen und Ausarbeiten der Füllung .....	47
3.2.4.2. Gruppe II: Self-adhesive Composite (2 Schichten) .....	47
3.2.4.2.1. Erläuterung des verwendeten Self-adhesive Composites.....	48
3.2.4.2.2. Legen und Ausarbeiten der Füllung .....	48

3.2.4.3. Gruppe III: Self-adhesive Composite als Lining + EcuSphere® .....	48
3.2.4.3.1. Erläuterung des verwendeten Self-adhesive Composites.....	49
als Lining .....	49
3.2.4.3.2. Erläuterung des verwendeten Füllungsmaterials .....	49
3.2.4.3.3. Legen und Ausarbeiten der Füllung .....	50
3.2.4.4. Gruppe IV: Luxabond® + EcuSphere® .....	51
3.2.4.4.1. Erläuterung des verwendeten Adhäsivsystems .....	51
3.2.4.4.2. Erläuterung des verwendeten Füllungsmaterials.....	52
3.2.4.4.3. Legen und Ausarbeiten der Füllung.....	53
3.2.4.5. Gruppe V: Teco® + EcuSphere® .....	53
3.2.4.5.1. Erläuterung des verwendeten Adhäsivsystems .....	54
3.2.4.5.2. Erläuterung des verwendeten Füllungsmaterials .....	55
3.2.4.5.3. Legen und Ausarbeiten der Füllung .....	55
3.2.5. Herstellung der Stäbchen und Scheiben .....	55
3.2.5.1. Fixieren der Zahnkronen .....	55
3.2.5.2. IsoMet™ 1000 Präzisionstrennschneider .....	55
3.2.6. Lagerung der Stäbchen .....	57
3.2.7. Die Microtensile-Untersuchung .....	58
3.2.7.1. Erläuterung und Einstellung der Prüfmaschine .....	58
3.2.7.2. Versuchsdurchführung .....	59
3.2.8. Untersuchung der Stäbchen mit dem REM .....	60
<b>4. Ergebnisse .....</b>	<b>63</b>
<b>4.1. Methodik der statistischen Auswertung .....</b>	<b>63</b>
<b>4.2. Anzahl der hergestellten Scheiben und Stäbchen .....</b>	<b>63</b>
<b>4.3. Auswertung der Zugkraft .....</b>	<b>67</b>
<b>5. Diskussion .....</b>	<b>69</b>
<b>5.1. Material und Methode .....</b>	<b>69</b>
5.1.1. Weisheitszähne als Versuchsmaterial .....	69
5.1.2. Lagerung der Zähne .....	70
5.1.3. Die verwendeten Adhäsivsysteme in den Kontrollgruppen .....	71
5.1.4. Das verwendete selbstadhäsive Füllungsmaterial .....	73
5.1.5. Die verwendeten Komposite .....	74



5.1.6. Diskussion der Lining Technik sowie der verwendeten Schichttechnik.....	75
5.1.7. Die angewandten Testverfahren.....	76
<b>5.2. Ergebnisse .....</b>	<b>78</b>
5.2.1. Ergebnisse der Kontroll- und Testgruppen .....	78
5.2.2. REM-Aufnahmen .....	81
5.2.3. Überblick über die Ergebnisse anderer Autoren über SAF .....	84
<b>6. Fazit .....</b>	<b>87</b>
<b>7. Zusammenfassung .....</b>	<b>89</b>
7.1. Zusammenfassung deutsch .....	89
7.2. Zusammenfassung englisch .....	91
<b>8. Literaturverzeichnis .....</b>	<b>92</b>
<b>9. Anhang .....</b>	<b>104</b>
9.1. Tabellarische Darstellung der Ausbeute an Scheiben und Stäbchen.....	104
9.2. Ergebnisse der Mikrotensile-Untersuchung.....	111
9.3. Verzeichnis der akademischen Lehre .....	114
9.4. Danksagung .....	115

## Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Einfluss der Toltal-etch-Technik auf die Öffnung der Dentinkanälchen	6
Abb. 2	Dentinadhäsive auf Phosphatbasis	8
Abb. 3	“Water trees“	15
Abb. 4	Typische Hauptbestandteile eines Komposit-Restaurationsmaterials	18
Abb. 5	Silanisierung	25
Abb. 6	Silorane	28
Abb. 7	Die Polymerisationsschrumpfung	31
Abb. 8	Der C-Faktor	33
Abb. 9	Glycerol-Phosphat-Dimethacrylat (GPDM)	36
Abb. 10	Der Haftmechanismus von Vertise Flow	37
Abb. 11	Die Struktur des MDP-Monomers	39
Abb. 12	Die Struktur des 4-META-Monomers	40
Abb. 13	Die Zusammensetzung der heutigen SAF	40
Abb. 14	Die Präparation der okklusalen Kavität	42
Abb. 15	Gruppe I: Etching Gel + Syntac® TE + IPS Empress® Direct	44
Abb. 16	Gruppe II: SAF	47
Abb. 17	Gruppe III: Self-adhesive Composite als Lining + EcuSphere®	49
Abb. 18	Gruppe IV: Luxabond® + EcuSphere®	51
Abb. 19	Gruppe V: TECO® + EcuSphere®	53
Abb. 20	IsoMet™ 1000	56
Abb. 21	Sägeblatt auf dem Übergang Zahnhartsubstanz-Füllung	57
Abb. 22	Die hergestellten Scheiben	57
Abb. 23	Am Kunststoffblock fixierte Scheibe	57
Abb. 24	Die hergestellten Stäbchen	57
Abb. 25	MTD-500 mit der befestigten Probe	58
Abb. 26	Parametereinstellung der Abzugmaschine	59
Abb. 27	Frakturiertes Stäbchen nach durchgeführtem Versuch	59
Abb. 28	Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms	60
Abb. 29	Sputter Coater S105B	61
Abb. 30	Fixierte Proben vor dem Besputtern	61
Abb. 31	Rasterelektronenmikroskop Phenom-World	62

Abb. 32	Schematische Darstellung der hergestellten Scheiben	64
Abb. 33	Schematische Darstellung der gewonnenen Stäbchen in Gruppe I	64
Abb. 34	Schematische Darstellung der gewonnenen Stäbchen in Gruppe II	64
Abb. 35	Schematische Darstellung der gewonnenen Stäbchen in Gruppe III	65
Abb. 36	Schematische Darstellung der gewonnenen Stäbchen in Gruppe IV	66
Abb. 37	Schematische Darstellung der gewonnenen Stäbchen in Gruppe V	66
Abb. 38	Statistische Auswertung der Adhäsivkraft	68
Abb. 39	Füllungsverlust bei der Herstellung der Scheiben (Gr.II)	79
Abb. 40	Füllungsverlust während der Herstellung der Stäbchen (Gr.III)	79
Abb. 41	REM-Aufnahme Gruppe I (1100x Vergrößerung)	82
Abb. 42	REM-Aufnahme Gruppe II (1060x Vergrößerung)	82
Abb. 43	REM-Aufnahme Gruppe III (1020x Vergrößerung)	83
Abb. 44	REM-Aufnahme Gruppe IV (520x Vergrößerung)	83
Abb. 45	REM-Aufnahme Gruppe V (355x Vergrößerung)	83

## Tabellenverzeichnis

Tab. 1	Zusammensetzung von Syntac®	45
Tab. 2	Zusammensetzung von IPS Empress® Direct	46
Tab. 3	Zusammensetzung von LuxaBond®-Total Etch	52
Tab. 4	Anzahl der Scheiben in Gruppe I	104
Tab. 5	Anzahl der Scheiben in Gruppe II	104
Tab. 6	Anzahl der Scheiben in Gruppe III	105
Tab. 7	Anzahl der Scheiben in Gruppe IV	105
Tab. 8	Anzahl der Scheiben in Gruppe V	105
Tab. 9	Anzahl der hergestellten Stäbchen in Gruppe I	106
Tab. 10	Anzahl der hergestellten Stäbchen in Gruppe II	107
Tab. 11	Anzahl der hergestellten Stäbchen in Gruppe III	108
Tab. 12	Anzahl der hergestellten Stäbchen in Gruppe IV	109
Tab. 13	Anzahl der hergestellten Stäbchen in Gruppe V	110
Tab. 14	Gruppenvergleich: Anzahl der Scheiben und Stäbchen	67
Tab. 15	Ergebnisse der Microtensile-Untersuchung für Gruppe I	111
Tab. 16	Ergebnisse der Microtensile-Untersuchung für Gruppe III	111
Tab. 17	Ergebnisse der Microtensile-Untersuchung für Gruppe IV	112
Tab. 18	Ergebnisse der Microtensile-Untersuchung für Gruppe V	113

## 1. Einleitung und Problemstellung

Die Menschheit hat sich in den letzten Jahrhunderten auf technischer und wissenschaftlicher Ebene rasant entwickelt. Jedes Jahr zeichnet sich durch eine neue Entwicklung oder Entdeckung aus. Alles läuft unter dem Motto „schneller ist besser“, denn in unserem Zeitalter ist die Zeit sehr kostbar. „Zeit ist Geld“ [153]. Mit diesem Spruch wird jeder eingehender Zahnmediziner während seines Studiums und in der Assistenzzeit konfrontiert. In der Praxis heißt es „man muss wirtschaftlich arbeiten“. Die Dentalunternehmer entwickeln jedes Jahr neue Produkte, die eine einfache und schnelle Anwendung versprechen. Die Kunden werden mit verschiedenen Sprüchen gelockt, wie z.B. „damit haben Sie eine Zeitersparnis und demzufolge eine wirtschaftliche Zeitnutzung“, „es ist ein „All-in-One“ Produkt, unkompliziert und zeitsparend“, „in 30 Sekunden mit einer Komponente primen, ätzen und bonden“ [125] usw...

Aber stimmt das? Kann man immer alles schneller und einfacher machen?

Um speziell auf unsere Thematik einzugehen, hat sich in den letzten Jahren manches auf dem Gebiet der Adhäsivtechnik und der Füllungsmaterialien geändert. Neben den All-in-One-Adhäsiven, die eine vereinfachte Handhabung in der Adhäsivtechnik anbieten, sind selbstadhäsive Komposite entwickelt worden. Eine vorherige Konditionierung ist bei diesen Kompositen nicht erforderlich. Dies vereinfacht die Füllungstherapie und ist vor allem für den Behandler und den Patienten zeitsparend. Bisher kennt man unter dieser Kategorie das Vertise Flow, ein fließfähiges Komposit mit integriertem Adhäsiv, welches für kleine Füllungen der Klasse I und II sowie als Fissurenversiegler oder auch als Liner angewendet werden kann [82].

Inwiefern die konventionelle Adhäsivtechnik von den selbstadhäsiven Kompositen ersetzt werden kann, muss noch genauer erforscht werden. In unserer Studie ist ein selbstadhäsives Füllungsmaterial untersucht worden und mit konventionellen Adhäsivsystemen verglichen worden. Um die Thematik anschaulicher zu machen, werden zuerst die Adhäsivtechnik und deren Entwicklung in den letzten Jahren dargestellt. Anschließend wird die experimentelle Studie erläutert und die erzielten Ergebnisse analysiert.

## 2. Literaturübersicht

Um ein Adhäsiv besser bewerten und analysieren zu können, soll man sich zuerst mit den Grundlagen der Adhäsivtechnik befassen und die Anforderung, die ein Adhäsivsystem erfüllen muss, analysieren und verstehen.

In diesem Kapitel werden die bisher bekannten Erkenntnisse über die Adhäsivtechnik sowie ein kurzer Exkurs über die Komposite dargestellt.

### 2.1 Adhäsive

#### 2.1.1 Was bedeutet Adhäsion?

Das Wort "Adhäsion" stammt aus dem lateinischen Verb „adhaerere = anhaften“. Wissenschaftlich gesehen stellt die Adhäsion den physikalischen Zustand einer Grenzflächenschicht dar, die sich zwischen zwei in Kontakt tretenden kondensierten Phasen - einer festen und einer flüssigen Phase – bildet [151]. Der mechanische Zusammenhalt zwischen den Phasen wird durch molekulare Wechselwirkungen in der Grenzflächenschicht hervorgerufen. Der Grund für diesen Zusammenhalt ist allerdings nicht vollständig erforscht, weshalb es mehrere Adhäsionstheorien gibt. Man unterscheidet zwischen der mechanischen Adhäsion, aufgrund physikalisch-mechanischer Kräfte, wie z.B. an rauen und porösen Materialoberflächen, und der spezifischen Adhäsion, die auf chemischen, physikalischen und thermodynamischen Kräften basiert, zu der die Ionenbindungen, die kovalenten Bindungen, die Wasserstoffbrückenbindungen, die Dipolbeziehungen und die Van-der-Waals-Kräfte zählen [44,151].

#### 2.1.2 Wann ist eine Adhäsion möglich?

Die wichtigste Voraussetzung, um eine Adhäsion zwischen zwei Flächen aufzubauen, ist ein bleibender und sehr enger Kontakt zwischen den angrenzenden Körpern aufrechtzuerhalten [44]. Da es sich bei der Verbindung zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz um eine mikromechanische Verbindung handelt [44,129] und

demzufolge auf atomarer Ebene keinen 100% Kontakt zwischen den zwei Flächen besteht, muss diese Diskrepanz mit Hilfe eines Adhäsivs ausgeglichen werden. Die Voraussetzungen, die erfüllt werden müssen um eine gute Adhäsion zu ermöglichen, sind:

- a- Eine gute Benetzbarkeit des Substrats und eine geringe Viskosität des Adhäsivs. Dadurch kann sich das Adhäsiv auf die Oberfläche des Substrats ausbreiten und die Diskrepanz, die auf atomarer Ebene zwischen den zwei festen Körpern besteht, ausgleichen. Für eine gute Benetzbarkeit muss das Adhäsionssubstrat eine hohe Oberflächenenergie aufweisen und das Adhäsiv eine zum Substrat geringere Oberflächenspannung haben [44].
- b- Eine raue Substratoberfläche: diese stellt eine Oberflächenvergrößerung dar und demzufolge eine größere Haftfläche für das Adhäsiv. Ausschlaggebend für eine gute Retention ist die Benetzbarkeit der Oberfläche (s. Punkt 2.1.2.a). Das Adhäsiv kann die Mikroporositäten ausfüllen und nach dem Aushärten zu einer mikromechanischen Verankerung führen [43,44].

### **2.1.3 Wie funktionieren Adhäsive?**

Adhäsive werden benötigt um eine Verbindung zwischen dem Komposit und der Zahnhartsubstanz zu ermöglichen. In den folgenden Abschnitten wird die Funktionsweise dieser Verbindung näher erläutert.

#### **2.1.3.1 Adhäsion am Schmelz**

Die erste Verbindung zwischen einem Füllungsmaterial und der Zahnhartsubstanz geht auf das Jahr 1955 zurück. Es gelang Michael G. Buonocore durch das Ätzen vom Zahnschmelz mit 85%iger Phosphorsäure für eine Dauer von 120 Sekunden ein Ätzmuster am Schmelz zu erzielen. Diese Entdeckung bildet die Basis der adhäsiven Zahnmedizin. Durch die Konditionierung der Schmelzoberfläche mit Säure kommt es zu einer Veränderung der Oberflächenmorphologie des Zahnschmelzes. Diese Oberflächenveränderung ermöglicht eine mikromechanische Verankerung des Kunststoffes

und dessen Haftung am Schmelz [43,109]. Der Grund für die mikromechanische Retention am Zahnschmelz nach der Konditionierung mit Phosphorsäure beruht auf die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Schmelzprismen [44]. Der Schmelz ist eine poröse, devitale Substanz, die zu 98Gew.-% aus anorganischem Material, den Hydroxylapatitkristallen, besteht. Diese bilden die Schmelzprismen, die in der äußeren Struktur parallel zueinander verlaufen und zu den Prismen rechtwinklig angeordnet sind [71]. Diese Schicht, die auch als aprismatische Zone bezeichnet wird, findet man bei allen Milchzähnen und in den Fissuren bzw. bei Erwachsenen im Zervikalbereich der Zähne. Die Schmelzprismen verlaufen in horizontaler und vertikaler Richtung wellenförmig. Diese unterschiedliche räumliche Orientierung führt nach dem Anätzen des Schmelzes zur unterschiedlichen Auflösung der Schmelzprismen bzw. der interprismatischen Substanz und zur Entstehung eines mikroretentiven Reliefs [44,71,109]. Durch das Ansträgen der Kavitätenränder werden die Schmelzprismen quer angeschnitten. Bei Milchzähnen, in den Fissuren und im Zervikalbereich wird zusätzlich die aprismatische Schicht entfernt. Das Bevel führt zu einer besseren Löslichkeit der Prismen und zu einem besseren Ätzmuster bzw. zu einer Vergrößerung der Oberfläche, die wiederum ein besseres Einfließen des Adhäsivs ermöglicht [42,43]. Die Empfehlungen für das Ansträgen der Kavitätenränder im Seitenzahnbereich variieren, wobei man als Behandler immer die Vor- und Nachteile, vor allem für das Ansträgen der approximalen Kavitäten im Seitenzahnbereich, abwägen soll [20,21,88,130].

Das Ätzmuster erzielt man bei der Verwendung einer 30-40%igen Phosphorsäure. Dabei werden ca. 10 µm der Schmelzoberfläche weggeätzt und darunter ein Ätzmuster mit einer Rautiefe von 50 µm erzeugt. Eine höhere Konzentration führt zu flacheren Ätzmustern, da weniger Calcium gelöst wird und eine Säurekonzentration von weniger als 27% führt wiederum zu weniger löslichen Präzipitaten. Daher beträgt die ideale Konzentration ca. 37% bei einer Ätzdauer von 30 Sekunden für den präparierten Schmelz und beim prismenlosen Schmelz 60 Sekunden [42–44].

Laut Frankenberger ist die Effektivität und die Dauerhaftigkeit des Schmelzverbunds nach einer Vorbehandlung mit Phosphorsäure am sichersten [42].



Nach der Konditionierung mit Phosphorsäure folgt das Auftragen eines niedrig viskösen Adhäsivs, welches für die mikromechanische Haftung am Schmelz verantwortlich ist. Der Verbund zwischen Bonding und Schmelz wird über Tags und interkristalline Retention aufgebaut [43,71].

### **2.1.3.2 Adhäsion am Dentin**

Im Gegensatz zum Schmelz ist das Dentin ein lebendes und weniger stark mineralisiertes Gewebe, welches zu 70% aus anorganischem, zu 20% aus organischem Material und zu 10% aus Wasser besteht [71].

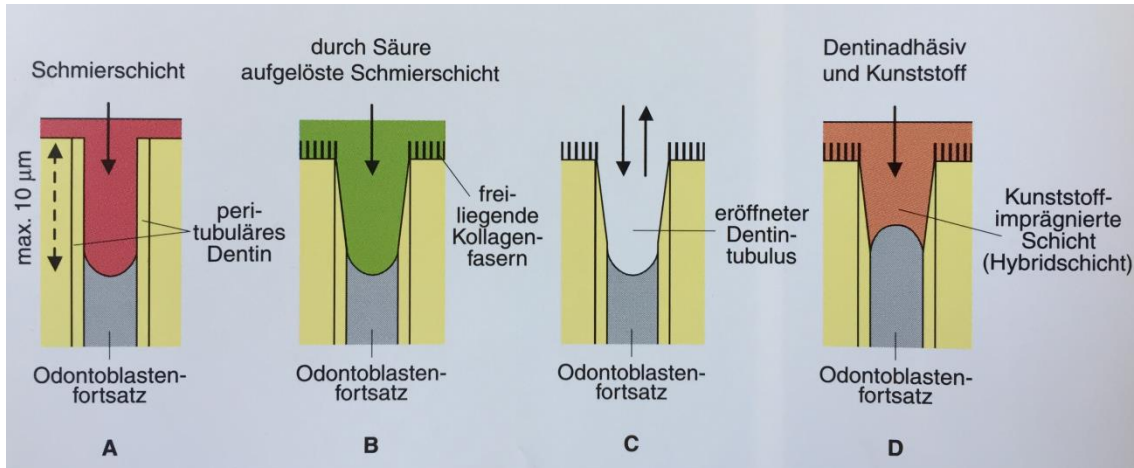
Die Zusammensetzung des Dentins verhindert eine Haftung zum hydrophoben Kompositmaterial. Demnach muss ein Haftvermittler verwendet werden, um eine Verbindung zwischen dem hydrophilen Substrat - das Dentin - und dem hydrophoben Füllungsmaterial - das Komposit - zu ermöglichen.

Ein weiteres Hindernis stellt die Schmierschicht dar, die bei jeder mechanischer Bearbeitung des Dentins entsteht und den direkten Kontakt zur Dentinoberfläche verhindert. Die geringe Adhäsion der Schmierschicht am Dentin - bestehend aus einem Brei aus zermahlenden Dentinresten, Bakterien und Wasser - sowie die hydrolytischen Degradationsprozessen, zu denen diese Schicht ausgesetzt ist, machen es unmöglich einen dichten Verbund zwischen dem Kompositmaterial und dem Dentin herzustellen. Die Konsequenzen sind u.a. Hypersensibilitäten und Füllungsverlust. Um diesen Problematiken zu umgehen wurde das Dentin mit einem konventionellen Unterfütterungsmaterial abgedeckt [44].

Erst Jahrzehnte später im Jahre 1977 erforschte Fusayama die Total-etch-Technik, bei der sowohl der Schmelz als auch das Dentin angeätzt wurden. Damit erzielte er bei den verwendeten Materialien bessere Haftwerte und die Hypersensibilitäten, die bis dato nach Kompositrestaurationen zu beobachten waren, wurden geringer [109].

Durch das Anätzen des Dentins für 15 Sekunden mit Phosphorsäure erzielt man die Entfernung der Schmierschicht und die Dentinoberfläche wird demineralisiert. Dabei kommt es zu einem irreversiblen Verlust von 10 µm Dentin. Das freigelegte

Kollagenetzwerk, welches bis zu einer Tiefe von ca. 30  $\mu\text{m}$  reicht, wird von einem Primer durchdrungen und anschließend durch ein Dentinadhäsiv stabilisiert. Diese kunststoffimprägnierte Dentinschicht wird auch als Hybridschicht bezeichnet und stellt die Verbindung zum Komposit her [71,109].



**Abb.1: Einfluss der Total-etch-Technik auf die Öffnung der Dentinkanälchen [109].**

A. Präparierte Kavität. B. Durch Phosphorsäure aufgelöste Schmierschicht. C. Entfernen der Säure und der aufgelösten Schmierschicht. D. Aufbau der Hybridschicht mit Dentinadhäsiven.

## 2.1.4 Entdeckung und Entwicklung der Adhäsive

### 2.1.4.1 Chronologische Entwicklung der Dentinadhäsive

Chronologisch gesehen wird die Geschichte der Dentinadhäsive in Generationen unterteilt. Alles begann Mitte des 20ten Jahrhunderts als man versucht hat Kompositrestaurationen am Dentin zu befestigen.

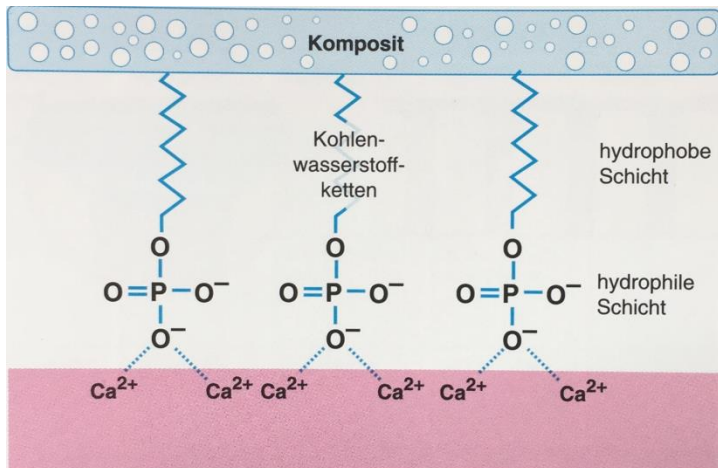
Bei den ersten zwei Generationen wurde versucht eine Verbindung zwischen der Schmierschicht und dem Komposit herzustellen. Allerdings konnte kein Adhäsiv zu einem klinischen Erfolg führen.

Das Glycerophosphorsäure-dimethacrylat Präparat mit dem Produktnamen Sevitron, welches von Hagger im Jahre 1951 entwickelt wurde, war eins der ersten Adhäsive. Das Produkt wies allerdings eine un stabile Verbindung im feuchten Milieu auf und blieb daher erfolglos. Erst Jahrzehnte später, im Jahre 1965, gelang es Bowen das erste Adhäsiv auf dem Markt zu bringen. Dabei handelte es sich um ein Kopolymerisat aus

N-Phenylglycin und Glycidylmethacrylat. Das bipolare Dentinadhäsiv stellte über sein hydrophiles Ende eine Verbindung zu den Kalziumionen der Schmierschicht her und ermöglichte über das andere hydrophobe Ende eine Bindung zum Kunststoff. Das NPGGMA mit dem Produktnamen Cervident von S.S. White konnte allerdings keine klinischen Erfolge zeichnen, da mehr als die Hälfte der Füllungen in den ersten sechs Monaten verloren gegangen sind [109,127].

Im Jahre 1978 brachte Kuraray das Clearfil Bond System F auf dem Markt, welches zu Beginn Haftwerte unter 3 MPa verzeichnete. Das Produkt stellte ein Zweikomponentensystem dar, bestehend aus einem hydrophoben Monomer (Phenyl-P = Methacryloyloxyethyl-phenyl-hydrogenphosphat) und einem wasserlöslichen Methacrylat (HEMA = Hydroxyethyl-methacrylat). Als Fusayama im Jahre 1980 die Total-Etch-Technik bei dem System eingebracht hat, konnte er mit diesem Adhäsiv bessere Haftwerte erzielen. Zu der damaligen Zeit hatte sich die Total-Etch-Technik nicht durchgesetzt. Obwohl Fusayama bewiesen hat, dass die Technik nicht pulpaschädigend ist, versuchte man vergeblich Adhäsive herzustellen, die eine Bindung zwischen der Schmierschicht und dem Kunststoff ermöglichen sollen. Allerdings, bedingt durch die geringe Adhäsion der Schmierschicht am Dentin, erreichte man keine besseren Haftwerte als 3,5 - 4 MPa [63,109].

Im Jahr 1983 kam Scotchbond als nächstes Dentinadhäsiv auf dem Markt. Bei diesem Haftvermittler sollte über eine Phosphatgruppe die Bindung zum Kalzium in der Schmierschicht hergestellt werden. Statt Phenyl-P, welches in Clearfil vorzufinden war, enthielt Scotchbond Dichlorphosphatester. Der Kunststoff bestand zu 57% aus dem Dichlorphosphatester des BisGMA und zu 43% aus einem niedrigviskösen TEGDMA und den Polymerisationsakzeleratoren. Die zweite Komponente, eine Lösung, bestand aus 95%-igem Ethanol und Akzeleratoren. Das Ethanol sollte die hydrophile Zahnoberfläche mit dem hydrophoben BisGMA-Kunststoff besser benetzen. Ähnliche Dentinadhäsive auf Phosphatbasis, wie z.B. Bondlite (Kerr), Dentin-Bonding-Agent (Johnson & Johnson) und Universal Bond (Caulk) blieben aufgrund der hydrolytischen Degradation, der Auflösung der Phosphatgruppe sowie der Ablösung der Schmierschicht erfolglos [109].



**Abb.2: Dentinadhäsive auf Phosphatbasis [109].**

Erst mit der 3. Generation, als man anfing die Dentinschicht mittels eines Konditionierers, welches u.a. schwache Säure enthielt, zu behandeln, konnte man die Schmierschicht entfernen und bessere Haftwerte erzielen. Zu den Dentinadhäsiven der 3. Generation zählen u.a. Tenure (DenMat.), Mirage Bond (Myrons), Gluma (Miles/Bayer), Scotchbond 2 (3M), XR Bond (Kerr) und Universal Bond (Caulk) [122].

Noch heute setzen sich Adhäsive aus diesen 3 Komponenten zusammen:

1. Der Konditionierer: bestehend aus einer Säure, um die Schmierschicht zu entfernen, das Dentin zu demineralisieren und die Dentintubuli frei zu legen.
2. Der Primer: ein hydrophiler Kunststoff, der in die Dentintubuli eindringen kann und eine Verbindung zum Bonder herstellt.
3. Das Adhäsiv: ein niedrigvisköser Kunststoff, der sich mit dem Primer verbindet.

Durch die Penetration des Adhäsivs in die demineralisierte Dentinoberfläche wird die Hybridschicht gebildet, eine Mischzone aus Kollagen und ungefülltem Kunststoff [43].

Bei der vierten Generation der Dentinadhäsive versuchte man eine bessere Diffusion des Monomers in die Dentintubuli zu erreichen, um bessere Haftwerte zu erzielen. Dafür wurden stärkere Säuren verwendet, die die Schmierschicht entfernen sollen und in die Dentinmatrix eindringen. Für den Aufbau der Hybridschicht benutzte man 4-Meta-Produkte, BPDM, MDP und Penta-P-Monomere. Zu den Produkten der 4ten Generation gehören All-Bond-2, Syntac, Denthesive, Scotchbond MP [109].

Um die Handhabung zu vereinfachen entstand die fünfte Generation der Dentinadhäsive. Einige Vertreter dieser Generation sind u.a. Syntac Single Component, One-Step (Bisco) und Prime & Bond 2.0. Bei diesen sog. One-Bottle Bonds handelt es sich um anwenderfreundliche selbstätzende oder selbstkonditionierende Primer, bei denen der Konditionierer mit dem Primer kombiniert ist. Aufgrund der vom Hersteller empfohlenen Applikation von mehreren Lagen stellt diese Generation, trotz der vereinfachten Handhabung, keine nennenswerte Zeitersparnis dar [44,122]. Laut Frankenberger ist die Koinzidenz des Primers, der für die Penetrationsfähigkeit sorgt, und des Bonding Agents, welches für die mechanische Stabilität verantwortlich ist, suboptimal. Die Kombination führt zu Eigenschafteneinbußen der einzelnen Komponenten und daraus folgend zu einem Qualitätsdefizit des Haftvermittlers [43,44].

Die Adhäsivsysteme der 5ten Generation erwiesen sich aufgrund des Wet bondings/ Re-wettings als sehr techniksensibel und führten bei fehlerhafter Anwendung zu Hypersensitivitäten [43]. Daraufhin wurde die 6te Generation entwickelt, bei der die Säureätzung des Schmelzes und des Dentins ausfällt. Bei der sog. Non-Rinse-Technik der 6. Generation kommen selbstätzende Primer zum Einsatz, die in der Lage sind den Schmelz und das Dentin zu demineralisieren und gleichzeitig in die konditionierte Oberfläche einzudringen. Nach dem Verblasen des selbstkonditionierenden Primers wird im zweiten Schritt das Adhäsiv aufgetragen und lichtgehärtet [44].

Eine Vereinfachung der Technik führte zur Entwicklung der All-in-One-Adhäsive der 7ten Generation. Das erste vermarktete Adhäsiv, Prompt L-Pop (3M ESPE), ist ein selbstätzendes und selbstprimendes Bonding Agent, welches mit integrierten Phosphorsäureestern arbeitet. Die All-in-One-Adhäsive bestehen entweder aus 2 Lösungen oder aus einer einzigen gebrauchsfertigen Lösung. Bei den 2 Lösungen ist das selbstkonditionierende Monomer im sauren Milieu nicht ausreichend hydrolysestabil und muss erst vor Gebrauch angemischt werden, wohingegen die gebrauchsfertigen Lösungen selbstätzende und hydrolysebeständige Monomermischungen enthalten [43,44,122].

Selbststützende Primer-Adhäsive, die eine Arbeitserleichterung und Zeitersparnis darstellen sollen, sind sehr techniksensitiv und müssen öfters aufgetragen werden, um gute Haftwerte zu erzielen [51]. Ein weiteres Problem stellt ihre Permeabilität gegenüber Wasser dar. Diverse Studien zeigen ein Dentinhaftungsdefizit der All-in-one-Adhäsive, welches auf die Hydrophilie der angewendeten Adhäsive zurück zu führen ist [43,135,136].

#### 2.1.4.2 Die aktuelle Einteilung der Adhäsivsysteme

Die aktuelle Einteilung der Adhäsivsysteme geht nach der Anzahl der Applikationsschritte und nicht nach der chronologischen Entwicklung der Adhäsive.

Daher werden die Adhäsive nach diesem Schemata eingeteilt [43]:

##### 1. Selective-Etch

###### a- Vier-Schritt-Selective-Etch

Beispiel: Syntac (Etchant, Primer, Adhesive [2.Primer], Heliobond)

Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Nur Schmelz	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin

###### b- Drei-Schritt-Selective-Etch

Beispiel: A.R.T. Bond (Etchant, Primer A+B, Bond)

Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Nur Schmelz	Mischen und applizieren: Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin

##### 2. Etch-and-rinse

###### a- Vier-Schritt Etch-and-rinse

Beispiel: Syntac (Etchant, Primer, Adhesive [2.Primer], Heliobond)

Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin

## b- Drei-Schritt-Etch-and-rinse

## 1. Beispiel: A.R.T. Bond (Etchant, Primer A+B, Bond)

Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Mischen und applizieren: Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin

## 2. Beispiele: Adper Scotchbond Multi-Purpose, Gluma Solid Bond, OptiBond FL

Phosphorsäure	Primer	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin

## c- Zwei-Schritt-Etch-and-rinse

Beispiele: XP Bond, Prime&Bond NT, Adper Scotchbond 1 XT, Gluma Comfort Bond, One-Step, Solobond M, Admira Bond, One Coat Bond, ExcITE

Phosphorsäure	Primer + Bond
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin

**3. Self-Etch**

## a- Zwei-Schritt-Self-Etch

Beispiele: Hydrophobes Bond: AdheSE, Clearfil SE Bond, Clearfil Protect Bond, Resulcin Aquaprime + Monobond, One Coat SE Bond.

Hydrophiles Bond: OptiBond Solo Plus SE, NRC+Prime&Bond NT

Phosphorsäure	Primer	Bonding Agent
-	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin

## b- Ein-Schritt-Self-Etch (Mischpräparate)

Beispiele: Adper Prompt, Futurabond NR, Xeno III, Etch&Prime 3.0, One Up Bond F Plus

Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bond
-	Schmelz/Dentin

c- Ein-Schritt-Self-Etch (Einflaschenpräparate)

Beispiele: iBond SE, Futurabond M, Brush&Bond, G-Bond, Clearfil S3 Bond, AdheSE One

Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bond
-	Schmelz/Dentin

#### 2.1.4.2.1 Selective-Etch-Adhäsive

Bei den Adhäsiven mit selektiver Schmelzätzung handelt es sich, nach der chronologischen Einteilung, um Adhäsive der 3ten Generation.

Bei dieser Adhäsivgruppe wird nur der präparierte Schmelz mit einer 30-40%igen Phosphorsäure konditioniert, wobei das Dentin ausgespart wird. Nach dem Ätz- und Spülvorgang des Schmelzes, folgt die Konditionierung mit dem Primer. Dieser, sogenannte Condi-Primer, enthält eine schwache Säure, die die Schmierschicht auf der Dentinoberfläche entfernt und das Hydroxylapatit und Phosphat aus der Dentinmatrix löst. Das amphiphile Molekül, welches im Primer enthalten ist, kann das Kollagen imprägnieren und eine Bindung zu einem hydrophoben Material ermöglichen. Der Condi-Primer wird nach einer Einwirkzeit von ca. 30 Sekunden verblasen, um das enthaltene Lösungsmittel (Aceton, Alkohol oder Wasser) zu verflüchtigen. Die entstandene Mischzone aus anorganischen Komponenten des dekalzifizierten Dentins und der aufgelösten Schmierschicht wird in den Verbund integriert und ermöglicht dem aufgetragenen Bonding Agent das Eindringen in die vorbehandelte Oberfläche [43].

Die so entstandene Hybridschicht ermöglicht die Verbindung zu den Kompositfüllungen.

Der Nachteil dieser Technik besteht darin, dass eine selektive Ätzung des Schmelzes, ohne das benachbarte Dentin zu ätzen, fast unmöglich zu erreichen ist.



#### 2.1.4.2.2 Etch-and-rinse Adhäsive

Bei dieser Adhäsivgruppe werden sowohl der Schmelz als auch das Dentin angeätzt. Der Primer besteht aus einem hydrophilen Kunststoff, der in die freiliegenden Dentintubuli eindringt und die Hybridschicht aufbaut, an der sich der Bonder verbindet [109].

Nach dem Ätzvorgang werden beide Zahnhartsubstanzen mit Wasser abgesprüht. Im Gegensatz zu den Selective-Etch-Adhäsiven werden bei den Etch-and-rinse-Adhäsiven die gelösten anorganischen Komponente komplett entfernt [43]. Der Nachteil dieser Adhäsivgruppe ist das Zusammenfallen des Kollagenfasergeflechts nach dem Trocknen des Dentins, welches ein Penetrieren des Primers in das Kollagen verhindert. Um das Problem zu umgehen, wird ein „Re-wetting“ durchgeführt, womit man ein erneutes Aufquellen des kollabierten Kollagennetzwerks erreicht und das Penetrieren der amphiphilen Moleküle, die im Primer enthalten sind, ermöglicht [43,78,79]. Perdigao und Frankenberger haben nachgewiesen, dass die Notwendigkeit eines Re-wettings von der Zusammensetzung des Primers abhängt. Ethanol- oder acetonhaltige Primer zeigen bei Anwendung auf getrocknetem Dentin reduzierte Haftwerte an. Weniger anfällig dagegen sind wasser- oder alkoholbasierte Primer, weil das enthaltene Wasser für eine Rehydrierung des Dentins sorgt [43,52,104,136].

Bei den Etch-and-rinse-Adhäsiven unterscheidet man zwischen den „One bottle bonds“ und den Mehrflaschenadhäsiven. Bei den „One bottle bonds“ benötigt man nach dem Anätzen nur eine Flasche zum Auftragen des Adhäsivs, wobei bei den Mehrflaschenadhäsiven der Primer und das Bonding Agent separat aufgetragen werden müssen.

Die „One-bottle bonds“, welche eine Vereinfachung der Handhabung für den Behandler darstellen sollen, stellen sich als weniger anwenderfreundlich dar, weil von den Herstellern meist das Auftragen mehrerer Lagen des Adhäsivs empfohlen wird. Außerdem muss zur Vermeidung von „Nanoleakages“ und postoperativer Hyper-sensibilitäten immer ein Re-wetting durchgeführt werden. Denn in den Zwei-Schritt-Etch-and-rinse-Adhäsiven ist kein oder kaum Wasser enthalten [43].

Letztendlich muss bei allen Einflaschen-Etch-and-rinse-Adhäsiven immer, bevor der Primer aufgetragen wird, ein Re-wetting durchgeführt werden. Wohingegen bei den Mehrflaschensystemen, die Wasser als Lösungsmittel enthalten, ein Wet-bonding oder ein Re-wetting nicht erforderlich ist [43,44,52,104].

#### **2.1.4.2.3 Self-Etch-Adhäsive**

Bei den Self-Etch-Adhäsiven handelt es sich um eine Weiterentwicklung der Adhäsivsysteme, bei der die Phosphorsäureätzung ausfällt. Dabei wird zwischen den Zwei-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven und den Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven unterschieden.

Die Zwei-Schritt-Adhäsivsysteme bestehen aus zwei Flaschen, wobei die erste den sauren Primer enthält, der sowohl für die Schmelz- und Dentinkonditionierung als auch für das Dentin-Priming verantwortlich ist. Die zweite Flasche enthält das hydrophobe Adhäsiv, welches die Verbindung zwischen dem hydrophoben Komposit und der Schmelz-Dentin-Oberfläche, die bereits mit dem Primer vorbehandelt wurde, herstellt.

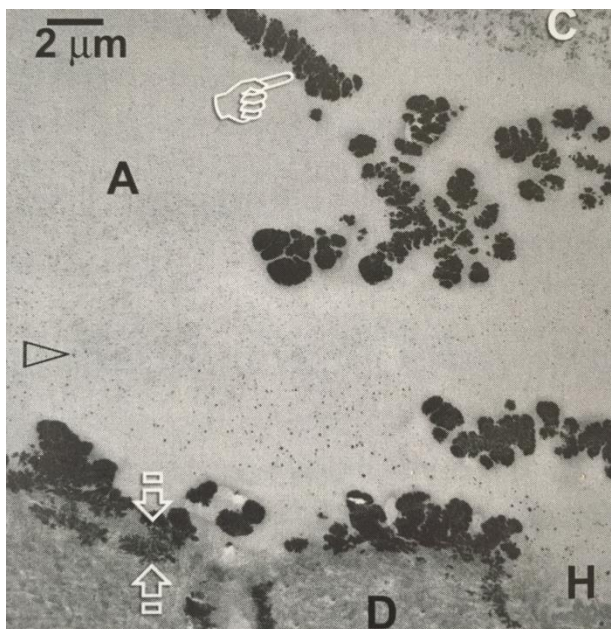
Im Gegensatz zu den Zwei-Schritt-Adhäsivsystemen, bei denen der saure Primer und das hydrophobe Bonding Agent getrennt sind, bestehen die Einflaschen-All-in-One-Adhäsivsysteme aus einer komplexen Monomermischung, die eine schmierschichtauflösende Wirkung hat und sowohl für das Konditionieren der Kavitätenoberfläche als auch für den Aufbau der Haftung verantwortlich ist [44].

Trotz der vereinfachten Handhabung und der Zeitersparnis bei der Verwendung von All-in-One-Adhäsiven erzielt man mit den Zwei-Schritt-Adhäsivsystemen bessere Haftwerte als mit den Einflaschensystemen [13,44,66].

Die Wasserpermeabilität ist eine der Schwachstellen von All-in-One-Adhäsiven. Dieses Phänomen wird vor allem bei den hydrophilen Adhäsiven beobachtet. Die dadurch entstehenden Nanoleakages führen zu einem undichten Verbund und zu post-operativen Hypersensitivitäten [2,44,136].

Tay et al. haben nachgewiesen, dass die Hydrophilie mancher Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsive einen Nachteil darstellt, denn sie wirkt wasseranziehend. Die Verdunstung

des Wassers aus den All-in-One-Adhäsiven ist schwer zu erzielen. Wenn es gelingen sollte das Wasser zu verfliegen, diffundiert welches aus dem Dentin in das Adhäsiv. Dieses führt zum Plastifizieren des Haftvermittlers und mindert seine mechanischen Eigenschaften. Obwohl All-in-One-Adhäsive auch hydrophobe Dimethacrylate enthalten, deren Vernetzung einen starken Polymernetzwerkverbund herstellen soll, bilden die hydrophilen Monomere, bevor sie polymerisieren, ein Cluster, welches als mikroskopische Wasserkanäle zu erkennen ist, die so genannten „Water trees“ (Abb.3). Diese Kanäle führen dazu, dass das Wasser aus dem Dentin sowohl durch die Hybridschicht als auch durch das Adhäsiv diffundiert und somit den Adhäsiv-Kunststoff-Verbund erreicht [134].



**Abb.3: “Water trees“.** Die Abbildung zeigt sog. Wasserstraßen (Fingerspitze), welche nach dem Aushärten von manchen Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven beobachtet werden [43].

Außerdem konnten Tay et al. in einer Studie belegen, dass Einflaschenadhäsive als eine permeable Membran agieren, die eine kontinuierliche Transsudation von Dentinflüssigkeit erlaubt. Der Grund dafür ist der Mangel an hydrophobem Bonding und die damit fehlende hermetische Versiegelung des Dentins [135].

Ebenso bestätigen Frankenberger et al., dass die bessere Haftkraft bei konventionellen Adhäsivsystemen auf das enthaltene hydrophobe Bonding zurückzuführen ist [43,53].

Bei den Zwei-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven verzichtet man komplett auf das Anätzen mit Phosphorsäure. Hier wird ein saurer Primer verwendet, der in Verbindung mit einem

hydrophoben Bonding für eine hermetische Versiegelung des Dentins sorgt. Dadurch kommt es zu einer sehr guten und effektiven Dentinhaftung. Der Nachteil der Zwei-Schritt-Adhäsive ist die Haftung am Schmelz, die schlechter ausfällt als bei den Etch-and-rinse-Adhäsiven. Eine selektive Schmelzätzung wäre eine Lösung für diese Problematik, diese ist jedoch klinisch schwer durchzuführen [43].

Der Vorteil der Self-Etch-Adhäsive gegenüber Etch-and-rinse-Systeme haben Rathke et al. in ihrer Studie über die Diffusion von HEMA in das Dentin untersucht. HEMA wird benutzt um die Infiltration bzw. Penetration des Primers im Dentin zu verbessern [99]. Ratsche et al. haben herausgefunden, dass das Anätzen von tiefen Kavitäten mit Phosphorsäure, wie bei Etch-and-rinse-Systemen, dazu führt, dass vermehrt HEMA in das Dentin Richtung Pulpa diffundiert, welches zu Pulpairritationen führen kann. Daher empfehlen sie bei tiefen Kavitäten das Dentin mit einem Self-Etch-Adhäsiv zu konditionieren und das Anätzen mit Phosphorsäure zu meiden [110].

Im Gegensatz zu der gängigen Meinung stimmt die Infiltrationstiefe bei manchen Self-Etch-Adhäsiven nicht mit der Demineralisationstiefe im Dentin überein. In einer Studie von Carvalho et al. wurden demineralisierte aber nicht infiltrierte Areale unter der Hybridschicht gefunden [16]. Diese Tatsache stellt einen weiteren Nachteil für die Self-Etch-Adhäsive dar.

Im Vergleich zu den Ein-Schritt-Self-Etch-Adhäsiven, die aus Mischpräparaten bestehen, sind All-in-One-Adhäsive Einflaschensysteme, die sowohl die Säure als auch den Primer und das Bonding in einer Flasche vereinen. Die sehr komplexen Monomermischungen haben sowohl hydrophile als auch hydrophobe Eigenschaften. Damit die Säure ihre Ätzwirkung entfalten kann, muss das Lösungsmittel dieser Adhäsive aus Wasser bestehen. Erst durch das Verdunsten des Lösungsmittels und das Aushärten des Adhäsivsystems wird die Säurewirkung beendet [44].

Die Problematik bei solchen komplexen Mischungen ist die Phasentrennung der einzelnen Komponenten, wie bei den HEMA-freien Ein-Schritt-Adhäsiven, die laut Van Landuyt et al. sowohl hydrophile als auch hydrophobe Bestandteile enthalten. Diese Zusammensetzung führt zu einer Phasentrennung im Adhäsiv und verringert dadurch dessen Haftkraft. Van Landuyt et al. haben herausgefunden, dass ein starkes Verblasen

des aufgetragenen Haftvermittlers einen wesentlichen Anteil des vorhandenen Wassers entfernt und zu einer besseren Haftung führt. Ob dies bei komplexen Kavitätenmorphologien in vivo durchführbar ist, müsste noch untersucht werden [140].

Diese Vorgehensweise kann man allerdings nicht bei allen All-in-One-Adhäsiven anwenden. Denn zu dieser Kategorie gehören verschiedene Produkte, die auch unterschiedlich appliziert und verarbeitet werden müssen. Je nach Zusammensetzung muss man manche Adhäsive mit maximalem Luftdruck verblasen, um das enthaltene Lösungsmittel zum Verdunsten zu bringen, wobei bei anderen ein leichter Luftstrom zum Verdunsten ausreicht [44].

Zusammenfassend kann man sagen, dass jedes Adhäsivsystem sowohl positive als auch negative Eigenschaften hat. Obwohl die Self-Etch-Adhäsive laut Hersteller zeitsparender für den Behandler sind, belegen viele Studien, dass im Vergleich zu den Drei-Schritt-Etch-and-rinse-Adhäsiven, die Self-Etch-Systeme schlechtere Haftwerte erzielen [10,13,23,49,53,62,70].

Auch die behauptete Zeitersparnis ist nicht belegt worden. Aufgrund der „dry spots“, die sich bei manchen All-in-One-Adhäsiven auf Wasserbasis am Kavitätenboden bilden können, müssen diese Adhäsive mehrfach aufgetragen werden [49,76]. Außerdem beträgt laut Frankenberger der Zeitaufwand für das Auftragen einer Bondingschicht maximal 10% der Zeit, die der Behandler für das Legen einer Kompositfüllung benötigt [49].

## **2.2 Komposite**

Komposite gelten heutzutage als Standard-Füllungsmaterial im dentalen Bereich. Sie sind vielseitig einsetzbar und werden sowohl für ästhetische Frontzahnrestorationen als auch für funktionelle Füllungen im kaulastigen Seitenzahnbereich verwendet. Trotz der ständigen Weiterentwicklung und Verbesserung über die letzten Jahre, führen Fehler bei der Polymerisation zu einer Verschlechterung der physikalischen Eigenschaften des Materials. Das Hauptproblem der Komposite ist deren Schrumpfung

während der Polymerisation. Mit der Entwicklung der Bulk-Fill-Komposite wird der Schrumpfstress reduziert, wodurch man dickere Schichten auftragen kann, ohne dass sich die Randqualität der Füllungen verschlechtert. Infolgedessen verkürzt sich die Behandlungszeit und man arbeitet wirtschaftlicher.

Um den Behandlungsablauf noch schneller, effizienter und zeitsparender für den Zahnarzt zu gestalten, hat man das Adhäsiv mit dem Komposit in einem Produkt vereint und damit ein selbstadhäsives Füllungsmaterial entwickelt.

Der Unterschied zwischen den herkömmlichen Kompositen und den selbstadhäsiven Füllungsmaterialien wird im folgenden Kapitel beschrieben. Um die Differenz zwischen beiden Produkten besser zu veranschaulichen, wird zuerst die Zusammensetzung der Komposite erläutert und anschließend die Komposition der unterschiedlichen selbstadhäsiven Füllungsmaterialien dargestellt.

### 2.2.1 Zusammensetzung der Komposite

Komposite, die heutzutage in der Zahnmedizin angewendet werden, bestehen aus drei Komponenten (Abb.4):

- 1- einer organischen Matrix
- 2- einem Füller
- 3- einer Verbundphase (Silane, Kopolymere).

Bestandteile Kunststoffmatrix	Abkürzung – Kurzbezeichnung	Chemische Bezeichnung
Monomer	Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat sog. Bowen-Kunststoff
	UDMA	Urethandimethacrylat
Komonomer	TEDMA	Triethylen-Glycol-Dimethacrylat
	EDMA	Ethylen-Glycol-Dimethacrylat
Initiator (Autopolymerisat)	Peroxide	Benzoylperoxid
Initiator (Photopolymerisat)		Kampferchinon
Akzelerator		z.B. Dihydroxyethyl-p-Toluidin
Inhibitor		z.B. Eugenol
<b>Haftvermittler</b>		
Haftvermittler	Silan	z.B. Methacryloxypropyl-trimethoxysilan
<b>Füllkörper</b>		
Makrofüller	Quarz, Glas, Keramik	Lithium-Aluminium-Silikat
Mikrofüller	feinstteiliges SiO <sub>2</sub>	z.B. pyrogenes SiO <sub>2</sub>

**Abb.4: Typische Hauptbestandteile eines Komposit-Restaurations-materials [71].**

### **2.2.1.1 Die Matrix**

Die organische Matrix besteht aus Monomeren, Initiatoren, Stabilisatoren, Pigmenten und weiteren Additiven.

#### **2.2.1.1.1 Monomere**

Bei den Monomeren handelt es sich um multifunktionelle Methacrylate. Diese können, je nach Zusammensetzung, die physikalischen und chemischen Eigenschaften der Komposite beeinflussen. Komposite, die eine geringe Schrumpfung nach der Polymerisation aufweisen, enthalten vermehrt langkettige Monomere, haben aber dafür eine höhere Viskosität [71]. Die am häufigsten verwendeten Monomere sind Bis-GMA und UDMA. Um diese langkettigen Monomere praxistauglich zu machen, fügt man niedermolekulare kurzkettige Monomere dazu. Der Nachteil der kurzkettigen Monomere, sog. Verdüner, ist die Erhöhung der Polymerisationsschrumpfung des Komposits [44,106].

#### **2.2.1.1.2 Initiatoren**

Die Initiatoren sind Matrixbestandteile, die durch einen chemischen oder physikalischen Aktivator in energiereichen Molekülen zerfallen. Die aktivierten Initiatoren reagieren mit den Doppelbindungen der Monomere und starten dadurch die Polymerisation der Komposite. Je nachdem welcher Initiator verwendet wird, unterscheidet man zwischen den selbsthärtenden, den dualhärtenden und den rein lichthärtenden Kompositen [71].

##### **2.2.1.1.2.1 Selbsthärtende Komposite**

Die selbsthärtenden bzw. chemisch härtenden Komposite enthalten in der Katalysatorpaste meist ein Benzoylperoxid als Initiator. Dieser wird beim Anmischen durch ein tertiäres Amin, welches in der Basispaste enthalten ist, aktiviert, wobei freie Radikale

freigesetzt werden [44]. Der Nachteil solcher Komposite sind die Luftblasen, die beim Anmischen der zwei Pasten entstehen. Diese Poren führen zu Verfärbungen und reduzieren die Abrasionsfestigkeit des Komposits. Außerdem ist ein Aufschichten von chemisch härtenden Kompositen nicht möglich, da die Polymerisationszeit nicht steuerbar ist. Ein zusätzlicher Nachteil sind die Restmonomeranteile im Material, die zu Pulpaschädigungen führen können. Der Vorteil dieser Komposite ist die komplette chemische Polymerisation des Materials [71,122].

#### **2.2.1.1.2.2 Dualhärtende Komposite**

Bei den dualhärtenden Kompositen handelt es sich um Komposite, die sowohl chemisch als auch durch Lichtzufuhr aushärten können. Sie werden aus zwei Komponenten angemischt und dort eingesetzt wo die Lichtzufuhr für eine vollständige Polymerisation des Komposits unzureichend ist, wie z.B. bei Teilkronen, Vollkronen oder auch zum Einsetzen von Glasfaserstiften in wurzelkanalbehandelten Zähnen [71].

#### **2.2.1.1.2.3 Lichthärtende Komposite**

##### **2.2.1.1.2.3.1 Photoinitiator**

Die lichthärtenden Komposite enthalten in der Matrix einen Photoinitiator. Meist handelt es sich dabei um Kampferchinon, seltener um Phenylpropanon oder Lucerin TPO, der für die Polymerisation des Kunststoffes verantwortlich ist. Als Coinitiator dient ein tertiäres Amin. Durch die Polymerisationslampe wird das Kampferchinon, ein Diketon, angeregt. Er geht mit dem tertiären Amin eine Reaktion ein, bei der Radikale entstehen. Die entstandenen Radikale binden sich an die Monomermoleküle und öffnen deren Doppelbindung. Die hierdurch entstandenen Monomermoleküle, mit dem offenen Ende, können miteinander eine stabile Verbindung eingehen und Polymerketten bilden. Die Polymerisation endet sobald keine freien Radikale mehr vorhanden sind [44].



Jeder Photoinitiator benötigt die passende Lichtquelle, um aktiviert zu werden. Beim Kampferchinon ist aus dem Spektralbereich der Blaulichtbereich mit einer Wellenlänge von 440 - 510 nm relevant, wobei er sein Absorptionsmaximum bei 468 nm hat. Das Lucerin hingegen absorbiert im Bereich von 380 - 430 nm [71].

#### **2.2.1.1.2.3.2 Polymerisationslampen**

In den 70er Jahren wurden UV-Licht Lampen zum Aushärten vom Kunststoff verwendet. Aufgrund der schädigenden Wirkung des UV-Lichts auf die Netzhaut und seiner geringen Tiefenpolymerisation, wurden die UV-Licht Lampen durch Blaulichtlampen abgelöst. Um den Wellenlängenbereich des blauen Lichts zu erzeugen, stehen dem Behandler heutzutage vier unterschiedliche Techniken zur Verfügung. Man unterscheidet zwischen den konventionellen Halogenlichtpolymerisationsgeräten, den Plasmalampen, dem Laser und den blauen LEDs [44,56,71,86].

Die Halogenlichtpolymerisationsgeräte sind wie konventionelle Glühlampen aufgebaut. Das erzeugte Licht wird durch einen Blaufilter auf einen Wellenbereich von 380-520 nm eingegrenzt. Aufgrund des breiten Spektrums ist die Energieausbeute bei den Halogenlampen sehr gering. Aus diesem Grund müssen Halogenlichtpolymerisationsgeräte eine Strahlenflussdichte von mehr als 500 mW/cm<sup>2</sup> aufweisen, um ausreichend Energie für die Polymerisation zu erzeugen. Die hochenergetischen Halogenlichtpolymerisationsgeräte haben eine Strahlenflussdichte von mehr als 1000 mW/cm<sup>2</sup> [44].

Die Plasmalampen wurden Anfang der 80er Jahre als Alternative zu den Halogenlampen entwickelt. Durch ihre hohe Lichtintensität von 1300-2000 mW/cm<sup>2</sup> versprachen sie kürzere Polymerisationszeiten. Der Unterschied zu den Halogenlichtpolymerisationsgeräten ist die fehlende Drahtverbindung zwischen den beiden im Xenon befindlichen Elektroden. Der Nachteil dieser Lampen ist, neben dem hohen Anschaffungspreis und der starken Wärmeentwicklung, der begrenzte Wellenlängenbereich von 440-500 nm, der die Anwendung dieser Lampen für die

Polymerisation von Kompositen mit Kampferchinon als Photoinitiator eingrenzt [44,56].

Eine weitere Möglichkeit stellt die Laserpolymerisation dar. Der Vorteil dieser Technik sind die hohen Konversionsraten, die zu einer Optimierung der physikalischen Eigenschaften der Komposite führen. Allerdings belegen einige Studien, dass die hohe Polymerisationsenergie zu einer erhöhten Schrumpfung der Komposite führt und zu Undichtigkeiten an den Füllungsrandern [39,44]. Außerdem ist der hohe Anschaffungspreis ein zusätzlicher Nachteil, den man berücksichtigen muss.

Die blauen Leuchtdioden, LEDs, wurden in 2001 entwickelt. Im Vergleich zu den Halogenlampen haben die LEDs einen hohen Wirkungsgrad bei einer vergleichsweise niedrigeren Wärmeemission.

Heutzutage werden blaue LED-Lampen als Standardlichtquelle für die Polymerisation vom Komposit verwendet. Das emittierte blaue Licht hat ein eingegrenztes Wellenlängenspektrum von 450 - 490 nm und stellt damit ein optimales Emissionsspektrum für das Kampferchinon dar. Bei Kompositen die Lucerin als Photoinitiator enthalten, muss man auf die klassischen Halogenlampen oder aber auf LED Polymerisationslampen der neuesten Generation zurückgreifen. Die neuesten LED Polymerisationslampen, in denen zusätzlich zu dem blauen LED kleine violette LEDs eingebaut sind, können bei 410 nm abstrahlen und sind somit in der Lage Lucerin anzuregen [94].

Nicht nur die Art der Lichtquelle, sondern auch die Zusammensetzung des Komposits und dessen Farbe sowie die korrekte Positionierung der Polymerisationslampe beeinflussen die Polymerisation des Kunststoffes. Denn dunkle Komposite härten schlechter aus als helle und transluzente Komposite. Außerdem haben mikrogefüllte Komposite, aufgrund ihrer kleinen Füller, einen schlechteren Polymerisationsgrad als Komposite mit größeren Füllkörpern. Wichtig ist auch den Abstand zwischen dem Lichtaustrittsfenster der Polymerisationslampe und der Füllungsoberfläche so gering wie möglich zu halten. Denn die Lichtintensität nimmt - laut dem Abstandsgesetz  $I = 1/r^2$  - quadratisch mit dem Abstand ab [37,44].

### **2.2.1.1.2.3.3 Vorteile und Nachteile von lichthärtenden Kompositen**

Der Vorteil von den lichtpolymerisierenden Kompositen ist der geringere Restmonomeranteil nach der Polymerisation. Dadurch sind sie auch stabiler gegen Abrasionen und Verfärbungen. Durch die Photopolymerisation kann man diese Komposite gut verarbeiten und aufschichten, was auch für Restaurationen im ästhetischen Bereich sehr vorteilhaft ist. Der Nachteil der lichthärtenden Komposite ist ihre geringere Durchhärtetiefe. Um ein Durchhärten des Komposits zu erzielen, wird ein Aufschichten von Kompositinkrementen à 2 mm empfohlen. Neuere Generationen von lichthärtenden Kompositen ermöglichen ein Aufschichten von 4-5 mm starken Inkrementen. Diese sogenannten Bulk-Fill-Komposite sind allerdings transluzenter als übliche lichthärtende Komposite und für den Einsatz im ästhetischen Bereich eher ungeeignet [71,158].

### **2.2.1.1.3 Stabilisatoren, usw.**

Stabilisatoren haben die Aufgabe vorzeitig gebildete Radikale abzufangen und eine vorzeitige Polymerisation zu verhindern. Die sog. Inhibitoren erhöhen dadurch die Verarbeitungszeit der Komposite.

In der Matrix sind außerdem noch Pigmente enthalten, sowie Additiva wie Weichmacher, optische Aufheller, usw...

### **2.2.1.2 Der Füller (Disperse Phase)**

Die anorganischen Füller werden der Matrix zugesetzt, um ihre mechanischen und physikalischen Eigenschaften zu verbessern, wie z.B. ihre Festigkeit, ihre Abrasionsbeständigkeit, ihre Polymerisationsschrumpfung, ihre Hydrophilie, ihre Röntgenopazität, ihre Opaleszenz und Transluzenz sowie die Polierbarkeit des Füllungsmaterials. Als Füller werden Quarz, Keramik und Siliziumdioxid verwendet, wobei man bei den röntgenopakten Kompositen Schwermetalle wie Barium- oder Strontiumglas dazu fügt [44,71]. Die Art und Größe der verwendeten Füllkörper

bestimmen die Klassifikation der Komposite. Dabei unterscheidet man zwischen Makrofüller-, Mikrofüller-, Hybrid- und Nanofüllerkomposite.

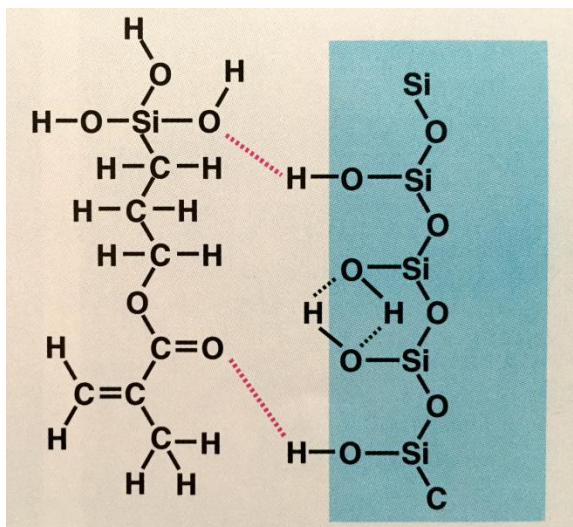
Die Makrofüllerkomposite enthalten Füller mit einer Partikelgröße zwischen 5 und 10  $\mu\text{m}$ . Sie haben ein schlechtes Verschleißverhalten und lassen sich nicht gut polieren [71]. Die Mikrofüllerkomposite beinhalten Füllstoffe mit einer Partikelgröße  $< 1\mu\text{m}$ . Sie sind polierbar und verschleißfester als makrogefüllte Komposite. Dadurch, dass sie im Vergleich zu den Makrofüllerkompositen, die einen 75 Gew.% Füllstoffgehalt haben, nur 50 Gew.% Füllkörperanteil besitzen, haben sie eine erhöhte Polymerisations-schrumpfung, ein geringeres Elastizitätsmodul als konventionelle Komposite und eine höhere Wasseraufnahme. Außerdem sind sie nicht röntgenopak und neigen dazu während der Kaubelastung oder bei der Polymerisation Risse zu bilden [44,72].

Die Hybridkomposite sind eine Kombination aus Mikro- und Makrofüller. Sie haben aufgrund ihres Füllkörpergehalts, bestehend zu 85 - 90 Gew.% aus Makrofüller und 10 - 15 Gew.% aus Mikrofüller, sehr gute physikalische Eigenschaften und können röntgenopak gestaltet werden. Weiterentwicklungen auf diesem Gebiet führten zur Herstellung von Feinpartikelhybridkompositen mit einer Korngröße  $\geq 5 \mu\text{m}$ , Feinstpartikelhybridkompositen bei denen die Korngröße  $\geq 3 \mu\text{m}$  beträgt und Submikrometerhybridkompositen mit Füllkörpern bis zu 1  $\mu\text{m}$  Korngröße [71,122].

Durch die Modifikation der Matrix entstanden stopfbare Komposite mit einer hohen Viskosität. Eine Verringerung des Füllstoffanteils oder der Zusatz von verdünnten Matrixbestandteilen (z.B. TEGDMA), führte zur Entwicklung der fließfähigen Komposite. Fließfähige Komposite haben allerdings eine höhere Polymerisations-schrumpfung als konventionelle Hybridkomposite und ihre mechanische Festigkeit ist auch schlechter, weshalb sie für die routinemäßige Verwendung ungeeignet sind. Durch ihre Fließfähigkeit können sie zum Füllen schwer zugänglicher Bereiche, wie im approximal-zervikalen Raum, oder auch für erweiterte Fissurenversiegelungen, angewendet werden [71,72,122,158].

### 2.2.1.3 Die Verbundphase

Um eine Wechselwirkung zwischen der hydrophilen Oberfläche der Füllstoffe und der organischen Matrix zu ermöglichen, werden Silanisierungsmittel verwendet. Meist handelt es sich dabei um das 3-Methacryloyloxypropyltrimetoxisilan. Hierbei kommt es durch kovalente Sauerstoffbrückenbindungen zu einer Verbindung zwischen dem hydrophilen Füllkörper und den Silanolgruppen des Silans, wodurch der Füllkörper hydrophob wird. Am anderen Ende verbindet sich der Methacrylsäurerest des Silans mit dem Monomer. Einerseits erhöht der Verbund zwischen Füllkörper und Matrix die mechanischen Werte des Materials, andererseits stellt er eine Schwachstelle bei allen Kompositmaterialien dar. Denn eine saure Hydrolyse kann den chemischen Verbund wieder lösen, wodurch es zum Verlust von Füllkörpern und zum Verschleiß vom Komposit kommt [71,122,158].



**Abb. 5: Silanisierung.** Eine kovalente Bindung zwischen dem Silanmolekül (links) und dem Füller (rechts) [109].

### 2.2.2 Neuere Komposite

Zu den neueren Kompositen gehören die Kompomere, die Ormocere, die Silorane sowie die Nanofüllerkomposite. Dabei handelt es sich um Modifikationen und Verbesserungen der Feinstpartikelhybridkomposite mit dem Ziel die mechanischen Eigenschaften dieser Füllungsmaterialien zu verbessern, deren Polymerisations-

schrumpfung zu reduzieren, sowie andere Schwachpunkte wie Verfärbungen usw... zu beseitigen [72].

### 2.2.2.1 Kompomere

Kompomere, „Komp“ für Komposit und „omere“ für Glasionomere, sind Füllungs-materialien, die die Eigenschaften von Kompositen und Glasionomerzementen vereinen [71].

Sie bestehen, so wie konventionelle Composite, aus Monomeren, Photoinitiatoren, Stabilisatoren und Farbpigmenten. Im Gegensatz zu den Kompositen enthalten Kompomere noch zusätzlich Dimethacrylatmonomere und verschiedene Fluorosilikatgläser, die zum Teil silanisiert sind. Die Füllkörper können auch disperse Siliziumdioxid-Partikel sowie andere Füllstoffe, wie z.B. Ytterbiumfluorid und Strontiumfluorid, enthalten und haben eine Partikelgröße zwischen 0,1 µm und 10 µm [44,71,72,158]. Die Röntgenopazität der Kompomere ist auf die enthaltenen Schwermetalle zurückzuführen. Vergleicht man sie mit den konventionellen Glasionomerzementen, stellt man fest, dass die Kompomere über bessere mechanische Eigenschaften verfügen, allerdings benötigen sie für einen sicheren Verbund zum Zahn ein -selbstkonditionierendes - Adhäsivsystem. Die säuremodifizierten Monomere in den Kompomeren begünstigen aufgrund der Hydrophilie ihrer Hydroxylgruppen die Wasseraufnahme. Da die Kompomere, im Gegensatz zu den GIZ, kein Wasser enthalten, kann die Säure-Base Reaktion erst dann stattfinden, wenn Wasser über den Speichel in die Füllung eindringt und somit die chemische Reaktion einleitet. Trotz ihrer Fähigkeit eine chemische Reaktion einzugehen können Kompomere, im Gegensatz zu Glasionomerzementen, erst durch Lichtpolymerisation komplett ausgehärtet werden [44,71,158].

Die Polymerisationsschrumpfung bei den Kompomeren beträgt 2-3 Vol.-%. Ihre Biege-, Zug- und Druckfestigkeit ähneln die von den Mikrofüllerkompositen. Im Vergleich zu den Hybridkompositen sind die Kompomere weniger abrasionsstabil. In einem sauren

Milieu wird ihr Abrasionswiderstand zusätzlich geschwächt, was wiederum die Kompomere als Restaurationsmaterial für das Milchgebiss gut eignet [44].

#### **2.2.2.2 Ormocere**

Ormocere steht für organically modified ceramic. Im Gegensatz zu den herkömmlichen Kompositen besteht die Matrix dieser organisch modifizierten Keramikmaterialien, sowohl aus einem „vorpolymerisierten“ anorganischen Netzwerk als auch aus organischen Methacrylatgruppen. Nach der Lichtpolymerisation vernetzen sich die organischen Bestandteile mit dem anorganischen Netzwerk. Ormocere haben nach Herstellerangaben die gleichen Indikationsbereiche wie Komposite und Amalgam. Der Arbeitsablauf für das Legen der Füllung ist identisch mit dem für Kompositfüllungen. Der Vorteil der Ormocere, im Vergleich zu den konventionellen Kompositen, ist der geringere Gehalt an Restmonomeren nach der Polymerisation, sowie ihre Kapazität Fluoride freizusetzen. Außerdem ist die Abrasion und die Polymerisationsschrumpfung bei den Ormoceren geringer [71].

Kourmetas et al. haben allerdings in einer Versuchsreihe nachgewiesen, dass Ormocere-Füllungen einen schwächeren Haftverbund sowie eine schlechtere Randqualität als Hybridkompositfüllungen haben [85]. Auch Chen et al. konnten in einer Studie zeigen, dass die Schrumpfkraft bei Ormoceren größer sind als bei Hybridkompositen. Womöglich führen diese Kräfte zu verstärkten Spannungen an der Zahnhartsubstanz und zum Versagen des Haftverbundes der Ormocere-Füllungen [19].

#### **2.2.2.3 Silorane**

Seit den fünfziger Jahren versuchte man die Polymerisationsschrumpfung bei Kompositen durch eine Erhöhung des Füllergehalts zu kompensieren. Dabei liegt das Problem in der Harzmatrix, die während der Polymerisation schrumpft. Um dieses Problem zu beheben, wurden die Silorane entwickelt [1]. Dabei handelt es sich um eine ringförmige Monomerstruktur bestehend aus Siloxanen und Oxiranen. Die Siloxane verleihen dem Material seine hydrophoben Eigenschaften, wodurch die

Wasseraufnahme sowie die exogenen Verfärbungen reduziert werden [55]. Die Oxirane sind für die physikalischen Eigenschaften und die geringe Schrumpfung des Materials zuständig. Silorane sind über Kationen vernetzt. Bei der Lichtpolymerisation kommt es über eine Kettenreaktion zu einem Redoxprozess, welches zu einer Ringöffnung der Oxirane führt. Bei der Ringöffnung kommt es teilweise zu einer Kompensation der Polymerisationsschrumpfung [158].

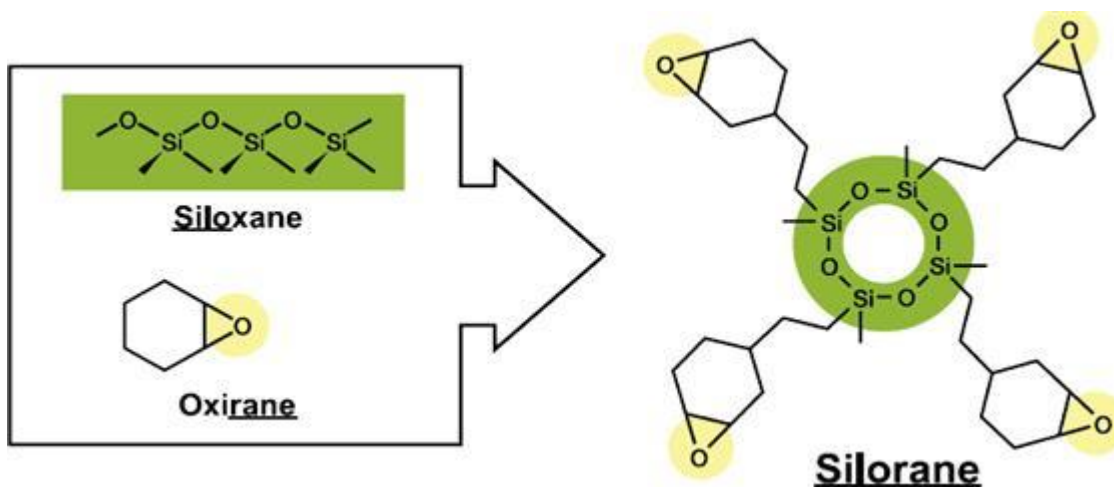


Abb. 6: Silorane [126].

Das einzige auf dem Markt befindliche Silorane ist Filtek Silorane® der Firma 3M ESPE. Das Material verspricht einen Volumenschrumpf von weniger als 1%. Dies haben Bacchi et al. in ihrer Studie untersucht und konnten nachweisen, dass Silorane eine geringere Schrumpfung als Komposite haben [6]. Außerdem verfügen Silorane laut Ilie et al. über identische mechanische Eigenschaften wie Komposite auf Metacrylatbasis [74]. Obwohl sie eine hohe Bruchfestigkeit aufweisen, haben Silorane eine geringere Druckfestigkeit sowie eine kleinere Mikrohärtigkeit als Komposite. Die unterschiedliche Knoop Härte zwischen den Siloranen und den Kompositen könnte laut Lien et al. auf den reduzierten Füllergehalt von ca. 55% bei den Siloranen zurückzuführen sein [92].

Ein weiterer Unterschied zu den Kompositen ist u.a. die Auswahl des Adhäsivsystems. Denn aufgrund ihrer hydrophoben Eigenschaften sind Silorane weder mit den herkömmlichen Kompositen noch mit allen Adhäsivsystemen kompatibel und müssen



mit einem speziellen selbstätzenden zwei-Schritt Adhäsiv verwendet werden [1,44,158].

Zusammenfassend kann man sagen, dass Silorane sowohl dem Behandler als auch dem Patienten viele Vorteile bieten. Denn durch die geringe Polymerisationsschrumpfung kommt es zu weniger Hypersensitivitäten bei den Patienten und die längere Verarbeitungszeit, aufgrund der Unempfindlichkeit gegenüber Umgebungslicht, ermöglicht dem Behandler ein entspanntes Aufschichten des Materials. Ein weiterer Vorteil ist die geringere Adhäsion von Streptokokken auf den Füllungsflächen, die auf die hydrophoben Eigenschaften des Materials zurückzuführen ist [15,158]. Dennoch besteht Verbesserungsbedarf bei der Abrasionsstabilität und Viskosität der Silorane sowie bei der Farbauswahl, die aufgrund des Fehlens von hochtransluzenten Farben den Einsatz des Füllungsmaterials auf den Seitenzahnbereich beschränkt [32,44].

#### **2.2.2.4 Nanokomposite**

Weiterentwicklungen auf dem Gebiet der Komposite führte im Jahr 2000 zu der Markteinführung des ersten Nanokomposits „Filtek Supreme“ der Firma 3M Espe. Das Füllmaterial soll sowohl die physikalischen Eigenschaften der Hybridkomposite als auch die guten mechanischen Eigenschaften, wie Hochglanz und gute Polierbarkeit, von Mikrofüllern vereinen [34].

Die Nanofüller besitzen wie die Mikrofüller eine mittlere Teilchengröße von  $< 100$  nm. Allerdings liegen die Füllkörper der Nanofüllerkomposite nicht in aggregierter Form vor, wodurch sie andere Eigenschaften aufweisen. Der Füllkörpergehalt entspricht dem von Hybridkompositen und verleiht diesem Füllungsmaterial gute mechanische Eigenschaften [35,71].

Kim et al. haben in einer Studie untersucht, inwiefern der Füllergehalt und die Teilchengröße des Füllkörpers die Eigenschaften eines Komposits beeinflussen. Sie konnten nachweisen, dass Komposite mit vorpolymerisierten Kompositfüllern den niedrigsten Füllergehalt besitzen und damit auch die niedrigste Biegefestigkeit und

Härte aufweisen. Im Gegensatz dazu zeigten Kompositmaterialien mit einem höheren Füllergehalt eine höhere Biegefestigkeit und Härte, sowie eine geringere Polymerisationsschrumpfung [83].

Durch ein besonderes Herstellungsverfahren, basierend auf die Sol-Gel-Chemie anstatt des Mahlprozesses, konnte der Füllergehalt der Nanokomposite erhöht werden, ohne dabei die Viskosität des Materials zu verschlechtern. Das Sol-Gel Verfahren ermöglicht die Korngröße und Zusammensetzung der Füllkörper genau festzulegen und sphärische Teilchen mit einer Größe zwischen 2 - 25 nm herzustellen. Im Vergleich zu ihrem Volumen besitzen die Nanopartikel eine große Oberfläche und weisen damit eine hohe Oberflächenenergie auf. Dadurch verklumpen die Teilchen und verlieren damit ihre besonderen Eigenschaften. Um dies zu vermeiden, wird die Oberfläche der Nanopartikel nach ihrer Herstellung chemisch inaktiviert und die Partikel auf diese Weise voneinander isoliert [147].

Die Nanopartikel werden in Kombination mit Nanoclustern, locker vernetzte Agglomerate aus einzelnen Nanomeren, als Füllkörper verwendet. Denn aufgrund ihrer kleinen Größe können die Nanopartikel das Licht nicht reflektieren und werden aus diesem Grund mit größeren Partikeln kombiniert, um eine bessere Ästhetik zu erzielen. Ein weiterer Grund dafür ist, dass die kleinen Nanopartikel nicht vollständig mit den Matrixmonomeren benetzt werden können, was zu schlechteren mechanischen Eigenschaften des Komposits führt [72]. Durch die Kombination von den feinen Nanopartikeln mit den Nanoclustern werden bessere physikalische Eigenschaften bei Nanokompositen erzielt.

Man unterscheidet zwischen den Nanokompositen und den Nano hybridkompositen. Letztere beinhalten zusätzlich zu den Nanopartikeln weitere größere Füllstoffe, die auch in Hybridkompositen vorzufinden sind. Dabei füllen die Nanopartikel die Räume zwischen den Mikrofüllern auf und ermöglichen damit die homogene Verteilung von Harz und Füllkörpern. Außerdem ermöglicht die Kombination dieser Füllkörper Nano hybridkomposite mit einem Füllstoffgehalt von 89 Gew.-% herzustellen [146].

### 2.2.3 Polymerisationsschrumpfung

Unter dem Begriff Polymerisationsschrumpfung versteht man die Schrumpfung der Komposite während des Abbindens. Diese variiert zwischen 1,5 und 3 Vol.-% und beträgt sogar bei den fließfähigen Kompositen 4% des Ausgangsvolumens [152]. Die Schrumpfung des Komposits führt zu Spannungen im Material. Daraus resultieren Randpaltbildungen am Kavitätenrand sowie Risse entlang der Füllkörperoberfläche, die zu einem erhöhten Verschleiß des Füllungswerkstoffes führen [71].

Infolgedessen dass Kompositmaterialien keine eigenständige Adhäsion zu der Zahnhartsubstanz aufbauen können und aufgrund ihrer Polymerisationsschrumpfung, die zu Spaltbildungen an den Füllungsrandern führt, werden Komposite mit Hilfe der Adhäsivtechnik an die Zahnhartsubstanz gebunden. Durch die Verwendung der Adhäsive als Haftvermittler zwischen der Zahnhartsubstanz und dem Komposit gelingt es einen Antagonismus zur Polymerisationsschrumpfung zu etablieren [44].

Der Grund für die Polymerisationsschrumpfung der Komposite ist die starke Vernetzung der Polymere. Die Hauptursache ist die Abstandsänderung während der Polymerisation, die zu der Schrumpfung führt. Denn der intermolekulare Abstand (Van-der-Waals-Abstand) der Monomere in der unpolymerisierten Matrix beträgt 3,40 Å, wobei der Abstand zwischen den Monomeren, die während der Polymerisation eine kovalente Bindung eingehen, nur 1,54 Å beträgt. Dies führt zu einer Nettoänderung von -1,86 Å. Trotz der leichten Ausdehnung von +0,2 Å, bedingt durch den Wechsel von der Doppelbindung (1,34 Å) zu der Einfachbindung (1,54 Å), addieren sich beide Effekte und führen zu einer Gesamtschrumpfung von 1,84 Å [44,152].

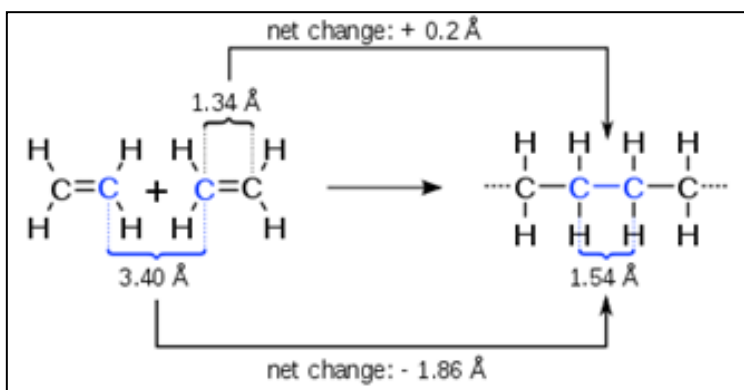


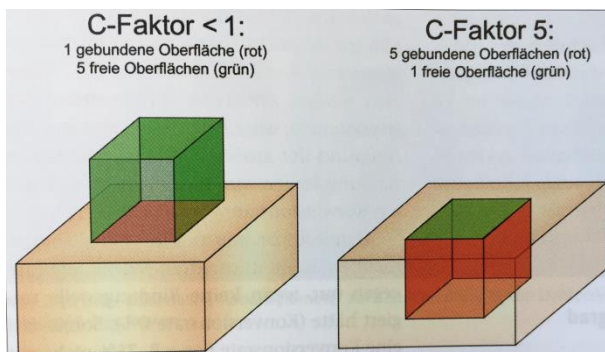
Abb.7: Die Polymerisationsschrumpfung [152].

Um die Polymerisationsschrumpfung und den daraus resultierenden Schrumpungsstress zu umgehen, wurden neben der Einführung der Adhäsivtechnik noch Änderungen in der Zusammensetzung der Komposite durchgeführt. Wie bereits in den letzten Kapiteln erwähnt, führt eine Erhöhung des Füllkörperanteils, wie bei den Nanokompositen, als auch die Modifikation des Monomertyps, wie bei den Siloranen, zu einer Reduzierung der Polymerisationsschrumpfung.

Andere Methoden, die dabei helfen sollen die Polymerisationsschrumpfung zu kompensieren, sind u.a. die Anwendung eines dünnfließenden Komposits als Liner [11,41,139]. Der Liner sorgt dafür, dass die Füllung etwas flexibler wird und kompensiert damit deren Schrumpungsstress, der sonst den Haftverbund zur Zahnhartsubstanz negativ beeinflussen würde [4,80]. Van Meerbeek et al. haben in ihrer Studie nachgewiesen, dass eine Schicht eines gefüllten niedrigviskösen Kunststoffes, die zwischen dem Adhäsiv und dem Füllungsmaterial appliziert wird, den Schrumpungsstress, welcher sich zwischen der Füllung und dem Dentin aufbaut, kompensieren kann und somit zu einer besseren marginalen Adaptation sowie Retention der Kompositfüllung führt [142]. Ein weiterer Vorteil der Lining-Technik ist die Stabilisierung der Verbundzone zwischen Dentin und Komposit. Denn das dünne Verblasen des Bonding Agents führt zur Bildung einer Sauerstoffinhibitionsschicht, die eine Polymerisation der Adhäsivschicht verhindert und den Haftverbund zwischen Dentin und Komposit beeinträchtigt. Durch das Auftragen eines dünnfließenden Komposits, als Liner, auf die Kavitätinnenwände kommt es bei dessen Polymerisation zum Aushärten der sauerstoffinhibierten Schicht des Bonding Agents und damit zur Stabilisierung dieser Verbundzone [43].

Andere Faktoren, die die Polymerisationsschrumpfung beeinflussen können, sind u.a. die Polymerisationsart und -dauer sowie die Kavitätengeometrie als auch die Geometrie des eingebrachten Kompositinkrements - der C-Faktor - [4,36,44]. Der C-Faktor, configuration factor, sagt aus, dass die Höhe der Schrumpungskräfte vom Verhältnis der gebundenen zu den freien Kompositoberflächen abhängt (Abb.8).  $C = \text{befestigte Oberfläche} / \text{unbefestigte Oberfläche}$  [44]. Je mehr gebundene Oberflächen vorhanden sind, desto größer wird der C-Faktor und damit auch die Schrumpfungskraft [71]. Die Ausnahme bei den Kompositen stellen die Silorane dar. Denn laut El-Sahn et

al. beeinflusst ein erhöhter C-Faktor nicht deren Haftkraft [29]. Der Grund dafür ist die Monomerzusammensetzung dieser Komposite. Die Ringöffnung der Oxirane während der Polymerisation führt zu einer Volumenexpansion, die teilweise die Polymerisationsschrumpfung, welche durch die kovalenten Bindungen hervorgerufen wird, kompensiert [29,126]. Daher sehen Singh et al. die Silorane als eine sehr gute Alternative, um Kavitäten mit einem hohen Konfigurationsfaktor zu füllen [126].



**Abb. 8: Der C-Faktor.** Je mehr gebundene Oberflächen eine Kompositfüllung aufweist, desto stärker sind die Polymerisationsschrumpfkraften [44].

Um den C-Faktor zu umgehen, werden Komposite mit Hilfe der Inkrementtechnik eingesetzt. Es wird empfohlen das Komposit in einer Schichtstärke von bis zu 2 mm einzubringen. Bis zu dieser Stärke kann eine ausreichende Durchhärtung des Materials gewährleistet werden. Eine Ausnahme stellen die Bulk-Fill-Komposite dar, bei denen eine Durchhärtungstiefe von bis zu 4 mm erreicht werden kann [31,44,133]. Die Schichttechnik soll den Schrumpfstress minimieren, denn je mehr einzelne Schichten eingebracht und polymerisiert werden, desto geringer ist der Schrumpfstress und desto besser ist die Haftung des Komposits an den Kavitätenwänden [44,100].

Es bleibt umstritten, ob die Lining-Technik den Polymerisationsschrumpfstress reduziert oder nicht. Denn mehrere Studien belegen, dass das Lining zu keiner Besserung der Polymerisationsschrumpfung führt [3,90,91,119]. Trotzdem bietet die Lining-Technik andere Vorteile, wie das Anfließen in schlecht sichtbaren Bereichen der Kavität, das Aufbauen von blasenfreien Übergängen sowie das zuverlässige Ausfließen von approximalen Schmelzabschrägungen [43,47].

### 2.3 Selbstadhäsive Füllungsmaterialien

Die Weiterentwicklung der Adhäsivtechnik in den letzten Jahren hatte als Ziel dem Behandler die Arbeitsschritte bei der Füllungstherapie zu vereinfachen und ihm noch eine schnelle und wirtschaftliche Behandlung zu ermöglichen.

Es wurde nicht nur versucht das Adhäsivsystem von der ursprünglichen Vier-Schritt-Technik auf einen Schritt zu reduzieren, sondern auch die Füllungstherapie als Ganzes zu komprimieren, indem man das Adhäsiv mit dem Füllungsmaterial vereint hat. Dies war der Beginn der selbstadhäsiven Füllungsmaterialien.

Zurzeit befinden sich folgende selbstadhäsive Füllungsmaterialien auf dem Markt:

- a. Vertise Flow (Fa. Kerr dental, Italien), bzw. Dyad Flow (Fa. Kerr Corporation, Orange, USA) in Lateinamerika.
- b. Fusio Liquid Dentin (Fa. Pentron Clinical, Orange, USA)
- c. Constic (DMG, Hamburg).

#### 2.3.1 Vertise Flow

Kerr hat in 2009, nach einer vierjährigen Forschungszeit, das selbstadhäsive Flowable Vertise Flow auf dem Markt gebracht. Damit wurde die Adhäsivtechnik mit der Komposittechnik vereint. Eine Vorbehandlung der Kavität ist nicht mehr notwendig. Neben der einfachen Handhabung bietet das Produkt kürzere Behandlungszeiten, die sowohl für den Patienten als auch für den Behandler von Vorteil sind. Das Produkt ist laut dem Hersteller für kleine Klasse I und II Kavitäten, als Liner für Klasse I und II Restorationen, als Fissurenversiegler sowie für die Reparatur von Keramik geeignet. Die Vorteile, die das Produkt bietet, sind neben der vereinfachten Handhabung, eine hohe Haftkraft sowohl zum Dentin als auch zum Schmelz, ein geringes Microleakage, gute mechanische Eigenschaften und eine hohe Röntgenopazität [81].

Die Farbauswahl ist groß. Das Produkt bietet 9 unterschiedliche Nuancen an: XL, A1, A2, A3, A3.5, B1, B2, Universal Opak, Transluzent.

### 2.3.1.1 Lagerung und Anwendung

Aufgrund der enthaltenen sauren Monomere muss Vertise Flow bei 2 - 8°C gelagert werden, damit die einzelnen Komponenten stabil gehalten werden und die Funktionalität des Materials gewährleistet werden kann. Um einen Verbund zwischen dem Material und der Zahnhartsubstanz zu erreichen, wird die erste Schicht aktiv mit leichtem Druck für 15 - 20 Sekunden in die Kavität eingestrichen, wobei die Stärke des aufgetragenen Materials nicht dicker als 0,5 mm sein darf. Da die adhäsiven Monomere eine verzögerte Lichthärtung aufweisen, wird die aufgetragene Schicht für 20 Sekunden lichtgehärtet ( $> 800 \text{ mW/cm}^2$ ). Anschließend wird die Kavität in 2 mm Schichten aufgefüllt, die je nach Farbton, für 20 - 40 Sekunden ausgehärtet werden müssen. Eine weitere Möglichkeit besteht darin, das SAF als Lining zu verwenden und die Kavität mit einem konventionellen Komposit zu füllen [82].

Vertise Flow wirkt wie ein Selbstadhäsiv und benötigt keine Vorbehandlung der Kavität. Ein Anätzen des Schmelzes ist möglich, wobei laut Herstellerangaben eine Vorbehandlung des Dentins zu einer Verschlechterung der Haftkraft führt. Der pH-Wert des Materials vor der Polymerisation beträgt 1,9. Erst nach dem Aushärten wird ein neutraler Wert zwischen 6,5 und 7 erreicht [81].

### 2.3.1.2 Zusammensetzung der Füllkörper

Laut Herstellerangaben besteht Vertise Flow aus vier unterschiedlichen Füllkörpern: vorpolymerisierte Füller, 1-micron Bariumglasfüller, Nanosilikate und Nanopartikel aus Ytterbiumfluorid. Die Gesamtpartikelgröße des Materials beträgt 1 Micron.

Die Vorteile der einzelnen Komponenten sind u.a. eine Reduzierung der Polymerisationsschrumpfung durch die vorpolymerisierten Füller, eine bessere Polierbarkeit sowie ein thixotropisches Verhalten durch die Nanopartikel und die Röntgenopazität durch die Nano-ytterbiumfluoride [81].

### 2.3.1.3 Haftmechanismus

Der Haftmechanismus bei Vertise Flow basiert auf die Adhäsivtechnologie von Opti-Bond, ein Self-Etch-Adhäsiv des gleichen Unternehmens. Das hierfür verantwortliche Monomer, GPDM, ermöglicht es sowohl einen chemischen als auch einen mikro-mechanischen Verbund zur Zahnhartsubstanz aufzubauen [144]. Das Glycerol-Phosphat-Dimethacrylat (GPDM) besteht aus einer funktionellen Phosphatgruppe, die in dissoziierter Form die Oberfläche der Zahnhartsubstanz anätzt. Damit schafft sie eine mikroretentive Oberfläche und geht eine chemische Bindung zum Kalzium der Zahnhartsubstanz ein. Das GPDM-Molekül verfügt am anderen Ende über Methacrylatgruppen und kann sich dadurch mit anderen Monomeren verbinden (Abb. 9, 10) [46]. Diese Interdiffusionszone beträgt ca. 300 nm [81].

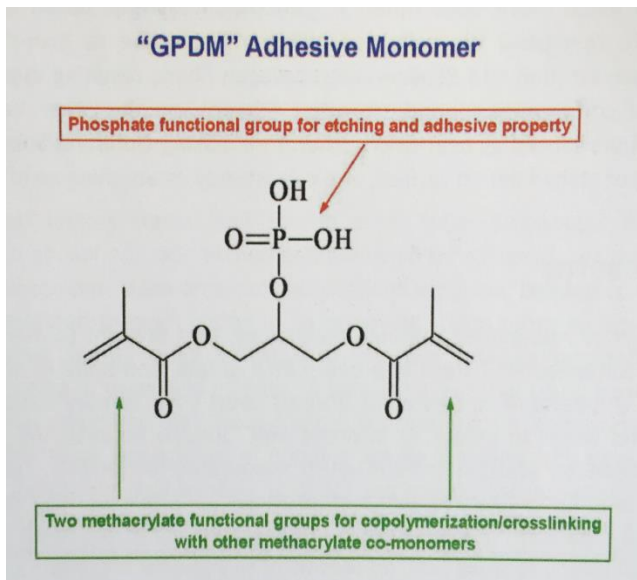
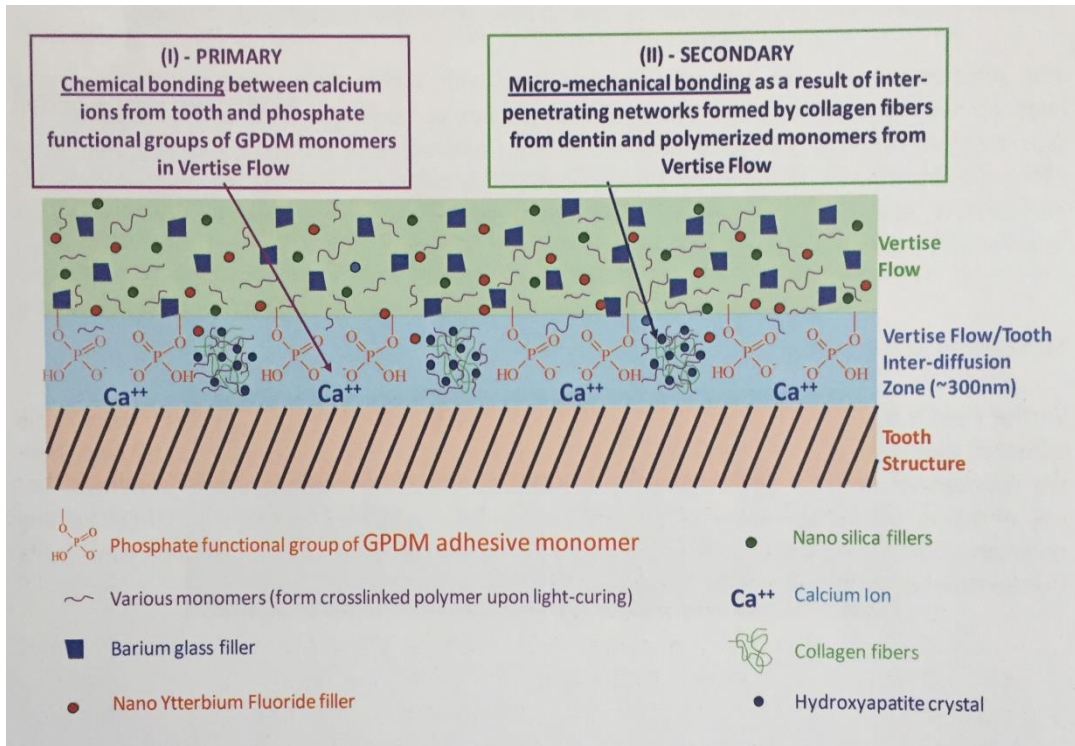


Abb. 9: Glycerol-Phosphat-Dimethacrylat (GPDM) [81].

Der Nachteil dieses Monomers ist die Hydrophilie der Phosphatgruppe, die zu einer erhöhten Wasseraufnahme führt [149]. Allerdings ist diese Hydrophilie notwendig um eine Benetzbarkeit der Substratoberfläche durch das Monomer sicherzustellen [46]. Wei et al. führen das gute Randverhalten bei Vertise Flow auf das hydrophile Verhalten des Monomers zurück. Denn aufgrund der Hydrophilie vom GPDM weist Vertise Flow eine hygroskopische Expansion auf, die allerdings zu einem Ausgleich der Polymerisationsschrumpfung führt und das bessere Randverhalten des Füllungsmaterials erklärt [46,149]. Dass Vertise Flow weniger Microleakage als konventionelle



Fissurenversiegler aufweist, zeigt auch eine Studie von Rahimian-Imam et al. [108]. Um bessere Haftwerte zu erzielen, ist eine Weiterentwicklung des Materials notwendig [28].



**Abb. 10: Der Haftmechanismus von Vertise Flow [81].**

### 2.3.2 Constic

Constic ist ein selbstadhäsives Füllungsmaterial der Fa. DMG (Deutschland).

Laut Herstellerangaben ist es für kleine Restaurationen der Klasse I, III und V geeignet. Man kann es als Fissurenversiegler, als Unterfüllung für Klasse I und II Kavitäten, zum Reparieren von Composit-Restaurationen oder auch für kleine okklusale Milchzahnkavitäten verwenden.

Auch bei Constic ist die Farbauswahl groß. Das Produkt wird in 6 unterschiedlichen Nuancen angeboten.

### 2.3.2.1 Lagerung und Anwendung

Die Anwendung von Constic ähnelt der von Vertise Flow. Das Material soll aktiv mit dem Pinsel für 25 s in einer 0,5 mm dünnen Schicht auf der gesamten Oberfläche der Kavität aufgetragen werden und anschließend für 20 s ausgehärtet werden. Das Applizieren des Materials folgt in Schichtstärken von max. 2 mm, wobei jede aufgetragene Schicht für 20 Sekunden ausgehärtet werden muss. Bei Fissurenversiegelungen wird eine Schmelzätzung für 15 - 30 Sekunden mit 37% Phosphorsäuregel empfohlen. Das Material soll bei Raumtemperatur (15 bis 25°C) gelagert werden.

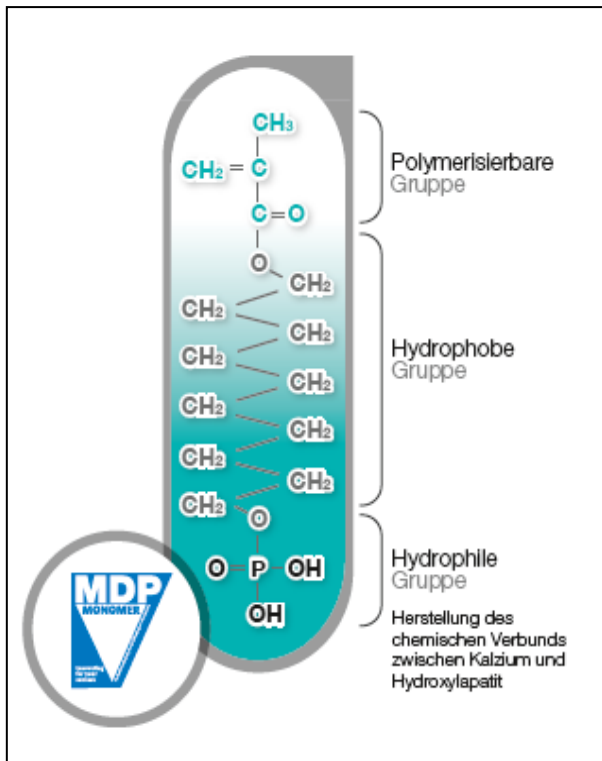
### 2.3.2.2 Zusammensetzung

Constic besteht aus Bariumglas in einer Bis-GMA-basierten Matrix aus Dentalharzen sowie aus Pigmenten, Additiven und Katalysatoren.

### 2.3.2.3 Haftmechanismus

Der Haftmechanismus zwischen Constic und der Zahnhartsubstanz wird durch das enthaltene MDP-Monomer ermöglicht. Das in 1976 von Kuraray entwickelte Haftmolekül MDP (10-Metacryloyloxydecyldihydrogenphosphat) findet man heutzutage in mehreren Universaladhäsiven. Studien zeigen, dass MDP-haltige Universaladhäsive höhere und vor allem nach Wasserlagerung stabilere Haftwerte aufweisen als Produkte die kein MDP enthalten [33].

Die Stabilität des Kalziumsalzes des MDP-Monomers ist ca. 200 x größer als die des 4-MET-Monomers. Somit ist das Kalziumsalz kaum in Wasser löslich und hocheffektiv bei der chemischen Haftung an Dentin und Schmelz [89]. Bei einer Studie von Munoz-Viveros sind Scherhaftwerte von ca. 23 MPa zum Dentin und ca. 20 MPa zum Schmelz gemessen worden [25].



**Abb. 11: Die Struktur des MDP-Monomers [89].**

### 2.3.3 Fusio Liquid Dentin

#### 2.3.3.1 Lagerung und Anwendung

Wie bei den anderen SAF wird Fusio Liquid Dentin für 20 s auf die Kavitätenwände gestrichen und für 10 s ausgehärtet. Anschließend wird das SAF in 2 mm Schichten in die Kavität eingebracht und für 10 Sekunden/Inkrement ausgehärtet.

Laut Hersteller kann Fusio Liquid Dentin als Fissurenversiegeler sowie als Füllungsmaterial für kleine Klasse I-Kavitäten verwendet werden.

#### 2.3.3.2 Zusammensetzung

Fusio Liquid Dentin ist ein röntgenopakes selbstadhäsives Füllungsmaterial. Es beinhaltet neben dem 4-META, Nanosilikate und Glas-Füller. Es wird in 4 Farbvarianten angeboten.

4-META

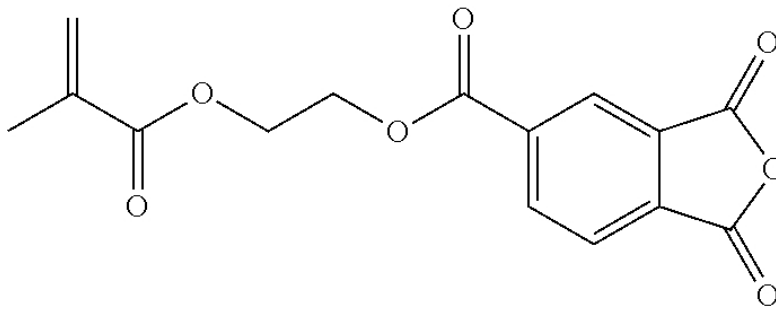


Abb.12: Die Struktur des 4-META-Monomers [131].

### 2.3.3.3 Haftmechanismus

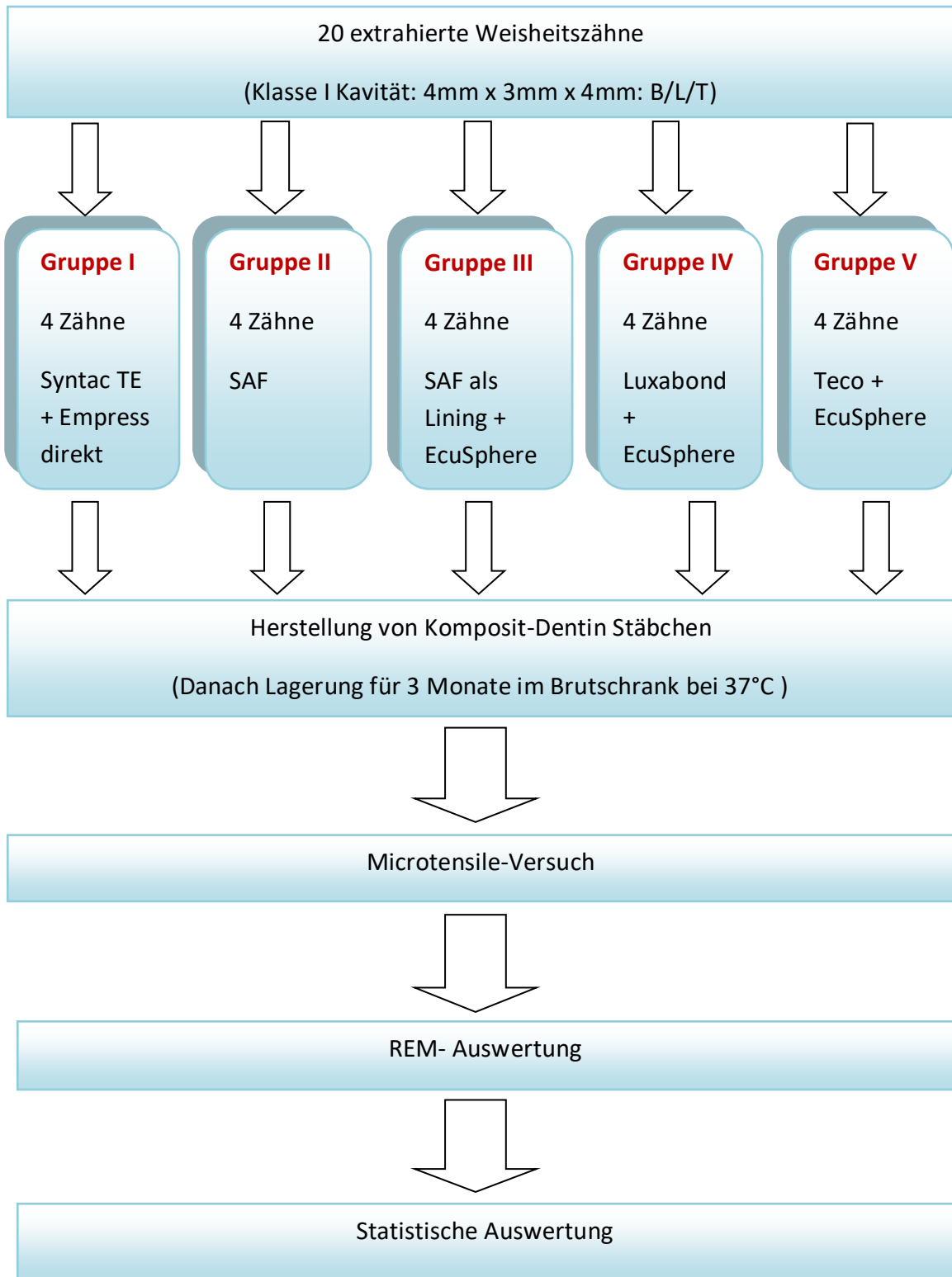
Im Gegensatz zu Vertise Flow und Constic, beinhaltet Fusio Liquid Dentin das 4-META als adhäsives Monomer. Das 4-Methacryloyloxyethyl-trimellit-anhydrid (4-META) baut über Carboxylatgruppen die Haftung zur Zahnhartsubstanz. Diese Art des Haftverbundes ähnelt die der Glasionomermemente [46].

Material and Manufacturer	Matrix components	Filler type and diameter	Filler load
Constic, <i>DMG</i>	Bis-GMA, EBADMA, UDMA, HEMA, TEGDMA, HDMA, <b>MDP</b>	Ba-glass 0,02-2,3 µm	38% by volume 65% by weight
Fusio Liquid Dentin, <i>Pentron Clinical</i>	UDMA, TEGDMA, HEMA, <b>4-META</b>	amorphous silicon nanosized, silanized Ba-glass, 1,2 µm particle size in average	52% by volume 65% by weight
Vertise Flow, <i>Kerr Dental</i>	<b>GPDM</b> , HEMA, MeHQ	Prepolymerized particles, Ba-glass, SiO <sub>2</sub> , YbF <sub>3</sub> , ZnO, 1 µm particle size in average	70% by weight

Abb.13: Die Zusammensetzung der heutigen SAF [105].

### 3. Material und Methode

#### 3.1 Projektskizze



### 3.2 Herstellung der Versuchsproben

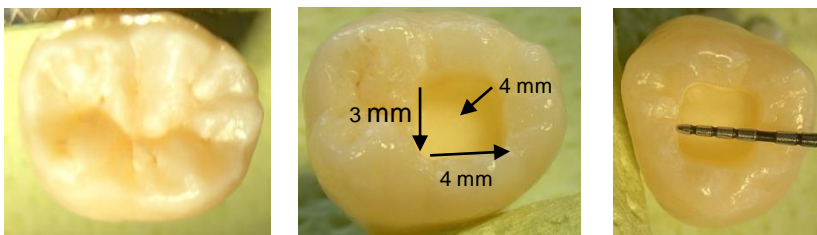
#### 3.2.1 Auswahl der Zähne und Präparation der Kavitäten

Für die Durchführung der experimentellen Arbeit wurden 20 - 30 karies- und füllungs-freie menschliche Weisheitszähne gesammelt und vom Extraktionszeitpunkt bis zum Versuchsbeginn bei Zimmertemperatur in einem Behälter mit Wasser und Thymol aufbewahrt.

Vor Beginn der Versuchsdurchführung wurden die Zähne von Belägen sowie Zahnstein und Gewebsresten mittels Scaler (SH6/7, Fa. Hu-Friedy, Leimen) gereinigt und die okklusalen Flächen mit einer Polierbürste (Hawe Miniatur Bürstchen, Kelch Nylonborsten, Kerr Hawe, Switzerland) gesäubert.

Anschließend wurden sie nach dem Zufallsprinzip in 5 Gruppen aufgeteilt.

Zuerst folgte die Präparation der Zähne. Dabei wurden alle Zähne okklusal mittels eines roten Winkelstücks unter Wasserkühlung und bei einer Umdrehungszahl von 200.000 U/min mit Hilfe eines zylindrischen Diamantschleifers (durchschnittliche Korngröße 30  $\mu\text{m}$ ) der Firma Komet (Komet, Gebr. Brasseler, Lemgo) präpariert. Die okklusale Kavität, die eine Kavität der Klasse I nach Black entspricht, sollte eine mesio-distale Breite und korono-apikale Tiefe von 4 mm sowie eine vestibulo-orale Länge von 3 mm haben. Die Maßen wurden während der Präparation mit einer WHO-Sonde kontrolliert (s. Abb. 14)



**Abb.14: Die Präparation der okklusalen Kavität.**

#### 3.2.2 Gruppeneinteilung

Für die Studie wurde die Adhäsivkraft eines selbstadhäsiven Komposits der Firma DMG im Vergleich zu drei herkömmlichen Adhäsivsystemen getestet.

Die Zähne wurden in folgenden Gruppen aufgeteilt:

Gruppe I: Syntac® TE + Empress® direkt

Gruppe II: Self-adhesive Composite (2 Schichten)

Gruppe III: Self-adhesive Composite als Lining + EcuSphere®

Gruppe IV: Luxabond® + EcuSphere®

Gruppe V: Teco® + EcuSphere®

### **3.2.3 Anätzen der Kavitäten**

Nach der Präparation der Zähne folgte bei den Gruppen I, IV und V das Anätzen der Kavitäten. Für das Anätzen wurde das Etching Gel Medium Viscosity von DMG verwendet. Das Produkt beinhaltet 2 Spritzen à 2 ml Ätzelgel und 6 Kanülen.

Laut Herstellerangaben besteht das DMG Etching Gel aus o-Phosphorsäure in Wasser (37%) und Aerosil. Es eignet sich zum Ätzen von Schmelz und Dentin und soll nicht über 25°C gelagert werden. Der Hersteller empfiehlt das Gel zuerst auf die Schmelzränder der Kavität aufzutragen und dann den Ätzevorgang auf das Dentin auszuweiten, so dass die Einwirkzeit auf dem Schmelz zwischen 20 und 60 Sekunden beträgt und die auf dem Dentin 15 Sekunden nicht überschreitet.

Das DMG Etching wurde bei der Gruppe I für 30 Sekunden auf den Schmelz und im Anschluss daran für 15 Sekunden auf das Dentin appliziert. Die geätzten Bereiche wurden anschließend mit Wasserstrahl für 1 Minute gereinigt und die überschüssige Feuchtigkeit mit dem Luftpüster getrocknet, wobei die Dentinoberfläche nicht über-trocknet wurde, so dass eine leicht feucht schimmernde Schicht noch zu erkennen war (wet-bonding).

Bei den Gruppe IV und V wurde die gleiche Prozedur beim Ätzevorgang durchgeführt, allerdings wurde hier der Schmelz, laut Herstellerangaben des jeweilig verwendeten Adhäsivmaterials, für 45 s geätzt und im Anschluss das Dentin für 15 s (s. Versuchsdurchführung Gruppe IV und V).

### 3.2.4 Legen der Füllungen und Erläuterung der verwendeten Adhäsive und Komposite

#### 3.2.4.1 Gruppe I: Syntac® TE + IPS Empress® Direct

Bei der ersten Gruppe wurde das Syntac® TE als Adhäsivsystem und IPS Empress® Direct A3 Dentin (ivoclar vivadent) als Füllungsmaterial verwendet.



Abb.15: Gruppe I: Etching Gel + Syntac® TE + IPS Empress® Direct.

##### 3.2.4.1.1 Erläuterung des verwendeten Adhäsivsystems

Das Syntac® Assortment von ivoclar vivadent beinhaltet: 1 x 3 g Syntac® Primer, 1 x 3 g Syntac® Adhesive, 1 x 6 g Heliobond, div. Zubehör. Laut Herstellerangaben ist Syntac® sowohl für direkte Kompositrestaurationen als auch für indirekte Restaurationen geeignet. Es soll bei 2-28°C gelagert werden.



Das Produkt setzt sich wie folgt zusammen:

Syntac Primer	Triethylenglycoldimethacrylat, Polyethylenglycoldimethacrylat, Maleinsäure und Aceton in wässriger Lösung
Syntac Adhesive	Polyethylenglycoldimethacrylat und Glutaraldehyd in wässriger Lösung
Heliobond	Bis-GMA 60 Gew.%, Triethylenglycoldimethacrylat, 40 Gew.%, Stabilisatoren und Katalysatoren

**Tab. 1: Zusammensetzung von Syntac® [77].**

Bevor das Produkt angewendet wird, darf man die Kavität nach dem Ätzzvorgang, vor allem das Dentin, nicht übertrocknen (wet-bonding).

Das Auftragen des Adhäsivs erfolgt in drei Schritten. Als Erstes wird der Syntac Primer mit einem Pinsel auf die Kavitätenwände aufgetragen und leicht einmassiert. Der Überschuss wird nach 15 s mit Luft verblasen und die Kavität gründlich getrocknet. Im zweiten Schritt folgt das Auftragen des Syntac® Adhesives. Nach 10 s Einwirkzeit wird dieser mit Luft verblasen und getrocknet. Als Letztes wird das Heliobond appliziert, dünn verblasen und anschließend für 20 s mit Licht (Elipar™ 2500 Halogen Curing Light, 3M ESPE) gehärtet.

Zu den einzelnen Komponenten verweist der Hersteller darauf, dass Syntac keine Polymerisationsinitiatoren enthält und schreibt die anschließende Anwendung des lichthärtenden Bondings Heliobond vor. Außerdem vermerkt er, dass der Syntac® Primer Aceton enthält, welches leicht flüchtig ist. Durch das Verdunsten dieses Lösungsmittels, separiert sich das Monomer bei 23°C. Um dies zu vermeiden, wurde bei der Versuchsreihe unmittelbar vor jeder Applikation ein Tropfen aus dem Fläschchen entnommen.

#### **3.2.4.1.2 Erläuterung des verwendeten Füllungsmaterials**

IPS Empress® Direct ist laut Herstellerangaben ein lichthärtendes, röntgenopakes Nanohybrid-Komposit, das mit Licht der Wellenlänge 400-500 nm (Blaulicht) aushärtet.

Es kann bei Frontzahnfüllungen der Klasse III, IV, bei Seitenzahnfüllungen der Klasse I und II, bei Zahnhalbfüllungen der Klasse V, bei Zahnstellungs- und Zahnformkorrekturen, sowie als direktes Veneer verwendet werden.

Der Hersteller, Ivoclar Vivadent, empfiehlt folgende Haftvermittler: Syntac® oder ExciTE® (in Verbindung mit Phosphorsäureätzung) oder die selbstätzenden Adhäsive AdheSE® bzw. AdheSE® One.

IPS Empress® Direct ist laut Herstellerangaben wie folgt zusammengesetzt:

Bestandteile	Menge
Monomermatrix aus Dimethacrylaten	20-21.5 Gew-% (opaleszente Farbe: 17 Gew-%)
Füllstoffe aus Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Mischoxid, Siliziumdioxid, Copolymer	77.5 – 79 Gew-% (opaleszente Farbe: 83 Gew-%)
Additive, Katalysatoren, Stabilisatoren, Pigmente	< 1.0 Gew-%

**Tab. 2: Zusammensetzung von IPS Empress® Direct [38].**

Es wird angegeben, dass der Gesamtgehalt an anorganischen Füllern 75 – 79 Gew-% bzw. 52. – 59 Vol.-% (opaleszente Farbe 60.5 Gew-% bzw. 45 Vol.-%) beträgt und dass die Primärpartikelgröße der anorganischen Füllstoffen zwischen 40 nm und 3000 nm, bei einer mittleren Korngröße von 550 nm, liegt. Die Applikation von IPS Empress Direct soll in Schichtstärken von max. 2 mm bzw. 1,5 mm (Dentinfarben) erfolgen und anschließend mit einer Polymerisationslampe (Lichtintensität von mindestens 500 mW/cm<sup>2</sup>) für 20 s/Schicht ausgehärtet werden. Das Kompositmaterial soll bei einer Lagertemperatur von 2-28°C aufbewahrt werden.

### 3.2.4.1.3 Legen und Ausarbeiten der Füllung

Der Adhäsivvorgang wurde nach Herstellerangaben, wie bereits in Abschnitt 3.2.4.1.1 erläutert, durchgeführt. Im Anschluss folgte das Befüllen der Kavität mit dem Komposit IPS Empress® Direct A3 Dentin (ivoclar vivadent). Dabei wurden zwei Schichten des Füllmaterials à 2 mm aufgetragen. Beim Auftragen des Komposits wurde jedes Inkrement gleichmäßig mit einem Kugelstopfer in die Kavität verteilt, wobei es nicht nach der Inkrementtechnik aufgeschichtet wurde. Da es sich bei dem Material um eine Dentinmasse handelt, wurde jede Schicht für 40 s mit der Polymerisationslampe (Elipar™ 2500 Halogen Curing Light, 3M ESPE) ausgehärtet. Zum Schluss folgte unter Wasserkühlung das Ausarbeiten der Füllung mittels eines Q-Finierers (H379Q.314.023, Komet, Gebr. Brasseler, Lemgo) bei einer Umdrehungszahl von 20000 U/min sowie die Politur mit einem Polierkelch (9525UF.204.085, Komet, Gebr. Brasseler, Lemgo) bei einer Umdrehungszahl von 5000 U/min.

### 3.2.4.2 Gruppe II: Self-adhesive Composite (2 Schichten)

Bei der zweiten Gruppe wurde zum Befüllen der Kavität das Self-adhesive Composite von DMG (Farbe A2) in 2 Schichten à 2 mm verwendet.



Abb. 16: Gruppe II: SAF.

#### **3.2.4.2.1 Erläuterung des verwendeten Self-adhesive Composites**

Das Self-adhesive Composite von DMG beinhaltet 2 Spritzen à 2,0 g Paste, Zubehör. Die Produktbeschreibung des Herstellers lautet wie folgt: Selbstadhäsives, lichthärtendes, fließfähiges Composite. Da es keine Angaben über die Lagerungstemperatur gibt, wurde das Produkt für die Zeit der Versuchsdurchführung bei Raumtemperatur aufgehoben. Laut Herstellerangaben soll die Kavität entsprechend den allgemeinen Regeln der Adhäsivtechnik vorbereitet werden und die Schmelzränder sollen abgeschrägt werden. In unserer Versuchsreihe wurde die Adhäsionskraft des selbstadhäsiven Komposits in Gruppe II und III getestet. Wobei in Gruppe II das Material in 2 Schichten à 2 mm in die Kavität eingebracht wurde und in Gruppe III wurde es nur als Lining verwendet.

#### **3.2.4.2.2 Legen und Ausarbeiten der Füllung**

Das selbstadhäsive Komposit von DMG hat eine weiche fließfähige Konsistenz und kann direkt mittels der Luer-Lock-Tips in die Kavität appliziert werden. Das Einbringen des Materials folgte in 2 Schichten à 2 mm. Jede Schicht wurde für 20 s ausgehärtet (Elipar™ 2500 Halogen Curing Light, 3M ESPE). Zum Schluss wurde die Füllung, wie bereits im Abschnitt 3.2.4.1.3 beschrieben, ausgearbeitet und poliert.

#### **3.2.4.3 Gruppe III: Self-adhesive Composite als Lining + EcuSphere®**

In Gruppe III wurde das Self-adhesive Composite von DMG als Lining verwendet, um damit den Verbund zwischen der Zahnkavität und dem Füllungsmaterial herzustellen. Anschließend wurde die Kavität mit dem Komposit EcuSphere® befüllt.



**Abb. 17: Gruppe III: Self-adhesive Composite als Lining + EcuSphere®.**

### 3.2.4.3.1 Erläuterung des verwendeten Self-adhesive Composites als

#### Lining

Wie bereits in Abschnitt 3.2.4.2.1 beschrieben, handelt es sich dabei um ein selbstadhäsives, lichthärtendes, fließfähiges Komposit, welches in dieser Gruppe als Lining verwendet wurde. Dabei wurde das Material mithilfe der Luer-Lock-Tips auf die Kavitätenoberfläche appliziert und für 20 s mit dem Pinsel in einer dünnen Schicht von ca. 0,5 mm auf die gesamte Oberfläche der Kavitätenwand einmassiert und anschließend für 20 s ausgehärtet.

### 3.2.4.3.2 Erläuterung des verwendeten Füllungsmaterials

EcuSphere® Shape A4 von DMG ist ein lichthärtendes röntgenopakes Komposit für die Restauration der Kavitätsklassen I-V. Die Packung beinhaltet 20 Safetips à 0,3 g Paste.

Das EcuSphere-Shape enthält laut Herstellerangaben Dentalglas in einer Bis-GMA-basierten Matrix aus Dentalharzen, Pigmente, Additive, Katalysator. Der Füllstoffanteil beträgt 77 Gew.%, dies entspricht ein 57 Vol.% (0,02-1,0 µm). Das Material soll in maximal 2 mm starken Schichten appliziert werden, die jeweils für 20 s lichtgehärtet

werden sollen. Dabei soll das Lichtgerät bei 450 nm emittieren und die Lichtintensität mindestens 400 mW/cm<sup>2</sup> betragen. Das Licht soll so nahe wie möglich am Werkstoff appliziert werden. Das Material soll laut Hersteller nicht über 25°C gelagert werden.

#### **3.2.4.3.3 Legen und Ausarbeiten der Füllung**

Das Self-adhesive Composite von DMG wurde nach Herstellerangaben, wie bereits in Abschnitt 3.2.4.3.1 beschrieben, als 0,5 mm dünne Schicht in die gesamte Kavitätenoberfläche einmassiert und anschließend mit der Polymerisationslampe (Elipar™ 2500 Halogen Curing Light, 3M ESPE) ausgehärtet. Es folgte das Befüllen der Kavität mit dem Komposit EcuSphere® Shape A4 von DMG. Das Füllungsmaterial wurde in zwei Schichten à 2 mm aufgetragen. Dabei wurde jedes Inkrement gleichmäßig mit einem Kugelstopfer in die Kavität verteilt und für 20 s ausgehärtet (Elipar™ 2500 Halogen Curing Light, 3M ESPE). Ebenso wie in den anderen Gruppen wurde die Inkrementtechnik beim Aufschichten des Komposits nicht angewendet. Wie bereits in Abschnitt 3.2.4.1.3 beschrieben, folgte das Ausarbeiten und Polieren der Füllung.

### 3.2.4.4 Gruppe IV: Luxabond® + EcuSphere®

Bei der vierten Gruppe wurden folgende Materialien verwendet: Luxabond® als Adhäsivsystem und EcuSphere® als Füllungsmaterial.



Abb. 18: Gruppe IV: Luxabond® + EcuSphere®.

#### 3.2.4.4.1 Erläuterung des verwendeten Adhäsivsystems

LuxaBond®-Total Etch von DMG ist ein dualhärtender Haftvermittler für Schmelz und Dentin. Laut Herstellerangaben wird das Produkt in Verbindung mit der Total-Etch-Technik angewendet und kann mit Kompositen und Kompomeren verwendet werden. Außerdem kann das Produkt für das Zementieren von Wurzelstiften und Inlays benutzt werden sowie für den Stumpfaufbau und für das Zementieren von Kronen und Brücken. Durch die Dualhärtung des Materials ist dieses Adhäsiv zusätzlich für die Verwendung im Wurzelkanal geeignet und kann mit selbst- und dualhärtenden Materialien eingesetzt werden [27]. Das Produkt soll laut Hersteller im Kühlschrank bei 2° bis 8°C gelagert werden.

Die Packung beinhaltet: 1 Flasche à 5 ml Pre-Bond, 1 Flasche à 5 ml Bond A, 1 Flasche à 5 ml Bond B, 1 Spritze à 2 ml DMG Etching Gel Medium Viscosity, 25 Endobrushes Black, 3 Luer-Lock-Tips, 1 Mischpalette.

Das Material besteht aus:

Zusammensetzung von LuxaBond®-Total Etch	
Pre-Bond	Ethanolische Arylsulfinat-Lösung
Bond A	Hydrophile Bis-GMA-basierte Harzmatrix, Katalysator
Bond B	Hydrophile Bis-GMA-basierte Harzmatrix, Benzoylperoxid

**Tab. 3: Zusammensetzung von LuxaBond®-Total Etch [27].**

Die Verwendung von Luxabond®, ein Total-Etch Adhäsivsystem, setzt die Vorbehandlung der Kavität mit einem 37%igen Phosphorsäuregel voraus. Der Ätzzvorgang der Kavität wurde, wie bereits in Abschnitt 3.2.3 beschrieben, durchgeführt. Anschließend wurde die gesamte Kavität für 60 s mit Wasser gespült und dann mit Luft getrocknet. Vor dem Applizieren des Adhäsivsystems wurde die Dentin-Oberfläche mit einem leicht angefeuchteten Mikropinsel benetzt (Re-wetting).

Das Auftragen von Luxabond® Total-Etch folgte in zwei Schritten. Als Erstes wurde ein Tropfen des Pre-Bond mit dem roten Endobrush in die Kavität appliziert und für 15 s einmassiert. Im zweiten Schritt wurden je ein Tropfen des Bond A und ein Tropfen des Bond B auf die Mischpalette aufgetragen und für 5 s vermischt. Das Gemisch wurde mit dem schwarzen Endobrush in die Kavität appliziert und für 20 s einmassiert. Die Überschüsse wurden mit Luft verblasen, so dass eine gleichmäßige feuchte Schicht zu sehen war. Anschließend folgte das Aushärten des Adhäsivs für 10 s mit der Polymerisationslampe (Elipar™ 2500 Halogen Curing Light, 3M ESPE). Laut Herstellerangaben beträgt die Verarbeitungszeit des angemischten Bonds 5 Minuten. Um die gleichen Bedingungen bei allen Proben zu verschaffen, wurde in unserer Versuchsreihe das Bond bei jedem Zahn frisch angemischt.

#### **3.2.4.4.2 Erläuterung des verwendeten Füllungsmaterials**

Wie bereits in Abschnitt 3.2.4.3.2 erwähnt, ist EcuSphere® Shape A4 von DMG ein lichthärtendes röntgenopakes Komposit für die Restauration der Kavitätsklassen I-V.



### 3.2.4.4.3 Legen und Ausarbeiten der Füllung

Die Kavität wurde, wie bereits in Abschnitt 3.2.3 beschrieben, vorbehandelt und anschließend wurde das Adhäsiv nach Herstellerangaben, s. Abschnitt 3.2.4.4.1, aufgetragen. Nach der Vorbehandlung der Kavität wurde das Komposit EcuSphere® Shape, s. Abschnitt 3.2.4.3.3, in zwei Schichten à 2 mm in die Kavität eingebracht, ausgehärtet und anschließend unter Wasserkühlung mittels eines Q-Finierers (H379Q.314.023, Komet, Gebr. Brasseler, Lemgo) bei einer Umdrehungszahl von 20000 U/min ausgearbeitet. Die Füllung wurde mit einem Polierkelch (9525UF.204.085, Komet, Gebr. Brasseler, Lemgo) bei einer Umdrehungszahl von 5000 U/min poliert.

### 3.2.4.5 Gruppe V: Teco® + EcuSphere®

In gruppe V wurde die Kavität mit dem Adhäsiv Teco® vorbehandelt und anschließend mit dem Komposit EcuSphere® gefüllt.



Abb. 19: Gruppe V: TECO® + EcuSphere®.

### 3.2.4.5.1 Erläuterung des verwendeten Adhäsivsystems

Teco® Total Etch Control ist, laut dem Hersteller DMG, ein lichthärtender Haftvermittler für Schmelz und Dentin. Er kann mit lichthärtenden Kompositen und Kompomeren bei direkten und indirekten Restaurationen der Kavitätenklassen I-V verwendet werden und setzt eine Total-Etch-Technik voraus.

Eine Packung von dem Produkt beinhaltet 60 SilvR Dosen à 0,12 ml Bond und eine Spritze à 2 ml DMG Etching Gel-Medium Viscosity.

Die Einzelkomponenten sind wie folgt zusammengesetzt:

- Teco®: Bis-GMA-basierte Harzmatrix, Starter, Additive, Pigmente.
- DMG Etching Gel: o-Phosphorsäure in Wasser (37%), Aerosil.

Das Produkt kann laut Hersteller bei Raumtemperatur  $\leq 25^{\circ}\text{C}$  gelagert werden.

Bei dem Adhäsiv handelt es sich um einen Total-Etch Haftvermittler, der eine Vorbehandlung der Schmelz- und Dentin-Oberfläche des Zahnes erfordert. Die Kavität wurde, wie bereits im Abschnitt 3.2.3 beschrieben, mit der beigefügten 37% Phosphorsäure von DMG angeätzt und anschließend für 60 Sekunden mit Wasser gespült. Die groben Wasserüberschüsse wurden mit Luft verblasen, ohne dabei die Dentin-Oberfläche auszutrocknen. An den Stellen, an denen keine leicht feuchtglänzende Dentinschicht zu sehen war, wurde ein Rewetting durchgeführt, indem das Dentin mit einem angefeuchteten Mikropinsel benetzt wurde. Für das Auftragen des Adhäsivs wurde die SilvR Dose von Teco® mit dem Daumen eingedrückt, um die darin enthaltenen Komponenten zu aktivieren. Anschließend wurde das Adhäsiv mit dem integrierten Pinsel aus dem Behälter entnommen und in die Kavität appliziert. Nach 20 Sekunden Einwirkzeit wurde die aufgetragene Adhäsivschicht für ca. 5 Sekunden mit Luft verblasen, um eine gleichmäßige Schicht zu bekommen. Schließlich wurde die Kavität für 10 Sekunden mit der Polymerisationslampe (Elipar™ 2500 Halogen Curing Light, 3M ESPE) lichtgehärtet.

#### **3.2.4.5.2 Erläuterung des verwendeten Füllungsmaterials**

Wie bereits in Abschnitt 3.2.4.3.2 erwähnt, ist EcuSphere® Shape A4 von DMG ein lichthärtendes röntgenopakes Komposit für die Restauration der Kavitätsklassen I-V.

#### **3.2.4.5.3 Legen und Ausarbeiten der Füllung**

Nachdem die Kavität, wie in Abschnitt 3.2.4.5.1 beschrieben, vorbehandelt wurde, folgte das Auftragen des Füllungsmaterials EcuSphere® Shape A4 von DMG. Das Legen und Ausarbeiten der Füllung wurde, wie bereits in Abschnitt 3.2.4.4.3 erläutert, durchgeführt.

### **3.2.5 Herstellung der Stäbchen und Scheiben**

#### **3.2.5.1 Fixieren der Zahnkronen**

Für die Herstellung der Stäbchen wurden die Wurzelspitzen der Zähne mit dem Trimmer (Girrbach Dental GmbH, Deutschland) bei 3000 U/min unter Wasserkühlung getrennt und die Zahnkronen mit Supradent-Wachs (Oppermann, Pfungstadt) auf einen Kunststoffblock (Technovit 7200 VLC, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau) fixiert.

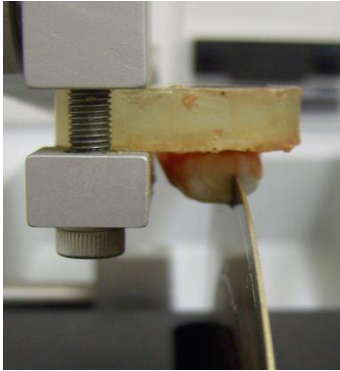
#### **3.2.5.2 IsoMet™ 1000 Präzisionstrennschneider**

Für die Herstellung der Scheiben und Stäbchen wurde der Präzisionstrennschneider „IsoMet™ 1000“ (Fa. Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) verwendet. Hierbei handelt es sich um eine Säge, die unter Wasserkühlung (IsoCut® Plus, Cutting fluid 11-2293-016, Fa. Buehler, Lake Bluff, Illinois, USA) arbeitet.

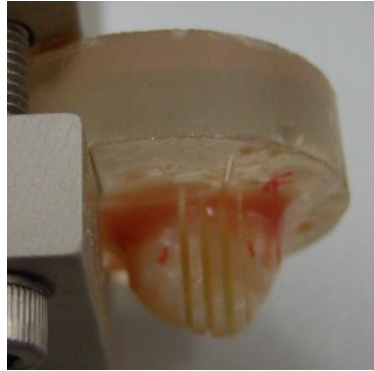


**Abb. 20: IsoMet™ 1000 [14] .**

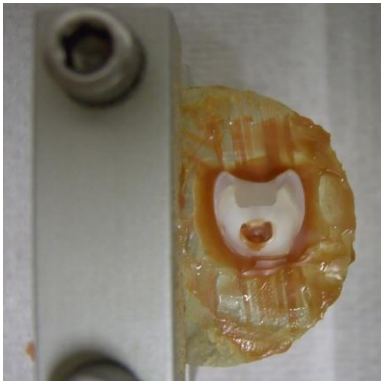
Als erstes wurden Scheiben aus der Zahnprobe hergestellt. Hierfür wurde der Kunststoffblock mit der fixierten Zahnkrone mittels einer Doppelsattelsitzhalterung an dem Probenarm des Präzisionstrennschneiders fixiert. Um eine Scheibendicke von ca. 0,9 mm herzustellen wurde das Trennparameter des IsoMet™ 1000 auf 1,4 mm eingestellt. Das Trennen der Zahnkrone wurde bei einer Geschwindigkeit von 150 U/min und einer Vorschublast von 100 g durchgeführt. Damit konnte man eine moderate Last beim Durchtrennen der Zahnkronen gewährleisten. Die Höhe des Probenarms wurde so fixiert, dass das Sägeblatt am Übergang Zahnkrone-Kunststoffblock stoppt. Pro Zahnprobe wurden ca. 3 Scheiben hergestellt. Für die Herstellung der Scheiben wurde die Position der Probe mittels des Handrades feinjustiert, um das Sägeblatt möglichst genau entlang des Füllungsrandes zu führen (s. Abb. 21). Nach jedem Schnitt wurde der Probenarm um 1,4 mm nach links verschoben, bis man beim letzten Schnitt den entgegengesetzten Füllungsrand erreicht hat. Anschließend wurden die Scheiben vorsichtig entfernt, indem die vorgeheizte Sonde des NT Light (YETI Dentalprodukte GmbH, Engen) zwischen Kunststoffblock und Zahnkrone geführt wurde. Bis zur Herstellung der Stäbchen wurden die Scheiben in einem gekennzeichneten und mit destilliertem Wasser gefüllten Behälter aufbewahrt.



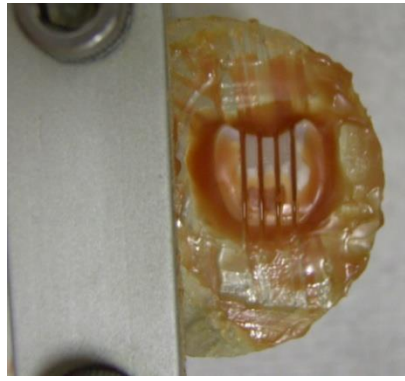
**Abb. 21: Sägeblatt auf dem Übergang Zahnhartsubstanz-Füllung positioniert.**



**Abb. 22: Die hergestellten Scheiben.**



**Abb. 23: Am Kunststoffblock fixierte Scheibe.**



**Abb. 24: Die hergestellten Stäbchen.**

Nach der Herstellung der Scheiben wurde der Präzisionsschneider feinjustiert, um die Stäbchen herstellen zu können. Dafür wurde die Geschwindigkeit bei 150 U/min belassen aber die Vorschublast auf 50 g reduziert. Die weitere Vorgehensweise ist die gleiche wie bei der Herstellung der Scheiben. Pro Scheibe konnten ca. 3 Stäbchen hergestellt werden (s. Abb. 24). Die hergestellten Stäbchen wurden in gekennzeichneten und mit destilliertem Wasser gefüllten Behältern aufbewahrt.

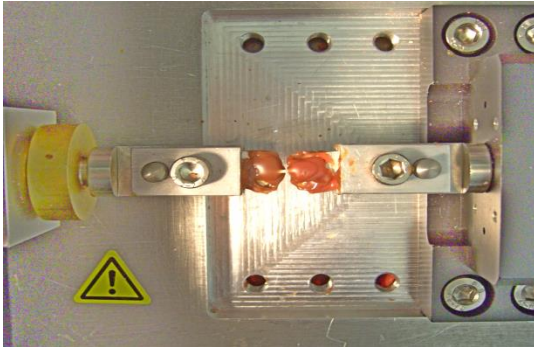
### **3.2.6 Lagerung der Stäbchen**

Alle hergestellten Stäbchen wurden für 3 Monate im Brutschrank bei 37°C aufbewahrt.

### 3.2.7 Die Microtensile-Untersuchung

#### 3.2.7.1 Erläuterung und Einstellung der Prüfmaschine

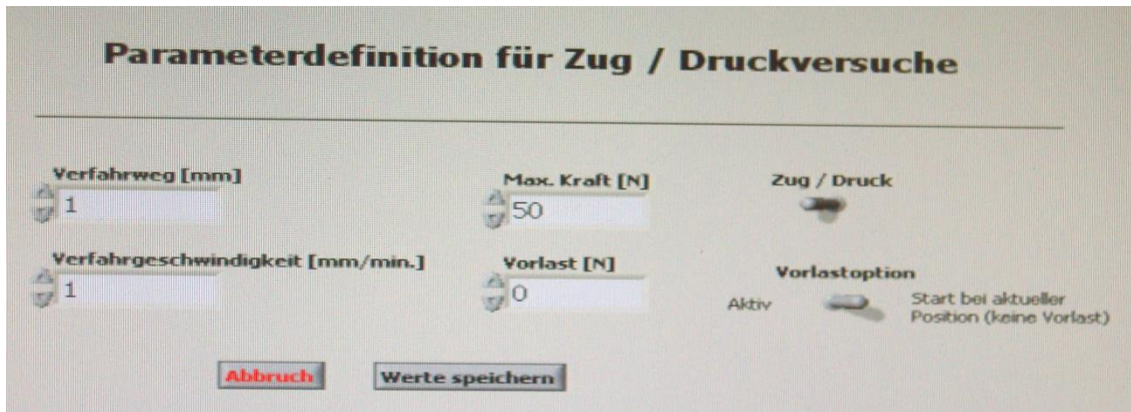
Für die Versuchsdurchführung wurde die Kleinlast-Prüfmaschine MTD-500 (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham) verwendet.



**Abb. 25: MTD-500 mit der befestigten Probe.**

Die Prüfmaschine verfügt über zwei horizontal angespannte Arme, an denen die Probe befestigt werden kann (s. Abb. 25). Bei der Versuchsdurchführung überträgt der Servomotor eine Drehbewegung auf zwei spielfrei vorgespannte Kugelspindeln, die den Probenaufnehmer in horizontaler Richtung bewegen [124]. Die notwendige Kraft, um die Probe zu teilen, wird von der Prüfmaschine gemessen und die Daten werden graphisch in Form eines Kraft-Weg-Diagramms (s. Abb. 28) angezeigt. Zudem werden folgende Daten übermittelt: Max. Kraft [N]; Min. Kraft [N]; Verfahrweg [mm]; Steigung [N].

In unserer Versuchsreihe wurden folgende Parameter für die Versuchsdurchführung definiert: Der Verfahrweg wurde auf 1 mm eingestellt und die Verfahrsgeschwindigkeit auf 1 mm/min. Als Parameter wurde „Zug“ ausgewählt und die Maximalkraft bei 50 N definiert mit einer Vorlast von 0 N (s. Abb. 26).

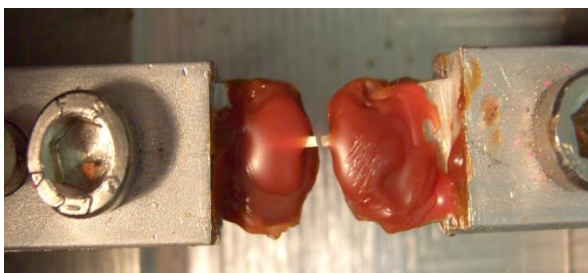


**Abb: 26: Parametereinstellung der Abzugmaschine.**

Mit der ausgewählten Parametereinstellung konnte die Zugkraft, die für das Durchtrennen der Verbindung zwischen der Zahnhartsubstanz und der Kunststofffüllung notwendig ist, ermittelt werden.

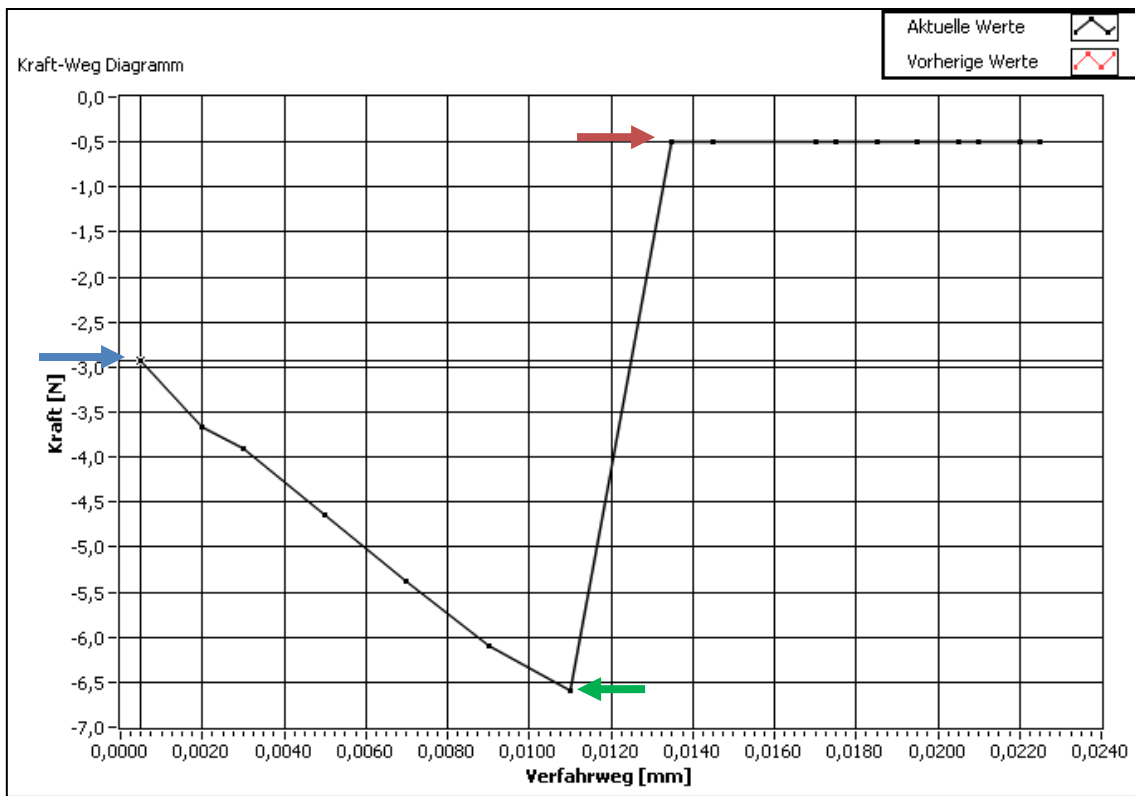
### 3.2.7.2 Versuchsdurchführung

Um die Haftkraft des verwendeten Adhäsivsystems zu messen, wurde jedes Stäbchen horizontal in der Prüfmaschine eingespannt. Die Seite des Stäbchens mit Zahnhartsubstanz wurde mittels Supradent-Wachs (Oppermann, Pfungstadt) an dem einen Probenarm befestigt und die gegenüberliegende Seite mit der Kompositfüllung wurde bis zum entgegengesetzten Probenaufnahme gefahren und ebenso mit Wachs dran befestigt. Dabei wurde drauf geachtet, dass die Grenze Dentin-Komposit frei von Wachs blieb. Nach dem Aushärten des Wachses folgte der Zugversuch, der mit der Trennung des Verbunds Dentin-Füllung endete (s. Abb. 27). Die zwei Teile des Stäbchens wurden vom Wachs entfernt, wobei der Teil mit dem Dentinrest für die REM-Untersuchung aufgehoben wurde (s. Abschnitt 3.2.8).



**Abb. 27: Frakturiertes Stäbchen nach durchgeführtem Versuch.** Rechts ist die Kompositseite und links ist die Dentinseite.

Anschließend wurden die Ergebnisse für die statistische Auswertung dokumentiert (s. Abschnitt 4: Ergebnisse).



**Abb. 28: Beispiel eines Kraft-Weg-Diagramms.** Blau: Zugspannung vor Versuchsbeginn. Grün: Trennung der Komposit-Dentin Verbindung. Rot: Restliche Zugkraft. Ergebnis: Max. Kraft (Rot) – Min. Kraft (Grün) = Notwendige Kraft um die Verbindung zwischen Komposit und Dentin zu trennen.

### 3.2.8 Untersuchung der Stäbchen mit dem REM

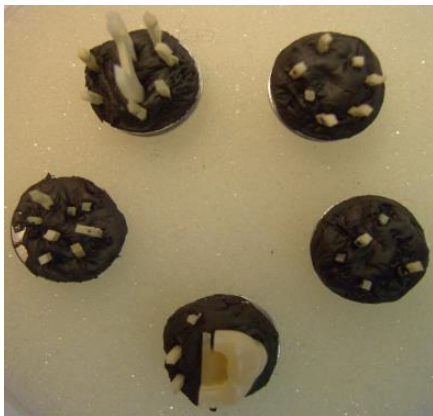
Nach der Microtensile-Untersuchung wurde die Dentinseite der Stäbchen, auf der das Adhäsiv aufgetragen wurde, mittels einer Palladium-Gold-Legierung besputtert. Damit konnte man die Dentinoberfläche im Rasterelektronenmikroskop beurteilen und den Grund für das Versagen des Haftverbundes feststellen. Für das Besputtern der Proben wurde der Edwards Sputter Coater S105B verwendet (s. Abb. 29).





**Abb. 29: Sputter Coater S105B (Edwards, Burgess Hill, West Sussex, Großbritannien).**

Dafür wurden pro Gruppe ca. 5-6 Stäbchen mit Hilfe von Kohlekleber Leit-C nach Göcke (Neubauer Chemikalien, Münster) auf den Proben Tellern befestigt. Nach dem Aushärten des Materials für ca. 2 Stunden, wurden die Proben teller in den Sputter Coater S150B (Edwards, Burgess Hill, West Sussex, Großbritannien) platziert und für 2 Minuten bei einem Druck von  $6-8 \times 10^{-2}$  atm besputtert.



**Abb. 30: Fixierte Proben vor dem Besputtern.**

Anschließend wurden die Proben mit dem Rasterelektronenmikroskop (Phenom-World, Eindhoven, Niederlande) untersucht (s. Abb. 31).

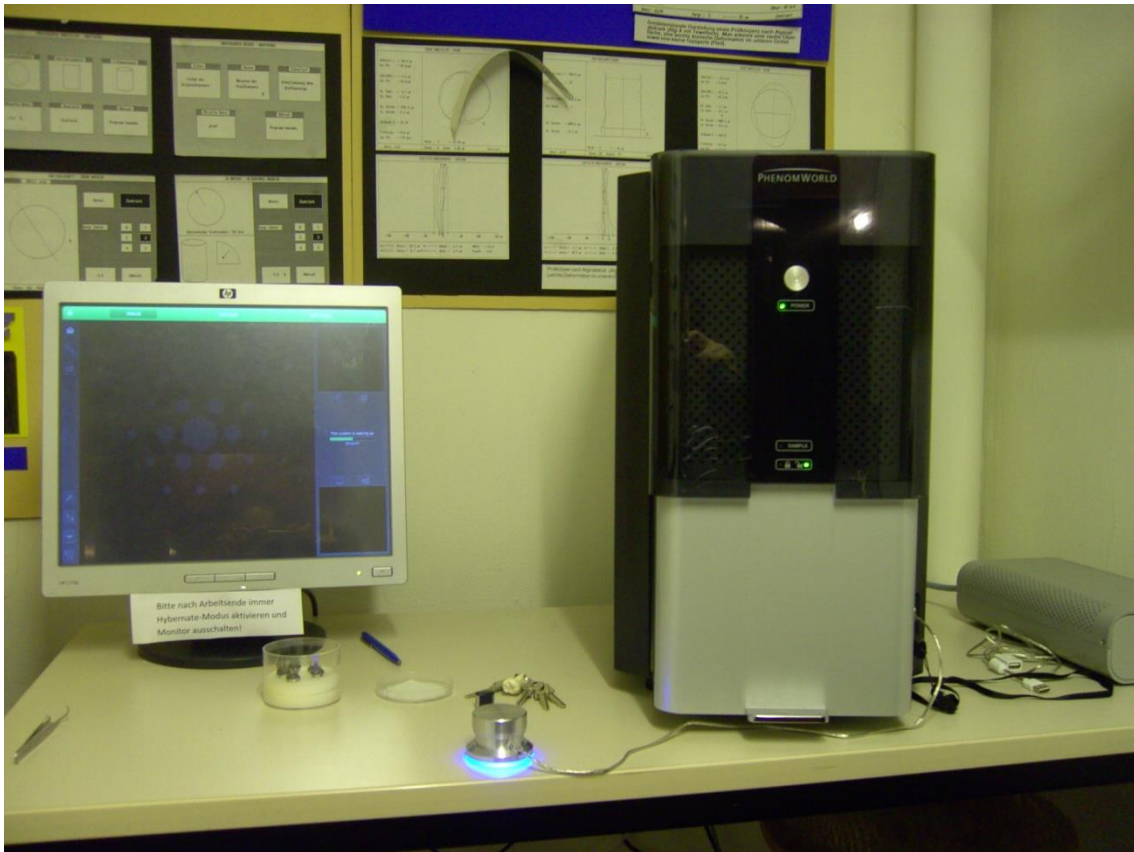


Abb. 31: Rasterelektronenmikroskop Phenom-World (Eindhoven, Niederlande).

## 4. Ergebnisse

### 4.1 Methodik der statistischen Auswertung

Die statistische Auswertung wurde mithilfe von Microsoft Office Excel 2007 durchgeführt. Damit wurden der arithmetische Mittelwert sowie die Standardabweichung der experimentell gewonnenen Ergebnisse bestimmt und in Diagrammen graphisch dargestellt.

Der arithmetische Mittelwert  $\bar{x}$  sowie die Standardabweichung  $S$  wurden nach folgenden Formeln errechnet, wobei „n“ die Anzahl der Messwerte bzw. der Proben darstellt:

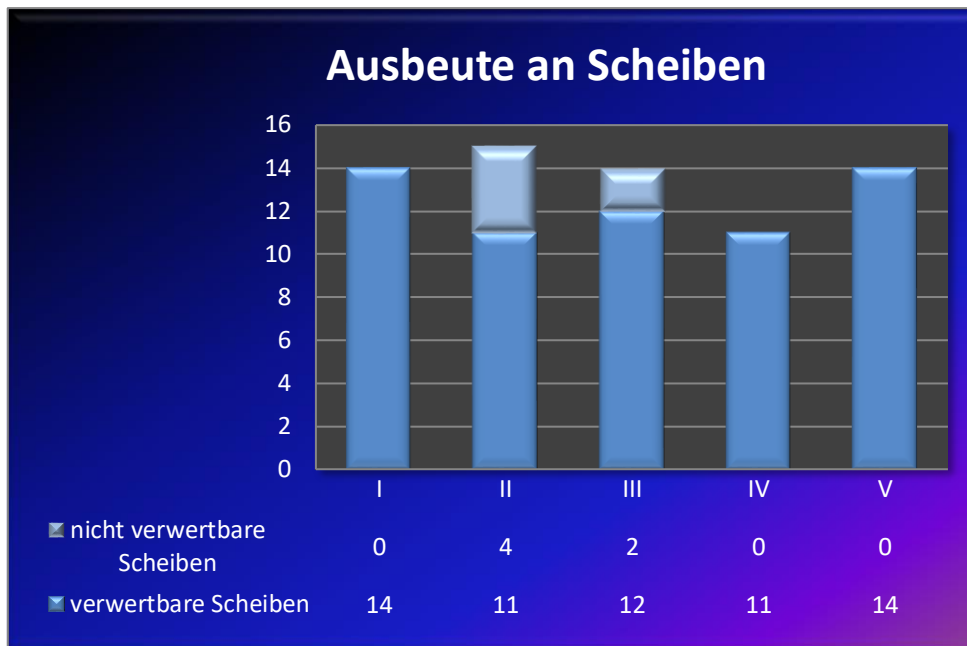
$$\text{Der Mittelwert: } \bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i = \frac{x_1+x_2+x_3+\dots+x_n}{n}$$

$$\text{Die Standardabweichung: } S = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

Der Signifikanzniveau, bzw. die Irrtumswahrscheinlichkeit, mit der man die Nullhypothese hätte widerlegen können, wurde auf  $\alpha = 0,05$  festgelegt.

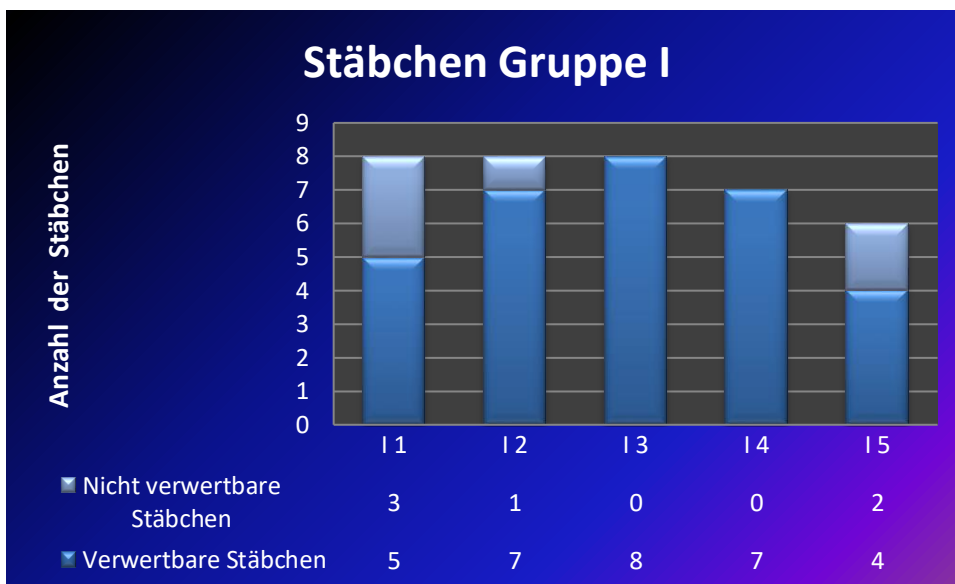
### 4.2 Anzahl der hergestellten Scheiben und Stäbchen

Als Grundlage für die statistische Auswertung sollen pro Gruppe aus 5 Zähnen 20 Stäbchen hergestellt werden. Bereits während der Herstellung der Scheiben sind einige Füllungen in Gruppe II und III verloren gegangen (s. Abb.32).



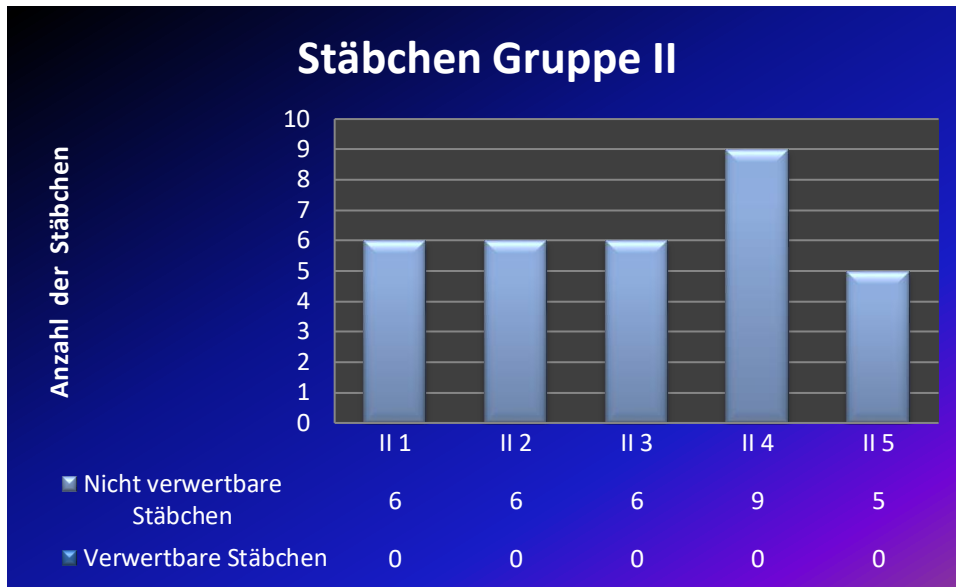
**Abb. 32: Schematische Darstellung der hergestellten Scheiben.**

Im Gegensatz zu den Gruppen I, IV und V bei denen es zu keinem Füllungsverlust während der Herstellung der Scheiben gekommen ist, beträgt die Füllungsverlustquote für Gruppe II 36,36% und für Gruppe III 16,67% (s. Tab. 5-6).



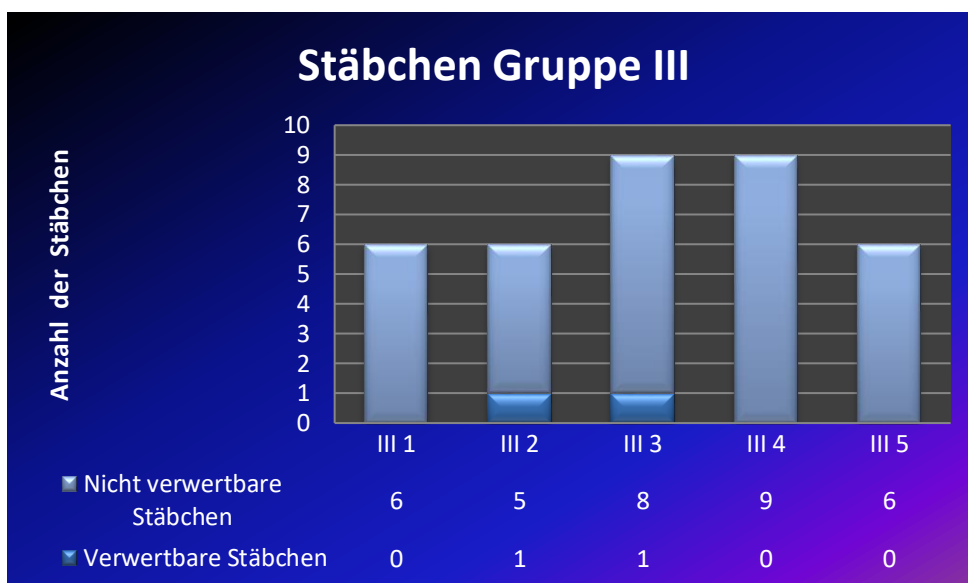
**Abb. 33: Schematische Darstellung der gewonnenen Stäbchen in Gruppe I.**

Die hergestellten Scheiben wurden erneut zersägt, um Stäbchen mit einer Breite von 0,9 x 0,9 mm zu bekommen. Die Abbildungen 33-37 stellen schematisch die Ausbeute an Stäbchen dar. Hierbei sind die Stäbchen mit Füllungsverlust sowie mit überstehender Zahnhartsubstanz am Füllungsrand als nicht verwertbare Stäbchen aussortiert worden (s. Abb.33-37).

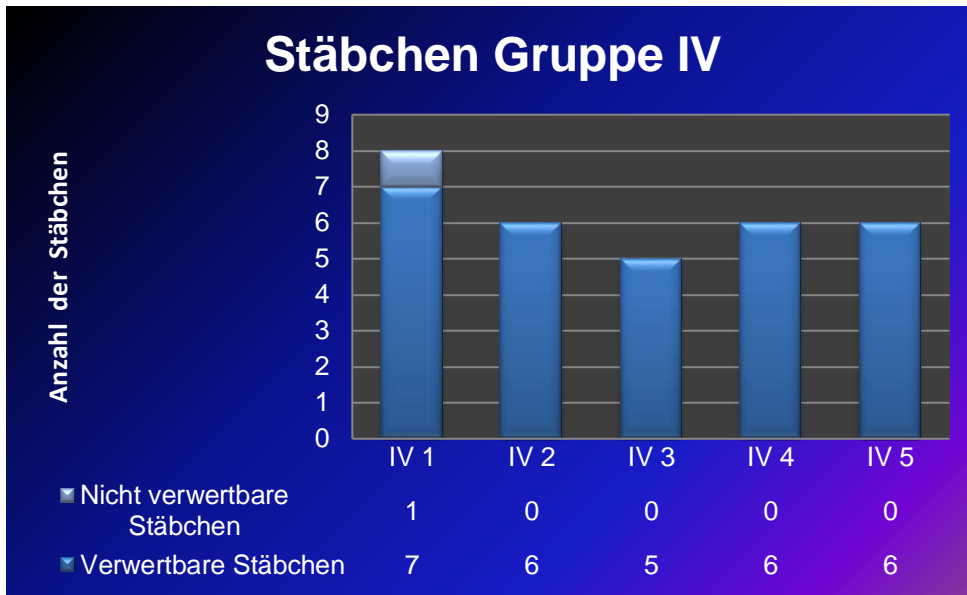


**Abb. 34:** Schematische Darstellung der gewonnenen Stäbchen in Gruppe II.

Die meisten Füllungsverluste sind in Gruppe II und III zu verzeichnen (s. Anhang Tab. 5-6). Hierbei sind in Gruppe II alle Füllungen während der Stäbchenherstellung verloren gegangen. In Gruppe III konnten nur 2 Stäbchen gewonnen werden (s. Abb. 34-35).

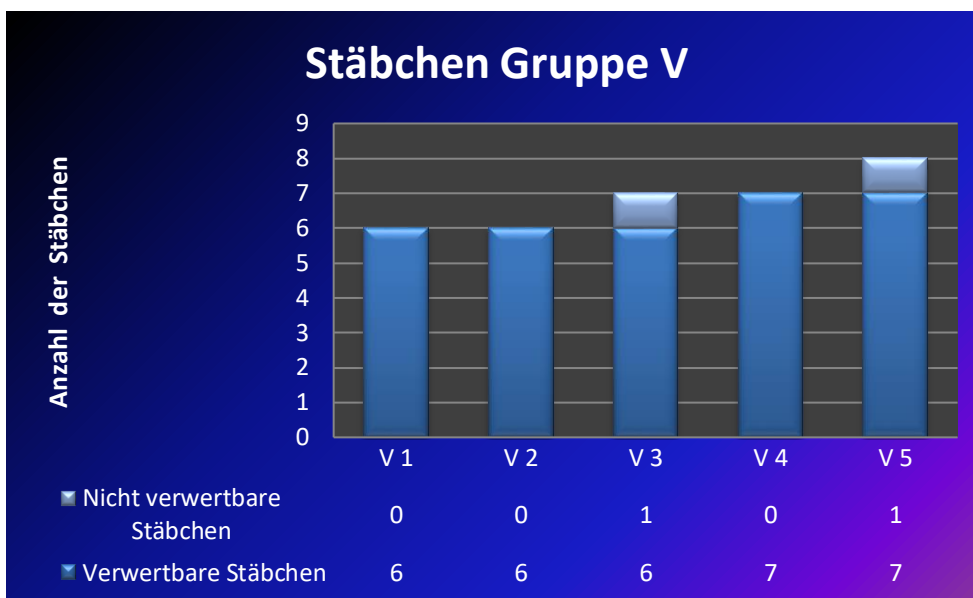


**Abb. 35:** Schematische Darstellung der gewonnenen Stäbchen in Gruppe III.



**Abb. 36:** Schematische Darstellung der gewonnenen Stäbchen in Gruppe IV.

In den Gruppen I, IV und V konnten mehr als 20 verwertbare Stäbchen für die weitere Versuchsdurchführung hergestellt werden. Die Tabellen 9-13 verdeutlichen die genaue Anzahl der hergestellten Stäbchen sowie deren Ausschlusskriterium (s. Anhang).



**Abb. 37:** Schematische Darstellung der gewonnenen Stäbchen in Gruppe V.

Vor der Herstellung der Stäbchen wurden die Scheiben nummeriert. Dementsprechend konnten die Stäbchen sowohl der Gruppe als auch dem Zahn wieder zugeordnet werden. Für die Microtensile-Untersuchung wurden nur die verwertbaren Stäbchen

verwendet. Die Stäbchen mit Füllungsverlust und die unverwertbaren Stäbchen wurden bei der Auswertung der Zugkraft als Nullwert gezählt.

Die folgende Tabelle verdeutlicht den Unterschied zwischen den Testgruppen (Gruppe II und III) und den Kontrollgruppen (Gruppe I, IV, V) (s. Tab. 14). Für den Microtensile-Versuch konnten für Gruppe I, IV und V jeweils 20 Stäbchen nach dem Zufallsprinzip ausgesucht werden, wobei es für Gruppe II keine verwertbaren Stäbchen gewonnen werden konnten und für Gruppe III sind nur zwei Stäbchen für die weitere Versuchsdurchführung übrig geblieben.

Gruppe	Anzahl der verwertbaren Scheiben	Anzahl der hergestellten Stäbchen	Anzahl der verwertbaren Stäbchen	Anzahl der unverwertbaren Stäbchen	Prozentueller Stäbchen-anteil -verwertbar-
I	14	37	31	6	87,78%
II	11	32	0	32	0%
III	12	36	2	34	5,88%
IV	11	31	30	1	96,77%
V	14	34	32	2	94,12%

**Tab. 14: Gruppenvergleich: Anzahl der Scheiben und Stäbchen.**

### 4.3 Auswertung der Zugkraft

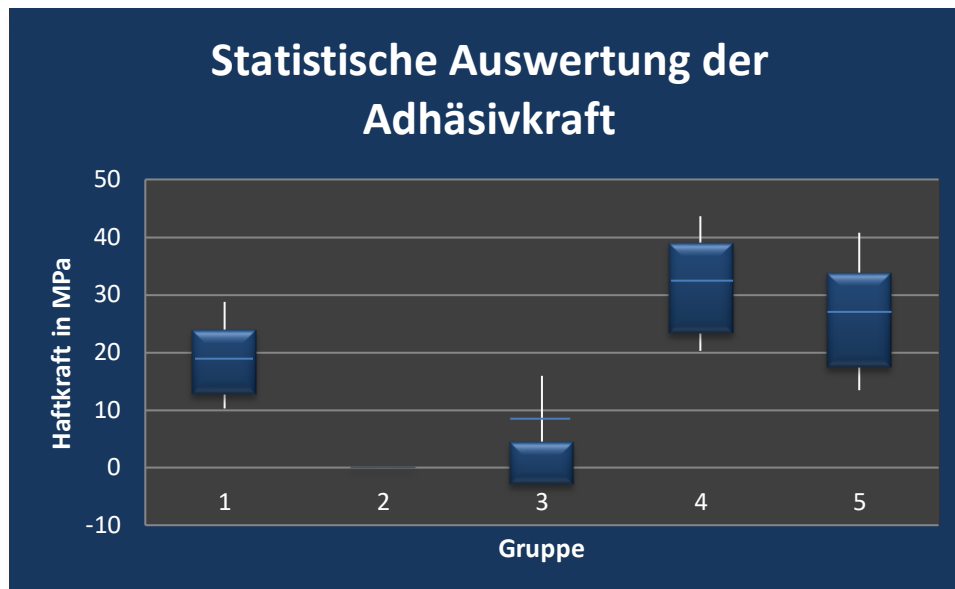
Vor der Microtensile-Untersuchung wurden die Stäbchen mit einem digitalen Messschieber, Connex® COXT 710350 (Fa. Scala Messzeuge GmbH, Dettingen) gemessen und die Maßen der Füllungsflächen überprüft. Die genauen Werte wurden dokumentiert und für die Bestimmung der Zugkraft mit der Formel  $MPa = N/mm^2$  verwendet (s. Anhang Tab.15-18).

Wie bereits in Abb. 28 erläutert, wird die Zugkraft (N) aus der Differenz der maximalen und minimalen Kraft errechnet. Um die Haftkraft in MPa zu bestimmen, wird der Wert der errechneten Zugkraft (N) durch die gemessene Querschnittfläche der Stäbchen geteilt. In den Tabellen 15-18 (s. Anhang) stehen die Ergebnisse der Microtensile-Untersuchung sowie die gemessenen Haftwerte des jeweiligen Stäbchens.

In Gruppe II konnten keine verwertbaren Stäbchen für die microtensile Untersuchung hergestellt werden. Somit wurde die Zugkraft als Nullwert gezählt. Ebenso wurden die fehlenden 18 Stäbchen in Gruppe III mit MPa = 0 gerechnet. Die Ergebnisse der Microtensile-Untersuchung bei den zwei gewonnenen Stäbchen zeigen sehr diskrepante Werte (s. Anhang Tab. 16).

Die besten Zugkräfte konnten in Gruppe IV und V erzielt werden.

Aus den gewonnenen Daten der Microtensile-Untersuchung wurde die statistische Auswertung durchgeführt. Das Box-Plot-Diagramm in Abb. 38 zeigt den Gruppenvergleich.



**Abb. 38: Statistische Auswertung der Adhäsivkraft.** Vergleich der Standardabweichungen, Minimal- und Maximalwerte sowie der Mittelwerte der Dentinhaftkraft der Gruppen I-V.

Vergleicht man die Dentinhaftkraft der unterschiedlichen Adhäsivsysteme, fällt unter anderem der signifikante Unterschied ( $\alpha < 0,05$ ) zwischen den Vergleichsgruppen I, IV, V und den Testgruppen II und III auf. Am schlechtesten schneidet die Gruppe II ab ( $\bar{x} = 0$  MPa), gefolgt von Gruppe III ( $\bar{x} = 8,1$  MPa). Die besten Ergebnisse wurden in Gruppe IV ( $\bar{x} = 31,1$  MPa) erzielt, gefolgt von Gruppe V ( $\bar{x} = 25,6$  MPa) und Gruppe I ( $\bar{x} = 18,2$  MPa).



## 5. Diskussion

### 5.1 Material und Methode

Bei jeder Studie spielen die ausgewählten Materialien sowie die angewandten Testverfahren eine wichtige Rolle im Hinblick auf die erzielten Ergebnisse. In den folgenden Abschnitten werden die von uns verwendeten Materialien sowie die Versuchsabläufe diskutiert und mit anderen Studien verglichen.

#### 5.1.1 Weisheitszähne als Versuchsmaterial

Für die Versuchsdurchführung wurden extrahierte menschliche Weisheitszähne verwendet. Dadurch dass weder der Extraktionszeitpunkt noch das Alter der Patienten bekannt sind, wurde eine randomisierte Aufteilung der Zähne durchgeführt, um die gleichen Versuchsbedingungen für alle fünf Gruppen zu schaffen. Weisheitszähne werden überwiegend bei experimentellen Arbeiten, die in-vitro durchgeführt werden, verwendet. Um die optimalsten Verhältnisse für die Versuchsdurchführung zu schaffen, wurden in dieser Studie nur füllungs- und kariesfreie Zähne verwendet. Yazici et al. haben in ihrer Studie nachweisen können, dass die Haftwerte bei sklerotischem Dentin schlechter sind als bei gesundem Dentin. Diese sind auf die schlechtere Ätzbarkeit des sklerotischen Dentins bei kariösen Zähnen zurückzuführen [155].

Ob menschliche Zähne in in-vitro Studien gegen Rinderzähne ersetzt werden können wird kontrovers diskutiert. Denn manche Studien konnten nachweisen, dass sich Rinderzähne als Ersatzmaterial für experimentelle Arbeiten in der adhäsiven Zahnheilkunde eignen [87,111,154], wobei andere das Gegenteil beweisen [121]. Einerseits zeigen Reis et al. und Titley et al in ihren Studien, dass es keinen Unterschied in den Haftwerten am Zahnschmelz von menschlichen Zähnen und Rinderzähnen gibt, andererseits unterscheiden sich deren Meinungen zu den Haftwerten im Dentinbereich. Laut Reis et al. sind die Haftwerte am menschlichen Dentin mit denen vom Rinderdentin vergleichbar, im Gegensatz zu der Studie von Titley et al, die keinen Unterschied im Schmelzbereich, sondern nur im Dentinbereich nachweisen kann [111,137].

Durch die Auswahl von menschlichen karies- und füllungsfreien Zähnen und durch die randomisierte Gruppenteilung wurden die gleichen Ausgangsbedingungen für alle Gruppen in dieser Studie geschaffen.

### 5.1.2 Lagerung der Zähne

Die Weisheitszähne wurden vom Zeitpunkt der Extraktion bis zur Versuchsdurchführung in einer Thymol-Lösung gelagert. Die Lagerung der Zähne in Thymol soll einerseits zu deren Dekontamination dienen und andererseits um deren Austrocknung zu vermeiden. Erst nachdem die präparierten Zähne mit Komposit gefüllt wurden, sind diese für den restlichen Zeitraum der experimentellen Arbeit in Wasser gelagert worden.

Der Einfluss des Lagerungsmediums auf den Haftverbund von Kompositfüllungen wurde in mehreren Studien untersucht. Mobarak et al. haben in ihrer Studie nachgewiesen, dass das Lagerungsmedium keinen Einfluss auf die Haftkraft der Füllungen hat [97]. Allerdings zeigen andere Studien, dass manche Lösungen die Haftkraft der Füllungen negativ beeinflussen kann, wie die Studien von Humel et al. und Haller et al., in denen sie nachweisen konnten, dass Thymol keinen negativen Einfluss auf den Haftverbund hat, im Gegensatz zu Formalin, welches zu einer Kollagenvernetzung führt und damit die Versuchsergebnisse verfälscht [59,68,73]. Dies widersprechen Tosun et al. in einer ihrer Studien, in der sie herausfinden, dass Formalin im Gegensatz zu Thymol keinen Einfluss auf den Haftverbund von Kompositfüllungen hat [138]. Ebenso konnten Santana et al. in ihrer Studie nachweisen, dass das Lagerungsmedium keinen Einfluss auf den Haftverbund hat. Allerdings bei einer Lagerungszeit von 6 Monaten haben sie einen reduzierten Haftverbund in den Gruppen, die in Thymol und Formalin gelagert wurden, beobachten können [117].

Die Lagerung in Thymol wird ebenso kontrovers diskutiert. Einerseits konnten mehrere Studien nachweisen, dass die Lagerung der Zähne in einer Thymol-Lösung keinen signifikanten Einfluss auf den Haftverbund der Füllungen hat [59,68,73], andererseits

raten andere Studien davon ab [112,117,138]. Laut Fujisawa et al. hemmt die phenolische Verbindung im Thymol die Polymerisation von den Methylmethacrylaten, welche die Kohäsionskraft der Kompositfüllungen negativ beeinträchtigt [54].

### 5.1.3 Die verwendeten Adhäsivsysteme in den Kontrollgruppen

Für die experimentelle Studie haben wir als Kontrollgruppen diverse Adhäsivsysteme verwendet, um die Haftkraft des selbstadhäsiven Füllungsmaterials vergleichen zu können. Dabei handelt es sich um Etch-and-Rinse Adhäsive mit unterschiedlichen Applikationsschritten. Neben dem klassischen Syntac®TE wurden Luxabond® und Teco® als Kontrollgruppen verwendet. Die ausgesuchten Adhäsivsysteme haben sich sowohl klinisch als auch in mehreren Studien als gut bewährt [9,50,84,93,157].

Wie bereits erwähnt, unterscheiden sich die Kontrollgruppen in der Anzahl der Applikationsschritte. Nach dem Ätzzvorgang folgen bei Syntac® TE drei Applikationsschritte um die Zahnhartsubstanz zu konditionieren, bei Luxabond® werden nur zwei Applikationsschritte benötigt und bei Teco® handelt es sich um ein Einflaschensystem.

Bei der ersten Gruppe wurde das traditionelle Mehrschritt-Adhäsivsystem, Syntac® TE, in der Etch-and-Rinse Technik verwendet. Obwohl Syntac für die Selective-Etch Technik auch geeignet ist, zeigen Studien von Frankenberger et al. und von Gwinnett et al., dass man mit der Etch-and-Rinse Technik eine bessere Randdichtigkeit erzielen kann [40,65].

Im Gegensatz zu dem klassischen Vier-Schritt-Etch-and-Rinse System von Syntac® TE, in dem eine Trennung der Einzelkomponenten in Primer, Adhäsiv und Bonding vorzufinden ist, wurde bei der Weiterentwicklung der Etch-and-Rinse Adhäsiven eine Reduzierung der Arbeitsschritte erstrebt. Dabei soll neben der einfacheren Handhabung, eine verkürzte Behandlungszeit erzielt werden. Allerdings zeigen mehrere Studien, dass die Trennung der Einzelkomponenten bei den Etch-and-Rinse Systemen zu besseren Haftwerten führt [67,75]. Der Grund dafür liegt an der besseren Benetzbarkeit des freigelegten Kollagennetzwerks durch den dünnfließenden Primer. Der Primer kann tief in die demineralisierte Oberfläche des Dentins eindringen und

wird erst durch die Applikation des viskösen Adhäsivs stabilisiert [67]. Mehrere Studien zeigen, dass sowohl die Haftfestigkeit als auch das Randverhalten der Füllungen bei denen ein Zwei-Schritt-Totalätzsystem angewendet wird, schlechter ausfallen als die gemessenen Messwerte bei Drei-Schritt-Systemen [67,75].

Der Zeitgewinn von ca. 10 bis 15 Sekunden, den man bei der Anwendung von Zwei- oder Einflaschenadhäsivsystemen erreicht, erwies sich als relativ gering [67]. Außerdem müssen viele vereinfachte Adhäsivsysteme mehrfach appliziert werden, wodurch weniger Zeitersparnis im Vergleich zu Mehrflaschensystemen erzielt wird [45]. Trotz der schlechteren Haftwerte haben Einflaschen-Etch-and-rinse-Adhäsive einen sehr guten kommerziellen Erfolg erbracht, welches u.a. auf die einfachere Anwendung und der Vermeidung einer Verwechslung bei der Handhabung, wie es bei Mehrflaschensystemen der Fall sein kann, zurückzuführen ist [43].

Ein weiterer Nachteil der Einflaschen-Etch-and-rinse-Systeme im Vergleich zu den Mehrflaschensystemen ist die vermehrte postoperative Hypersensitivität. Dieses Phänomen ist in den meisten Fällen auf das Kollabieren der Kollagenfasern zurückzuführen, welches nach dem Konditionieren und Übertrocknen des Dentins zustande kommt. Um dies zu vermeiden, muss bei den Einflaschen-Etch-and-rinse-Adhäsiven ein Re-wetting des geätzten und getrockneten Dentins durchgeführt werden. Weniger techniksensitiv sind wasserbasierte sowie wasser-/alkoholbasierte Systeme. Bei den Mehrflaschen-Etch-and-rinse-Systemen ist diese Problematik nicht vorzufinden. Dies ist auf das im Primer enthaltene Wasser zurückzuführen. Die Techniksensitivität der Mehrflaschen-Etch-and-rinse-Systeme basiert allerdings darauf, dass vor dem Applizieren des Bondings, der Primer getrocknet werden muss, um das enthaltene Wasser zu eliminieren [44].

Langzeitstudien von Frankenberger et al. und von De Munck et al. zeigen, dass Mehrschritt-Etch-and-rinse-Adhäsive bessere Ergebnisse bezüglich der Randdichtigkeit der Füllungen sowie der Haftwerte erzielen als die vereinfachten Etch-and-rinse-Systeme. Im Gegensatz zu den Mehrschritt-Etch-and-rinse-Adhäsiven, die zu keiner hydrolytischen Degradation ausgesetzt sind, neigen Zwei-Schritt-Etch-and-rinse-Adhäsive bei Wasserlagerung zu Randspaltbildungen. Dieses Phänomen wird

hauptsächlich bei Füllungen im Dentinbereich beobachtet. In diesen Fällen empfehlen die Autoren die Verwendung von Mehrflaschen-etch-and-rinse-Systemen [24,53].

In den Versuchsgruppen II und III wurde das selbstadhäsive Füllungsmaterial der Firma DMG verwendet. Dieses wird separat in dem folgenden Abschnitt diskutiert.

#### **5.1.4 Das verwendete selbstadhäsive Füllungsmaterial**

Die Ausgangsfrage lautet: „Sind selbstadhäsive Komposite praxisreif?“. Um dies zu beantworten ist ein selbstadhäsives Füllungsmaterial der Firma DMG untersucht worden. Die Zusammensetzung des Materials ist unbekannt. Seine Konsistenz ist vergleichbar mit der eines Flowables. Die Untersuchung des Materials wurde in zwei Versuchsgruppen durchgeführt. In der ersten Gruppe wurde das SAF in 2 Schichten aufgetragen, ohne dass die Kavität vorbehandelt wurde. In der zweiten Gruppe wurde das SAF als Liner verwendet und die Kavität wurde mit einem Hybridkomposit gefüllt. Die genaue Versuchsdurchführung wurde in dem entsprechenden Kapitel beschrieben.

Aufgrund der unbekanntem Zusammensetzung des Materials kann man keine Rückschlüsse über das Haftungsmechanismus zur Zahnhartsubstanz ziehen. Um eine Adhäsion zu erreichen, muss das Versuchsmaterial entweder eine chemische oder eine mechanische Verbindung zum Schmelz und Dentin herstellen.

Beobachtet man die Zusammensetzung der auf dem Markt befindlichen selbstadhäsiven Komposite, stellt man fest, dass diese über ein spezielles Monomer verfügen, welches eine Bindung zu der Kavität ermöglicht. Bei Vertise Flow (Fa. Kerr Corporation, Orange, CA, USA) handelt es sich um das GPDM (Glycerol-Phosphat-Dimethacrylat). Das Molekül kann in dissoziierter Form eine chemische Bindung zum Kalzium der Zahnhartsubstanz herstellen. Durch die saure Phosphatgruppe kann es die Oberfläche der Zahnhartsubstanz anätzen und somit eine mikroretentive Fläche bilden mit der es eine chemische Bindung eingehen kann. Am anderen Ende kommt es über die Methacrylatgruppen zu einer Monomervernetzung [46].

Bei Fusio Liquid Dentin (Fa. Pentron Clinical, Orange, CA, USA) entsteht die Haftung zur Zahnhartsubstanz über die Carboxylatgruppe des im SAF enthaltenen 4-META (4-

methacryloxyethyl-trimellitat-anhydrid). Fusio Liquid Dentin hat einen sauren pH-Wert und ist hydrophil. Sobald es in Kontakt mit der Zahnhartsubstanz kommt, verbindet sich die negativ geladene Carboxylatgruppe mit der Zahnoberfläche. Die Carbonsäure ist somit neutralisiert und das Monomer bildet einen Verbund zum Dentin. Aufgrund dessen kann man vermuten, dass das getestete selbstadhäsive Füllungsmaterial auch ein spezielles Monomer beinhaltet, welches an dem einen Molekülende eine mechanische und chemische Verbindung zur Zahnhartsubstanz aufbauen kann und am anderen Ende eine Methacrylatgruppe besitzt.

Inwiefern das getestete SAF eine Verbindung zur Zahnhartsubstanz aufbauen kann und ob diese Bindung hydrolysestabil ist, wird in dem Abschnitt 5.2 „Ergebnisse“ diskutiert.

### **5.1.5 Die verwendeten Komposite**

Die in dieser Studie verwendeten Komposite sind Empress® Direct, das selbstadhäsive Füllungsmaterial der Firma DMG sowie EcuSphere® Shape. Das selbstadhäsive Füllungsmaterial der Firma DMG wurde bereits im vorherigen Abschnitt diskutiert.

Empress® Direct ist ein Nanohybridkomposit der Firma Ivoclar Vivadent. Wie bereits im Kapitel 2.2 „Komposite“ erklärt, gehören Nanohybridkomposite zu den neueren Kompositen, die über gute physikalische und mechanische Eigenschaften verfügen. Bei den klinisch internen Untersuchungen des Herstellers erzielte das Produkt sowohl funktionell als auch ästhetisch hervorragende Ergebnisse [38]. In der ersten Kontrollgruppe wurde das Mehrflaschen-Etch-and-rinse Adhäsiv Syntac® TE mit dem Füllungsmaterial Empress® Direct verwendet. Auch über diese Kombination von Adhäsivsystem und Füllungsmaterial wurde eine interne Studie der Firma Ivoclar Vivadent durchgeführt. Dabei wurden u.a. die Überlebensrate der Füllungen sowie die Randspalten und die postoperativen Sensibilitäten überprüft. Das Ergebnis der klinischen Untersuchung fiel sehr gut aus [77].

EcuSphere® Shape ist ein Submikron-Hybridkomposit der Firma DMG. Laut Herstellerangaben handelt es sich dabei um ein Universalkomposit, welches bei allen Kavitäten-

klassen eingesetzt werden kann. Es verfügt über ausgezeichnete mechanische Eigenschaften, wie hohe Druckfestigkeit und Abrasionsresistenz [26].

Bei jeder Versuchsgruppe wurde zum jeweiligen Adhäsivsystem ein Füllungskomposit des gleichen Herstellers verwendet. Dadurch können chemische Inkompatibilitäten ausgeschlossen werden.

#### **5.1.6 Diskussion der Lining Technik sowie der verwendeten Schichttechnik**

Wie bereits in dem Abschnitt 3.2.7.2 „Versuchsdurchführung“ erläutert, sind in der durchgeführten Studie alle Kompositfüllungen in 2 Schichten à 2 mm appliziert worden. Dabei wurde die Inkrementtechnik nicht angewendet. Aufgrund dessen, dass in allen Gruppen die gleiche Vorgehensweise beim Einsetzen der Kompositfüllungen eingehalten wurde, kann man den Einfluss des C-Faktors und der Schichttechnik in dieser Studie vernachlässigen.

Wie bereits im Abschnitt 2.2.3 „Polymerisationsschrumpfung“ erwähnt, verwendet man die Inkrementtechnik, um den C-Faktor zu umgehen. Dadurch wird der Schrumpfstress des Füllungsmaterials minimiert und die Haftung des Komposits an den Kavitätenwänden verbessert. Eine weitere Methode, um den Polymerisationsstress zu minimieren, ist die Verwendung der Lining-Technik (s. Abschnitt 2.2.3). Die Lining-Technik wurde in der Versuchsgruppe III angewendet. Dabei wurde das SAF als Liner in einer Schichtstärke von 0,5 mm an den Kavitätenwänden aufgetragen und nach dessen Aushärten wurde das Komposit in 2 Schichten à 2 mm in die Kavität appliziert. Der Unterschied zu der normalen Lining-Mehode ist die fehlende Adhäsivschicht zwischen dem Liner und dem Komposit. Denn normalerweise wird bei der Lining-Technik erst nach dem Konditionieren der Kavität ein dünnfließender Komposit aufgetragen, um den Schrumpfstress des Füllungsmaterials zu kompensieren. In unserem Versuch hat das SAF die Aufgabe den Adhäsivverbund zwischen dem Komposit und der Zahnhartsubstanz aufzubauen. Als Liner mit einer Schichtstärke von ca. 0,5 mm sollen demnach durch die Reduzierung der Polymerisationsschrumpfung auch bessere Haftwerte erzielt werden. Der Vorteil dieser Technik ist das aktive Auftragen des SAF in

die Kavität. Durch den engen Kontakt mit den Haftflächen kann womöglich einen besseren Verbund erzielt werden.

Ob das SAF die Aufgabe eines Adhäsivsystems und Liners bewältigen kann und dem Komposit eine bessere Haftung an den Kavitätenwänden ermöglichen kann, wird in dem Abschnitt 5.2 „Ergebnisse“ diskutiert.

### **5.1.7 Die angewandten Testverfahren**

In der Wissenschaft werden experimentelle Versuche durchgeführt, um u.a. Produkte vor deren Einsatz am Patienten zu testen und deren Erfolg zu überprüfen. Aus ethischen Gründen unterliegen medizinische Produkte meistens erst einer in-vitro Untersuchung, bevor sie in-vivo getestet werden können. In der adhäsiven Zahnheilkunde bieten allerdings in-vivo Studien das ultimative Verfahren, um den Haftverbund von Adhäsivsystemen zu überprüfen [103]. Nichtsdestotrotz haben in-vitro Studien an extrahierten Zähnen einen wichtigen Stellenwert. Sie ermöglichen unter Ausschluss von Fehlerquellen genaue Rückschlüsse über den Erfolg und Misserfolg von den getesteten Adhäsivsystemen zu ziehen.

Um den Haftverbund von Adhäsivsystemen zu testen, stehen mehrere Prüfverfahren zur Verfügung, u.a. das Microtensile-Verfahren, welches in unserer Versuchsreihe angewandt wurde. Das Microtensile-Verfahren ist laut mehreren Studien eine geeignete Methode, um die Adhäsionskräfte zu messen [102,116]. So wie alle anderen Verfahren, hat diese Untersuchungsmethode ihre Vor- und Nachteile. Im Gegensatz zu den Makroverfahren, bei denen es vermehrt zu kohäsiven Frakturen kommt [12], erzielt man bei den Microverfahren bessere Resultate mit einer kleineren Varianz bei den Testergebnissen [5]. Ein weiterer Vorteil bietet die kleine Stäbchenform. Denn durch die kleine Größe der untersuchten Proben entstehen weniger Fehler an der Verbundzone, wodurch man bessere Haftwerte bei der Microtensile-Untersuchung erzielt. Zusätzlich bietet die kleine Stäbchenform die Durchführung von mehreren Tests an einem Zahn und vereinfacht außerdem weitere Verfahren wie z.B. die elektronenmikroskopische Untersuchung [5].



Nicht nur das Versuchsverfahren sondern auch die Form der Proben ist wichtig. In unserem Versuch wurde die Stäbchenform angewandt. Diese Probenform zeigt eine bessere und homogene Stressverteilung auf die Verbundfläche im Gegensatz zu anderen Formen, wie z.B: die Sanduhrform oder die Hantelform [5,57,61].

Trotz der vielen Vorteile, die die Microtensile-Untersuchung bietet, hat dieses Testverfahren mehrere Nachteile. Einerseits ist es sehr zeitaufwendig und andererseits techniksensitiv [5,58]. Das Befestigen der Stäbchen nimmt viel Zeit in Anspruch und kann zu Fehlergebnissen führen. Während der Versuchsdurchführung kam es bei manchen Stäbchen zum Verlust des Haftverbunds zum Wachs, was dazu führte, dass das Stäbchen erneut befestigt werden musste und der Versuch neu gestartet werden musste. Wenn man es genau betrachtet, hat der erste Fehlversuch zu minimalen Beeinträchtigungen im Adhäsivverbund zwischen dem Dentin und dem Füllungs-material geführt, wobei man davon ausgehen kann, dass die gemessene Abzugskraft bei diesem Stäbchen nicht der tatsächlichen Haftkraft entspricht. Ein weiterer Punkt ist das Befestigen von sehr kurzen Stäbchen, was sich laut Giachetti et al. als sehr schwierig erweist [58]. Hier mussten ein paar Stäbchen aussortiert werden, denn beim Erwärmen des Wachses kam es zu einer Verunreinigung der Verbundzone zwischen dem Dentin und der Füllung. Laut Armstrong et al. und Scherrer et al. sollte man ebenso bei der Auswertung der Ergebnisse die Stäbchen mit kohäsiven Brüchen aussortieren. Durch das Einbeziehen aller Stäbchen in die statistische Auswertung, sowohl der mit kohäsiven als auch der mit adhäsiven Frakturen, kommt es zu einer Verfälschung der Ergebnisse. Denn die Microtensile-Untersuchung soll nur die Haftwerte des Adhäsivverbundes darlegen und darf nicht durch Frakturen, die auf die mechanischen Eigenschaften des Füllungsmaterials zurückzuführen sind, verfälscht werden [5,120].

Eine weitere Fehlerquelle stellt die Herstellung der Stäbchen dar. Denn durch das Trimmen der Stäbchen wird Stress an der Verbundzone ausgeübt, welcher bei einigen Stäbchen bereits während ihrer Herstellung zum Füllungsverlust geführt hat. Auch die Geschwindigkeit beim Zersägen muss berücksichtigt werden [115], hier wird von Poitevin et al. eine Geschwindigkeit von 1 mm/min beim Zersägen der Stäbchen empfohlen [107]. Zudem ist die Korngröße des Sägeblattes nicht zu vernachlässigen.

Obwohl wir bei der Versuchsdurchführung das gleiche Sägeblatt bei allen Gruppen verwendet haben, werden laut Ermis et al. weniger Füllungsverluste bei einer feinen Korngröße des Sägeblattes beobachtet [30].

## 5.2 Ergebnisse

In diesem Abschnitt werden u.a. die Ergebnisse der durchgeführten Studie mit anderen Studien verglichen sowie die REM-Fotos diskutiert und die Frage „Sind selbstadhäsive Füllungsmaterialien praxisreif?“ beantwortet.

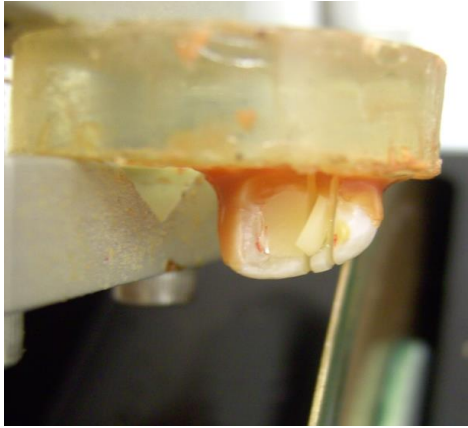
### 5.2.1 Ergebnisse der Kontroll- und Testgruppen

Wie bereits in Abschnitt 5.1.3 erwähnt, handelt es sich bei den Kontrollgruppen um Etch-and-Rinse Systeme, die sich in den letzten Jahren in mehreren Studien als praxistauglich erwiesen haben [8,42,52,77]. Diverse Untersuchungen, sowie die hier durchgeführte Studie, zeigen, dass Etch-and-Rinse Adhäsive bessere Haftwerte erzielen als selbstadhäsive Füllungsmaterialien [10,17,77,101,141,156]. Ebenso zeigen Studien von Celik et al., dass man mit der drei Schritt Etch-and-Rinse Technik einen besseren Verbund zu der Zahnhartsubstanz bekommt als mit einem selbstadhäsiven Füllungsmaterial [17,18].

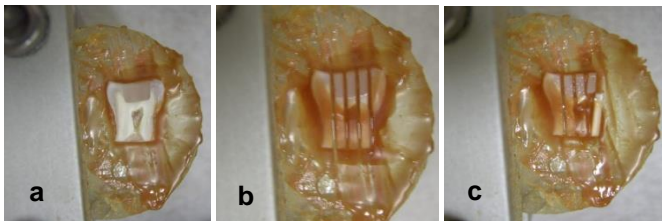
Die gewonnenen Daten in den Kontrollgruppen I, IV und V sind mit denen von anderen Studien vergleichbar [23,67,75]. Die höchsten Haftwerte konnten in der Kontrollgruppe IV erzielt werden ( $31,1 \pm 7,7$  MPa), gefolgt von der Kontrollgruppe V ( $25,6 \pm 8,1$  MPa) und I ( $18,2 \pm 5,5$  MPa). Dabei zeigt sich ein signifikanter Unterschied zu den gemessenen Werten der Testgruppen II (0 MPa) und III ( $8,145 \pm 11$ MPa).

Vergleicht man die Ausbeute an Scheiben und Stäbchen nach dem Zersägen der Zähne, fällt einem gleich den signifikanten Unterschied zwischen den Kontroll- und den Testgruppen auf (s. Abb. 32-37). Im Vergleich zu den Kontrollgruppen bei denen man bis zu 30 Stäbchen herstellen konnte (Gr.I: 31 Stäbchen, Gr. IV: 30 Stäbchen, Gr. V: 32 Stäbchen), sind während der Stäbchenherstellung in Gruppe II und III die Füllungen

bereits beim Zersägen des Zahnes oder beim Ablösen der hergestellten Stäbchen vom Kunststoffblock verloren gegangen (s. Abb. 39, 40). Bei den Testgruppen konnten nur zwei Stäbchen in Gruppe III gewonnen werden.



**Abb. 39: Füllungsverlust bei der Herstellung der Scheiben (Gr.II).**



**Abb. 40 a-c: Füllungsverlust während der Herstellung der Stäbchen (Gr.III).**

Wie bereits im letzten Abschnitt erwähnt, sind Fehler während der Versuchsdurchführung nicht zu vermeiden [5,115]. Allerdings wurden bei allen Gruppen die gleichen Testverfahren angewandt, so dass man von den gleichen Versuchsbedingungen ausgehen kann und die signifikante Anzahl an Füllungsverlusten bei den Testgruppen II und III auf die geringen Haftwerte zwischen dem selbstadhäsiven Füllungsmaterial und der Zahnhartsubstanz zurückzuführen ist.

Da es in Gruppe II bereits während der Stäbchenherstellung zu einem 100% Verlust aller Füllungen gekommen ist, weist dieses Ergebnis darauf hin, dass das Testmaterial, welches in dieser Gruppe als selbstadhäsives Füllungsmaterial in zwei Schichten à 2 mm für das Befüllen einer okklusalen Kavität der Klasse I nach Black angewandt wurde, die Voraussetzungen für den Einsatz am Patienten nicht erfüllt und als Füllungsmaterial nicht geeignet ist.

Wertet man die Ergebnisse der Gruppe III aus, bei der das selbstadhäsive Material als Lining angewandt wurde, kommt man fast auf das gleiche Ergebnis wie in Gruppe II. Hier kam es auch zu einem hohen Füllungsverlust während der Stäbchenherstellung. Insgesamt konnten aus 36 hergestellten Stäbchen nur 2 Stäbchen für die Versuchsdurchführung verwendet werden. Dies erklärt auch die starke Streuung der Werte in Gruppe III (s. Abb. 38). Denn bei den zwei gewonnenen Stäbchen für die Microtensile-Untersuchung weichen die Ergebnisse signifikant voneinander ab. Während man bei der ersten Probe einen Haftwert von 0,35 MPa messen konnte, wies die zweite Probe einen Wert von 15,94 MPa nach. Wobei der zweite Wert als Ausreiser eingestuft werden kann, da alle restlichen Füllungen bereits beim Zersägen verloren gegangen sind und sie demnach einen nicht ausreichenden Haftverbund zu der Zahnhartsubstanz vorzuweisen haben, ist der gemessene Wert von 15,94 MPa eventuell auf eine Verunreinigung der Probe durch den Verbundwachs oder auf ein Rest an Zahnhartsubstanz am Stäbchenrand zurückzuführen. Aufgrund des hohen Füllungsverlusts in Gruppe III kann man das Testmaterial auch nicht als Lining für okklusale Kavitäten der Klasse I nach Black verwenden.

Abschließend kommt man zu dem Ergebnis, dass das getestete Füllungsmaterial nicht praxisreif ist, denn es hat sich in der hier durchgeführten Studie weder als selbstadhäsives Füllungsmaterial noch als Lining bewährt. Die Haftwerte, die bei den Testgruppen gemessen wurden, bestätigen unsere Ansicht, denn die erzielten Ergebnisse zeigen signifikante Unterschiede zwischen den Kontrollgruppen mit Haftwerten von Gr. I:  $18,2 \pm 5,5$  MPa; Gr. IV:  $31,1 \pm 7,7$  MPa; Gr. V:  $25,6 \pm 8,1$  MPa, und den Testgruppen mit Haftwerten von Gr. II: 0 MPa und Gr. III:  $8,145 \pm 11$  MPa. Bei diesen geringen Haftwerten kann das getestete selbstadhäsive Füllungsmaterial nicht für die Versorgung von Füllungen am Patienten angewendet werden.

In dieser Studie wurden die verlorenen Füllungen als 0 MPa bewertet und in die Statistik mit einbezogen. Trotz des Füllungsverlusts während der Versuchsdurchführung bei den Testgruppen II und III, weisen die aussortierten Stäbchen sehr geringe Haftwerte auf, die nur nicht mit den hier angewandten Testverfahren gemessen werden konnten. Offen bleibt die Frage, ob man womöglich mit anderen Testverfahren zu genaueren Ergebnissen gekommen wäre. Außerdem ist darauf hinzuweisen, dass

das getestete selbstadhäsive Füllungsmaterial nur bei den hier angewandten Applikationsmethoden keine ausreichenden Haftwerte vorweisen konnte. Andere Methoden, mit denen man eventuell andere Haftwerte hätte erzielen können, wurden hier nicht getestet, wie z.B. eine andere Applikationsmethode, ein vorheriges Anätzen der Kavität oder eine Vorbehandlung der Zahnhartsubstanz. Diese sind Ansätze für weitere mögliche Studien, um das hier getestete SAF genauer zu untersuchen. Denn wie Bektas et al. und Memarpour et al. in ihren Studien zeigen, erzielt man mit einer Vorbehandlung der Kavität bessere Haftwerte bei Vertise Flow [7,96]. Allerdings erfüllen diese Methoden nicht den Zweck der selbstadhäsiven Füllungsmaterialien, die dafür entwickelt wurden, den Behandlungsablauf sowohl zu vereinfachen als auch zu beschleunigen.

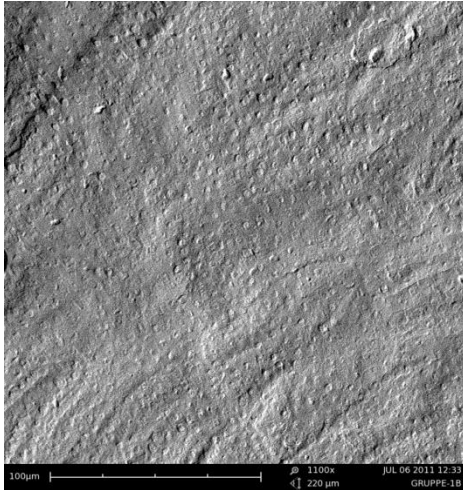
Aufgrund der fehlenden Angaben zu der Produktzusammensetzung, kann der Grund für die geringen Haftwerte nur hypothetisch diskutiert werden. Die Ursache dafür kann auf die geringe Benetzbarkeit der Substratoberfläche zurückgeführt werden oder auch auf die hygroskopische Expansion des Materials. Eine zusätzliche Kontrollgruppe mit einem Adhäsivsystem in Kombination mit dem SAF als Füllungsmaterial würde eventuell mehr Aufschluss bringen.

Weiterentwicklungen auf diesem Gebiet sind erwünscht, denn SAF können neben dem Einsatz in der Kinderzahnheilkunde auch die konservative Behandlung im Praxisalltag erheblich vereinfachen.

### **5.2.2 REM-Aufnahmen**

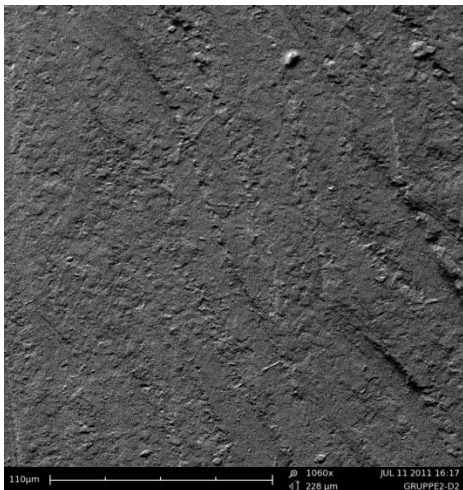
Nach der Microtensile-Untersuchung wurden einige Stäbchen mit dem Rasterelektronenmikroskop ausgewertet. Damit konnte man sowohl die Frakturart als auch der Grund für das Versagen der Füllungen in den Testgruppen II und III veranschaulichen.

Bei den Kontrollgruppen I, IV, V sind (s. Abb. 41, 44, 45) adhäsive Brüche zu sehen. Die Aufnahme der Gr.V (s. Abb. 45) stellt teilweise eine kohäsive Fraktur dar.

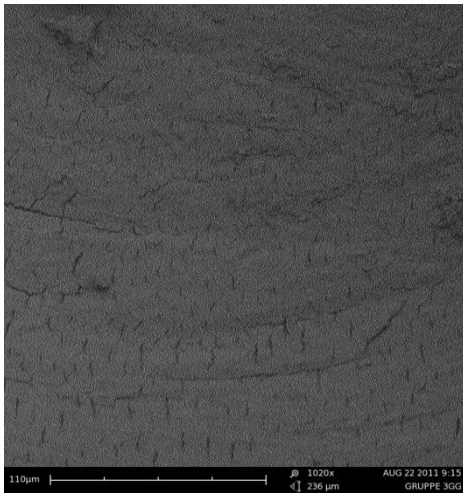


**Abb. 41: REM-Aufnahme Gruppe I (1100x Vergrößerung).** Adhäsive Fraktur einer mit Syntac® TE + IPS Empress® Direct hergestellten Probe, bei der das Adhäsiv in der Etch-and-Rinse Technik verwendet wurde.

Im Gegensatz zu den Kontrollgruppen, bei denen man deutlich die Tags sehen kann, ist auf den Aufnahmen der Testgruppen II und III (s. Abb. 42, 43) nur die Schmierschicht zu erkennen. Dies erklärt die geringeren Haftwerte, die bei der Microtensile-Untersuchung gemessen wurden, bzw. die zum Verlust der Füllungen beim Zersägen der Zahnproben geführt haben.



**Abb. 42: REM-Aufnahme Gruppe II (1060x Vergrößerung).** Bruchfläche einer mit Self-adhesive Composite (à 2x2 mm Schichten) hergestellten Probe. Die gesamte Oberfläche ist mit einer Schmierschicht bedeckt.



**Abb. 43: REM-Aufnahme Gruppe III (1020x Vergrößerung).** Bruchfläche einer mit Self-adhesive Composite als Lining + EcuSphere® hergestellten Probe.



**Abb. 44: REM-Aufnahme Gruppe IV (520x Vergrößerung).** Sichtbare Tags an der Bruchstelle einer mit Luxabond® + EcuSphere® hergestellten Probe.



**Abb. 45: REM-Aufnahme Gruppe V (355x Vergrößerung).** Kohäsive Fraktur einer mit Teco® + EcuSphere® hergestellten Probe.

### 5.2.3 Überblick über die Ergebnisse anderer Autoren über SAF

Wie bereits im letzten Abschnitt erwähnt, ist das getestete selbstadhäsive Füllungs-material noch nicht praxisreif. Aber wie schneiden andere SAF im Vergleich zu konventionellen Adhäsiven ab?

Zurzeit findet man folgende selbstadhäsive Füllungsmaterialien auf dem Markt:

- Vertise Flow (Kerr dental, Italien) bzw. Dyad Flow (Kerr, Orange, CA, USA) in Lateinamerika.
- Fusio Liquid Dentin (Pentron Clinical, USA)
- Constic (DMG, Deutschland)

In Vertise Flow findet man das Monomer GPDM, wobei in Fusio Liquid Dentin das 4-META enthalten ist und in Constic das MDP. Die enthaltenen Monomere entscheiden über die Art des Haftverbunds zwischen dem selbstadhäsiven Füllungsmaterial und der Zahnhartsubstanz. Die Zusammensetzung der genannten SAF sowie deren Haftmechanismus wurden bereits im Abschnitt 2.3 erläutert.

In den letzten Jahren wurden mehrere Studien über selbstadhäsive Füllungsmaterialien durchgeführt um u.a. deren Adhäsionskraft zu messen, sowie die Überlebensrate der eingesetzten Füllungen zu dokumentieren und deren Randdichtigkeit nach Wasserlagerung sowie nach thermischer oder mechanischer Belastung zu beurteilen.

Eine Studie von Scaminaci Russo D. et al. hat die Haftwerte von unterschiedlichen Adhäsivsystemen untersucht. Dabei haben sie herausgefunden, dass Vertise Flow im Vergleich zu Optibond FL, ein Drei-Schritt-Etch-and-Rinse Adhäsivsystem, sowie zu Optibond XTR, ein Zwei-Schritt-Self-Etch Adhäsivsystem, schlechter abschneidet [118]. Auch Hamdi hat in seiner Studie nachweisen können, dass man mit Etch-and-Rinse Adhäsiven bessere Haftwerte erzielt als mit Vertise Flow [69]. Diese Studien bestätigen die Ergebnisse unserer Versuchsreihe.

Diverse andere Studien zeigen ebenfalls, dass man mit Vertise Flow geringere Haftwerte erzielt als mit anderen Adhäsiven [22,28,60,64,143,145,156].



Vertise Flow weist allerdings gewisse Vorteile auf. Im Vergleich zu All-in-One Adhäsiven konnten bei dem SAF höhere Randdichtigkeiten bei okklusalen Klasse I Füllungen nachgewiesen werden [145]. Ebenso zeigt eine klinische Studie von Vichi et al., dass nach einem 6 monatigen Untersuchungszeitraum keine Veränderungen des Rand-schlusses bei okklusalen Füllungen zu beobachten sind [144]. Eine in-vivo Studie über zwei Jahre von Sabbagh et al., bei der der Haftverbund von Vertise Flow mit dem eines Self-Etch-Adhäsivs bei kleinen Klasse I-Füllungen verglichen wurde, konnte ebenfalls den guten Haftverbund des SAF vorweisen [113]. Bessere Ergebnisse erzielt Vertise Flow als Fissurenversiegler und weist bei einer Studie von Rahimian-Imam et al. weniger Microleakage auf als ein konventioneller Fissurenversiegler [95,108].

Der Schwachpunkt bei Vertise Flow ist die Hydrophilie der Phosphatgruppe des GPDM-Monomeres. Wei et al. konnten in ihren Studien nachweisen, dass im Vergleich zu konventionellen Kompositen die Wasseraufnahme bei Vertise Flow viel höher ist [148–150]. Allerdings kann dies der Grund für das gute Randverhalten des SAFs sein. Denn die hygroscopische Expansion des Materials gleicht die Polymerisationsschrumpfung aus [46,149].

Im Vergleich zu Vertise Flow findet man nur wenige Studien über Fusio Liquid Dentin und Constic. Eine Studie von Celik et al. hat den Haftverbund von Fusio liquid Dentin bei zervikalen Füllungen im Vergleich zu einem drei-Schritt-Etch-and-Rinse Adhäsiv verglichen. Die Ergebnisse zeigen einen 33% Füllungsverlust beim SAF im Vergleich zu einer 100% Erhaltungsquote bei der Kontrollgruppe [17]. Im Gegensatz zeigt eine Studie von Naga et al., dass Klasse V-Füllungen mit Fusio Liquid Dentin nach zyklischer Belastung weniger Nanoleakages vorweisen als die der Kontrollgruppen mit Self-Etch-Adhäsiven [98]. Auch eine Studie von Sachdeva et al. mit Fusio Liquid Dentin und Dyad Flow kommt zu einem ähnlichen Ergebnis [114].

Zu Constic findet man eine Studie von Schuldt et al, bei der das SAF als Fissurenversiegler getestet wurde. Die Ergebnisse zeigen bessere Haftwerte, wenn der Schmelz vorher angeätzt wird [123].

Trotz der wenigen vorhandenen Studien über Constic, ist die Zusammensetzung des Materials vielversprechend. Durch das enthaltene MDP-Monomer in Constic ist im

Vergleich zu Verise Flow eine geringe hygroskopische Expansion des Materials zu erwarten [33]. Außerdem weist das kleinere Füllergewicht bei Constic (Constic 65 Gew.-%, Vertise Flow 70 Gew.-%) auf eine geringere Viskosität hin ebenso wie auf eine bessere Benetzbarkeit der Substratoberfläche, die wiederum zu besseren Haftwerten führt. Diese Vermutungen über das SAF Constic können nur durch weitere Studien überprüft werden, um näheres über die Eigenschaften des Materials zu erfahren.

Schlussendlich kann man sagen, dass die heutigen selbstadhäsiven Füllungsmaterialien noch nicht ausreichend erforscht sind und dass weitere In-vivo-Langzeitergebnisse fehlen, um sie als Adhäsiv- und Füllungsersatz für den Praxisalltag zu empfehlen. Allerdings wie die o.g. Studien über Vertise Flow zeigen, bietet das Material durch seine leichtere und vor allem schnellere Anwendung eine gute Behandlungsmethode für kleine okklusale Kavitäten bei Kindern.

## 6. Fazit

Im Rahmen dieser Studie konnten wir nachweisen, dass das getestete selbstadhäsive Füllungsmaterial noch nicht praxisreif ist. Denn für den klinischen Alltag konnten keine repräsentativen Haftwerte erzielt werden.

Zum heutigen Zeitpunkt haben sich laut einem Review von Breschi et al. die 3 Schritt-Etch-and-Rinse Adhäsive am besten bewährt. Sie weisen bessere Haftwerte als andere Adhäsive vor und gewährleisten einen langlebigen Haftverbund [13]. Studien von Frankenberger et al. beweisen ebenso, dass man mit Mehrflaschenadhäsivsystemen die besten klinischen Langzeitresultate erzielt. Sie empfehlen alle Etch-and-Rinse-Adhäsivsysteme für Füllungen im Schmelzbereich zu verwenden, sowie alle Adhäsivsysteme mit hydrophobem Bonding Agent, wie z.B. Mehrschritt-Etch-and-rinse und Zwei-Schritt-Self-Etch Adhäsive, für Füllungen im Dentinbereich [43,48,50].

Aufgrund ihrer einfachen Handhabung und der Zeitersparnis bei deren Anwendung sind selbstadhäsive Füllungsmaterialien sehr anwenderfreundlich und wirtschaftlich für die Praxis. Behandlungsfehler, die aufgrund einer komplizierten Applikationsmethode entstehen und zum Misserfolg der Füllungstherapie führen, können durch die leichte Handhabung der SAF reduziert werden [52,128,132].

Die heute auf dem Markt befindlichen SAF können nur bei bestimmten Indikationen angewendet werden, wobei auch hier Langzeitstudien fehlen, um genaue Empfehlungen geben zu können. In dieser Studie wurden nur die Haftwerte des getesteten SAFs im Vergleich zu anderen Adhäsivsystemen verglichen. Allerdings muss ein selbstadhäsives Füllungsmaterial neben dem starken und stabilen Haftverbund zur Zahnhartsubstanz auch über gute mechanische Eigenschaften verfügen. Denn als Ersatz für Komposit muss das Füllungsmaterial u.a. die Kau- und Scherbelastungen standhalten sowie eine Hydrolysestabilität gegenüber Speichel und anderen Flüssigkeiten aufweisen. Um all diese Eigenschaften in einem Produkt zu vereinen, sind weitere Forschungen auf diesem Gebiet notwendig.

Letztendlich steht das Wohl des Patienten an erster Stelle. Daher soll man sich als Mediziner nicht von der erhofften Zeitersparnis und der Wirtschaftlichkeit mancher

Produkte anlocken lassen und eher mit Bedacht handeln und auf wissenschaftlich geprüfte Adhäsivsysteme zurückgreifen.

## 7. Zusammenfassung

### 7.1 Zusammenfassung deutsch

#### *a. Sind selbstadhäsive Füllungsmaterialien praxisreif?*

Um diese Frage zu beantworten sind im Rahmen dieser Arbeit die Haftwerte eines selbstadhäsiven Füllungsmaterials mit den Haftwerten anderer Adhäsivsysteme verglichen worden.

#### *b. Material und Methode:*

Für die Durchführung der Versuchsreihe wurden 20 menschliche kariesfreie Weisheitszähne okklusal präpariert (L: 4 mm, B: 3 mm, T: 4 mm) und anschließend nach dem Zufallsprinzip in fünf Gruppen à vier Zähne aufgeteilt. Die Kavitäten wurden wie folgt vorbehandelt und gefüllt: Gruppe I Syntac TE + Empress direkt, Gruppe II: SAF à 2 x 2mm Schichten, Gruppe III: SAF als Lining + EcuSphere, Gruppe IV: Luxabond + EcuSphere, Gruppe V: Teco + EcuSphere. Anschließend wurden die Zahnwurzeln abgetrennt und die Zahnkronen mit einer Diamantsäge in 0,9 x 0,9 mm dicken Stäbchen zersägt. Die hergestellten Stäbchen wurden für drei Monate in destilliertem Wasser bei 37°C gelagert, um sie anschließend an einer Abzugmaschine anzuspannen und mittels der Microtensile-Untersuchung die Haftwerte zwischen dem Dentin und dem Füllungsmaterial zu messen. Die Adhäsivkraft (MPa) wurde aus der gemessenen Zugkraft (N) und der Querschnittfläche des Stäbchens (mm<sup>2</sup>) wie folgt berechnet: MPa = N/mm<sup>2</sup>. Nach der Microtensile-Untersuchung wurden einige Proben mit dem REM untersucht, um die Frakturart zu bestimmen.

#### *c. Ergebnisse:*

Bereits während der Scheiben- und Stäbchenherstellung kam es zu Füllungsverlusten in Gruppe II und III, so dass in Gruppe II keine Stäbchen mit intakter Füllung für die Microtensile-Untersuchung verwendet werden konnten. Bei der Bestimmung der Zugkraft stellt man einen signifikanten Unterschied ( $p > 0,05$ ) zwischen den Kontrollgruppen Gr. I:  $18,2 \pm 5,5$  MPa; Gr. IV:  $31,1 \pm 7,7$  MPa; Gr. V:  $25,6 \pm 8,1$  MPa und den Testgruppen Gr. II: 0 MPa; Gr. III:  $8,145 \pm 11$ MPa fest.

Schlussfolgernd ist das getestete selbstadhäsive Füllungsmaterial noch nicht praxisreif, denn es hat sich weder als selbstadhäsives Füllungsmaterial noch als Lining erweisen können.

## 7.2 Zusammenfassung englisch

### a. „are self-adhesive filling materials ready for practice?“

In order to answer this question, we compared the bond strength of a self-adhesive filling material with other adhesive systems.

### b. Material and methods

For the implementation of the experimental study, 20 human, caries free wisdom teeth have been prepared with an occlusal cavity (L : 4 mm, W : 3 mm, D : 4 mm) and randomized in five groups per 4 teeth. The cavities were pretreated and filled as follows: Group I: Syntac TE + Empress direkt, Group II: SAF in 2x 2mm layers, Group III: SAF as Lining + EcuSphere, Group IV: Luxabond + EcuSphere, Group V: Teco + EcuSphere.

Afterwards the roots of the teeth were removed and the teeth crowns were sawn up into 0,9 mm x 0,9 mm sticks. The produced sticks were stored for three months in sterile water at 37°C and then fixed onto a testing apparatus in order to measure the bond strength between the dentin and the filling material using the microtensile test. The adhesive strength (MPa) was calculated on the basis of the measured tensile force (N) and the surface area of the stick (mm<sup>2</sup>) as follows: MPa = N/mm<sup>2</sup>. After the microtensile investigation, the fracture sites were examined using an SEM in order to determine the failure mode.

### c. Results:

Already during the preparation of the slices and sticks, it came to filling loss in group II and III, so that in group II no sticks were available for the microtensile test. In determining the tensile force, it can be seen that there is a significant difference ( $p > 0,05$ ) between the control groups Gr. I:  $18,2 \pm 5,5$  MPa; Gr. IV:  $31,1 \pm 7,7$  MPa; Gr. V:  $25,6 \pm 8,1$  MPa and the test groups Gr. II: 0 MPa; Gr. III:  $8,145 \pm 11$ MPa.

In conclusion, the tested self-adhering filling material is not ready to be put into practice, because it has proven to be neither accurate as a self-adhering filling material nor as a lining.

## 8. Literaturverzeichnis

1. 3M ESPE: Filtek™ Silorane. Niedrigschrumpfendes Seitenzahn-Composite.
2. Abdalla AI FAJ: Four-year water degradation of a total-etch and two self-etching adhesives bonded to dentin. *J Dent* 2008; 36: 611-617.
3. Alomari QD, Reinhardt JW, Boyer DB: Effect of liners on cusp deflection and gap formation in composite restorations. *Oper Dent* 2001; 26: 406-411.
4. Anatavara S, Sitthiseripratip K, Senawongse P: Stress relieving behaviour of flowable composite liners. A finite element analysis. *Dent Mater J* 2016; 35: 369-378.
5. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo LH, Soares CJ, Yamagawa J: Adhesion to tooth structure. A critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater* 2010; 26: e50-62.
6. Bacchi A, Feitosa VP, Da Silva Fonseca AS, Cavalcante LM, Silikas N, Schneider LF: Shrinkage, stress, and modulus of dimethacrylate, ormocer, and silorane composites. *J Conserv Dent* 2015; 18: 384-388.
7. Bektas OO, Eren D, Akin EG, Akin H: Evaluation of a self-adhering flowable composite in terms of micro-shear bond strength and microleakage. *Acta Odontol Scand* 2013; 71: 541-546.
8. Binus S, Koch A, Petschelt A, Berthold C: Restoration of endodontically treated teeth with major hard tissue loss-bond strength of conventionally and adhesively luted fiber-reinforced composite posts. *Dent Traumatol* 2013; 29: 339-354.
9. Bitter K, Glaser C, Neumann K, Blunck U, Frankenberger R: Analysis of resin-dentin interface morphology and bond strength evaluation of core materials for one stage post-endodontic restorations. *PLoS One* 2014; 9: e86294.
10. Bouillaguet S, Gysi P, Wataha JC, Ciucchi B, Cattani M, Godin C, Meyer JM: Bond strength of composite to dentin using conventional, one-step, and self-etching adhesive systems. *J Dent* 2001; 29: 55-61.
11. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL: Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites. A systematic review. *Dent Mater* 2005; 21: 962-970.
12. Braga RR, Meira JB, Boaro LC, Xavier TA: Adhesion to tooth structure. A critical review of "macro" test methods. *Dent Mater* 2010; 26: e38-49.
13. Breschi L, Mazzoni A, Ruggeri A, Cadenaro M, Di Lenarda R, Stefano Dorigo E de: Dental adhesion review. Aging and stability of the bonded interface. *Dent Mater* 2008; 24: 90-101.



14. Buehler: IsoMet 1000 Precision Cutter. Precision Sectioning Saw.  
<https://www.buehler.com/isoMet-1000-precision-cutter.php>, 29.07.2018.
15. Buegers R, Schneider-Brachert W, Hahnel S, Rosentritt M, Handel G: Streptococcal adhesion to novel low-shrink silorane-based restorative. *Dent Mater* 2009; 25: 269-275.
16. Carvalho RM, Chersoni S, Frankenberger R, Pashley DH, Prati C, Tay FR: A challenge to the conventional wisdom that simultaneous etching and resin infiltration always occurs in self-etch adhesives. *Biomaterials* 2005; 26: 1035-1042.
17. Celik EU, Aka B, Yilmaz F: Six-month Clinical Evaluation of a Self-adhesive Flowable Composite in Noncarious Cervical Lesions. *J Adhes Dent* 2015; 17: 361-368.
18. Celik EU, Kucukyilmaz E, Savas S: Effect of different surface pre-treatment methods on the microleakage of two different self-adhesive composites in Class V cavities. *Eur J Paediatr Dent* 2015; 16: 33-38.
19. Chen H, Manhart J, Hickel R, Kunzelmann K: Polymerization contraction stress in light-cured packable composite resins. *Dent Mater* 2001; 17: 253-259.
20. Coelho-De-Souza FH, Camargo JC, Beskow T, Balestrin MD, Klein-Junior CA, Demarco FF: A randomized double-blind clinical trial of posterior composite restorations with or without bevel: 1-year follow-up. *J Appl Oral Sci* 2012; 20: 174-179.
21. Coelho-De-Souza FH, Rocha AdC, Rubini A, Klein-Junior CA, Demarco FF: Influence of adhesive system and bevel preparation on fracture strength of teeth restored with composite resin. *Braz Dent J* 2010; 21: 327-331.
22. De Munck J, Poitevin A, Lührs AK, Pongprueksa P, Van Ende A, Van Landuyt KL, Van Meerbeek B: Interfacial fracture toughness of aged adhesive-dentin interfaces. *Dent Mater* 2015; 31: 462-472.
23. De Munck J, Van Meerbeek B, Satoshi I, Vargas M, Yoshida Y, Armstrong S, Lambrechts P, Vanherle G.: Microtensile bond strengths of one- and two-step self-etch adhesives to bur-cut enamel and dentin. *Am J Dent* 2003; 16: 414-420.
24. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, Lambrechts P, Vanherle G: Four-year Water Degradation of Total-etch Adhesives Bonded to Dentin. *J Dent Res* 2003; 82: 136-140.
25. DMG: Constic. The new 3-in-1 Flowable: 1-4.
26. DMG: EcuSphere. Gebrauchsinformation: 1-16.
27. DMG: LuxaBond Total Etch. Gebrauchsinformation.

28. Durmuslar S ÖA: Microtensile Bond Strength and Failure Modes of Flowable Composites on Primary Dentin with Application of Different Adhesive Strategies. *Contemp Clin Dent* 2017; 8: 373-379.
29. El-Sahn NA, El-Kassas DW, El-Damanhoury HM, Fahmy OM, Gomaa H, Platt JA: Effect of C-factor on microtensile bond strengths of low-shrinkage composites. *Oper Dent* 2011; 36: 281-292.
30. Ermis RB, De Munck J, Cardoso MV, Coutinho E, Van Landuyt KL, Poitevin A, Lambrechts P, Van Meerbeek B: Bond strength of self-etch adhesives to dentin prepared with three different diamond burs. *Dent Mater* 2008; 24: 978-985.
31. Ernst CP: „Schicht im Schacht“: aktuelle Betrachtung zum Thema Bulk-Fill- versus Schichttechnik bei direkten Seitenzahn-Kompositrestaurationen. [https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/zahnerhaltung/story/schicht-im-schacht-aktuelle-betrachtung-zum-thema-bulk-fill--versus-schichttechnik-bei-direkten-seitenzahn-kompositrestaurationen\\_\\_1380.html](https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/zahnerhaltung/story/schicht-im-schacht-aktuelle-betrachtung-zum-thema-bulk-fill--versus-schichttechnik-bei-direkten-seitenzahn-kompositrestaurationen__1380.html), 28.04.2017.
32. Ernst CP: Update Komposite 3: Einführung – Teil 3. [https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/zahnerhaltung/story/update-komposite-einfuehrung--teil-3\\_\\_3923.html](https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/zahnerhaltung/story/update-komposite-einfuehrung--teil-3__3923.html), 08.04.2017.
33. Ernst CP: Universaladhäsive – universelle Problemlöser für alles? [https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/allgemeine-zahnheilkunde/story/universaladhaesive--universelle-problemloeser-fuer-alles\\_\\_1315.html](https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/allgemeine-zahnheilkunde/story/universaladhaesive--universelle-problemloeser-fuer-alles__1315.html), 09.03.2018.
34. Ernst CP WB: Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *Zahnärztl Mitt* 2003: 30-41.
35. Ernst CP, Brandenbusch M, Meyer G, Canbek K, Gottschalk F, Willershausen B: Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig* 2006; 10: 119-125.
36. Feilzer AJ, Gee AJ, De Davidson CL: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987; 66: 1636-1639.
37. Filipov IA, Vladimirov SB, Uzunova JI, Lukanov LK: Effectiveness and ergonomic features of different light sources for polymerization of composite resin materials. *Folia Med (Plovdiv)* 2003; 45: 42-49.
38. Fischer K: IPS Empress Direct. <http://www.ivoclarvivadent.com/de/p/alle/produkte/fuellungsmaterialien/composites/ips-empress-direct>, 23.11.2017.
39. Fleming MG MWA: Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc* 1999; 65: 447-450.

40. Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M, Taschner M: Selective enamel etching reconsidered. Better than etch-and-rinse and self-etch? J Adhes Dent 2008; 10: 339-344.
41. Frankenberger R, Lopes M, Perdigão J, Ambrose WW, Rosa BT: The use of flowable composites as filled adhesives. Dent Mater 2002; 18: 227-238.
42. Frankenberger R, Tay FR: Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. Dent Mater 2005; 21: 397-412.
43. Frankenberger R: Adhäsiv-Fibel. Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg. Spitta Verlag GmbH, Balingen 2010.
44. Frankenberger R (Hrsg): Adhäsive Zahnheilkunde. Wissenschaft und Praxis ; mit 16 Tabellen ; [mit 3D-Brille]. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln 2013.
45. Frankenberger R: Adhäsiv-Fibel. Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg. Spitta Verlag GmbH, Balingen 2018.
46. Frankenberger R, Heidemann D, Staehle HJ, Hellwig E, Blunck U, Hickel R: DGZ-Gutachten zur Adhäsivtechnik.  
[https://www.bzaek.de/fileadmin/PDFs/goz/DGZ\\_Gutachten.pdf](https://www.bzaek.de/fileadmin/PDFs/goz/DGZ_Gutachten.pdf), 17.04.2017.
47. Frankenberger R, Kramer N, Pelka M, Petschelt A: Internal adaptation and overhang formation of direct Class II resin composite restorations. Clin Oral Investig 1999; 3: 208-215.
48. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A: Fatigue behaviour of different dentin adhesives. Clin Oral Investig 1999; 3: 11-17.
49. Frankenberger R, Onczul C, Taschner M: Adhäsive Zahnmedizin. Ist eine Optimierung im Arbeitsablauf möglich? - Update 2007. ZWR 2007; 116: 414-420.
50. Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR: Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading. Biomaterials 2005; 26: 2043-2052.
51. Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopes M: "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives-a microtensile bond strength and morphological study. Dent Mater 2001; 17: 373-380.
52. Frankenberger R, Strobel O, Taschner M, Krämer N, Petschelt A: Total Etch vs. Self-Etch - Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme. Zahnärztl Welt 2004; 113: 188-196.
53. Frankenberger R, Strobel WO, Lohbauer U, Kramer N, Petschelt A: The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 2004; 69: 25-32.

54. Fujisawa S KY: Effect of phenolic compounds on the polymerization of methyl methacrylate. *Dent Mater* 1992; 8: 324-326.
55. Furuse AY, Gordon K, Rodrigues FP, Silikas N, Watts DC.: Colour-stability and gloss-retention of silorane and dimethacrylate composites with accelerated aging. *J Dent* 2008; 36: 945-952.
56. Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M (Hrsg): *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart.
57. Ghassemieh E: Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dent Mater* 2008; 24: 536-547.
58. Giachetti L, Bambi C, Nieri M, Scaminaci Russo D: Double microtensile bond strength test. An alternative methodology for sample preparation. *Eur J Oral Sci* 2009; 117: 204-207.
59. Goodis HE, Marshall GW, White JM, Gee L, Hornberger B, Marshall SJ: Storage effects on dentin permeability and shear bond strengths. *Dent Mater* 1993; 9: 79-84.
60. Goracci C, Margvelashvili M, Giovannetti A, Vichi A, Ferrari M: Shear bond strength of orthodontic brackets bonded with a new self-adhering flowable resin composite. *Clin Oral Investig* 2013; 17: 609-617.
61. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M: Influence of substrate, shape, and thickness on microtensile specimens' structural integrity and their measured bond strengths. *Dent Mater* 2004; 20: 643-654.
62. Goracci C, Sadek FT, Monticelli F, Cardoso PE, Ferrari M: Microtensile bond strength of self-etching adhesives to enamel and dentin. *J Adhes Dent* 2004; 6: 313-318.
63. Grandini R, Novelli C, Pierleoni P: Dentin adhesives. An update. *Minerva Stomatol* 1991; 40: 751-758.
64. Gungor AY, Alkis H, Turkkahraman H: Shear bond strengths of brackets bonded with a new self-adhering resin composite. *Int J Artif Organs* 2016; 39: 431-434.
65. Gwinnett AJ, Dickerson WG, Yu S: Dentin bond shear strength and microleakage for Syntac/Heliomolar. A comparison between the manufacturer's and total etch technique. *J Esthet Dent* 1992; 4: 164-168.
66. Haller B: Which self-etch bonding systems are suitable for which clinical indications? *Quintessence Int* 2013; 44: 645-661.
67. Haller B BU: Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *Zahnärztl Mitt* 2003; 48-58.

68. Haller B, Hofmann N, Klaiber B, Bloching U: Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mater* 1993; 9: 191-197.
69. Hamdy TM: Interfacial microscopic examination and chemical analysis of resin-dentin interface of self-adhering flowable resin composite. *F1000Res* 2017; 6: 1688.
70. Hegde MN BS: An evaluation and comparison of shear bond strength of composite resin to dentin, using newer dentin bonding agents. *J Conserv Dent* 2008; 11: 71-75.
71. Hellwig Elmar, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. Elsevier Urban & Fischer, München 2007.
72. Hervas-Garcia A, Martinez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P: Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006; 11: E215-20.
73. Humel MMC, Oliveira M, Cavalli V, Giannini M: Effect of storage and disinfection methods of extracted bovine teeth on Bond strength to dentin. *Braz J Oral Sci* 2007; 6: 1402-1406.
74. Ilie N HR: Silorane-based dental composite. Behavior and abilities. *Dent Mater J* 2006; 25: 445-454.
75. Inoue S, Vargas MA, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Sano H, Van Meerbeek B: Microtensile bond strength of eleven contemporary adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2001; 3: 237-245.
76. Ito S, Tay FR, Hashimoto M, Yoshiyama M, Saito T, Brackett WW, Waller JL, Pashley DH: Effects of multiple coatings of two all-in-one adhesives on dentin bonding. *J Adhes Dent* 2005; 7: 133-141.
77. ivoclar vivadent: Syntac® . Wissenschaftliche Dokumentation 2012: 1-36.
78. Kanca J III: Resin bonding to wet substrate. 1. Bonding to dentin. *Quintessence Int* 1992; 23: 39-41.
79. Kanca J III: Wet bonding: effect of drying time and distance. *Am J Dent* 1996; 9: 273-276.
80. Kemp-Scholte CM DCL: Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res* 1990; 69: 1240-1243.
81. Kerr: Vertise FLOW. Product Manual 2009.
82. Kerr: Vertise Flow. Self-Adhering Flowable Composite with OptiBond Technology. Gebrauchsanweisung 2013; 14-17.

83. Kim KH, Ong JL, Okuno O: The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 642-649.
84. Koch AT, Binus SM, Holzschuh B, Petschelt A, Powers JM, Berthold C: Restoration of endodontically treated teeth with major hard tissue loss - influence of post surface design on pull-out bond strength of fiber-reinforced composite posts. *Dent Traumatol* 2014; 30: 270-279.
85. Kournetas N, Chakmakchi M, Kakaboura A, Rahiotis C, Geis-Gerstorfer J: Marginal and internal adaptation of Class II ormocer and hybrid resin composite restorations before and after load cycling. *Clin Oral Investig* 2004; 8: 123-129.
86. Krämer N, Lohbauer U, García-Godoy F, Frankenberger R: Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent* 2008; 21: 135-142.
87. Krifka S, Borzsonyi A, Koch A, Hiller KA, Schmalz G, Friedl KH: Bond strength of adhesive systems to dentin and enamel-human vs. bovine primary teeth in vitro. *Dent Mater* 2008; 24: 888-894.
88. Kunzelmann KH: Seitenzahnrestaurationen mit Komposit.  
<http://www.dent.med.uni-muenchen.de/~kkunzelm/exponent0.96.3/index.php?action=view&id=26&module=newsmodule&src=%40random42e4d0b65e3cc>.
89. Kuraray Noritake: Clearfil. Universal Bond Quick. Technische Informationen: 1-28.
90. Kwon Y, Ferracane J, Lee IB: Effect of layering methods, composite type, and flowable liner on the polymerization shrinkage stress of light cured composites. *Dent Mater* 2012; 28: 801-809.
91. Leevailoj C, Cochran MA, Matis BA, Moore BK, Platt JA: Microleakage of posterior packable resin composites with and without flowable liners. *Oper Dent* 2001; 26: 302-307.
92. Lien W VKS: Physical properties of a new silorane-based restorative system. *Dent Mater* 2010; 26: 337-344.
93. Lorenzoni E Silva F, Pamato S, Kuga MC, So MV, Pereira JR: Bond strength of adhesive resin cement with different adhesive systems. *J Clin Exp Dent* 2017; 9: e96-e100.
94. Lussi A, Zimmerli B, Aregger T, Portmann P: Kompositaushärtung mit neuen LED-Geräten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 2005; 1182-1187.
95. Margvelashvili M, Vichi A, Carrabba M, Goracci C, Ferrari M: Bond strength to unground enamel and sealing ability in pits and fissures of a new self-adhering flowable resin composite. *J Clin Pediatr Dent* 2013; 37: 397-402.

96. Memarpour M, Shafiei F, Razmjoei F, Kianimanesh N: Effect of laser preparation on adhesion of a self-adhesive flowable composite resin to primary teeth. *Microsc Res Tech* 2016; 79: 334-341.
97. Mobarak EH, El-Badrawy W, Pashley DH, Jamjoom H: Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosthet Dent* 2010; 104: 92-97.
98. Naga AA, Yousef M, Ramadan R, Fayez Bahgat S, Alshawwa L: Does the use of a novel self-adhesive flowable composite reduce nanoleakage? *CCIDE* 2015; 7: 55-64.
99. Nakabayashi N TK: Effect of HEMA on bonding to dentin. *Dent Mater* 1992; 8: 125-130.
100. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R: Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 2004; 20: 579-585.
101. Pacifici E, Chazine M, Vichi A, Grandini S, Goracci C, Ferrari M: Shear-bond strength of a new self-adhering flowable restorative material to dentin of primary molars. *J Clin Pediatr Dent* 2013; 38: 149-154.
102. Pashley DH, Carvalho RM, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes CA, Tay F: The microtensile bond test. A review. *J Adhes Dent* 1999; 1: 299-309.
103. Perdigao J: Dentin bonding as a function of dentin structure. *Dent Clin North Am* 2002; 46: 277-301.
104. Perdigao J FR: Effect of solvent and rewetting time on dentin adhesion. *Quintessence Int* 2001; 32: 385-390.
105. Peterson J, Rizk M, Hoch M, Wiegand A: Bonding performance of self-adhesive flowable composites to enamel, dentin and a nano-hybrid composite. *Odontology* 2017.
106. Peutzfeldt A: Resin composites in dentistry. The monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997; 105: 97-116.
107. Poitevin A, De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Peumans M, Lambrechts P, Van Meerbeek B: Critical analysis of the influence of different parameters on the microtensile bond strength of adhesives to dentin. *J Adhes Dent* 2008; 10: 7-16.
108. Rahimian-Imam S, Ramazani N, Fayazi MR: Marginal Microleakage of Conventional Fissure Sealants and Self-Adhering Flowable Composite as Fissure Sealant in Permanent Teeth. *J Dent (Tehran)* 2015; 12: 430-435.
109. Rateitschak KH WHF (Hrsg): *Farbatlant der Zahnmedizin 15. Ästhetische Zahnmedizin*. Georg Thieme Verlag, Stuttgart 1998.

110. Rathke A, Alt A, Gambin N, Haller B: Dentin diffusion of HEMA released from etch-and-rinse and self-etch bonding systems. *Eur J Oral Sci* 2007; 115: 510-516.
111. Reis AF, Giannini M, Kavaguchi A, Soares CJ, Line SR: Comparison of microtensile bond strength to enamel and dentin of human, bovine, and porcine teeth. *J Adhes Dent* 2004; 6: 117-121.
112. Retief DH, Wendt SL, Bradley EL, Denys FR: The effect of storage media and duration of storage of extracted teeth on the shear bond strength of Scotchbond 2/Silux to dentin. *Am J Dent* 1989; 2: 269-273.
113. Sabbagh J, Dagher S, El Osta N, Souhaid P: Randomized Clinical Trial of a Self-Adhering Flowable Composite for Class I Restorations. 2-Year Results. *Int J Dent* 2017; 2017: 5041529.
114. Sachdeva P, Goswami M, Singh D: Comparative evaluation of shear bond strength and nanoleakage of conventional and self-adhering flowable composites to primary teeth dentin. *Contemp Clin Dent* 2016; 7: 326-331.
115. Sadek FT, Cury AH, Monticelli F, Ferrari M, Cardoso PE: The influence of the cutting speed on bond strength and integrity of microtensile specimens. *Dent Mater* 2005; 21: 1144-1149.
116. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, Pashley DH: Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength-evaluation of a micro-tensile bond test. *Dent Mater* 1994; 10: 236-240.
117. Santana FR, Pereira JC, Pereira CA, Fernandes Neto AJ, Soares CJ: Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. *Braz Oral Res* 2008; 22: 352-357.
118. Scaminaci Russo D, Pierleoni F, Buti J, Ferrari M, Giachetti L: In vitro comparison of bonding effectiveness of different adhesive strategies. *Am J Dent* 2014; 27: 323-329.
119. Schenkel AB, Peltz I, Veitz-Keenan A: Dental cavity liners for Class I and Class II resin-based composite restorations. *Cochrane Database Syst Rev* 2016; 10: CD010526.
120. Scherrer SS, Cesar PF, Swain MV: Direct comparison of the bond strength results of the different test methods. A critical literature review. *Dent Mater* 2010; 26: e78-93.
121. Schilke R, Bauss O, Lisson JA, Schuckar M, Geurtsen W: Bovine dentin as a substitute for human dentin in shear bond strength measurements. *Am J Dent* 1999; 12: 92-96.
122. Schmidseeder J, Munz T, Allen EP: *Ästhetische Zahnmedizin. 49 Tabellen.* Thieme, Stuttgart 2009.



123. Schuldt C, Birlbauer S, Pitchika V, Crispin A, Hickel R, Ilie N, Kühnisch J: Shear Bond Strength and Microleakage of a New Self-etching/Self-adhesive Pit and Fissure Sealant. *J Adhes Dent*; 2015: 491-497.
124. SD Mechatronik: MTD-500: 1.
125. Shofu Dental: "All-in-One"-Adhäsiv der 7. Generation. <https://www.zm-online.de/markt/news/shofu-dental/all-in-one-adhaesiv-der-7-generation/>, 01.05.2019.
126. Singh TV, Patil JP, Raju RC, Venigalla BS, Jyotsna SV, Bhutani N: Comparison of Effect of C-Factor on Bond Strength to Human Dentin Using Different Composite Resin Materials. *J Clin Diagn Res* 2015; 9: ZC88-91.
127. Söderholm KJ: Dental adhesives ... how it all started and later evolved. *J Adhes Dent* 2007; 9 Suppl 2: 227-230.
128. Söderholm KJ, Guelmann M, Bimstein E: Shear bond strength of one 4th and two 7th generation bonding agents when used by operators with different bonding experience. *J Adhes Dent* 2005; 7: 57-64.
129. Spencer P, Byerley TJ, Eick JD, Witt JD: Chemical characterization of the dentin/adhesive interface by fourier transform infrared photoacoustic spectroscopy. *Dent Mater* 1992; 8: 10-15.
130. Stassinakis A, Colla E, Hugo B, Hotz P: Einfluss der Abschrägungstechnik und des Matrixsystems auf die Qualität von Klasse-II-Minikavitäten in vitro. *Acta Med Dent Helv*. 1998: 178-186.
131. Stepputtis M, Blömker T, Plaumann MT: Polymerisierbare Phosphorsäurederivate umfassend ein polyalicyclisches Strukturelement - European Patent Office - EP 2450025 A1 2012, 04.11.2019.
132. Taschner M, Nato F, Mazzoni A, Frankenberger R, Kramer N, Di Lenarda R, Petschelt A, Breschi L: Role of preliminary etching for one-step self-etch adhesives. *Eur J Oral Sci* 2010; 118: 517-524.
133. Tauböck TT AT: Bulk-Fill-Komposite. *Swiss Dent J*. 2016: 694-695.
134. Tay FR PDH: Have dentin adhesives become too hydrophilic? *J Can Dent Assoc* 2003; 69: 726-731.
135. Tay FR, Frankenberger R, Krejci I, Bouillaguet S, Pashley DH, Carvalho RM, Lai CNS: Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence. *J Dent* 2004; 32: 611-621.
136. Tay FR., Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A: Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 2002; 30: 371-382.

137. Titley KC, Childers S, Kulkarni G: An in vitro comparison of short and long term bond strengths of polyacid modified composite resins to primary human and bovine enamel and dentine. *Eur Arch Paediatr Dent* 2006; 7: 246-252.
138. Tosun G, Sener Y, Sengun A: Effect of Storage Duration/Solution on Microshear Bond Strength of Composite to Enamel. *Dent Mater J* 2007; 26: 116-121.
139. Unterbrink GL LWH: Flowable resin composites as "filled adhesives". Literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 1999; 30: 249-257.
140. Van Landuyt KL, De Munck J, Snauwaert J, Coutinho E, Poitevin A, Yoshida Y, Inoue S, Peumans M, Suzuki, Lambrechts P, Van Meerbeek B: Monomer-solvent phase separation in one-step self-etch adhesives. *J Dent Res* 2005; 84: 183-188.
141. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, Van Landuyt K, Lambrechts P, Vanherle G: Adhesion to Enamel and Dentin: Current Status and Future Challenges. *Oper Dent* 2003: 5-25.
142. Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G: Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res* 1993; 72: 1434-1442.
143. Veli I, Akin M, Kucukyilmaz E, Uysal T: Shear bond strength of a self-adhering flowable composite when used for lingual retainer bonding. *J Orofac Orthop* 2014; 75: 374-383.
144. Vichi A, Goracci C, Ferrari M: Klinische Studie über das selbsthaftende, fließfähige Komposit Vertise Flow bei Füllungen der Klasse I. *Int Dent SA* 2010: 1-8.
145. Vichi A, Margvelashvili M, Goracci C, Papacchini F, Ferrari M: Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations. *Clin Oral Investig* 2013; 17: 1497-1506.
146. VOCO GmbH: GrandioSO. Wissenschaftliche Produktinformation.
147. VOCO GmbH: Nanotechnologie 2015: 1-3.
148. Wei YJ, Silikas N, Zhang ZT, Watts DC: Diffusion and concurrent solubility of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mater* 2011; 27: 197-205.
149. Wei YJ, Silikas N, Zhang ZT, Watts DC: Hygroscopic dimensional changes of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mater* 2011; 27: 259-266.
150. Wei YJ, Silikas N, Zhang ZT, Watts DC: The relationship between cyclic hygroscopic dimensional changes and water sorption/desorption of self-adhering and new resin-matrix composites. *Dent Mater* 2013; 29: e218-26.

151. Wikipedia: Adhäsion. <https://de.wikipedia.org/w/index.php?oldid=152712306>, 15.04.2016.
152. Wikipedia: Polymerisationsschrumpfung. <https://de.wikipedia.org/wiki/Polymerisationsschrumpfung>, 14.04.2017.
153. Wikipedia: Liste geflügelter Worte/Z. [https://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Spezial:Zitierhilfe&page=Liste\\_gefl%C3%BCgelter\\_Worte%2FZ&id=186358825](https://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Spezial:Zitierhilfe&page=Liste_gefl%C3%BCgelter_Worte%2FZ&id=186358825), 26.04.2019.
154. Yassen GH, Platt JA, Hara AT: Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research. A review of literature. *J Oral Sci* 2011; 53: 273-282.
155. Yazici AR, Akca T, Ozgunaltay G, Dayangac B: Bond strength of a self-etching adhesive system to caries-affected dentin. *Oper Dent* 2004; 29: 176-181.
156. Yuan H, Li M, Guo B, Gao Y, Liu H, Li J: Evaluation of Microtensile Bond Strength and Microleakage of a Self-adhering Flowable Composite. *J Adhes Dent* 2015; 17: 535-543.
157. Zhang XF, Xu PC, Qian WH: Effect of different bonding procedure and root region on bond strength of fiber posts to root canal. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue* 2014; 23: 294-299.
158. Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A: Composite materials. Composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2010; 120: 972-986.

## 9. Anhang

### 9.1 Tabellarische Darstellung der Ausbeute an Scheiben und Stäbchen

<b>Gruppe I</b>		
<b>Zahn</b>	<b>Anzahl der Scheiben (Sch)</b>	<b>Füllungsverlust bei der Herstellung der Scheiben</b>
I 1	3	0
I 2	3	0
I 3	3	0
I 4	3	0
I 5	2	0
	$\Sigma = 14$	$\Sigma = 0$

Tab. 4: Anzahl der Scheiben in Gruppe I.

<b>Gruppe II</b>		
<b>Zahn</b>	<b>Anzahl der Scheiben (Sch)</b>	<b>Füllungsverlust bei der Herstellung der Scheiben</b>
II 1	2	1
II 2	2	1
II 3	2	1
II 4	3	0
II 5	2	1
	$\Sigma = 11$	$\Sigma = 4$

Tab. 5: Anzahl der Scheiben in Gruppe II.

<b>Gruppe III</b>		
<b>Zahn</b>	<b>Anzahl der Scheiben (Sch)</b>	<b>Füllungsverlust bei der Herstellung der Scheiben</b>
III 1	2	0
III 2	2	1
III 3	3	0
III 4	3	0
III 5	2	1
	$\Sigma = 12$	$\Sigma = 2$

Tab.6: Anzahl der Scheiben in Gruppe III.

<b>Gruppe IV</b>		
<b>Zahn</b>	<b>Anzahl der Scheiben (Sch)</b>	<b>Füllungsverlust bei der Herstellung der Scheiben</b>
IV 1	3	0
IV 2	2	0
IV 3	2	0
IV 4	2	0
IV 5	2	0
	$\Sigma = 11$	$\Sigma = 0$

Tab.7: Anzahl der Scheiben in Gruppe IV.

<b>Gruppe V</b>		
<b>Zahn</b>	<b>Anzahl der Scheiben (Sch)</b>	<b>Füllungsverlust bei der Herstellung der Scheiben</b>
V 1	2	0
V 2	3	0
V 3	3	0
V 4	3	0
V 5	3	0
	$\Sigma = 14$	$\Sigma = 0$

Tab.8: Anzahl der Scheiben in Gruppe V.

<b>Gruppe I</b>			
<b>Zahn</b>	<b>Anzahl der Stäbchen (ST) ohne FV</b>	<b>Füllungsverlust bei der Herstellung der Stäbchen od. Stäbchen mit ZHS</b>	<b>Summe der verwertbaren Stäbchen</b>
<b>I 1</b>	Sch.1: 2 ST	0	5
	Sch.2: 2 ST	Sch.2: 1ST mit ZHS	
	Sch.3: 1 ST	Sch3: 1 ST mit ZHS + 1 ST mit FV	
<b>I 2</b>	Sch1: 2 ST	Sch1: 1 ST	7
	Sch.2: 2 ST	0	
	Sch.3: 3 ST	0	
<b>I 3</b>	Sch.1: 3 ST	0	8
	Sch.2: 2 ST	0	
	Sch.3: 3 ST	0	
<b>I 4</b>	Sch.1: 2 ST	0	7
	Sch.2: 3 ST	0	
	Sch.3: 2 ST	0	
<b>I 5</b>	Sch.1: 2 ST	Sch.1: 1 ST	4
	Sch.2: 2 ST	Sch.2: 1 ST	

**Tab. 9: Anzahl der hergestellten Stäbchen in Gruppe I.**

<b>Gruppe II</b>			
<b>Zahn</b>	<b>Anzahl der Stäbchen (ST) ohne FV</b>	<b>Füllungsverlust bei der Herstellung der Stäbchen od. Stäbchen mit ZHS</b>	<b>Summe der verwertbaren Stäbchen</b>
<b>II 1</b>	0	Sch.1: 3 ST	0
		Sch.2: 3 ST	
<b>II 2</b>	0	Sch.1: 3 ST	0
		Sch.2: 3 ST	
<b>II 3</b>	0	Sch.1: 3 ST	0
		Sch.2: 3 ST	
<b>II 4</b>	0	Sch.1: 3 ST	0
		Sch.2: 3 ST	
		Sch.3: 3 ST	
<b>II 5</b>	0	Sch.1: 2 ST	0
		Sch.2: 3 ST	

**Tab. 10: Anzahl der hergestellten Stäbchen in Gruppe II.**

<b>Gruppe III</b>			
<b>Zahn</b>	<b>Anzahl der Stäbchen (ST) ohne FV</b>	<b>Füllungsverlust bei der Herstellung der Stäbchen od. Stäbchen mit ZHS</b>	<b>Summe der verwertbaren Stäbchen</b>
<b>III 1</b>	0	Sch.1: 3 ST	0
		Sch.2: 3 ST	
<b>III 2</b>	Sch.1: 1 ST	Sch.1: 2 ST	1
	Sch.2: 0 ST	Sch.2: 3 ST	
<b>III 3</b>	Sch.1: 0 ST	Sch.1: 3 ST	1
	Sch.2: 1 ST	Sch.2: 2 ST	
	Sch.3: 0 ST	Sch.3: 3 ST	
<b>III 4</b>	0	Sch.1: 3 ST	0
		Sch.2: 3 ST	
		Sch.3: 3 ST	
<b>III 5</b>	0	Sch.1: 3 ST	0
		Sch.2: 3 ST	

**Tab. 11: Anzahl der hergestellten Stäbchen in Gruppe III.**



<b>Gruppe IV</b>			
<b>Zahn</b>	<b>Anzahl der Stäbchen (ST) ohne FV</b>	<b>Füllungsverlust bei der Herstellung der Stäbchen od. Stäbchen mit ZHS</b>	<b>Summe der verwertbaren Stäbchen</b>
<b>IV 1</b>	Sch.1: 2 ST	0	7
	Sch.2: 3 ST	0	
	Sch.3: 2 ST	Sch.3: 1 ST mit ZHS	
<b>IV 2</b>	Sch.1: 3 ST	0	6
	Sch.2: 3 ST	0	
<b>IV 3</b>	Sch.1: 2 ST	0	5
	Sch.2: 3 ST	0	
<b>IV 4</b>	Sch.1: 3 ST	0	6
	Sch.2: 3 ST	0	
<b>IV 5</b>	Sch.1: 3 ST	0	6
	Sch.2: 3 ST	0	

**Tab. 12: Anzahl der hergestellten Stäbchen in Gruppe IV.**

<b>Gruppe V</b>			
<b>Zahn</b>	<b>Anzahl der Stäbchen (ST) ohne FV</b>	<b>Füllungsverlust bei der Herstellung der Stäbchen od. Stäbchen mit ZHS</b>	<b>Summe der verwertbaren Stäbchen</b>
<b>V 1</b>	Sch.1: 3 ST	0	6
	Sch.2: 3 ST	0	
<b>V 2</b>	Sch.1: 3 ST	0	6
	Sch.2: 3 ST	0	
<b>V 3</b>	Sch.1: 2 ST	Sch.1: 1 ST mit ZHS	6
	Sch.2: 1 ST	0	
	Sch.3: 3 ST	0	
<b>V 4</b>	Sch.1: 3 ST	0	7
	Sch.2: 2 ST	0	
	Sch.3: 2 ST	0	
<b>V 5</b>	Sch.1: 2 ST	Sch.1: 1 ST	7
	Sch.2: 2 ST	0	
	Sch.3: 3 ST	0	

**Tab. 13: Anzahl der hergestellten Stäbchen in Gruppe V.**

## 9.2 Ergebnisse der Mikrotensile-Untersuchung

Gruppe I							
Zahn/ST Nr.	Stäbchen- dicke [mm <sup>2</sup> ]	Füllungshöhe [mm]	Gesamtlänge des Stäbchens [mm]	Max. Kraft [N]	Min. Kraft [N]	Differenz = Max.Kraft- Min-Kraft [N]	Haftkraft MPa= N/mm <sup>2</sup>
I 1-1	0,83x0,86	2,75	8,86	-0,24	-14,65	14,41	20,19
I 1-2	0,8x0,84	2,46	9,27	-1,22	-14,4	13,18	19,61
I 1-3	0,87x0,82	3,22	9,06	-0,49	-16,11	15,62	21,89
I 1-4	0,87x0,82	2,85	4,65	-0,98	-15,14	14,16	19,85
I 1-5	0,91x1,02	2,98	7,06	-0,73	-14,65	13,92	15
I 2-1	0,85x0,94	3,22	8,66	-0,98	-23,19	22,21	27,8
I 2-2	0,9x0,83	2,4	4,5	-0,98	-18,8	17,82	23,85
I 2-3	0,86x0,81	2,32	3,94	-0,73	-19,04	18,31	26,28
I 2-5	0,78x0,88	2,83	8,91	-0,73	-20,51	19,78	28,82
I 2-6	0,87x0,89	3,4	4,95	-0,73	-17,33	16,6	21,44
I 3-1	0,82x0,89	2,47	6,59	-0,98	-10,01	9,03	12,37
I 3-4	0,82x0,84	2,49	4,97	-0,98	-9,28	8,3	12,05
I 3-6	0,95x0,92	2	7,21	-0,98	-10,01	9,03	10,33
I 4-1	0,9x0,8	2,85	5,66	-0,98	-11,96	10,98	15,25
I 4-2	0,93x0,82	3,19	10,18	-0,49	-11,72	11,23	14,73
I 4-3	0,82x0,83	3,19	4,73	-0,49	-12,45	11,96	17,57
I 4-4	0,99x0,86	3,17	9,17	-0,73	-10,5	9,77	11,47
I 4-5	0,84x0,84	3,1	10,29	-0,73	-12,45	11,72	16,61
I 4-6	0,83x0,86	3,01	8,27	-1,22	-12,21	10,99	15,4
I 4-7	0,87x0,89	3	9,56	-1,71	-11,96	10,25	13,24

Tab. 15: Ergebnisse der Microtensile-Untersuchung für Gruppe I.

Gruppe III							
Zahn/ST Nr.	Stäbchen- dicke [mm <sup>2</sup> ]	Füllungshöhe [mm]	Gesamtlänge des Stäbchens [mm]	Max. Kraft [N]	Min. Kraft [N]	Differenz = Max.Kraft- Min-Kraft [N]	Haftkraft MPa= N/mm <sup>2</sup>
III 3-1	0,84x0,86	3,05	8,88	-0,73	-0,98	0,25	0,35
III 4-1	0,87x0,88	3,3	9,41	-0,98	-13,18	12,2	15,94

Tab. 16: Ergebnisse der Microtensile-Untersuchung für Gruppe III.

<b>Gruppe IV</b>							
Zahn/ST Nr.	Stäbchen- dicke [mm <sup>2</sup> ]	Füllungshöhe [mm]	Gesamtlänge des Stäbchens [mm]	Max. Kraft [N]	Min. Kraft [N]	Differenz = Max.Kraft- Min-Kraft [N]	Haftkraft MPa= N/mm <sup>2</sup>
IV 1-1	0,85x0,87	2,81	5,22	0	-19,78	19,78	26,75
IV 1-2	0,87x0,89	2,63	5,08	-4,39	-22,95	18,56	23,97
IV 1-3	0,93x0,84	2,95	3,91	-3,91	-21,24	17,33	22,18
IV 1-4	0,86x0,84	2,99	4,23	-1,95	-21	19,05	26,37
IV 1-5	0,8x0,9	2,82	5,25	-3,42	-19,29	15,87	22,04
IV 1-6	0,84x0,92	3,01	4,34	-2,93	-22,95	20,02	25,91
IV 1-7	0,87x0,88	3,11	8,65	-1,71	-19,29	17,58	20,21
IV 2-1	0,88x0,84	3,18	10,11	-0,73	-23,19	22,46	30,38
IV 2-2	0,87x0,89	2,85	4,61	-0,73	-18,8	18,07	23,34
IV 2-3	0,87x0,89	3,2	4,71	-0,49	-23,19	22,7	29,32
IV 2-5	0,86x0,87	3,08	7,05	-1,22	-23,68	22,46	30,02
IV 2-6	0,95x0,88	2,31	3,94	-2,93	-23,44	20,51	24,53
IV 3-1	0,86x0,82	3	5,48	-0,49	-31,25	30,76	43,62
IV 3-2	0,88x0,86	2,85	10,01	-0,98	-28,56	27,58	36,44
IV 3-3	0,87x0,93	3,13	9,52	-0,73	-35,89	35,16	43,46
IV 3-5	0,82x0,86	2,55	4,09	-0,73	-29,3	28,57	40,51
IV 4-1	0,86x0,94	3,43	5,26	-0,73	-31,01	30,28	37,46
IV 4-3	0,84x0,87	2,29	10,27	-1,22	-28,08	26,86	36,75
IV 4-4	0,88x0,89	2,99	9,52	-0,49	-31,74	31,25	39,9
IV 4-6	0,86x0,83	3,03	5,62	-0,73	-28,08	27,35	38,32

Tab. 17: Ergebnisse der Microtensile-Untersuchung für Gruppe IV.

<b>Gruppe V</b>							
Zahn/ST Nr.	Stäbchen- dicke [mm <sup>2</sup> ]	Füllungshöhe [mm]	Gesamtlänge des Stäbchens [mm]	Max. Kraft [N]	Min. Kraft [N]	Differenz = Max.Kraft- Min-Kraft [N]	Haftkraft MPa= N/mm <sup>2</sup>
V 1-1	0,8x0,91	2,81	9,17	-0,73	-19,53	18,8	25,82
V 1-2	0,9x0,88	2,99	4,92	-0,24	-15,87	15,63	19,73
V 1-3	0,84x0,86	2,56	4,83	-0,98	-18,8	17,82	24,67
V 1-4	0,9x0,86	3,01	4,61	-0,73	-17,33	16,6	21,45
V 1-5	0,88x0,92	2,8	5,44	-0,73	-25,88	25,15	31,06
V 1-6	0,91x0,89	2,57	8,93	-0,49	-21	20,51	25,32
V 2-1	0,86x0,93	3,1	6,38	-0,98	-19,29	18,31	22,89
V 2-2	0,91x0,84	2,52	9,05	-0,49	-30,76	30,27	39,6
V 2-3	0,91x0,87	2,96	9,87	-0,49	-32,71	32,22	40,7
V 2-4	0,84x0,87	3,09	9,7	-0,98	-27,34	26,36	36,07
V 2-6	0,88x0,81	2,57	5,25	-0,98	-25,15	24,17	33,91
V 3-3	0,86x0,92	2,78	8,74	-0,49	-12,45	11,96	15,12
V 3-4	0,92x0,85	3,01	5,03	-0,24	-10,99	10,75	13,75
V 3-6	0,89x0,86	3,36	10,62	-0,73	-10,99	10,26	13,4
V 4-1	0,94x0,92	2,94	6,13	-0,73	-24,9	24,17	27,95
V 4-2	0,91x0,8	3,17	6,95	-0,98	-19,78	18,8	25,82
V 4-3	0,88x0,93	3,1	9,33	-2,69	-17,58	14,89	18,19
V 4-4	0,84x0,92	3,11	9,11	-0,98	-27,34	26,36	34,11
V 4-5	0,85x0,8	2,69	8,73	-0,73	-16,11	15,38	22,62
V 4-6	0,87x0,92	2,94	9,61	-0,73	-16,85	16,12	20,14

**Tab. 18: Ergebnisse der Microtensile-Untersuchung für Gruppe V.**

### **9.3 Verzeichnis der akademischen Lehre**

Meine akademischen Lehrer in Marburg waren die folgenden Damen und Herren:

Austermann, Barth, Coca, Cordes, Czubyko, Daut, Dibbets, Flores-de-Jacoby, Gente, Grundmann, Holzheidt, Höffken, Koolman, Lill, Löffler, Lotzmann, Mandrek, Mengel, Mittag, Jablonski-Momeni, Neff, Neumüller, Nonnenmacher, Pancherz, Pieper, Ramaswamy, Röhm, Seitz, Sesterhenn, Sonntag, Stachniss, Steiniger, Stelzel, Stiletto, Stoll, Suske, Teymoortash, Wennemuth, Werner.

#### **9.4 Danksagung**

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Frankenberger für die Überlassung des Dissertationsthemas und für seine hervorragende Betreuung während der Durchführung dieser Arbeit.

Herrn Dr. Andreas Appelt möchte ich für die Erläuterung der Versuchsdurchführung danken.

Bedanken möchte ich mich auch bei meiner Familie für die ständige Motivation und die mentale Unterstützung während der Verfassung meiner Dissertation.