

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde des  
Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

Geschäftsführende Direktorin: Prof. Dr. Heike Korbmacher-Steiner

- Poliklinik für Zahnerhaltung -

Direktor: Prof. Dr. Roland Frankenberger

---

# Auswirkung verschiedener Maßnahmen zur Speicheldekontamination auf den Adhäsivverbund zwischen Dentin und Komposit

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt von

**Svenja Kisters**

aus

Hagen (Nordrhein-Westfalen)

Marburg an der Lahn, 2023

Angenommen vom Fachbereich Medizin

der Philipps -Universität Marburg am:

16.01.2023

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekanin: Prof. Dr. Denise Hilfiker-Kleiner

Referent: Prof. Dr. Roland Frankenberger

1. Korreferent: Prof. Dr. Ulrich Lotzmann

Meiner Familie in Liebe gewidmet

## Inhaltsverzeichnis

1	Abkürzungsverzeichnis	7
2	Einleitung	8
3	Literaturübersicht	10
3.1	Komposite	10
3.1.1	Zusammensetzung und Eigenschaften	10
3.1.2	Einteilung der neueren Komposite	13
3.2	Adhäsivsysteme	15
3.2.1	Einteilung der Adhäsivsysteme	15
3.2.2	Haftung am Schmelz	18
3.2.3	Haftung am Dentin	19
3.3	Speichel	20
3.3.1	Funktion	20
3.3.2	Produktion	20
3.3.3	Zusammensetzung und Eigenschaften	22
3.3.4	Folgen von Speichelkontamination und mögliche Dekontaminationsmaßnahmen	23
3.3.5	Verhindern der Speichelkontamination	27
4	Problemstellung	29
5	Material und Methode	30
5.1	Studiendesign	30
5.1.1	Probenherstellung	30
5.1.2	Microtensile Untersuchung	35
5.1.3	REM Untersuchung	41
5.1.4	Statistische Analyse	43
6	Ergebnisse	44
6.1	Quantitative Analyse	44

6.1.1	Prozentuale Darstellung der Werte	45
6.2	Qualitative Analyse	46
6.3	Auswertung REM Aufnahmen	47
6.4	Ergebnisse der einzelnen Gruppen	48
6.4.1	Ergebnisse der Kontrollgruppe K	48
6.4.2	Ergebnisse Gruppe 1	50
6.4.3	Ergebnisse Gruppe 2	51
6.4.4	Ergebnisse Gruppe 3	52
6.4.5	Ergebnisse Gruppe 4	54
7	Diskussion	56
7.1	Material und Methode	56
7.1.1	Auswahl der Zähne	57
7.1.2	Lagerung der Proben	58
7.1.3	Probenherstellung	58
7.1.4	Überprüfung der Hypothesen	62
7.1.5	Mikrozugversuch	64
7.2	Diskussion der Ergebnisse	65
7.2.1	Schlussfolgerung für Praxis und klinische Relevanz	65
8	Zusammenfassung	66
8.1	Ziel der Studie	66
8.2	Material und Methode	66
8.3	Ergebnisse	67
8.4	Praktische Schlussfolgerung	67
9	Abstract	69
9.1	Objects	69
9.2	Material and methods	69

9.3	Results	70
9.4	Practical Conclusions	70
10	Danksagung	71
11	Literatur	72
12	Abbildungsverzeichnis	83
13	Tabellenverzeichnis	85
14	Verzeichnis der akademischen Lehrer	85

# 1 Abkürzungsverzeichnis

°C	Grad Celsius
µl	Mikroliter
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
D.	Ductus
Gl., Gll.	Glandula, Glandulae
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
IgA	Immunglobulin A
M.	Musculus
maj.	major
MDP	10-Methacryloxydecyl-Dihydrogen-Phosphat
mm	Millimeter
MTBS	Microtensile Bond Strength
µm	Mikrometer
N	Newton
N.	Nervus
Proc.	Processus
s	Sekunde
SBTS	Shear Bond Strength Test
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
U/min	Umdrehungen pro Minute
Vol.%	Volumenprozent

## 2 Einleitung

Das Füllungsmaterial Komposit erfreut sich nach wie vor steigender Beliebtheit. Aufgrund vieler erfolgreicher Aufklärungs- und Präventionsprogramme werden zwar im Vergleich zu 1991 heute insgesamt 40 Prozent weniger Füllungen gelegt, jedoch ist die Frage nach einem randdichten, nicht-toxischen Füllungsmaterial stets aktuell [10].

Patienten begegnen der Amalgamfüllung mit wachsender Abneigung, was nicht zuletzt dem Wunsch nach einer natürlich aussehenden Füllung mit entsprechender Zahnfarbe geschuldet ist [10]. Hinzu kommen immer wieder aufflammende Debatten über die Schädlichkeit von Amalgamfüllungen, sowohl für Patienten als auch für Anwender. Während Bundeszahnärztekammer und das Scientific Committee on Emerging and Newly Identified Health Risks die Schädlichkeit von Amalgam, bzw. eine erhöhte Quecksilberbelastung durch Amalgamfüllungen für gering halten, gibt es zahlreiche andere Studien, die von erhöhter Quecksilberbelastung im postmortalen Gewebe berichten, wenn Amalgamfüllungen vorhanden waren [10, 22].

Da Amalgam ab Juli 2018 nicht mehr bei der zahnärztlichen Behandlung von Milchzähnen, von Kindern unter 15 Jahren (vorher unter 6 Jahren) und von Schwangeren oder Stillenden verwendet werden darf, kommt dem Füllungsmaterial Komposit auch hier eine erhöhte Bedeutung zu [10]. Dementsprechend wird fortlaufend an Verbesserungsmöglichkeiten des Materials Komposit geforscht. Während früher vor allem die Erhöhung von Abrasionsfestigkeit und Polierbarkeit des Komposits angestrebt wurde, liegen heutige Forschungsschwerpunkte vor allem auf der Verbesserung von therapeutischen Eigenschaften (z.B. Abgabe von Fluorid) und einer möglichen Erzielung einer Selbstadhäsion des Materials [27]. Komposit hat dabei jedoch immer folgenden Nachteil: es ist im Vergleich zu Amalgam deutlich techniksensitiver in der Verarbeitung [28]. Da das Füllungsmaterial eine Polymerisationsschrumpfung aufweist und keine Eigenadhäsion zur Zahnhartsubstanz besitzt, braucht es Adhäsivsysteme als Haftvermittler [30].

Dabei ist eine adäquate Trockenlegung unabdingbar für eine haltbare, dichte Restauration. Wenn Speichel oder Blut während des Füllungsvorgangs in die Kavität gelangen, verringert sich der Haftverbund zwischen Füllung und Zahnhartsubstanz und es kann zu Hypersensibilitäten und Sekundärkaries kommen [12, 68, 70, 89, 111].



Hierbei scheint der Zeitpunkt der Kontamination während des Füllvorgangs eine eher untergeordnete Rolle zu spielen [21].

Zahlreiche Studien beschäftigen sich daher mit Dekontaminationsmaßnahmen, um die Haftwerte zwischen Zahnschmelze und Füllungen nach einer Kontamination zu verbessern, wobei die Vorgehensweisen uneinheitlich sind, was Maßnahmen, untersuchte Zahnschmelze, Adhäsivsysteme und Komposite angeht. Eine Literature Review in 2017 zeigte bei 65% der evaluierten Studien eine Verbesserung der Haftkraft nach Dekontamination, jedoch konnten aufgrund der nicht-standardisierten Vorgehensweisen keine eindeutigen Empfehlungen gegeben werden [70].

Diese Studie beschäftigt sich mit der Frage, inwiefern sich eine Speichelkontamination auf den Haftverbund zwischen Füllung und Dentin auswirkt und welche Gegenmaßnahmen am geeignetsten sind, um die optimalen Haftwerte wiederherzustellen.

## 3 Literaturübersicht

### 3.1 Komposite

Als Komposit bezeichnet man in der Zahnmedizin zahnfarbenes, plastisches Füllungsmaterial, welches chemisch oder durch Zufuhr von Licht einer bestimmten Wellenlänge aushärtet [39]. Als Beginn der Entwicklung der Komposite gilt eine Entdeckung, die Bowen 1962 machte. Er entwickelte das so genannte „Bowen-Molekül“, Bis-GMA, welches aus Bisphenol-A und Glycidylmethacrylat synthetisiert wird. Bowen versah Quarzmehl mit einer Silanbeschichtung und fügte dieses dem Bis-GMA als Füllkörper hinzu [28, 39]. Dies war der Grundstein für die Entwicklung der heute verwendeten Komposite, bei denen es sich um Hybridkomposite handelt, die sowohl stopfbar (hoher Füllkörpergehalt) als auch fließfähig (niedriger Füllkörpergehalt) zum Einsatz kommen. Seit der Entdeckung der Schmelz-Adhäsivtechnik durch Buonocore 1955 sind Kompositfüllungen eine sinnvolle therapeutische Alternative, da die Technik das Risiko von Sekundärkaries bei korrekter Anwendung deutlich minimierte (gegenüber Kompositfüllungen ohne adhäsive Verankerung) [14].

#### 3.1.1 Zusammensetzung und Eigenschaften

Moderne Komposite bestehen aus einer organischen Phase, einer anorganischen Phase mit Füllkörpern (= disperse Phase) und einer Verbundphase [39]. In der organischen Phase finden sich als Monomere multifunktionelle Methacrylate wie Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA) und Komonomere wie Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA). Die Moleküle der Kompositmatrix setzen sich chemisch aus Methacrylsäureester-Resten mit Zwischengliedern wie aliphatischen Ketten, Urethanpräpolymeren, aromatischen Ringen und Polyäthern zusammen. Diese Zwischenglieder sorgen für die erwünschten Eigenschaften, wie eine geringe Wasseraufnahme, geringe toxische Wirkung und Schrumpfung und sind u.a. wichtig für den Grad der Polymerisation und die Viskosität des Materials [29, 39]. Die Komonomere werden zur Verdünnung hinzugegeben und bewirken eine bessere

Verarbeitbarkeit, erhöhen jedoch gleichzeitig die Schrumpfung. Außerdem beinhaltet diese Phase den Initiator Kampferchinon im Photopolymerisat beziehungsweise Benzoylperoxid im Autopolymerisat. Die ausgewählten Initiatoren beeinflussen den Polymerisationsgrad, je nachdem, wie reaktionsfreudig sie sich verhalten. Als Akzelerator kommt zum Beispiel Dihydroxyethyl-p-Toluidin zum Einsatz, als Inhibitor Eugenol. Zusätzlich finden sich in dieser Phase Farbstoffe wie Titandioxid [39].

Die anorganische (=disperse) Phase enthält die Füllkörper und bestimmt maßgeblich die physikalischen Eigenschaften des Komposits. Es finden Makrofüller wie Quarz, Glas, Keramik und Mikrofüller wie  $\text{SiO}_2$  Verwendung. Ohne die disperse Phase ist das Material niedrigviskös und wird z.B. als Fissurenversiegler oder Bonding verwendet. Die Verbundphase enthält Silane, die einen chemischen Verbund zwischen organischer und anorganischer Phase sicherstellen [39].

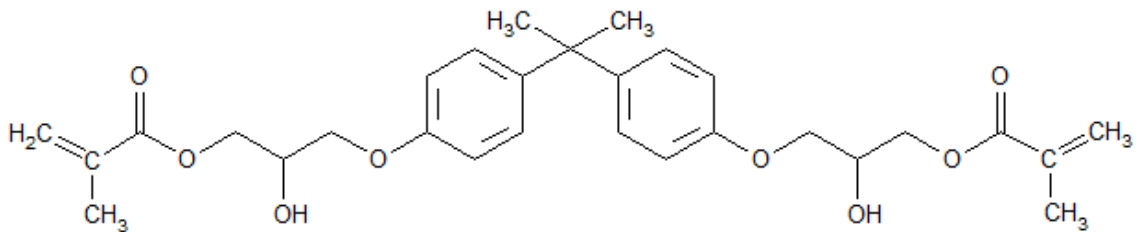


Abbildung 1: Strukturformel BisGMA

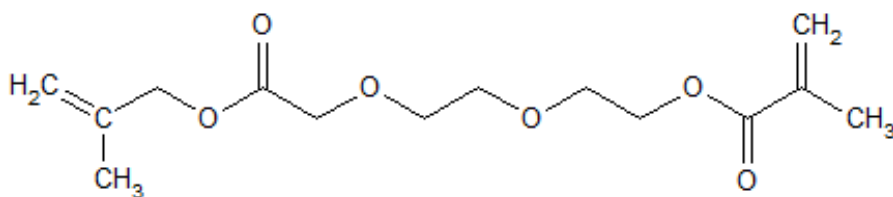


Abbildung 2: Strukturformel TEGDMA

### 3.1.1.1 Schrumpfung

Heutige Komposite zeigen eine Polymerisationsschrumpfung von ca. 3 Vol.% [29, 39]. Dies hat zur Folge, dass es beim Aushärten des Komposits zu einer Spannungsbildung innerhalb des Werkstoffes kommt. Durch die Spannung kann das Material reißen oder es können sich Randspalten bilden; die Füllung wird somit insuffizient. Daher beschäftigen sich neue Studien mit so genannten „selbst-heilenden“ Kompositen und Bondingsystemen, welche diese Art des Füllungsverlustes verhindern sollen [27, 29, 107, 114]. Unter anderem wird dadurch einer Sekundärkaries durch antibakterielle und remineralisierende Eigenschaften des Materials vorgebeugt [93, 107, 114].

Bei der Schrumpfung gibt es kaum Unterschiede zwischen chemisch- und lichthärtenden Kompositen. Die Richtung, in der sich das Material zusammenzieht, und die Polymerisationsspannungen, die dabei entstehen, hängen von der Form der Kavität und der Haftungsart, jedoch nicht von der Art des Adhäsivs ab [25, 39].

Dies wird beschrieben durch den Configuration Factor, kurz C-Faktor, der besagt, dass die Höhe der Spannung bzw. des Schrumpfstresses von dem Verhältnis der gebundenen Kompositflächen zu den ungebundenen abhängt. Außerdem spielt das Volumen des Komposits eine Rolle; je größer das Volumen des Komposits-Inkrementes, desto höher der Schrumpfstress. In der Praxis bedeutet dies, dass in einer großvolumigen, kastenförmigen Klasse I Kavität der Schrumpfstress deutlich höher ist als beispielsweise in einer flachen Klasse V Kavität [25, 106].

### **3.1.2 Einteilung der neueren Komposite**

Die neueren Materialien sind alle Weiterentwicklungen der ursprünglichen Hybridkomposite (Komposite, die Füllkörper unterschiedlicher Größe enthalten), wobei sie sich unterschiedlich gut für verschiedene Kavitätenklassen eignen und unterschiedlich haltbar sind. Insgesamt ist zu sagen, dass die Verbesserung gegenüber den ursprünglichen Materialien marginal ist [39].

#### **3.1.2.1 Nanofüllerkomposite**

Wie der Begriff impliziert, enthalten diese Komposite besonders feine Partikel, welche einen Durchmesser von  $< 100\text{nm}$  haben. Diese Nanopartikel liegen häufig in Konglomeraten bzw. Clustern vor. Nanofüllerkomposite enthalten aber auch größere Partikel, sodass die vorhandenen Füllkörper durchschnittlich eine ähnliche mittlere Größe wie Mikrofüller, aber den gleichen Füllkörpergehalt wie Hybridkomposite haben. Sie weisen somit bessere physikalische Eigenschaften und eine sehr gute Polierbarkeit auf, sind jedoch bei einem hohen Füllkörpergehalt wenig transluzent. Sie eignen sich für alle Kavitätendesigns [39, 48].

#### **3.1.2.2 Kompomere**

Hierbei handelt es sich um einen Hybrid aus Komposit und Glasionomerezement. Kompomere sind lichthärtend, an den mit Feuchtigkeit in Kontakt kommenden Grenzflächen kommt aber auch in dünner Schichtstärke eine chemische Härtung vor. Kompomere eignen sich vor allem für okklusale und zervikale Kavitäten und sind gänzlich ungeeignet für Eckaufbauten an Inzisiven. Kompomere kommen außerdem als dualhärtendes Befestigungsmaterial von Kronen zum Einsatz. Die Wasseraufnahme ist durch die im Kompomer vorhandenen hydrophilen Hydroxylgruppen deutlich größer als bei den anderen Materialien. Es kommt bei Kompomeren zu einer noch nicht näher erforschten Freisetzung von Fluoriden aus der erhärteten Füllung [39].

#### **3.1.2.3 Ormocere**

Ormocer steht für Organically modified ceramic. In der Matrix ist ein schon vorpolymerisiertes Netzwerk vorhanden, welches mit Methacrylatgruppen versetzt ist, die sich bei Lichthärtung miteinander verbinden. Dies führt zu einer geringeren Menge

an Restmonomeren nach erfolgter Polymerisation. Ormocere eignen sich für alle Kavitätdesigns [39].

#### **3.1.2.4 Polymergläser**

Bei diesem Material wurde wie bei den Ormoceren die Matrix verändert. Diese enthält tetra- bis hexafunktionelle Moleküle, bei denen die Vernetzungsdichte höher ist, als bei bifunktionellen Monomeren [39].

## **3.2 Adhäsivsysteme**

### **3.2.1 Einteilung der Adhäsivsysteme**

Früher wurden Adhäsivsysteme in der Reihenfolge ihrer Entwicklung aufgezählt, und daher auch „Generationen der Adhäsivsysteme“ genannt. Heutzutage erfolgt die Einteilung nach Anzahl der Schritte des Bondingprozesses und dem Wirkprinzip der Komponenten, welche im Folgenden näher beschrieben werden [29].

#### **3.2.1.1 Drei-/Vier-Schritt-Selective Etch**

Bei beiden Systemen wird der Zahnschmelz mit Phosphorsäure geätzt, wobei eine Dentinätzung unterbleiben soll. Im Self-Etch-Primer des Adhäsivs ist eine saure Komponente vorhanden, z.B. 4%ige Maleinsäure, die die Schmierschicht entfernen und die Dentinoberfläche konditionieren soll. Dabei wird das im Dentin liegende Kollagenetz freigelegt, welches durch amphiphile Moleküle des Primers wie HEMA oder TEGDMA für den Verbund mit hydrophilen Metacrylaten vorbereitet wird. Der Primer wird nach 30s Einwirkzeit verblasen, sodass Schmierschicht- und gelöste Dentin-Komponenten im Verbund verbleiben, und nicht wie beim Etch and Rinse weggespült werden. Er umschließt die Komponenten, dringt in das Kollagenetz ein und es entsteht die sogenannte Hybridschicht. Das System gilt als nicht praktikabel, da sich eine selektive Schmelzätzung bei kleinen Kavitäten häufig schwierig gestaltet [29, 102].

#### **3.2.1.2 Drei-/Vier-Schritt-Etch-and-Rinse**

Hierbei werden Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure konditioniert, das heißt es erfolgt ein sogenanntes Total-Etching. Der Schmelz muss anschließend trocken gelegt werden. Hierbei lässt sich das gleichzeitige Trocknen des Dentins nicht vermeiden, wodurch die Kollagenfasern zusammenfallen oder verkleben können. Der Primer, welcher die Oberfläche mit amphiphilen Molekülen für die Aufnahme des hydrophoben Komposits vorbereiten soll, kann so nicht in das Dentingeflecht eindringen [29].

Daher ist vor dem Aufbringen des Bondingagents ein Re-Wetting, bzw. Wet-Bonding erforderlich, da sonst die Wirksamkeit von ethanol- oder acetonhaltigen Primern signifikant verringert wird und es zu postoperativen Hypersensitivitäten kommen kann. Wasserbasierte Systeme, zu denen alle Mehrflaschen-Etch-and-Rinse-Systeme zählen, sind von dieser Problematik ausgenommen [29]. Nach dem Re-Wetting wird zuerst ein flüchtiger Primer aufgebracht, der für die Penetration in das Ätzmuster zuständig ist, und dann ein Bondingagent, der als Haftvermittler dient [29]. Diese Systeme wurden bis vor kurzem noch als der „Goldstandard“ angesehen, da sie die besten Ergebnisse in-vitro und in-vivo erzielten, was unter anderem darauf zurückgeführt wird, dass das Adhäsiv durch das Ätzen und anschließende Absprühen tiefer in Dentin- und Schmelzstrukturen eindringen kann [29, 68, 109]. Das in dieser Studie verwendete Syntac® Classic System gehört zu dieser Gruppe.

### **3.2.1.3 Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse**

Bei der Entwicklung dieser Systeme ging es vor allem um eine Abkürzung des Bondingsprozesses der vorher genannten Drei/Vier-Schritt-Systeme. Hierbei kommt nach der Phosphorsäure nur noch ein Bondingagent zum Einsatz statt mehrere. Da dieser kein oder nur sehr wenig Wasser enthält, ist ein Re-Wetting des Dentins grundsätzlich erforderlich. Diese Systeme zeigen in-vitro und in-vivo deutlich schlechtere Resultate, sind jedoch aufgrund der einfacheren Handhabung deutlich beliebter und kommerziell erfolgreicher [29, 92, 109].

### **3.2.1.4 All-in-one**

Bei diesen One-Bottle-Systemen wird auf die Ätzung mit Phosphorsäure verzichtet und Schmelz und Dentin werden mit der gleichen Flüssigkeit vorbehandelt. Jedoch gelten sie als deutlich techniksensitiver und müssen gegebenenfalls mehrfach aufgetragen werden. Zudem sind sie auch im polymerisierten Zustand wasserdurchlässig, sodass ein ausgeprägtes Nanoleakage entsteht. All-in-one-Adhäsive sind nachgewiesenermaßen permeable Membranen, die sowohl Wasser- als auch Dentinliquor passieren lassen. Daraus lässt sich ableiten, dass diese Systeme keine dichte Kompositfüllung ermöglichen [29].



### **3.2.1.5 Zwei-Schritt-Self-Etch-Adhäsive**

Diese Systeme sind zur Anwendung ohne Phosphorsäureätzung vorgesehen, gehören also streng genommen zu den All-in-one-Systemen. Ein saurer Primer ersetzt die Phosphorsäure und wird ergänzt durch ein hydrophobes Bonding, so dass eine sehr gute Dentinhaftung hergestellt werden kann. Allerdings reicht der saure Primer nicht für eine ebenso gute Schmelzhaftung aus, woraus die Empfehlung einer selektiven Schmelzätzung vor der Anwendung dieses Systems resultiert, die wiederum, wenn die Phosphorsäure auch auf Dentin gelangt, bei manchen Systemen in einer schlechteren Dentinhaftung resultiert [29]. Self-Etch-Systeme gelten daher als weniger haltbar als Etch-and-rinse-Systeme [109].

### **3.2.1.6 Universaladhäsive**

Sie sind im Vergleich zu den All-In-One-Systemen sind Universaladhäsive sowohl als alleiniges Adhäsiv ohne Phosphorsäureätzung, als auch in Kombination mit einer vorrausgehenden separaten Ätzung zu gebrauchen [29, 91]. Zusätzlich enthalten aktuelle Universaladhäsive das Monomer 10-Methacryloxydecyl-Dihydrogen-Phosphat (MDP). MDP sorgt für ein sogenanntes „Nano-Layering“ in der Hybridschicht zwischen Dentin und Restauration. Dieses trägt zur Stabilisierung der Haftung bei, u.a. indem eine chemische Bindung zum Kalzium des Dentins entsteht [19, 32, 116]. Durch ein enthaltenes Silan lässt sich der Haftverbund zum Komposit herzustellen und ein Primer für die Haftung an Zirkonoxid und Metall ist ebenfalls Bestandteil [29, 103]. Außerdem lassen sie sich sehr dünn verblasen und können somit beim adhäsiven Befestigen von indirekten Restaurationen sehr gut eingesetzt und auch vor Einbringen der Restauration ausgehärtet werden [32]. Während früher die Mehrflaschen-Systeme mit Etch-and-Rinse Verfahren noch als der „Goldstandard“ galten, sind die heutigen Universaladhäsive ihnen ebenbürtig [29, 32]. Jedoch ist zu beachten, dass die entsprechend gute Haftkraft nur in Kombination mit einer vorherigen Schmelzätzung hergestellt werden kann [32, 76]. Eine in-vivo Studie von Castro et al 2021 kam außerdem zu dem Schluss, dass es bei Verwendung eines Universaladhäsivs auch bei erhöhter Feuchtigkeit im Dentin zu wenig postoperativen Hypersensibilitäten kommt [15].

### 3.2.2 Haftung am Schmelz

Die Haftung von Komposit am Zahn ist hauptsächlich mechanischer Natur. Durch die Konditionierung des Zahnschmelzes mit Phosphorsäure entsteht ein retentives Ätzmuster, welches durch Self-Etch-Systeme nur bedingt hervorgerufen werden kann [13, 29]. Bereits Buonocore beschrieb 1955 die Schmelzätzung durch Phosphor-, Molybdätophosphor- und Oxalsäure. Das Ätzen führt zu einer Vergrößerung der Haftungsoberfläche und einer Verbesserung der Benetzbarkeit [14]. Um das Ätzmuster im Schmelz zu erreichen, wird eine 37%ige Orthophosphorsäure auf die Zahnhartsubstanz appliziert und dort für 30 Sekunden belassen. Anschließend wird die Säure mit einem Luft-Wassergemisch abgesprüht, welches gleichzeitig die gelösten Schmelzanteile entfernt. Klinisch resultiert ein kreidig-weißes Ätzmuster, welches in bis zu 50µm Tiefe reicht [29]. Der Schmelz besteht mikroskopisch aus Schmelzprismen und zwischenprismatischer Substanz. Je nach Ausrichtung der Prismen in den geätzten Bereichen werden mehr Prismen oder mehr zwischenprismatische Substanz gelöst. [39] Außerdem haben die Schmelzprismen eine unterschiedliche Säurelöslichkeit im Zentrum und in der Peripherie. In die so entstandenen Lücken kann nun das Adhäsiv eindringen und sogenannte Tags bilden, die für die mechanische Haftung zwischen den Substanzen sorgen [13, 29, 39]. Hierzu wird häufig eine Abschrägung des Schmelzrandes empfohlen, da die Prismen so quer angeschnitten sind und das Adhäsiv leichter einfließen kann [29]. Somit können sowohl höher- als auch niedrigerer-visköse Adhäsive die entstandene vergrößerte Oberfläche gut benetzen und durch rheologische und geometrische Effekte für eine gute, randspaltenfreie Haftung sorgen [29, 39].

### 3.2.3 Haftung am Dentin

Die Haftung zwischen Dentin und Komposit ist aufgrund der hydrophoben Eigenschaften von Komposit und dem hohen Feuchtigkeitsgehalt von Dentin deutlich schwieriger herzustellen als die Haftung am Schmelz; außerdem entsteht durch das Präparieren von Dentin eine Schmierschicht, die den Haftverbund zusätzlich behindert [29, 38]. Bei der Total-Etch-Technik, welche in dieser Studie zur Anwendung kam, wird das Dentin für 15 Sekunden mit 37%-iger Phosphorsäure geätzt, wodurch es demineralisiert wird. Das anschließende Absprühen der Kavität sorgt dafür, dass Schmierschicht und anorganische Komponenten, die aus dem Dentin herausgelöst wurden, weggespült werden [29]. Übrig bleiben instabile Kollagenfasern, die auf übermäßiges Trocknen, z.B. beim Überprüfen des Schmelz-Ätzmusters, sehr empfindlich reagieren [29, 39]. Es kommt dabei zum Zusammenfallen der Kollagenfasern des Dentins, was dieses weniger aufnahmefähig für das Adhäsivsystem macht [29]. Zusätzlich gibt es Studien, die besagen, dass ein zu starkes Austrocknen zu Osmose von Wasser aus tieferen Dentinschichten führt, was den Haftverbund ebenfalls verschlechtert [96, 97]. Nach der Überprüfung des Schmelzätzusters wird daher ein sogenanntes Re-Wetting empfohlen, bei dem das getrocknete Dentin mit einem Applikatorbürstchen wieder angefeuchtet wird. Dies trifft vor allem auf Ein-Flaschen-Systeme zu; bei den Mehrflaschen-Systemen ist i.d.R. genug Wasser im Primer enthalten, sodass das Re-Wetting entfallen kann [29]. Um eine Verbindung zwischen hydrophobem Komposit und Dentin trotzdem zu ermöglichen, enthalten Adhäsivsysteme amphiphile Moleküle wie HEMA oder TEGDMA, welche den Haftverbund zwischen Kollagen und Füllung herstellen [29, 39]. Zusätzlich findet eine mechanische Haftung statt, indem das Bonding in das Dentin zwischen die freiliegenden Kollagenfasern eindringt [39]. Eine Studie von Yamauchi et al. suggeriert, dass es bei der Total-Etch-Technik zu einer besseren mechanischen Haftung kommt, da durch das Etch and Rinse Verfahren die Schmierschicht des Dentins besser entfernt werde und das Bonding somit tiefer in das Dentin eindringen kann als bei anderen Verfahren [109]. Moderne Universaladhäsive erzielen allerdings in Kombination mit einer selektiven Schmelzätzung gleichwertige Ergebnisse [32].

## **3.3 Speichel**

### **3.3.1 Funktion**

Speichel ist von enormer Bedeutung für die (Mund-)Gesundheit jedes Menschen. Er sorgt dafür, dass die Verdauung von Nahrung bereits im Mund beginnt und dient als Gleitmittel für den Speisebolus. Er ist wichtig für das Schmecken von Speisen, denn er hilft die Geschmacksstoffe auf der Zunge zu verteilen, die verschiedene Geschmacksrezeptoren in verschiedenen Arealen besitzt. Er spielt eine wichtige Rolle bei der Abwehr von Krankheitserregern. Zudem sorgt er für eine besser Wundheilung der Schleimhäute und schützt diese vor dem Austrocknen. Außerdem hat er eine protektive Wirkung auf die Zähne und ist Teil des Selbstreinigungsmechanismus des Mundes [20, 42].

### **3.3.2 Produktion**

Täglich werden ca. 1-2 Liter Speichel von den exokrinen Glandulae salivariae produziert. Die Produktion ist dabei zeitlichen Schwankungen unterworfen, die stark mit dem Schlafrhythmus und der Nahrungsaufnahme zusammenhängen. Es wurde zudem bewiesen, dass die Qualität des Speichels auf neuronaler Ebene beeinflusst werden kann, sodass Noradrenalin in Stresssituationen eher muköse Speichelbildung bewirkt, während Acetylcholin für serösen Speichel sorgt, welcher Nahrungsaufnahme und Verdauung erleichtert [42, 43]. Man unterscheidet dabei große und kleine Speicheldrüsen voneinander. Die großen Speicheldrüsen sind paarig angelegt und werden wie folgt unterteilt:

**Tabelle 1: Anatomie der großen Speicheldrüsen [42, 85]**

Name	Sekretion	Lokalisation	Ausführungsgang	Sekret. Innervation
<b>Glandula parotidea</b>	Serös	Beids. vom Kieferwinkel bis zum Jochbogen und dem Vorderrand des Masseter, dorsal bis zum Proc. styloideus, enthält den Plexus parotideus (VII)	Ductus parotideus (Stenon-Gang), endet auf der Papilla parotidea bukkal der OK 6er	Parasympathische Fasern des N. glossopharyngeus über die Jacobson-Anastomose
<b>Glandula submandibularis</b>	Sero-mukös	Beids. unter dem Mundboden zw. den Bäuchen des M. digastricus im Trigonum submandibulare, dorsal hakenförmiger Fortsatz um den M. mylohyoideus	Ductus submandibularis (Wharton-Gang), endet zusammen mit dem Gang der Gl. sublingualis auf der Caruncula sublingualis	Parasympathische Fasern des Nucleus salivatorii über die Chorda tympani des N. facialis
<b>Glandula sublingualis</b>	Muko-Serös	Beids. unterhalb der Zunge auf der Fascie des M. mylohyoideus zwischen UK und Ductus submandibularis	D. sublingualis maj. (Bartholin-Gang), endet zusammen mit dem Gang der Gl. submandibularis auf der Caruncula sublingualis	Parasympathische Fasern des Nucleus salivatorii über die Chorda tympani des N. facialis

Der Aufbau aller großen Speicheldrüsen folgt dem gleichen Prinzip: sie bestehen aus einzelnen Drüsenläppchen, die durch gefäß- und nervenführende Bindegewebssepten getrennt werden. Es handelt sich um tubuloazinöse Drüsen, die je nach Glandula eher zähes oder eher dünnflüssiges Sekret bilden. Die kleinen Speicheldrüsen kommen im gesamten Mundraum vor und sezernieren im Rachenraum eher muköses, Richtung Mundeingang eher seröses Sekret. Sie sind nach ihrer jeweiligen Lokalisation benannt. Zu ihnen gehören die Glandulae labiales, buccales und palatinae [6].

### 3.3.3 Zusammensetzung und Eigenschaften

Die Speicheldrüsen scheiden unabhängig von ihrer Größe unterschiedliche Mengen an Speichel aus. In Ruhe setzt sich der Speichel zu 71% aus Sekret der Gll. submandibulares, 25% der Gll. parotideae und 3-4% der Gll. sublinguales zusammen. Da die Sezernierung abhängig von Tageszeit und verschiedenen Reizen stark schwankt, ist die Aussagekraft von Speichelanalysen eingeschränkt [55].

Speichel besteht zu ca. 99,4% aus Wasser und zu ca. 0,6% aus festen Bestandteilen, dazu gehören Aggregate aus Makromolekülen wie Zuckern, Proteinen, Glykoproteinen, Abwehrstoffen und Verdauungsenzymen, außerdem Partikel wie Urea, Mineralien (Na, Cl, Ca), Aminosäuren und Fettsäuren [43, 70]. Bei den Abwehrstoffen ist vor allem das Immunglobulin A von großer Bedeutung, welches das häufigste Immunglobulin im Speichel ist. Es wird durch sekretorische Proteine vor proteolytischen Enzymen geschützt. Die höchste Konzentration von IgA findet sich im Speichel der Gll. labiales. Lactoferrin und Lysozym wirken ebenfalls als Schutz vor einem bakteriellen Eindringen in die Mundschleimhaut [20]. Vor allem aus der Ohrspeicheldrüse wird die Amylase  $\alpha$  ausgeschieden, welche ca. 5% des Gesamtproteins des Speichels ausmacht. Sie spaltet Stärke und Glykogen in Maltosemoleküle und Dextrin, welche dann im Magen durch die Magensäure weiter verdaut werden. Die Amylase arbeitet pH-abhängig, weshalb die Pufferung des Speichels durch  $\text{HCO}_3^-$  so wichtig ist. Der Ruhe-pH im Speichel beträgt 6,5-7,0, bei Stimulation steigt er bis 7,8. Dies wiederum trägt zum Schutz der Zähne bei [42].

Die Glykoproteine im Speichel wirken nicht alle enzymatisch; die makromolekularen Glykoproteine verändern zum Beispiel die Viskosität des Speichels. Kationische Glykoproteine sind vorwiegend basisch und sorgen durch ihre Reaktion mit negativen Phosphatmolekülen für die Bindung der Proteine an die Schmelzoberfläche. So entsteht die Grundlage des Schmelzoberhäutchens [20, 42].

### **3.3.4 Folgen von Speichelkontamination und mögliche Dekontaminationsmaßnahmen**

Die Verminderung der Haftkraft des Adhäsivverbundes durch Speichel ist in zahlreichen Studien beschrieben. Bereits Buonocore zeigte auf, dass der geätzte Schmelz Speichel und seine Bestandteile schnell aufnimmt und dies die Bondingfähigkeit herabsetzt [12]. Fritz et al. und Pashley et al. beschrieben die Penetration von Wasser und Proteinen aus dem Speichel in die offen liegenden Dentintubuli, welche mit einem geschwächten Adhäsivverbund einhergeht [35, 75].

Auf das Eindringen von Speichelproteinen in die Tubuli ging auch eine Studie von Jiang et al. ein; diese kam zu dem Schluss, dass auch bei gründlichem Absprühen der Kavität mit Wasser die Proteine nicht entfernt werden können [49]. Cobanoglu et al. beobachteten in ihrer Studie, dass bei einer Speichelkontamination nach dem Aushärten des Bondings dieser Effekt nicht auftritt, da die Dentintubuli verschlossen sind und somit auch die Dekontamination erleichtert wird [17]. Außerdem wird eine Veränderung des pH-Wertes des Dentins bei Speichelkontamination beschrieben, die ebenfalls abträglich für den Adhäsivverbund ist [23, 40]. Eine Literature Review in 2017 von Nair et al zeigte bei 65% der evaluierten Studien eine Verbesserung der Haftkraft nach Dekontamination, jedoch waren die Dekontaminationsmaßnahmen und zahlreiche Parameter, sowie die Qualität der Studien zu unterschiedlich, um eine Empfehlung hinsichtlich einer bestimmten Maßnahme geben zu können [70].

Generell empfiehlt sich während der Anwendung von Adhäsivsystemen und Komposit, das Arbeitsfeld vor Speichel- und Blutkontakt zu schützen [7, 12, 78, 82, 111]. Folgen eines mangelhaften Bondings können Sekundärkaries und Hypersensibilitäten sein [55, 71, 89].

### **3.3.4.1 Auswirkung von Speichelkontamination auf den Adhäsivverbund**

Beinahe alle hier einbezogenen Studien sind sich einig, dass Speichelkontamination den Adhäsivverbund negativ beeinflusst. Leider ist die Datenlage sehr inhomogen, was die untersuchte Zahnhartsubstanz (Schmelz oder Dentin, menschlich oder bovin), Art des Adhäsivsystems, und den Kontaminationszeitpunkt während des Füllvorgangs angeht [70]. Die genaue Menge des Speichels wird selten erwähnt; bei den hier ausgewerteten Studien wurde nur bei zweien darauf eingegangen. Es handelte sich um 0,1ml [71] und 0,025ml [17]. Shimazu et al. testeten verschiedene Speichelmengen und kamen zu dem Ergebnis, dass der Adhäsivverbund immer schwächer wurde, je größer die Menge des kontaminierenden Speichels war [90].

Die untersuchte Hartsubstanz war zumeist menschliches Dentin [17, 51, 53, 58, 67, 71, 73, 95]. Es wurde jedoch auch menschlicher Schmelz [73], bovines Dentin [49, 56, 90] und boviner Schmelz [8, 63] untersucht. Bei Xie et al ergab sich 40-50% geringere Haftkraft auf künstlich kontaminiertem Schmelz und Dentin [108]. Hingegen zeigte sich bei einer Studie von Townsend et al keine Veränderung der Haftkraft an kontaminiertem Dentin, sondern nur an kontaminiertem Schmelz, unter Verwendung eines Self-Etch-Adhäsivs [100]. Bei Hiraishi et al. ergab sich sowohl eine Änderung im pH-Wert des Dentins, sobald es mit künstlichem Speichel kontaminiert wurde, also auch geringere Haftwerte in der kontaminierten Gruppe [40]. Mehrere Studien konnten eine Verminderung der Haftwerte an Dentin unabhängig vom Kontaminationszeitpunkt feststellen [1, 17, 21, 23, 50, 112, 113].

Einige Studien gingen auch auf die Unterschiede zwischen den verschiedenen Adhäsivsystemen ein, so sollen Systeme mit mehreren Schritten bzw. ohne Self-Etch-Funktion schlechter auf Kontamination reagieren als One-step-self-etch Systeme [37].

Hinzu kommt, dass die meisten Studien zu diesem Thema mit dem Shear-Bond-Testverfahren arbeiten, während unsere Studie mit dem Microtensileverfahren die Stärke des Adhäsivverbundes auswertet. Von den in einer Literature Review von Nair et al 2017 zusammengefassten Studien zu dem Thema untersuchten 47 den Effekt von Speichelkontamination an Schmelz und/oder Dentin mittels Microtensile-Bond-Strength- oder Shear-Bond-Strength-Test.



Diese Studien wurden in einem Zeitraum von 1998 bis 2014 mit verschiedenen Adhäsivsystemen durchgeführt und lassen sich hinsichtlich des Effekts auf den Adhäsivverbund folgendermaßen zusammenfassen [70]:

**Tabelle 2: Übersicht Studien zur Speichelkontamination nach Nair et al 2017 (Shear Bond und Micotensile)**

		Negativ		Nicht-signifikant	
		Schmelz	Dentin	Schmelz	Dentin
2-step-etch-and-rinse	Shear Bond	4	15	4	11
	Micotensile	1	2	1	2
3-step-etch-and-rinse	Shear Bond	3	3	0	3
	Micotensile	2	2	0	0
1-step-self-etch	Shear Bond	3	11	0	4
	Micotensile	1	6	0	3
2-step-self-etch	Shear Bond	1	9	0	1
	Micotensile	4	6	1	2

Nair et al bezogen außerdem Studien mit ein, welche den Haftverbund u.a. mikroskopisch und auf Microleakage untersuchten, mit sehr gemischten Ergebnissen [70].

### 3.3.4.2 Dekontaminationsmaßnahmen in der Literatur

Ebenso unterschiedlich zeigen sich die möglichen Dekontaminationsmaßnahmen und deren Erfolg. Häufig erwähnte Maßnahmen sind das erneute Ätzen und Bonding der kontaminierten Fläche, das Auswischen der Kavität mit Alkohol oder Absprühen mit Wasser-Luft-Gemisch und Trocknen der Kavität. Auch hier ist der Zeitpunkt der Kontamination in vielen Studien unterschiedlich. Während Yoo et al zu dem Ergebnis kommen, dass ein Absprühen des Speichels mit Wasser von der lichtgehärteten Bondingoberfläche keine Wiederherstellung der Haftkraft verursacht, kommen Ülker et al zu dem Ergebnis, dass genau dies notwendig sei, um wieder eine adäquate Haftkraft zu erreichen [101, 112]. Mehrfach wird beschrieben, dass Re-Etching und Re-Bonding zu gleichen Haftwerten führt wie bei adhäsivem Arbeiten ohne Speichelkontakt [52].

Nair et al kommen in der bereits erwähnten Literature Review 2017 zu dem Schluss, dass bei 65% der evaluierten Studien eine Verbesserung der Haftkraft nach Dekontamination auftrat. Dabei wurde in 33,3% der Studien versucht, eine Dekontamination mittels Trocknen durch Luftpüster zu erreichen, 53,7% reinigten die

kontaminierte Fläche mit Wasser und Luftpüster, 20,4% entschieden sich für ein Re-Etching, 11,1% dafür, den Primer erneut zu applizieren und 25,9% applizierten das Adhäsiv noch einmal [70]. Insgesamt waren die Maßnahmen und Vorgehensweisen so inhomogen, dass keine eindeutige Empfehlung gegeben werden konnte [21, 70, 87, 108]. Eine vielsprechende Möglichkeit der Dekontamination bei wenigen Arbeitsschritten stellen neuartige Reiniger dar, die explizit für die Dekontamination von Kavitäten und indirekten Restaurationen entwickelt wurden. In einer Studie von Takahashi et al 2022 [94] wurden dazu drei verschiedene Reiniger untersucht: KATANA™ Cleaner (Kuraray, Noritake), Ivoclean (Ivoclar, Vivadent) und Multi-Etchant (Yamakin CO., LTD.). Es wurde sowohl die Speichelkontamination und Dekontamination der Kavitäten, als auch der indirekten Restaurationen, separat voneinander analysiert. Sowohl die Microtensile Bond Strength (MTBS) am kontaminierten und gereinigten Dentin, als auch die MTBS am ebenso vorbereiteten CAD/CAM-Block, verbesserten sich im Vergleich zur nicht-dekontaminierten Kontrollgruppe 2 signifikant. Jedoch konnte nur der KATANA™ Cleaner die Haftwerte der Kontrollgruppe 1, welche keine Speichelkontamination erfahren hatte, wiederherstellen [94].

### 3.3.5 Verhindern der Speichelkontamination

Zur Verhinderung einer Speichelkontamination stehen die sogenannte relative Trockenlegung und die absolute Trockenlegung zur Verfügung. Die relative Trockenlegung wird durch Einlegen von Watterollen und Parotis-Patches in die Mundhöhle erreicht, welche den Speichel aufsaugen. Damit lässt sich jedoch ein absolut trockenes Arbeitsfeld nie vollkommen sicherstellen [60]. Die absolute Trockenlegung erfolgt mittels eines sogenannten Kofferdams, der bei korrekter Anwendung für ein sehr trockenes Arbeitsfeld sorgt. Hierbei ist zu beachten, dass je nach Form und Umfang des Zahnes die korrekte Lochgröße und Klammerform gewählt werden muss, um eine dichte Barriere zu garantieren. Bei tiefen Defekten kann eine Ligatur aus Zahnseide helfen, das Spanngummi nach unterhalb des Kavitätenrandes zu verlagern. Der Kofferdam hat weitere Vorteile für den Ablauf der Behandlung: Störende Weichteile wie Zunge und Wange werden abgehalten, Kleinteile können nicht verschluckt werden, die Übersicht wird verbessert, das Infektionsrisiko vermindert und das Absaugen erleichtert. Auch ist es für den Patienten deutlich angenehmer, wenn Flüssigkeiten nicht in den Rachenraum laufen [34, 39, 72]. Dies verbessert insgesamt das Stresslevel der Patienten und sorgt damit für eine als angenehmer empfundene Behandlung [2].

Die bisherigen Studien zur Verbesserung der Haltbarkeit von direkten Restaurationen durch Anwendung des Kofferdams sind sehr uneinheitlich. Es finden sich sowohl Studien, die auf einen Vorteil hinweisen [54, 62, 89], als auch Studien, die keinen signifikanten Unterschied zwischen relativer und absoluter Trockenlegung fanden. [60] Edelhoff et. al stellten eine erheblich bessere Haltbarkeit von direkten Versorgungen von Klasse-V-Kavitäten fest, wenn diese unter Kofferdam erfolgten [92]. Miao et al stellten in ihrer Meta-Analyse (2021) fest, dass die Anwendung von Kofferdam bei dentalen Restaurationen die Qualität dieser meist verbessert [64]. Eine höhere Erfolgsrate von Wurzelkanalbehandlungen wurde durch eine Cochrane-Review 2015 belegt [105]. Kontraindiziert ist die Anwendung von Kofferdam bei Patienten mit schweren Atemwegserkrankungen und/oder verlegter Nasenatmung, da das Gumm Tuch den Atemweg durch den Mund verlegt [34, 47]. Außerdem spielt die Compliance des Patienten eine wesentliche Rolle, so dass die Anwendung z.B. bei Kindern erschwert sein kann, wobei viele Patienten den Kofferdam auch als nicht

unangenehmer oder sogar komfortabler als die Behandlung unter relativer Trockenlegung empfanden [60, 72].

## 4 Problemstellung

Ziel dieser In-vitro-Studie ist es, die Auswirkung einer Speichelkontamination während des Füllvorganges auf den Haftverbund zwischen Dentin und Komposit zu überprüfen und die Effektivität verschiedener Dekontaminationsmaßnahmen zu vergleichen. Der Zeitpunkt der Kontamination wurde hierbei nach der Schmelz-Dentin-Ätzung und vor dem Auftragen des Primers gewählt. Dabei kamen als Adhäsivsystem das Syntac® Classic System und als Füllungsmaterial Venus® Pearl zum Einsatz.

Im Einzelnen sollen folgenden Thesen überprüft werden:

- 1. Eine Speichelkontamination nach dem Ätzen und vor dem Bonding führt zu geringeren Haftwerten des Dentin-Adhäsiv-Verbundes.*
- 2. Ein reines Trocknen einer mit Speichel kontaminierten, geätzten Dentinfläche reicht nicht aus, um die Haftwerte zu verbessern.*
- 3. Die Haftwerte des Dentin-Adhäsiv-Verbundes der kontaminierten Gruppen erreichen auch mit Dekontaminationsmaßnahmen nicht die gleichen Haftwerte wie die Kontrollgruppe.*
- 4. Die Menge des in die Kavität gelangten Speichels steht in Korrelation zum Umfang der Verminderung der Haftkraft des Dentin-Adhäsiv-Verbundes.*

# 5 Material und Methode

## 5.1 Studiendesign

### 5.1.1 Probenherstellung

#### 5.1.1.1 Vorbereiten der Probenzähne

Bei den Probenzähnen handelt es sich um dritte Molaren, die meist aufgrund von Platzmangel entfernt wurden. Die Zähne wurden nach der Extraktion und während der gesamten Versuchsdauer in isotonischer Kochsalzlösung, versetzt mit 0,001% Natriumacid, gelagert. Zähne, deren Okklusalfäche zu klein für die benötigte Kavitätengröße war, wurden verworfen, ebenso Zähne mit kariösen Läsionen. Vor der Präparation wurden die Molaren von Auflagerungen wie Geweberesten oder Zahnstein mittels eines Scalers gesäubert. Anschließend wurden sie zusätzlich mit einem rotierenden Bürstchen und Zahnpasta gereinigt und mit Wasser abgespült.

#### 5.1.1.2 Speichelproben

Der im Versuch verwendete Speichel ist eine Mischung dreier Speichelproben von drei mundgesunden Probanden. Der Speichel wurde von den Probanden direkt in Messröhrchen gegeben, zu gleichen Teilen vermischt, und anschließend in einem Kühlschrank bei 4°C gelagert. Da sich in den Messröhrchen dichtere Partikel unten absetzten, wurde der Speichel vor dem Einbringen in die Kavitäten aufgeschüttelt, um ein möglichst naturgetreues Gemisch zu erhalten.

#### 5.1.1.3 Präparation der Kavitäten

In die Okklusalfäche jedes Zahns wurde unter Wasserkühlung eine Kavität mit der Abmessung 4 x 4 x 4mm präpariert. Hierzu wurde als Diamant ein roter Zylinder mit planer Spitze verwendet. Es wurde auf folgende Kriterien geachtet:

- Kavitätenboden und -wände wurden möglichst plan/gerade gestaltet und wurden möglichst rechtwinklig zueinander angelegt
- Die Kavität war ringsum von Schmelz begrenzt

- Der Kavitätenboden lag vollständig im Dentin
- Zähne, bei denen während der Präparation die Pulpakammer eröffnet wurde, wurden verworfen und durch neue ersetzt

Nach der Präparation wurden die Zähne randomisiert in neun Gruppen zu je vier Zähnen eingeteilt: Kontrollgruppe K und die Gruppen 1-4, jeweils unterteilt in a) und b).



**Abbildung 3: Schematische Darstellung der präparierten Kavität mit den Maßen 4mm x 4mm x 4mm**

#### **5.1.1.4 Adhäsivsystem und verwendetes Komposit**

Als Adhäsivsystem wurde Syntac® Classic verwendet, welches lange als der „Gold-Standard“ galt. Syntac® Classic ist ein 3-Flaschen-System, bestehend aus Syntac® Primer, Syntac® Adhesive und Heliobond®. Es gehört damit zu den Vier-Schritt-Etch-and-Rinse-Systemen. Das Bonding erfolgt nach Herstellerangaben: zunächst wird nach dem Ätzen in die saubere, trockengelegte Kavität mit einem Microbrush der Primer aufgetragen, 15 Sekunden Einwirkzeit abgewartet und der Primer dann dünn mit dem Luftpüster verblasen. Danach wird mit dem Adhesive genauso verfahren, bei einer Einwirkzeit von 10 Sekunden. Anschließend wird das Bonding aufgetragen, dünn verblasen und mit einer Polymerisationslampe 20 Sekunden lang ausgehärtet (SmartLite® Focus, Firma Dentsply, Konstanz, Deutschland).



Abbildung 4: Syntac® Classic [44]

Tabelle 3: Inhaltsangaben von Syntac® Classic [44–46]

Inhaltsangaben laut Hersteller (Gewicht%)	
Syntac® Primer	Triethylenglycoldimethacrylat (10 - 25%), Polyethylenglycoldimeth-acrylat (3 - 10%), Maleinsäure (3 - 10%), Aceton (25 - 50%), Wasser
Syntac® Adhesive	Polyethylenglycoldimethacrylat (25 - 50%), Glutaraldehyd (3 - 10%), Wasser
Heliobond®	BisGMA (50 - 100%), Triethylenglycoldimethacrylat (25 - 50%), Stabilisatoren, Katalysatoren

Als Füllungsmaterial wurde das stopfbare Nano-Hybridkomposit Venus® Pearl in der Farbe A2 verwendet.



Abbildung 5: Venus® Pearl [59]



### **5.1.1.5 Bonding- und Kontaminationsprozess in den verschiedenen Gruppen**

Bei allen Proben wurde als erster Schritt eine selektive Ätzung von Schmelz (30s) und Dentin (15s) mittels 37%-iger Phosphorsäure (Firma Dentsply, Konstanz, Deutschland) durchgeführt. Dann wurde die Kavität 30 Sekunden lang mit einem Luft-Wasser-Gemisch abgesprüht und anschließend getrocknet. In der Kontrollgruppe K erfolgte danach das Bonding streng nach Herstellerangaben.

Bei den anderen 8 Gruppen variierten Menge des eingebrachten Speichels (bei den a)-Gruppen 2,5µl und bei den b)-Gruppen 5µl) und Art der Dekontamination. Der Zeitpunkt der Kontamination blieb dabei gleich, der Speichel wurde nach Ätzen und Trocknen und vor dem Auftragen des Primers eingebracht. Zur genauen Dosierung des Speichels wurde eine Mikroliterpipette verwendet.

In Gruppe 1 wurde keinerlei Dekontamination durchgeführt. In Gruppe 2 wurde die Kavität nach der Kontamination lediglich getrocknet. In Gruppe 3 wurde die Kavität zur Dekontamination erst getrocknet und dann mit Alkohol ausgewischt. In Gruppe 4 wurde die Kavität zur Dekontamination mit einem Luft-Wasser-Gemisch 10 Sekunden lang abgesprüht und anschließend mit Alkohol ausgewischt. Zum Auswischen der Kavität in Gruppe 3 und 4 wurde 70% iger Alkohol (Hofmann's® Ethanol 70% unvergällt, Hofmann & Sommer GmbH & Co.KG, Königsee, Deutschland) verwendet. Die Applikation der Bonding-Komponenten erfolgte durch Microbrushes. Beim Auswischen mit dem Wattepellett und Applikation durch die Microbrush wurde drucklos gearbeitet, um das Ätzmuster nicht zu beschädigen.

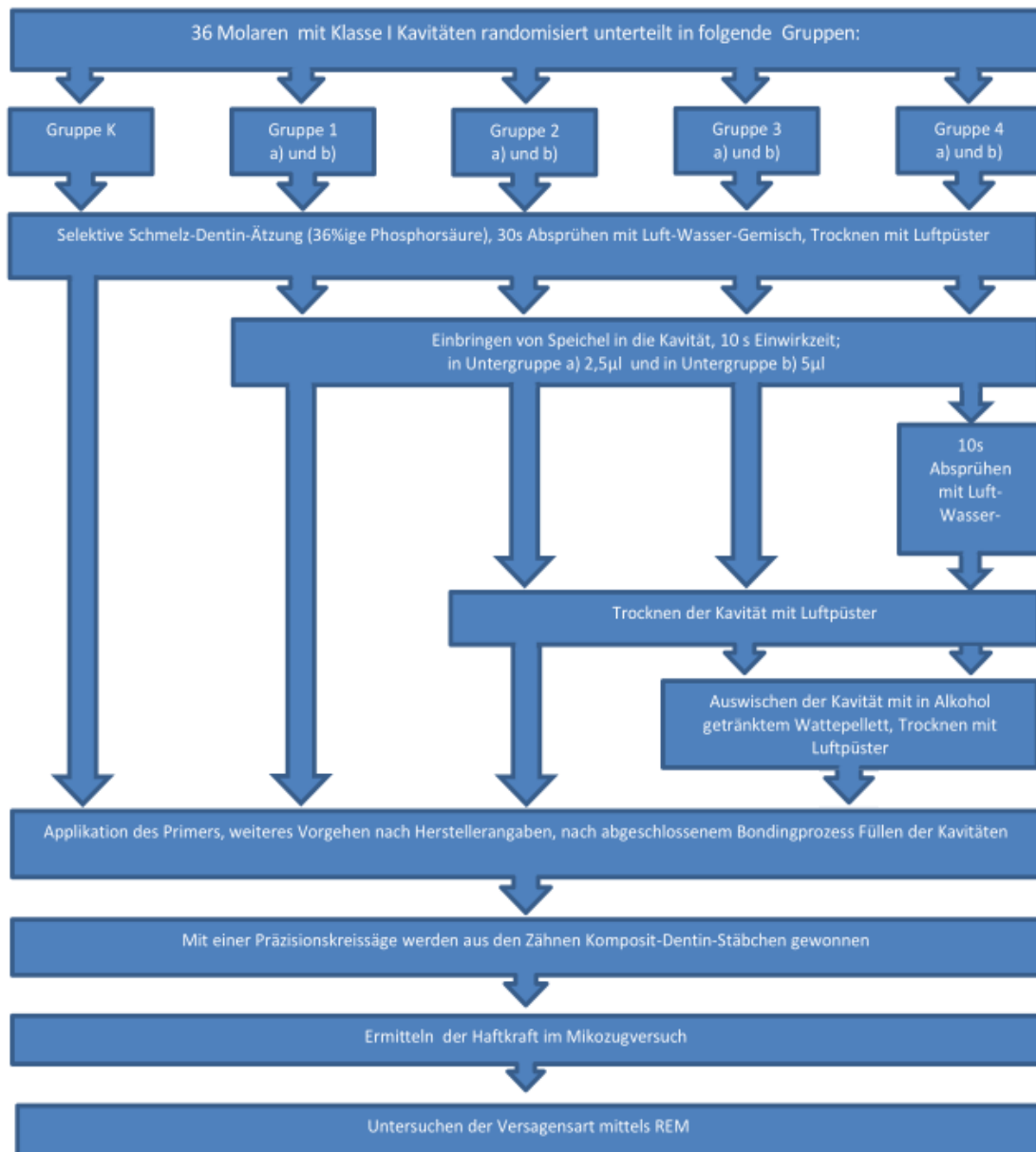


Abbildung 6: Versuchsaufbau der Studie

### 5.1.1.6 Legen der Füllungen

Nach Aushärten des Bondings wurde Venus® Pearl in zwei 2mm-Schichten in die Kavität eingebracht. Jede Schicht wurde mit einem Kugelstopfer kompaktiert und einzeln 20 Sekunden lang ausgehärtet. Dabei wurde die Oberfläche der letzten Schicht plan gestaltet, um den späteren Mikrozugversuch zu erleichtern. Abschließend wurde die Füllungsoberfläche mit Silikonpolierern (Brownie und Greenie) poliert.

## 5.1.2 Microtensile Untersuchung

### 5.1.2.1 Herstellen der Probenstäbchen

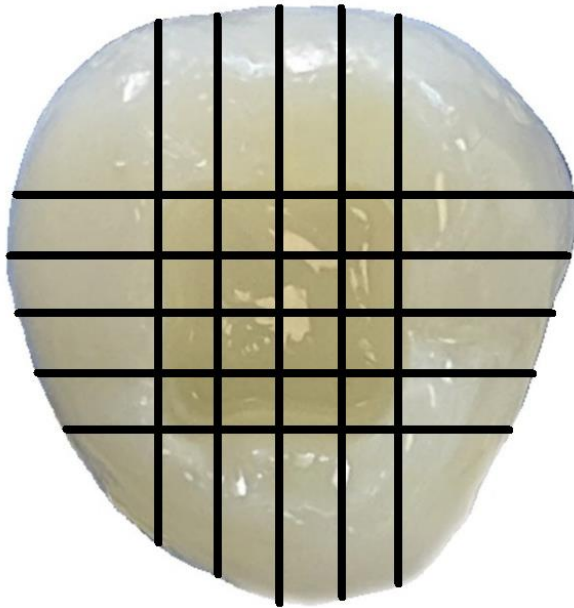
Die fertig gefüllten Zähne wurden mithilfe von Klebewachs auf einem Träger fixiert und darauf in einer Präzisionskreissäge (IsoMet™ 1000 Precision Saw, Firma Buehler Ltd., Lake Bluff, Illinois, USA) eingespannt. Zunächst wurde die Zahnkrone von den Wurzeln getrennt. Danach wurde die Zahnkrone so ausgerichtet, dass die Kanten der Kompositfüllung möglichst parallel zum Blatt der Kreissäge lagen. Das Sägeblatt hat eine Dicke von ca. 0,3mm, sodass aus jedem Probenzahn 3-4 Scheiben von ca. 0,8 mm Dicke gesägt wurden.



Abbildung 7: IsoMet™ 1000 Precision Saw [9]

Anschließend wurden die Scheiben flach mit Klebewachs auf dem Träger befestigt und die Kanten der Füllung wieder parallel zum Sägeblatt gelegt. Um möglichst viele Stäbchen zu erhalten, wurde der erste Schnitt möglichst genau am Füllungsrand vorgenommen. Aus jeder Scheibe wurden 3-4 Stäbchen von ca. 0,8mm Dicke gesägt.

Die beim Sägen verwendete Kraft betrug 200g bei 200U/min. Es wurde immer unter Wasserkühlung gesägt.



**Abbildung 8: Schematische Darstellung der Sägeschnitte von okklusal betrachtet**

Stäbchen, bei denen Dentinfahnen auftraten, wurden verworfen. Dentinfahnen kommen zustande, da der Übergang zwischen Kavitätenboden und Kavitätenwand keinen exakten 90°-Winkel bildet. Wenn nun zu nah an der Kavitätenwand gesägt wird, bleibt ein schmaler werdender Dentinstreifen stehen, der die Messwerte verfälschen würde (siehe Abbildung.)

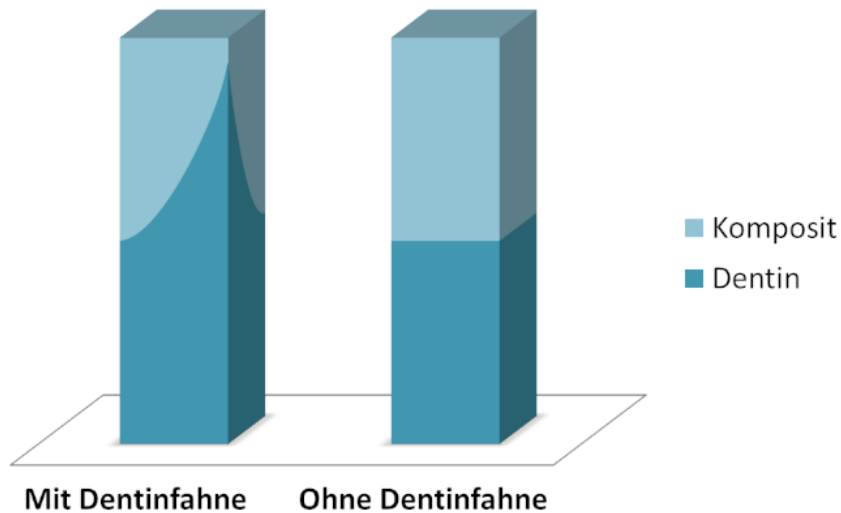


Abbildung 9: Schematische Darstellung Komposit-Dentin-Stäbchen mit und ohne Dentinfahne

### 5.1.2.2 Vermessen der Probenfläche

Jedes Stäbchen wurde mit einer digitalen Schieblehre der Firma Hogetex vermessen, um die Fläche des Adhäsiv-Verbundes zu ermitteln.

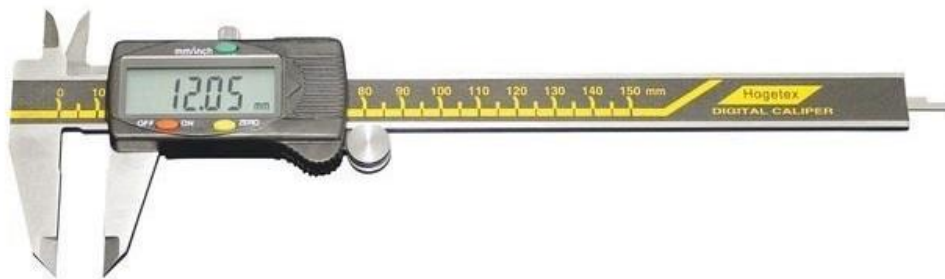


Abbildung 10: Schieblehre der Firma Hogetex [41]

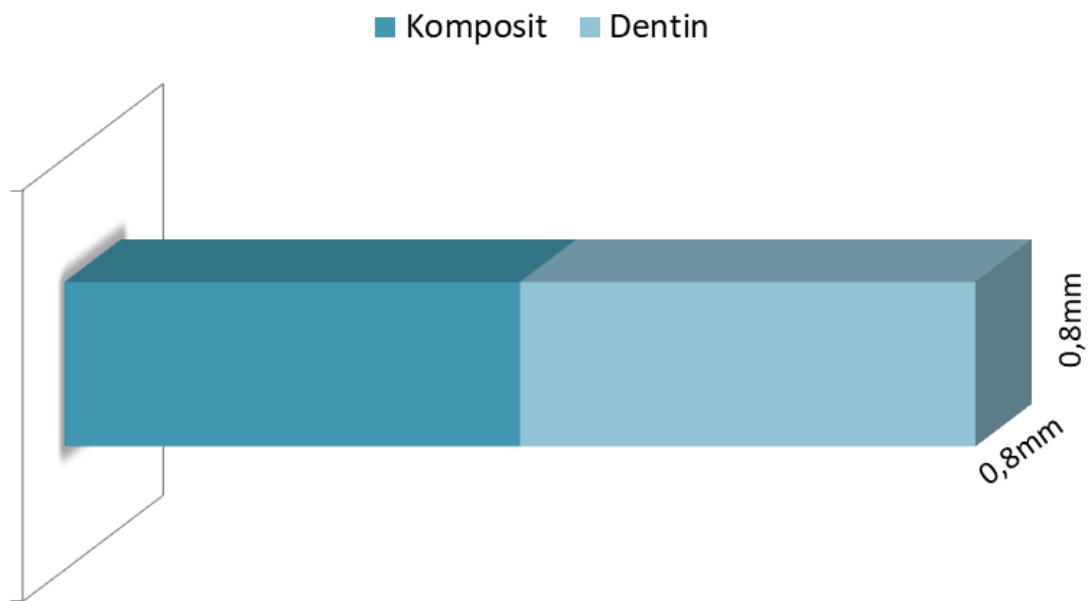


Abbildung 11: Schematische Darstellung Komposit-Dentin-Stäbchen und Grundfläche

### 5.1.2.3 Mikrozugversuch

Anschließend wurden die Stäbchen einzeln in eine Kleinlast-Prüfmaschine (MTD-500 plus, Firma SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Deutschland) eingespannt.



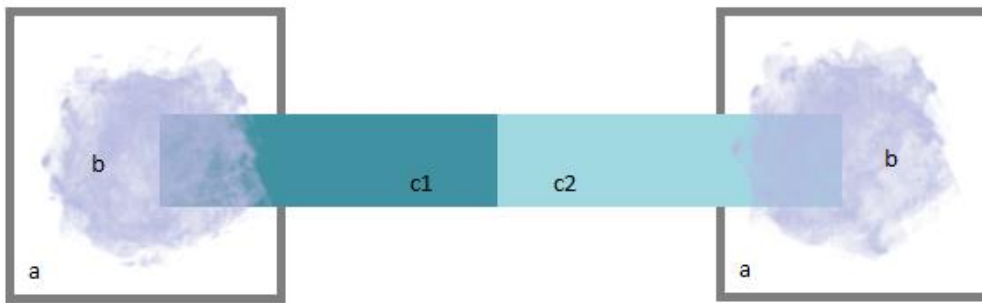
Abbildung 10: Kleinlast-Prüfmaschine [86]

Hierzu wurden die Stäbchen mit Sekundenkleber (Yuki Model Sekundenkleber mittelviskös, Firma CN Development & Media, Haselbauer & Piechowski GbR, Bad Bramstedt, Deutschland) so auf dem Träger fixiert, dass die Klebefläche zwischen Dentin und Komposit möglichst mittig über dem Spalt und senkrecht zur Zugkraft lag. Der Sekundenkleber wurde dabei präzise mit einer Sonde appliziert, um die Klebefläche nicht zu kontaminieren und den Versuch nicht zu verfälschen. Anschließend wurde das Trocknen des Sekundenklebers mit einem Aktivatorspray (Yuki Model Aktivatorspray, Firma CN Development & Media, Haselbauer & Piechowski GbR, Bad Bramstedt, Deutschland) optimiert.



**Abbildung 11: Aktivatorspray und Sekundenkleber**

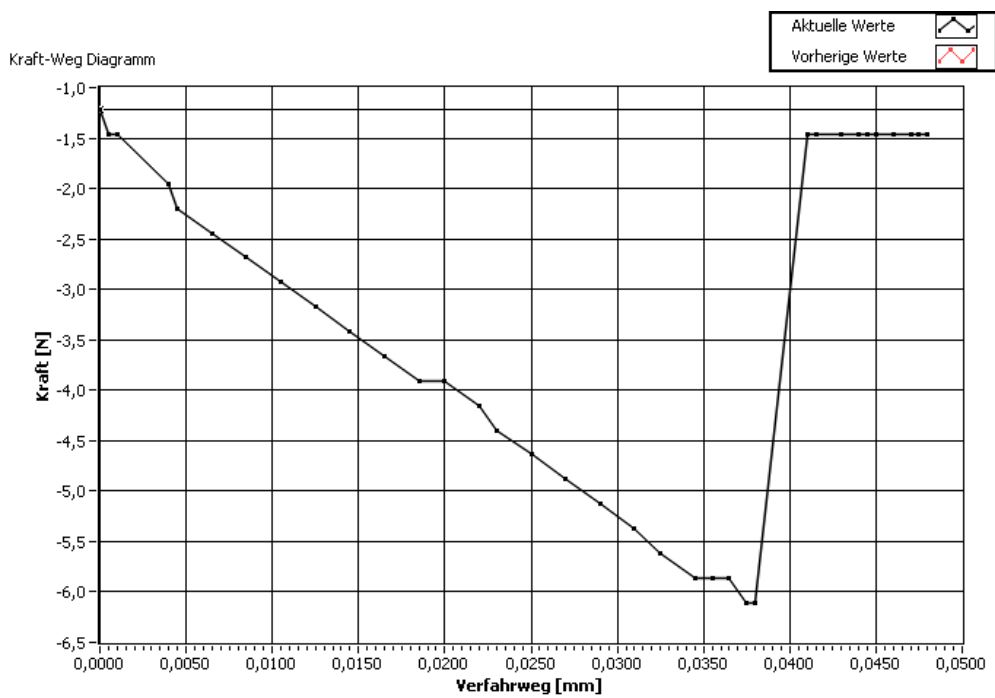
Bei diesem Schritt mussten einige wenige Stäbchen verworfen werden, da der Dentinanteil zu kurz war, um ihn zufriedenstellend auf dem Träger zu befestigen.



- a: Trägerplatten
- b: Sekundenkleber
- c1: Kompositanteil des Stäbchens
- c2: Dentinanteil des Stäbchens

**Abbildung 12: Schematische Darstellung eines eingespannten Stäbchens**

Der Zugversuch wurde nun mit einer Geschwindigkeit von 1 mm/min durchgeführt. Als maximaler Zugweg wurde 1 mm und als maximale Zugkraft 50 N vorgegeben. Dabei wurde im Computer ein Kraft-Weg-Diagramm aufgezeichnet und der Versuch gestoppt, sobald der Bruch erfolgt war.



**Abbildung 13: Kraft-Weg-Diagramm Stäbchen 4, Zahn 4, Gruppe 3b)**



Während der Kompositanteil der Stäbchen verworfen wurde, wurde der Dentinanteil weiter in der Kochsalzlösung mit Natriumacid zur späteren Untersuchung mit dem Rasterelektronenmikroskop aufbewahrt.

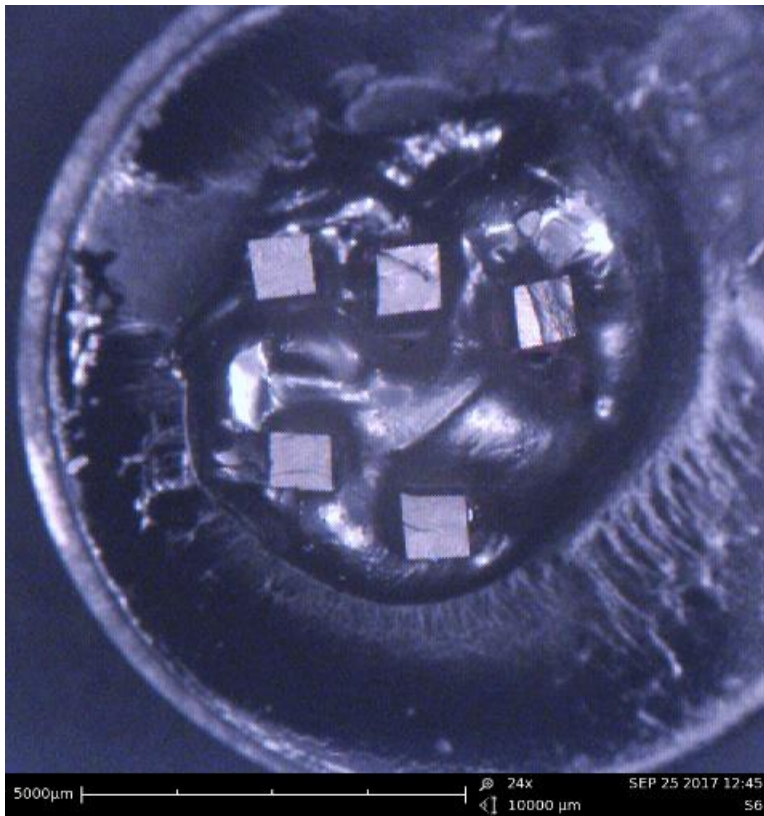
### 5.1.3 REM Untersuchung

Für die mikroskopische Untersuchung wurden aus jeder Gruppe zufällig 5 Dentinproben ausgewählt und mit Leit-C-Plast (Firma Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland) auf einem Probenträger fixiert. Dann erfolgte das Beschichten der Proben mit einer Gold-Palladium-Legierung in einem Sputter Coater (S150B, Firma Edwards). Dies gewährleistet die elektrische Leitfähigkeit der Proben für die rasterelektronenmikroskopische Untersuchung.



Abbildung 14: Sputter Coater, S150B, Firma Edwards

Im Mikroskop der Firma Phenom-World B.V., Eindhoven, Niederlande wurde erst von jedem Probenteller eine Übersichtsaufnahme aller Dentinstäbchen gemacht. Danach folgten insgesamt 3 Aufnahmen jeder Dentinfläche, je einmal in 250-, 500- und 1000-facher Vergrößerung.



**Abbildung 15: Übersichtsaufnahme des Probentellers der Gruppe 3b)**

## 5.1.4 Statistische Analyse

Die statistische Analyse der Messdaten erfolgte mit der Software SPSS für Windows, Version 14.0 (Firma SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Für die graphischen Darstellungen wurde das Programm Excel für Windows verwendet.

### **Kolmogorov-Smirnov-Test**

Mittels des Kolmogorov-Smirnov-Tests wurden die Messwerte einer Versuchsgruppe hinsichtlich einer Annäherung an die Normalverteilung untersucht. Lag eine Normalverteilung vor, wurde der ANOVA-Mittelwertvergleich durchgeführt. Falls die Messwerte nicht einer Normalverteilung entsprachen, wurde der nicht-parametrische Mann-Whitney-U-Test durchgeführt.

### **Mann-Whitney-U-Test**

Mit diesem nicht-parametrischen Test wurde auf der Basis der Rangordnung der einzelnen Messwerte überprüft, ob zwei unabhängige Stichproben derselben Basisgesamtheit angehörten oder ob sich ihre zentralen Tendenzen signifikant voneinander unterschieden.

### **Korrekturprüfverfahren nach Bonferroni-Holm**

Das Korrekturverfahren nach Bonferroni-Holm ermöglicht eine Analyse auf statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Ergebnissen der Versuchsgruppen bei einem Signifikanzniveau von  $\alpha = 0,05$ . Die statistischen Subgruppen wurden durch die Buchstaben A – C gekennzeichnet. Eine Subgruppe wird dadurch definiert, dass zwischen den Werten dieser Gruppe kein signifikanter Unterschied besteht, d.h.  $p > 0,05$ , während zwischen den verschiedenen Subgruppen ein signifikanter Unterschied ( $p < 0,05$ ) besteht.

# 6 Ergebnisse

## 6.1 Quantitative Analyse

Zur quantitativen Analyse wurden für jede Gruppe folgende Werte notiert:

1. Die Gesamtanzahl der gesägten Stäbchen.
2. Die Anzahl der verworfenen Stäbchen, bei denen der Dentinanteil zu kurz zum Einspannen in die Prüfmaschine war.
3. Die Anzahl der Stäbchen, welche im Zugverfahren unbrechbar waren, i.d.R. durch eine Dentinfahne.
4. Anzahl der Stäbchen, die beim Einspannen in die Prüfmaschine zerbrachen.
5. Die Anzahl der Stäbchen, die schon während des Sägevorgangs zerbrachen.

Aus diesen Werten ergibt sich der Prozentsatz an zerbrochenen Stäbchen und die Anzahl der brauchbaren Messwerte.

**Tabelle 4: Quantitative tabellarische Auswertung des Versuchs**

	Gesägte Stäbchen	Dentin zu kurz	Unbrechbar (Dentinfahne)	Zerbrochen beim Sägen	Zerbrochen beim Einspannen	% Zerbrochene	Brauchbare Messwerte
Kontrolle	39	2	2	26	0	67	9
1a)	43	0	1	31	0	72	11
1b)	39	0	2	22	1	59	14
2a)	42	0	2	29	0	69	11
2b)	45	2	1	26	1	60	15
3a)	42	0	1	33	0	79	8
3b)	48	2	1	13	0	27	32
4a)	45	0	3	23	5	62	14
4b)	36	1	0	25	1	72	9

### 6.1.1 Prozentuale Darstellung der Werte

- Unbrauchbar = Dentinfahne vorhanden oder das Dentin zu kurz war
- Zerbrochen = Stäbchen, die zerbrachen bevor sie ausgewertet werden konnten
- Brauchbar = Stäbchen, bei denen eine erfolgreiche Ermittlung des Haftwertes möglich war

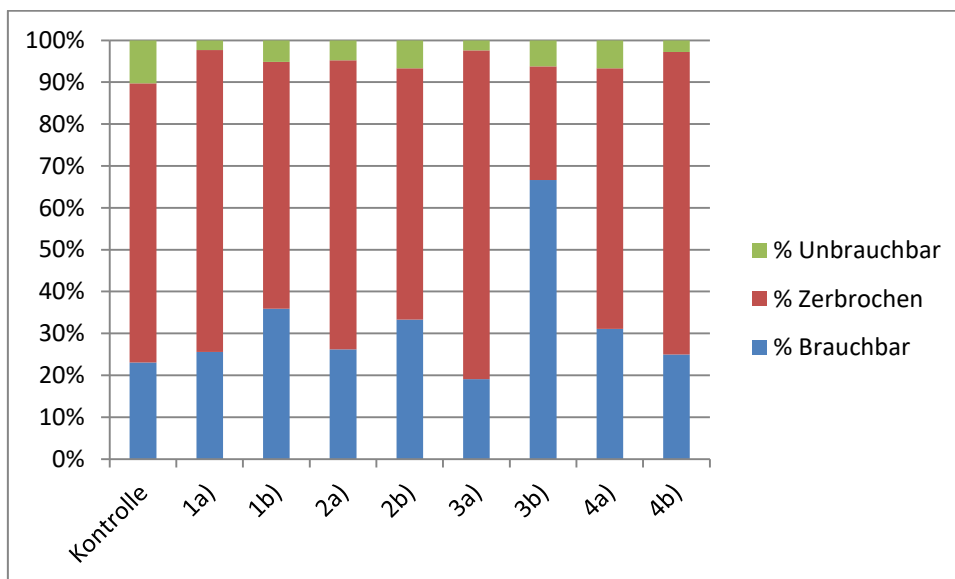


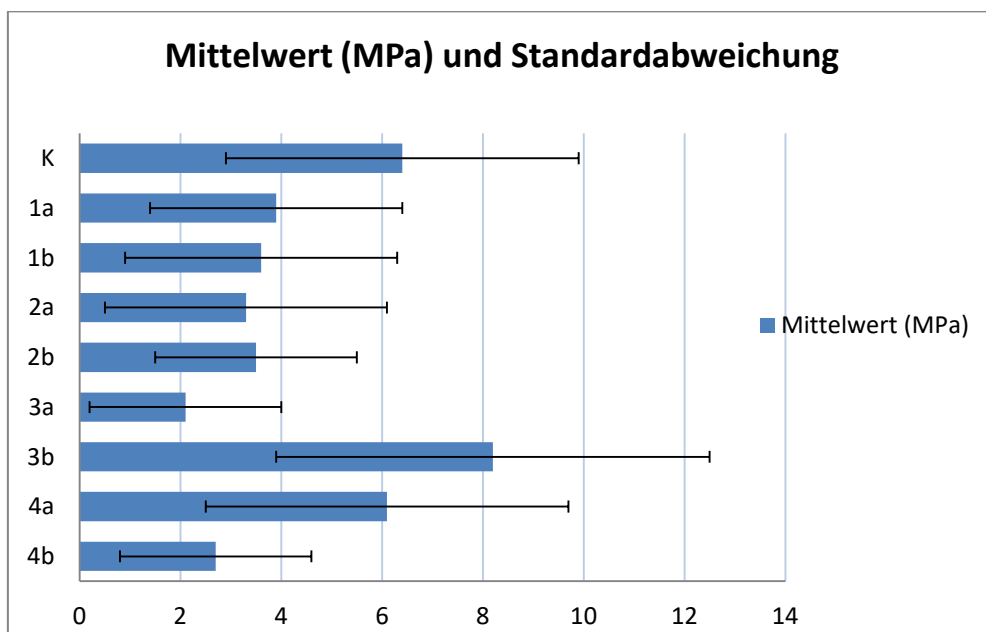
Abbildung 16: Quantitative prozentuale Auswertung des Versuchs

## 6.2 Qualitative Analyse

Die qualitative Auswertung der Messwerte stellt sich in den Mittelwerten, Standardabweichungen und statistischen Subgruppen wie folgt dar:

**Tabelle 5: Qualitative Auswertung des Versuchs**

Gruppe	Mittelwert (MPa)	Standardabweichung	Statistische Subgruppe
K	6,4	3,5	A
1a	3,9	2,5	B
1b	3,6	2,7	B
2a	3,3	2,8	B
2b	3,5	2,0	B
3a	2,1	1,9	C
3b	8,2	4,3	A
4a	6,1	3,6	A
4b	2,7	1,9	BC



**Abbildung 17: Diagramm zur Darstellung der Mittelwerte und deren Standardabweichungen in den jeweiligen Versuchsgruppen**

## 6.3 Auswertung REM Aufnahmen

Nach erfolgtem Zugversuch wurden die Dentinstäbchen jeder Gruppe aufgehoben, um mithilfe von REM Aufnahmen die Versagensart der Fraktur zu ermitteln. Aus jeder Subgruppe wurden randomisiert 5 Stäbchen zur Untersuchung ausgewählt.

In diesem Versuch können verschiedene Bruchverläufe zwischen Dentin, Adhäsiv und Komposit auftreten. Je nach Verlauf klassifiziert man diese als:

1. Adhäsiver Bruch: Frakturverlauf entlang der Hybridschicht zwischen Dentin und Komposit.
2. Kohäsiver Bruch: Der Frakturverlauf befindet sich entweder vollständig im Dentin oder vollständig im Komposit.
3. Kombiniert kohäsiv-adhäsiver Bruch: Frakturverlauf teils in der Hybridschicht, teils in Dentin oder Komposit. [77]

## 6.4 Ergebnisse der einzelnen Gruppen

### 6.4.1 Ergebnisse der Kontrollgruppe K

In Kontrollgruppe K wurden Bonding und Füllen der Kavitäten nach Herstellerangaben und ohne Speichelkontamination durchgeführt.

Der Mittelwert der zum Bruch führenden Zugkraft betrug in Kontrollgruppe K 6,4 MPa. Damit schnitt die Kontrollgruppe statistisch signifikant besser ab ( $p < 0,05$ ) als die Gruppen 1 a)+b), 2a)+b), 3a) und 4b). Zu den Mittelwerten der Gruppen 3b) und 4a) ergab sich kein signifikanter Unterschied ( $p > 0,05$ ).

In der REM Untersuchung fand sich in der Kontrollgruppe an 4 der untersuchten Bruchflächen unterschiedliche Versagensarten; die unten abgebildeten Beispiele zeigen ein adhäsives und ein kohäsives Versagen innerhalb der Kompositschicht.

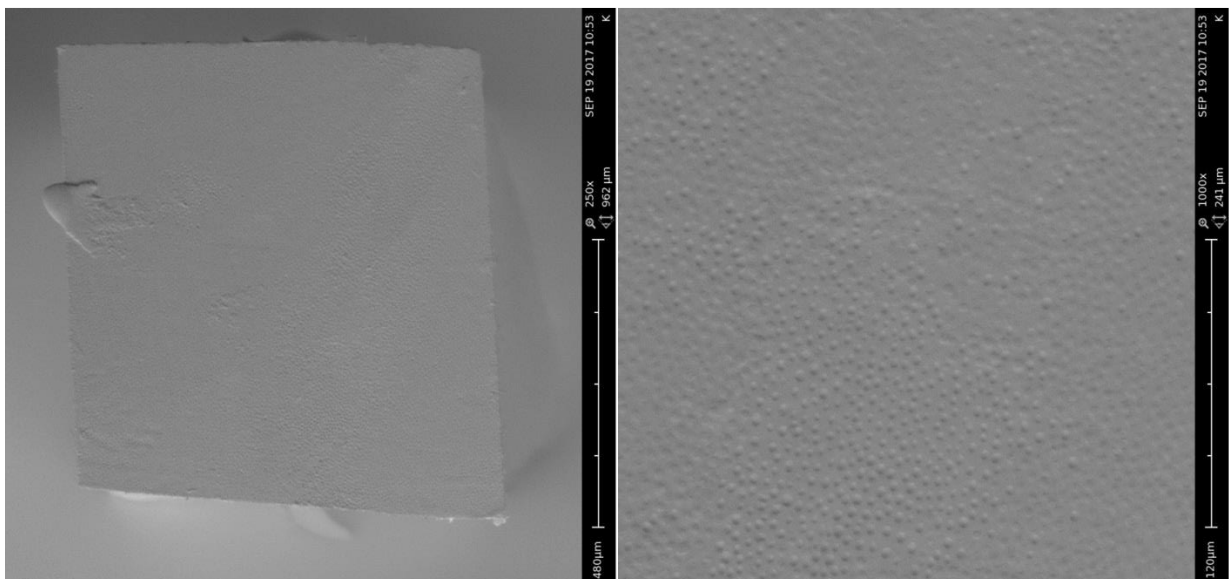
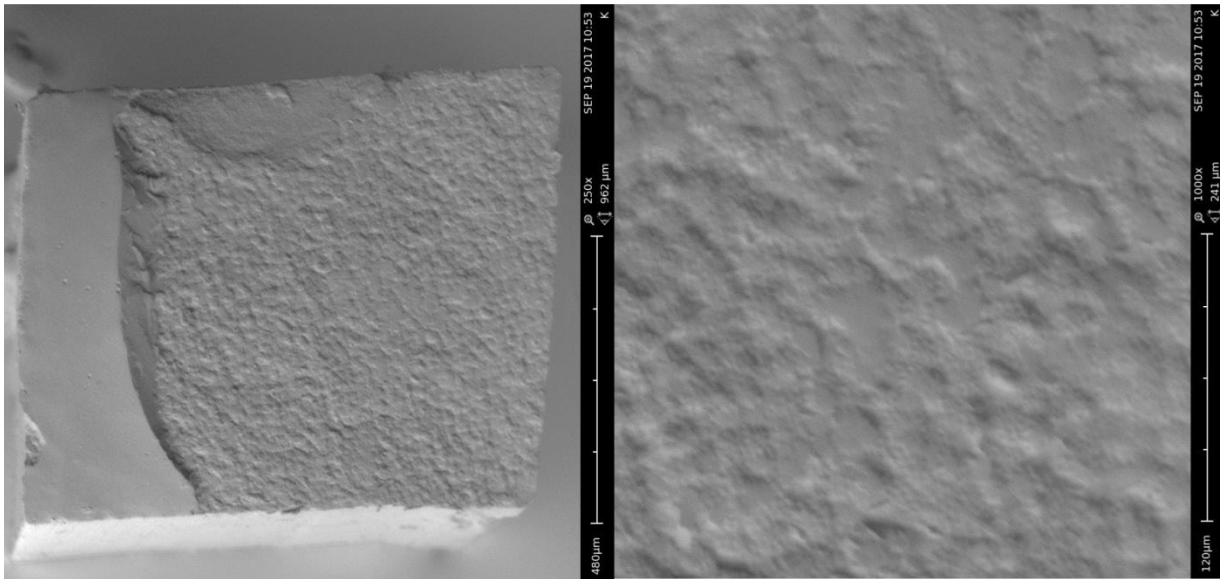


Abbildung 18: Bruchfläche eines Dentinstäbchens aus Kontrollgruppe K mit adhäsivem Versagen; links in 250-facher und rechts in 1000-facher Vergrößerung





**Abbildung 19: Bruchfläche eines Dentinstäbchens aus Kontrollgruppe K mit kohäsiem Versagen innerhalb der Kompositschicht; links in 250-facher und rechts in 1000-facher Vergrößerung**

## 6.4.2 Ergebnisse Gruppe 1

In Gruppe 1 wurde nach dem Ätzen und Trocknen der Kavität die Speichelkontamination durchgeführt, in Gruppe 1a) mit einer Menge von 2,5 µl und in Gruppe 1b) 5 µl Speichel. Es erfolgten keinerlei Dekontaminationsmaßnahmen vor Einbringen des Primers.

Der Mittelwert der zum Bruch notwendigen Zugkraft betrug in Gruppe 1a) 3,9 MPa und in Gruppe 1b) 3,6 MPa; d.h. es war signifikant weniger Zugkraft notwendig ( $p < 0,05$ ) als in Kontrollgruppe K (6,4 MPa). Die unterschiedliche Speichelmenge in 1a) und b) machte einen nicht-signifikanten Unterschied ( $p > 0,05$ ). Zu den Gruppen 2 a) und b) ergab sich in beiden Fällen ebenfalls ein nicht-signifikanter Unterschied ( $p > 0,05$ ). Im Vergleich zu den Gruppen 3a) und 4b) schnitt die Gruppe 1 signifikant besser ab ( $p < 0,05$ ). In der Untersuchung unter dem REM ergab sich für 1a) und b) ein überwiegend adhäsives Versagen mit deutlich sichtbaren Dentinkanälchen auf der Bruchfläche. Es sind vereinzelte kleine Kompositreste sichtbar.

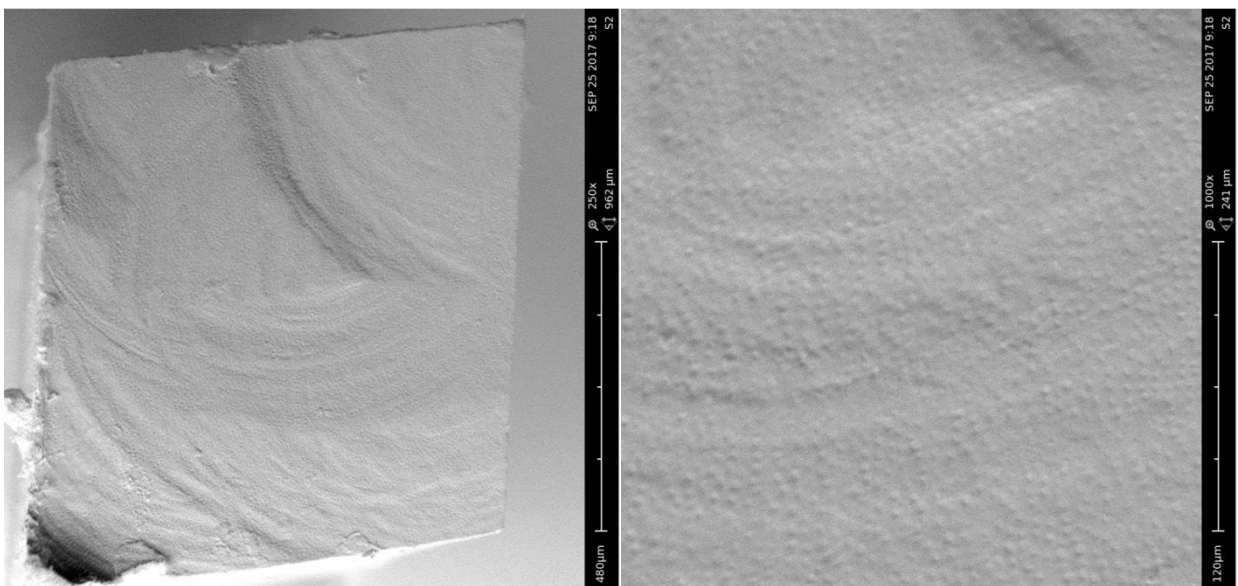


Abbildung 20: Bruchfläche eines Stäbchens aus Gruppe 1b) mit adhäsivem Versagen; links in 250-facher und rechts in 1000-facher Vergrößerung

### 6.4.3 Ergebnisse Gruppe 2

In Gruppe 2 wurde nach Ätzen und Speichelkontamination mit a) 2,5 µl und b) 5 µl die Kavität mit dem Luftpüster getrocknet, bevor das Bonding durchgeführt wurde.

Die Mittelwerte der Gruppen 2a) und 2b) betragen 3,3 MPa und 3,5 MPa und waren somit ebenfalls signifikant geringer als der Mittelwert der Kontrollgruppe ( $p < 0,05$ ). Die unterschiedliche Speichelmenge machte auch hier einen nicht-signifikanten Unterschied ( $p > 0,05$ ). Im Vergleich zu Gruppe 1 ergab sich ein nicht-signifikanter Unterschied ( $p > 0,05$ ), jedoch schnitten die Gruppen 2a) und 2b) signifikant besser ab als 3a) und 4b) ( $p < 0,05$ ). Bei der REM Untersuchung ergab sich in beiden Subgruppen ein überwiegend adhäsives Versagen mit deutlich sichtbaren Dentinkanälchen auf den Bruchflächen. Es sind vereinzelte kleine Kompositreste sichtbar.

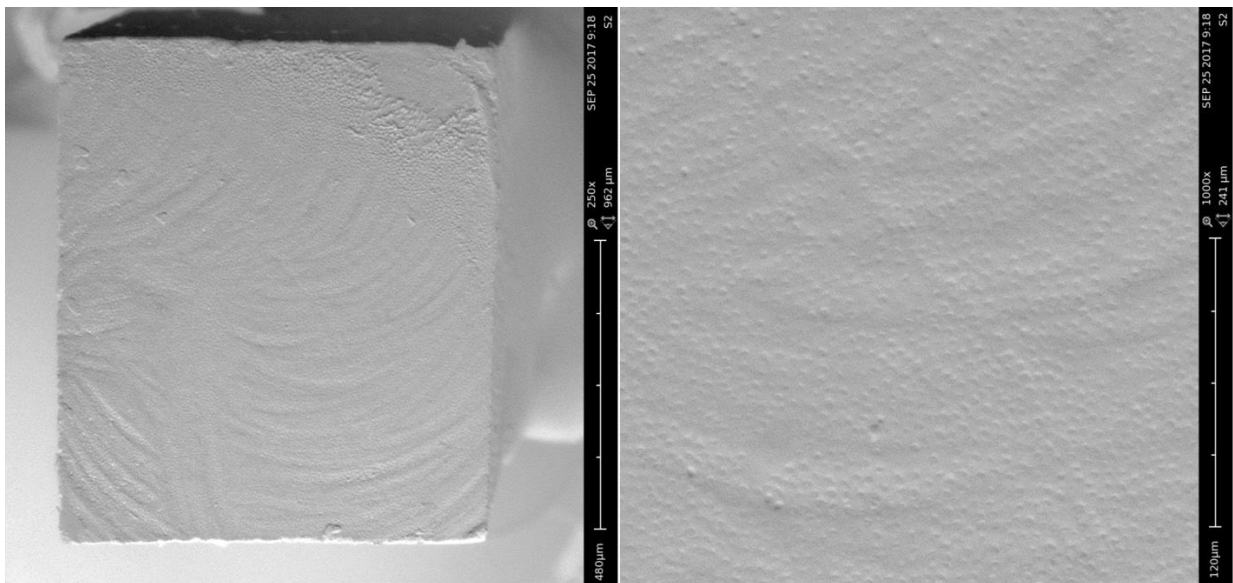


Abbildung 21: Bruchfläche eines Stäbchens aus Gruppe 2a) mit adhäsivem Versagen; links in 250-facher und rechts in 1000-facher Vergrößerung

### 6.4.4 Ergebnisse Gruppe 3

In Gruppe 3 wurde nach Ätzen und Speichelkontamination mit a) 2,5 µl und b) 5 µl die Kavität getrocknet, mit Alkohol ausgewischt und anschließend wieder getrocknet.

Die Mittelwerte der Gruppen 3a) und 3b) unterschieden sich signifikant voneinander ( $p < 0,05$ ). Während die Gruppe 3a) mit einem Mittelwert von 2,1 MPa eines der schlechtesten Ergebnisse hatte, schnitt die Gruppe 3b) mit 8,2 MPa von allen Gruppen am besten ab, obwohl eine höhere Speichelmenge und die gleichen Dekontaminationsmaßnahmen verwendet wurden. Damit lag 3b) in Zahlen sogar noch vor der Kontrollgruppe. Jedoch war der Unterschied zur Kontrollgruppe und der Gruppe 4a) statistisch nicht signifikant ( $p > 0,05$ ). In der REM Untersuchung lag in Gruppe 3a) überwiegend die adhäsive Versagensart vor; jedoch war eine Probe von kombiniert adhäsiv-kohäsivem Versagen betroffen.

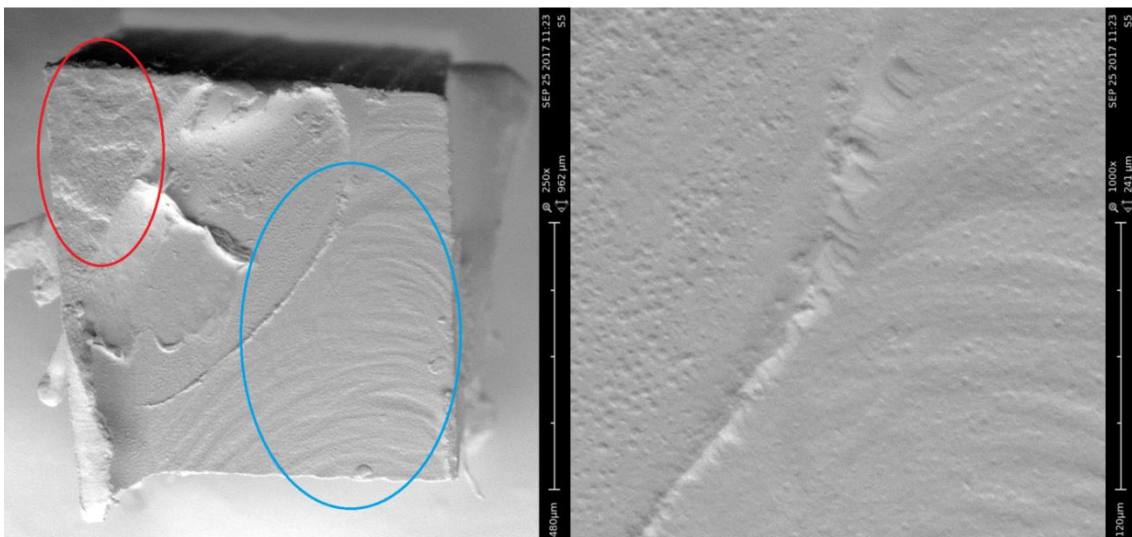
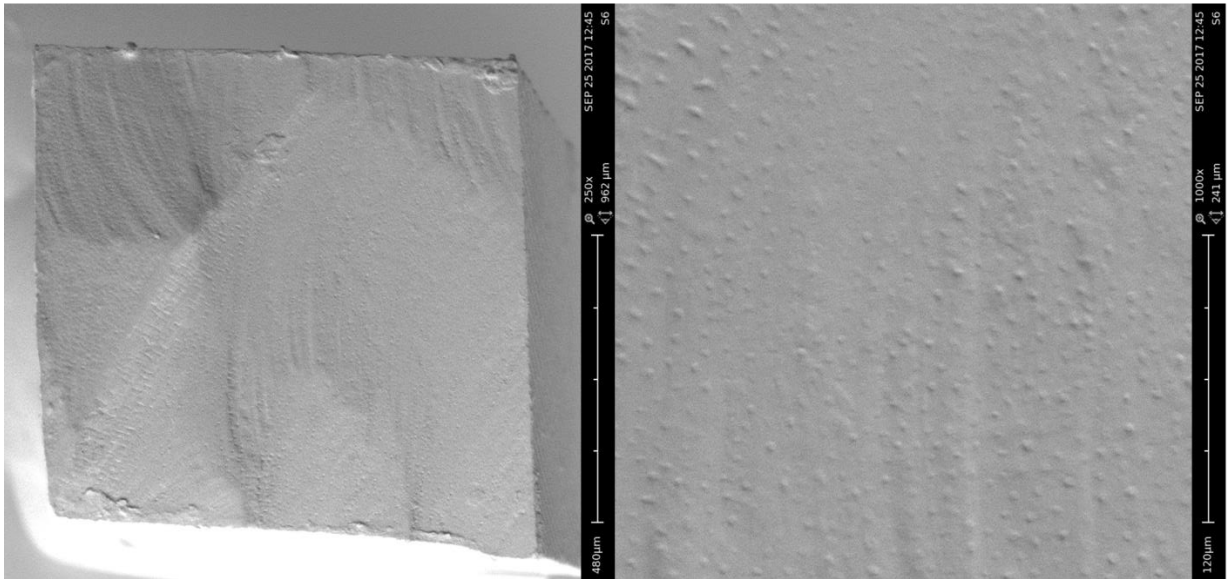


Abbildung 22: Bruchfläche eines Stäbchens aus Gruppe 3a) mit kombiniert kohäsiv-adhäsivem Versagen; links in 250-facher und rechts in 1000-facher Vergrößerung.

■ Zone kohäsiven Versagens (im Komposit) ■ Zone adhäsiven Versagens

In Gruppe 3b) waren die Proben in der REM-Untersuchung von überwiegend adhäsivem Versagen betroffen. Es sind vereinzelte kleine Kompositreste sichtbar.



**Abbildung 23: Bruchfläche eines Stäbchens aus Gruppe 3b) mit adhäsivem Versagen; links in 250-facher und rechts in 1000-facher Vergrößerung**

## 6.4.5 Ergebnisse Gruppe 4

In Gruppe 4 wurde nach Ätzen und Speichelkontamination mit a) 2,5  $\mu\text{l}$  und b) 5  $\mu\text{l}$  die Kavität mit einem Luft-Wasser-Gemisch abgesprüht, getrocknet, mit Alkohol ausgewischt und wieder getrocknet.

Die Mittelwerte der Gruppen 4a) und 4b) unterschieden sich signifikant voneinander ( $p < 0,05$ ). Die Gruppe 4a) hatte mit 6,2 MPa einen sehr hohen Mittelwert, während die Gruppe 4b) mit 2,7 MPa einen sehr niedrigen Mittelwert aufwies. Der Wert der Gruppe 4a) unterschied sich somit nicht-signifikant von dem Wert der Kontrollgruppe K ( $p > 0,05$ ) und war, abgesehen von 3b), signifikant höher als der Wert der anderen Gruppen ( $p < 0,05$ ). Die Gruppe 4b) hingegen, hatte einen signifikant niedrigeren Mittelwert als die Kontrollgruppe K ( $p < 0,05$ ); es ergab sich jedoch kein statistisch relevanter Unterschied zu den Gruppen 1a)+b), 2a)+b) und 3a) ( $p > 0,05$ ). In Gruppe 4a) fanden sich bei der REM-Untersuchung überwiegend Bruchflächen mit adhäsivem Versagen.

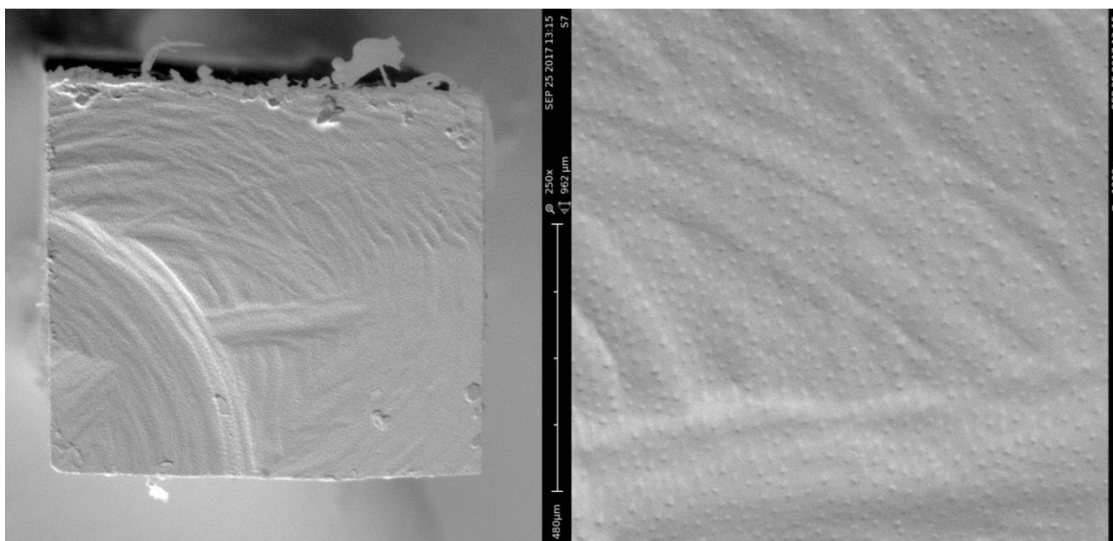
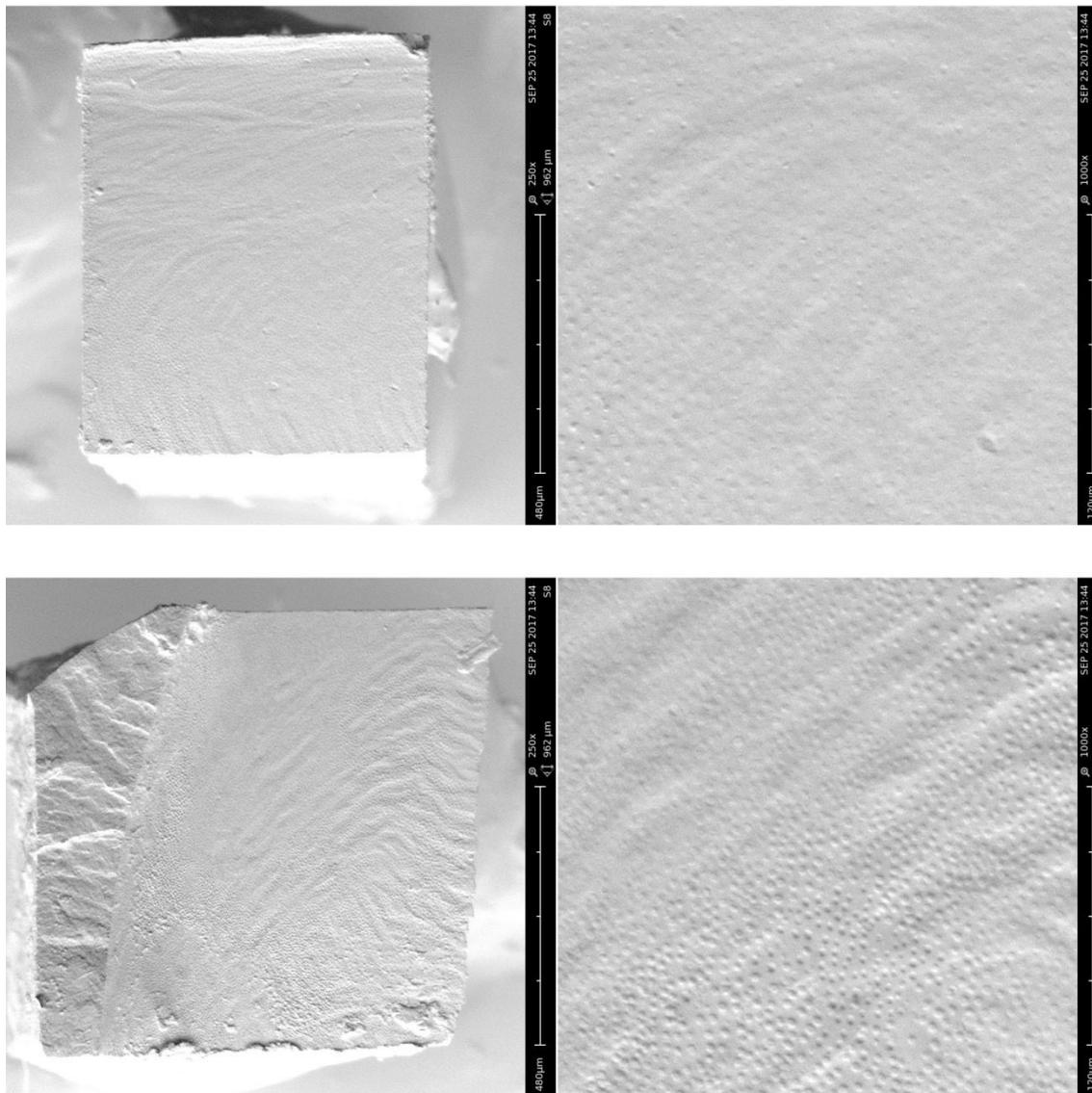


Abbildung 24: Bruchfläche eines Dentinstäbchens aus Gruppe 4a) mit adhäsivem Versagen; links in 250-facher und rechts in 1000-facher Vergrößerung

Die Gruppe 4b) wies überwiegend Bruchflächen mit adhäsivem Versagen, aber auch eine Bruchfläche mit kombiniert kohäsiv-adhäsivem Versagen auf.



**Abbildung 25: Bruchfläche zweier Dentinstäbchen aus Gruppe 4 b); oben: adhäsives Versagen und unten: kombiniert kohäsiv-adhäsives Versagen; links in 250-facher und rechts in 1000-facher Vergrößerung**

## 7 Diskussion

### 7.1 Material und Methode

Bei dieser Studie handelt es sich um eine reine in-vitro-Studie, was es schwierig machen kann, die Ergebnisse auf das Arbeiten am Patienten zu übertragen, denn dabei gibt es eine deutlich höhere Anzahl an Variablen. Somit kommt es häufig zu widersprüchlichen Ergebnissen, wenn in-vitro und in-vivo Studien verglichen werden [19]. Zu den Variablen, die in dieser Studie nicht berücksichtigt wurden, gehören z.B. die Kaubelastung und thermische oder chemische Belastungen, die Kompositrestaurationen und deren Adhäsivverbund in der Mundhöhle beeinträchtigen können. Andererseits hat das Arbeiten in-vitro auch Vorteile: Unter Laborbedingungen ist ein deutlich präziseres Arbeiten gewährleistet, da das Wegfallen von Faktoren wie Mundöffnung, Patientencompliance, unterschiedliche Kavitätengrößen und –beschaffenheiten etc., eine bessere Standardisierung des Versuchsablaufs ermöglicht. Auch Faktoren wie mögliche Bondingreste von vorangegangenen Restaurationen oder durch Karies sklerosiertes Dentin fallen durch die Auswahlmöglichkeit der Probenzähne beim Arbeiten in-vitro weg [62].

Außerdem wäre eine in-vivo Studie zu dem Thema höchst-bedenklich, da der Sachverhalt bereits in zahlreichen in-vitro-Studien behandelt wurde und eine Speichelkontamination sehr abträglich für den entsprechend restaurierten Zahn wäre [70]. Beim einem Vergleich ist außerdem zu beachten, dass verschiedene in-vitro-Studien zu diesem Thema sehr unterschiedlich aufgebaut sind, was Untersuchungsverfahren und Lagerung der Zähne angeht und es somit auch zu Differenzen zwischen den Studien untereinander kommt [62].

Die Frage nach einer Kavitäten-Dekontamination ist auch bei Verfügbarkeit eines Kofferdams relevant. Tief subgingivale Kavitätenränder müssen häufig mit einer sogenannten Box-Elevation angehoben werden, um den entsprechenden Zahn mit einer weiteren direkten oder auch indirekten Restauration zu versorgen [26, 115]. Je nach Tiefe der Kavität kann der Kofferdam erst danach gelegt werden. Gerade bei subgingivalen Kavitäten kommt es schnell zu einer Kontamination mit Speichel oder Blut, was die effektive Dekontamination gerade bei dieser Behandlung interessant



macht. Die Box Elevation wirkt sich positiv auf die Stabilität von indirekten Restaurationen aus und ist zudem schonender für das marginale Parodont als tief subgingival gelegte Ränder von Kronen und Inlays. [26, 104] Auch bei der adhäsiven Befestigung indirekter Restaurationen oder aufgrund von mangelnder Compliance des Patienten kann nicht immer unter absoluter Trockenlegung mit Kofferdam gearbeitet werden [34]. Die weitere Erforschung von Dekontaminationsmaßnahmen ist daher sinnvoll.

### **7.1.1 Auswahl der Zähne**

Diese Studie wurde an humanen Zähnen durchgeführt. Als Alternative zu humanen Zähnen finden sich in zahlreichen Studien Zähne bovinen Ursprungs, die einfacher und in höherer Stückzahl zu beschaffen sind. Jedoch ist es laut Yassen et al. aufgrund von Unterschieden in der Beschaffenheit des Materials schwierig, direkte Rückschlüsse von Versuchen mit bovinen Zähnen auf humane Zähne zu ziehen [110]. Bei der Auswahl der Probenzähne wurden hauptsächlich dritte Molaren genutzt, welche häufig impaktiert waren und daher keinerlei Karies aufweisen. Zähne mit kariösen Läsionen wurden aussortiert. Die Kariesfreiheit der Zähne ist relevant, da die Haftkraft an kariös verändertem Dentin negativ beeinträchtigt wird und es dabei zu verfälschten Ergebnissen im Mikrozugversuch kommen kann [88]. Ebenso verworfen wurden Zähne unzureichender Größe wie z.B. Prämolaren. In der Regel hatten nur Molaren eine ausreichende Größe um das Kavitätendesign ausführen zu können. Dritte Molaren haben außerdem den Vorteil, dass sie wenig sklerosiertes Dentin enthalten, da sie häufig bei jungen Patienten entfernt werden. Die Haftwerte an sklerosiertem Dentin sind ebenfalls schlechter und hätten die Ergebnisse ebenfalls verfälscht [3, 61]. Das genaue Alter der Zähne ist zwar häufig unbekannt; diese Tatsache wird aber durch eine randomisierte Auswahl der Zähne für die einzelnen Gruppen weitestgehend ausgeglichen.

## **7.1.2 Lagerung der Proben**

In jedem Stadium der Probenherstellung und des Versuchsablaufs wurden die Zähne, bzw. Zahnscheiben und –stäbchen in Flüssigkeit gelagert, um ein Austrocknen zu verhindern. Diese bestand aus isotonischer Kochsalzlösung, versetzt mit 0,001%ig dosiertem Natriumazid. Das gering dosierte Natriumazid beugt einem bakteriellen Wachstum in Proben und Lagerflüssigkeit vor und hat im Gegensatz zu Thymol oder Formalin keinen nachteiligen Einfluss auf die Haftwerte [80]. Die Lagerung in Flüssigkeit ist für den Versuchsablauf essentiell, da eine Austrocknung zu schlechteren Haftwerten führt, bzw. bei trockenen Zähnen eine 2-wöchige Rehydrierung notwendig ist. [16, 66] Solange eine feuchte Lagerung der Zähne erfolgt, hat die Lagerdauer einen vernachlässigbar kleinen Einfluss auf die Haftkraft an der Zahnoberfläche [65].

## **7.1.3 Probenherstellung**

### **7.1.3.1 Präparation der Kavitäten**

Bei der Herstellung der Proben wurden zunächst die Kavitäten unter Wasserkühlung präpariert. Die Wasserkühlung ist auch bei extrahierten Molaren von Bedeutung, da die entstehende Hitze sonst nicht nur negative Auswirkungen auf die vitale Pulpa hätte, sondern auch zu strukturellen Veränderungen der Zahnhartsubstanz führen könnte. [24] Weiterhin ist zu beachten, dass bei einer Kavität von 4mm Tiefe gerade bei Zähnen aus jungen Patienten der Kavitätenboden nah an der Pulpa liegt. Pulpanahes Dentin hat eine geringere Haftkraft als pulpafernes Dentin [98]. Je höher die Restdentinstärke (RDT, Rest Dentin Thickness), desto höher die ermittelten Haftwerte im Mikrozuversuch [99]. Dass es sich bei den Probenzähnen hauptsächlich um extrahierte Molaren von Jugendlichen handelt, hat den Vorteil, dass die Restdentinstärke in den Kavitäten ähnlich sein sollte. Zähne, bei denen die Pulpahöhle während der Präparation eröffnet wurde, wurden verworfen.

Da die Zähne manuell präpariert wurden, ist mit einer geringen Varianz der Kavitätenmaße zu rechnen. Zur besseren Standardisierung wurden diese mithilfe einer Millimetersonde überprüft.

### **7.1.3.2 Vorbereitung der Kavitäten für die Kompositrestauration**

Bei der Behandlung der Zähne mittels Phosphorsäure und dem Mehrflaschen-Adhäsivsystem Syntac® wurde darauf geachtet, die Zeitangaben des Herstellers mittels einer Stoppuhr streng einzuhalten, um ein Überätzen des Dentins und eine verringerte Adhäsivkraft durch zu geringe Einwirkzeiten der Bondingkomponenten zu verhindern. Auch die Polymerisationszeiten wurden strikt eingehalten. Das genaue Einhalten der Speichelmengen wurde mithilfe einer Mikroliterpipette sichergestellt. Beim Einbringen des Speichels wurde ein Berühren der geätzten Zahnoberflächen mit der Pipettierhilfe vermieden um die freigelegten Dentin- und Schmelzstrukturen nicht zu beschädigen.

### **7.1.3.3 Verwendetes Adhäsivsystem und Komposit**

Das 3-Flaschen-System Syntac® Classic galt lange Zeit als Goldstandard in der Adhäsivtechnik und wurde zur besseren Vergleichbarkeit mit anderen Studien gewählt. Durch die Etch-and-Rinse Technik wird der Smear-Layer besonders gut entfernt; so können die Komponenten hierbei optimal in den geätzten Zahnschmelz und die freigelegten Dentinstrukturen eindringen und damit einen sehr guten Haftverbund herstellen. Jedoch ist ein System wie dieses in der Praxis deutlich techniksensitiver, da es mehr Zeit in der Verarbeitung in Anspruch nimmt als Universaladhäsive [29]. Außerdem ist zu erwähnen, dass heutige Universaladhäsive in ihrer Haftkraft Systemen wie Syntac durchaus ebenbürtig sind. [32]

Bei dem verwendeten Venus® Pearl Komposit handelt es sich um ein modernes Komposit mit geringer Polymerisationsschrumpfung, welche wiederum die Hybridschicht einem möglichst geringen Stress aussetzt [106]. Das Komposit wurde in 2 Schichten mit jeweils ca. 2mm Stärke eingebracht, um eine vollständige Polymerisation zu gewährleisten. Auf ein sogenanntes Lining der Kavität mit einem Flowable wurde in diesem Fall verzichtet. Bei einem Lining handelt es sich um das Einbringen einer dünnen Schicht von niedrigviskösem Komposit (Flowable) in die Kavität direkt nach dem Bonding. Es sorgt für eine geringere Anzahl an internen

Dentinfrakturen und erhöhte Microtensile Bond Strength. Außerdem scheint die Restdentinstärke weniger Einfluss auf die Microtensile Bond Strength zu haben, wenn ein Lining mit Flowable durchgeführt wurde. [57] Um das Vorgehen möglichst ähnlich zu einer Kompositrestauration in-vivo zu halten, wurden die Füllungen abschließend mit Silikonpolierern geglättet.

#### **7.1.3.4 Speichelproben**

Bei dem verwendeten Speichel handelt es sich um eine Mischung aus Speichelproben dreier mundgesunder Probanden. Die Mischung soll dem Ausgleich der individuell sehr unterschiedlichen Speichelzusammensetzung dienen, die noch dazu pro Individuum starken Schwankungen unterliegt [81]. Allerdings ist dieser „Querschnitt“ durch 3 Probanden kaum repräsentativ. Eine Alternative wäre eine Vorbehandlung des Speichels mittels Zentrifuge gewesen, um z.B. Nahrungsmittelrückstände, Bakterien und ihr Metaboliten usw. vom eigentlichen Produkt der Speicheldrüsen zu trennen, doch auch dieses reine Speichelfluid unterscheidet sich von Mensch zu Mensch. Außerdem entspricht es nicht den realen Bedingungen in der Mundhöhle beim Legen einer Füllung [84].

Manche Studien verwenden künstlich hergestellten Speichel anstatt von humanen Speichelproben. Dazu werden u.a. Muzine aus Schweinemägen (Pig Gastric Mucin, PGM) oder Muzine aus der Glandula submaxillaris von Rindern (Bovine Submaxillary Mucin, BSM) verwendet. Während dieser künstliche Speichel die molekularen und enzymatischen Eigenschaften, pH-Wert etc. von humanem Speichel gut nachahmen kann, fehlt es ihm jedoch an Materialeigenschaften, wie vor allem einer hohen Gleitfähigkeit bei geringer Viskosität und der entsprechenden Elastizität, welche bis heute nicht künstlich hergestellt werden kann [81]. Der Vorteil des künstlichen Speichels ist die Möglichkeit einer standardisierten Zusammensetzung und daher besseren Vergleichbarkeit in Versuchsreihen. Außerdem bleibt er bei einer Lagerung stabil, während humane Speichelproben ex-vivo, hauptsächlich aufgrund von bakterieller Aktivität, eine hohe Instabilität aufweisen [84]. Ein weiterer Nachteil von humanem Speichel als Teil von Laborversuchen besteht darin, dass er eine potentielle Infektionsquelle darstellt. Er enthält sowohl pathogene Bakterien, als auch Viren und

Pilze, vor deren Übertragung man sich sorgfältig mit entsprechender Schutzkleidung und hygienischen Arbeitsbedingungen schützen muss [18].

### **7.1.3.5 Dekontaminationsmaßnahmen**

In dieser Studie wurden eine Reihe verschiedener Dekontaminationsmaßnahmen durchgeführt, die auch in der gängigen Literatur verbreitet sind. Entgegen vieler gängiger Studien ging es um reine Dekontaminationsmaßnahmen, ohne ein erneutes Ätzen und Bonding der Kavität, welches die zuverlässigsten Ergebnisse zu erzielen scheint [70]. Alternativ zu den üblicherweise vorhandenen Materialien und Methoden der Dekontamination mittels Wasser, Alkohol und Lufttrocknen gibt es inzwischen verschiedene moderne Reiniger, die genau für diesen Zweck entwickelt wurden. Dabei erfolgt die Anwendung vor allem an indirekten Restaurationen, wenn z.B. bei der Anprobe Dentin und Restauration mit Speichel kontaminiert wurden. In einer aktuellen Studie von Takahashi et. al 2022 [94] wurden verschiedene Reiniger getestet, indem man die Microtensile Bond Strength (MTBS) sowohl nach Speichelkontamination des Kunststoff-CAD/CAM Blocks an unkontaminiertem Dentin, als auch die MTBS nach Speichelkontamination des Dentins am unkontaminierten CAD/CAM-Block testete. Im Vergleich zur nicht-dekontaminierten Kontrollgruppe zeigte sich nach der Anwendung aller Reiniger sowohl am Dentin als auch am CAD/CAM-Block eine Verbesserung der MTBS, wobei der KATANA™ Cleaner (Kuraray, Noritake) die MTBS der Kontrollgruppe wiederherstellte [94]. Solche Reiniger vereinfachen eine Dekontamination erheblich, da sie die Anzahl der notwendigen Schritte und somit auch den zeitlichen Aufwand deutlich reduzieren.

## 7.1.4 Überprüfung der Hypothesen

1. *Eine Speichelkontamination nach dem Ätzen und vor dem Bonding führt zu geringeren Haftwerten des Dentin-Adhäsiv-Verbundes.*

Diese Hypothese kann bestätigt werden, da die Gruppen 1a)+b), in denen keine Dekontaminationsmaßnahmen erfolgten, signifikant niedrigere Haftwerte aufwiesen als die nicht kontaminierte Kontrollgruppe K ( $p < 0,05$ ).

Hinzu kommt, dass in weiteren 4 der insgesamt 8 kontaminierten Gruppen die Haftwerte deutlich schlechter ausfielen als in der Kontrollgruppe. Dieses Ergebnis stimmt mit früheren Studien zum Thema Haftwertverminderung durch Speichelkontamination überein.

2. *Ein reines Trocknen einer mit Speichel kontaminierten, geätzten Dentinfläche reicht nicht aus, um die Haftwerte zu verbessern.*

Dieser Hypothese kann ebenfalls zugestimmt werden. In den Gruppen 2a)+b), in welchen als Dekontaminationsmaßnahme lediglich ein Trocknen der Kavität mittels eines Luftpüsters erfolgte, waren die Haftwerte signifikant niedriger als in der Kontrollgruppe K ( $p < 0,05$ ). Hier zeigt sich, dass nicht nur die Feuchtigkeit, sondern auch die im Speichel vorhandenen Partikel ein Problem für die Adhäsion darstellen. Dies bestätigen die Studien von Pashley und Fritz, welche davon ausgehen, dass Proteine aus dem Speichel sich zwischen den freigelegten Dentintubuli einlagern und damit die Penetration der Dentinstruktur durch das Adhäsiv verhindern. [35,75]

3. *Die Haftwerte des Dentin-Adhäsiv-Verbundes der kontaminierten Gruppen erreichen auch mit Dekontaminationsmaßnahmen nicht die gleichen Haftwerte wie die Kontrollgruppe.*

Diese Aussage kann aufgrund der vorliegenden Daten so nicht bestätigt werden. Zwar hatten 6 der 8 kontaminierten Gruppen signifikant niedrigere Haftwerte als die Kontrollgruppe ( $p < 0,05$ ), jedoch waren die Werte der

Gruppen 3b) und 4a) vergleichbar mit denen der Kontrollgruppe K ( $p > 0,05$ ). Dies sollte eigentlich mit den erhöhten Dekontaminationsmaßnahmen in diesen Gruppen zusammen zu hängen, jedoch wurden die Gruppen 3a) und 4b) mit den gleichen Maßnahmen behandelt wiesen und deutlich niedrigere Haftwerte auf. Hätten diese beiden Gruppen vergleichbar gute Haftwerte, könnte man aussagekräftigere Schlüsse ziehen.

4. *Die Menge des in die Kavität gelangten Speichels steht in Korrelation zum Umfang der Verminderung der Haftkraft des Dentin-Adhäsiv-Verbundes.*

Diese Hypothese kann nicht bestätigt werden. Die Annahme, dass eine größere Menge Speichel zu einem höheren Haftkraftverlust führen könnte, muss somit verworfen werden. In den Gruppen 1 und 2 bestand zwischen den Mittelwerten der jeweiligen Subgruppen a) und b) kein relevanter Unterschied, zumal die Gruppe 2 b) sogar einen leicht höheren Haftwert aufwies als die Gruppe 2 a). In den Gruppen 3 und 4 bestanden zwar signifikante Unterschiede zwischen den Subgruppen a) und b) ( $p < 0,05$ ), jedoch war nur in Gruppe 4 der Haftwert der Subgruppe b) deutlich niedriger als der der Subgruppe a) ( $p < 0,05$ ). In Gruppe 3 war der Haftwert der Subgruppe b) deutlich höher als in Subgruppe a) ( $p < 0,05$ ). Somit trat nur in einer Gruppe ein signifikant niedrigerer Haftwert bei erhöhter Speichelmenge auf. Dies zeigt aber auch, dass sogar eine kleinste Menge Speichel zu einer deutlichen Verminderung der Haftkraft führt und unbedingt vermieden werden muss.

### 7.1.5 Mikrozugversuch

Bei dem hier angewandten Mikrozugversuch handelt es sich um einen seit 1994 weit verbreiteten Test zur Ermittlung der adhäsiven Haftkraft. Vor allem in Kombination mit der Untersuchung der Bruchfläche mittels REM ergibt sich eine höhere Genauigkeit als bei dem ebenfalls oft verwendeten Shear Bond Strength Test, zu Deutsch Scherversuch [69, 79]. Die Methode hat ihre Einschränkungen, da sie ein sehr statisches Testverfahren darstellt [83]. Trotzdem wird sie von der Academy of Dental Materials als derzeit bestes in-vitro-Testverfahren für Adhäsivkraft bezeichnet und gilt weithin als Standardtestverfahren dieser Art [4, 69, 74].

Durch die Stäbchenform können erstens mehr Proben aus einem Zahn gewonnen werden und zweitens sorgt die kleine Haftfläche für eine gleichmäßigere Kraftverteilung. Dies vereinfacht die Untersuchung des Haftverbundes, da bei einer kleineren Haftfläche öfter adhäsive Brüche auftreten. Bei größeren Flächen kommt es eher zu kohäsiven Brüchen, da die Haftung moderner Adhäsivsysteme sehr gut ist, was vor allem beim Macro Shear Bond Strength Test einen großen Unterschied in der Genauigkeit der Ergebnisse ausmacht. Hinzu kommt, dass in einer größeren Probe die Wahrscheinlichkeit von initial bestehenden Defekten innerhalb der Probe, wie z.B. Mikrorissen, deutlich höher ist als bei einer sehr kleinen Probe. Doch auch der Micro Shear Bond Strength Test teilt sich mit dem Macro SBST den folgenden Nachteil: die geometrische Form der Proben. Im Vergleich zur Stäbchenform beim Microtensile Bond Strength Test ist die Verteilung der Belastung bei der Sanduhrform auf der Bruchfläche ungleichmäßig und nicht vorhersagbar [5, 36]. Die geringe Größe und der geringe Durchmesser der Stäbchen ist jedoch ein Nachteil des Microtensile Bond Strength Tests, da es beim Befestigen schneller zu Verschmutzungen mit Sekundenkleber kommen kann, welche das Versuchsergebnis beeinflussen können. Außerdem sind die Stäbchen aufgrund ihrer geringen Dicke mit großer Vorsicht zu behandeln, was insgesamt den Versuchsablauf zeitlich aufwendig macht.



## **7.2 Diskussion der Ergebnisse**

Die in dieser Studie ungewöhnlich niedrigen Haftwerte der Kontrollgruppe und die nicht zufriedenstellend zu erklärenden Schwankungen der Ergebnisse der kontaminierten Gruppen könnten in einer Chargenschwankung des verwendeten Adhäsivsystems begründet sein. Eine weitere Untersuchung des Sachverhalts erscheint daher sinnvoll.

### **7.2.1 Schlussfolgerung für Praxis und klinische Relevanz**

Aus den vorliegenden Daten ergibt sich vor allem ein wichtiger Schluss: Eine Kontamination der geätzten Kavität mit Speichel sollte unbedingt vermieden werden, um einen einwandfreien Haftverbund zwischen Füllung und Zahn zu gewährleisten.

Eine verlässliche Methode zur Dekontaminierung mit herkömmlichen Maßnahmen gibt es nicht. Anhand der vorliegenden Ergebnisse lässt sich eine vorsichtige Empfehlung zu einer Dekontamination mittels Luft-Wasser-Gemisch und Alkohol geben. Aus der Literatur ergibt sich bei einer Speichelkontamination vor allem die Empfehlung zu Re-Etching und Re-Bonding, jedoch muss dabei in Betracht gezogen werden, dass eine Über-Ätzung der Zahnhartsubstanz den Haftverbund ebenfalls verschlechtern kann. Eine Dekontamination mit speziell hierfür hergestellten Reinigern, wie z.B. der KATANA™ Cleaner, scheint vielsprechende Ergebnisse zu erzielen, welche aber noch in weiteren Studien bestätigt werden müssen. Der beste Haftverbund wird immer hergestellt, wenn die zu füllende Kavität während des Ätzens, Bondings und Füllens gar nicht erst mit Speichel in Kontakt tritt. In der Praxis stehen dafür verschiedene Methoden zur Verfügung, optimalerweise erfolgt die absolute Trockenlegung jedoch mit Kofferdam. Dennoch ist die Untersuchung von Dekontaminationsmaßnahmen wichtig, da nicht jeder Patient den Kofferdam akzeptiert. Hinzu kommt, dass bei sehr tiefen Kavitäten zunächst eine Box-Elevation durchgeführt werden muss, bevor ein suffizienter Kofferdam gelegt werden kann. Durch teilweise sehr inkonsistente Ergebnisse mit dem Adhäsiv-System Syntac® Classic, die auch schon bei früheren Studien auffällig wurden, sollte kritisch hinterfragt werden, ob Syntac® Classic noch als Goldstandard der Adhäsivtechnik angesehen werden kann. Durch die

Weiterentwicklung der letzten Jahrzehnte stehen inzwischen die deutlich weniger techniksensitiv Universaladhäsive zur Auswahl, die sich auch im klinischen Alltag bewährt haben.

## **8 Zusammenfassung**

### **8.1 Ziel der Studie**

Ziel der Studie war es, die Auswirkung einer Speichelkontamination auf den Dentin-Adhäsiv-Verbund einer Kompositfüllung und die Effektivität verschiedener Dekontaminationsmaßnahmen zu untersuchen. Der Zeitpunkt der Kontamination wurde hierbei nach der Phosphorsäureätzung der Kavität und vor dem Auftragen des Bondings gewählt. Dabei wurden verschiedene Speichelmengen mit verschiedenen Dekontaminationsmaßnahmen getestet. Als Adhäsivsystem wurde Syntac® Classic, ein Vier-Schritt-Etch-and-Rinse-System, und als Füllungsmaterial Venus® Pearl benutzt.

### **8.2 Material und Methode**

Hierzu wurde zunächst in 36 kariesfreie Molaren je eine Klasse-I-Kavität mit den Maßen 4 x 4 x 4mm präpariert. Die Molaren wurden in 9 Gruppen mit je 4 Zähnen eingeteilt. In allen Gruppen kam zur Ätzung 37,5%iger Phosphorsäure, als Adhäsivsystem Syntac® Classic und als stopfbares Füllungsmaterial Venus® Pearl zum Einsatz. Der verwendete Speichel war ein 1:1:1 Mischpräparat von Speichelproben dreier verschiedener mundgesunder Probanden.

Die Gruppe K diente als Kontrolle und wurde ohne Speichelkontamination gefüllt. Die verbleibenden Zähne wurden in 4 Gruppen mit jeweils 2 Untergruppen a) und b) unterteilt, wobei bei a) 2,5 µl und bei b) 5 µl Mischspeichel nach der Schmelz-Dentin-Ätzung in die Kavität gegeben wurde. In jeder Gruppe kam eine andere Dekontaminationsmaßnahme zum Einsatz.

Gruppe 1: Keinerlei Dekontamination

Gruppe 2: Trocknen der Kavität mittels Luftpüster

Gruppe 3: Auswischen der Kavität mit Alkohol und anschließendes Trocknen

Gruppe 4: Absprühen der Kavität mit Luft-Wasser-Gemisch, Trocknen, Auswischen mit Alkohol, Trocknen

Anschließend wurden die Kavitäten mit Adhäsiv und Bonding behandelt und in Schichttechnik mit Venus® Pearl gefüllt und dann poliert. Die Inkrementstärke betrug dabei 2 mm. Aus den gefüllten Zähnen wurden mit einer Präzisions-Kreissäge Dentin-Komposit-Stäbchen von ca. 0,8 x 0,8 mm Dicke gesägt. An diesen erfolgte die Messung der maximalen Haftkraft in einer Kleinlast-Prüfmaschine. Abschließend erfolgte eine rasterelektronenmikroskopische Untersuchung der Bruchfläche des Dentinfragmentes mit Analyse der Versagensart.

### **8.3 Ergebnisse**

Innerhalb der Studie konnte festgestellt werden, dass eine Speichelkontamination immer mit einer Verminderung der Haftwerte einhergeht. Dabei spielt es keine Rolle, welche Menge an Speichel in die Kavität gelangt. Keine der untersuchten Dekontaminationsmaßnahmen führten zu einer zufriedenstellenden Wiederherstellung der Haftkraft. Es gab jedoch diesbezüglich in den Gruppen 3b) (5 µl Speichel, Auswischen der Kavität mit Alkohol und anschließendes Trocknen) und 4a) (2,5 µl Speichel, Absprühen der Kavität mit Luft-Wasser-Gemisch, Trocknen, Auswischen mit Alkohol, Trocknen) auffallend hohe Haftwerte, die einer weiteren Untersuchung bedürften. Auf keinen Fall reicht ein einfaches Trocknen einer mit Speichel kontaminierten Kavität als Dekontaminationsmaßnahme aus.

### **8.4 Praktische Schlussfolgerung**

Um die Intaktheit des Haftverbundes und damit die Langlebigkeit einer Restauration zu gewährleisten, sollte eine Speichelkontamination der Kavität nach dem Ätzen mit Phosphorsäure unbedingt vermieden werden. Eine adäquate Trockenlegung des Arbeitsfeldes ist somit ausschlaggebend für den Erfolg der Restauration. Keine der

untersuchten Dekontaminationsmaßnahmen ersetzt ein speichelfreies Arbeiten bei der angewandten Adhäsivtechnik.

## 9 Abstract

### 9.1 Objects

Aim of this study was to determine the effect of saliva contamination on bond strength between resin composite and dentin and to study the effectiveness of different decontamination protocols. The window of contamination was chosen after phosphoric acid etching and prior to adhesive application. Different amounts of saliva were tested with different decontamination procedures.

The adhesive system used was Syntac®, a 4-step-etch-and-rinse-system, and the packable composite used was Venus® Pearl.

### 9.2 Material and methods

Class-I cavities measuring 4x4x4 mm were cut in each of 36 caries-free third molars. Specimens were assigned to nine groups (n=4). All groups underwent etching with 37,5% phosphoric acid and were subsequently filled using Syntac® and Venus® Pearl.

Saliva was a 1:1:1 mixture of saliva samples from three healthy subjects. Group K acted as a control group and was filled without saliva contamination. The remaining teeth were divided into 4 groups with 2 subgroups a) and b) each; in group a) 2,5µl and in group b) 5µl of saliva mixture were applied to the cavities after the etching of enamel and dentin. Every group then underwent a different decontamination protocol.

Group 1: No decontamination

Group 2: Drying the cavity with a dental air syringe

Group 3: Wiping the cavity with alcohol and drying

Group 4: Rinsing the cavity with air-water-mixture, drying, wiping with alcohol, drying

Afterwards adhesive and bonding were applied to the cavities. Then they were filled with Venus® Pearl using layering technique and polished subsequently.

The filled teeth were cut into 0,8 x 0,8mm thick dentin-composite-beams by a microsaw. The sticks were inserted to a micro tensile tester and tested for adhesive bond strength. Dentin fragments were examined under a scanning electron microscope to determine the type of bonding failure.

### **9.3 Results**

Saliva contamination was always associated with a significant reduction of dentin bond strength ( $p < 0.05$ ). The amount of saliva inside the cavity did not have a significant influence ( $p < 0.05$ ). None of the decontamination measures examined resulted in an appropriate compensation regarding bond strength. However, there were strikingly high bond strengths in groups 3b) and 4a) that would require further investigation. Just drying a cavity contaminated with saliva never gave any sufficient decontamination.

### **9.4 Practical Conclusions**

In order to ensure a good bond to dentin, and thus the longevity of a restoration, cavity contamination with saliva after etching should always be strictly avoided. Adequate isolation of the work area is therefore crucial for the success of the restoration. None of the decontamination measures examined was able to re-establish a contamination-free situation with the adhesive technology used.

## 10 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Prof. Dr. Roland Frankenberger für die Überlassung des Dissertationsthemas und für die fortwährend freundliche und hilfreiche Betreuung. Ebenso bedanke ich mich bei Frau Petra Grimmelbein für ihre Unterstützung und Anleitung bei der Arbeit im Labor und am Rasterelektronenmikroskop.

Von ganzem Herzen bedanke ich mich für die Unterstützung meiner Familie und Freunde, sowohl während meines Studiums, als auch bei der Verfassung dieser Dissertation - und natürlich nochmal ein großes Danke meinen unermüdlichen Korrekturlesern.

## 11 Literatur

1. ALHussain H, ALUmairi K, ALZahrani M, bin Salman T, Mathew S (2017) An in vitro study of the effect of blood and saliva contamination on the bond strength of self-etch and total-etch adhesive systems to dentine. *Clin Case Rep Rev* 3(3): 1-5.
2. Ammann P, Kolb A, Lussi A, Seemann R (2013) Influence of rubber dam on objective and subjective parameters of stress during dental treatment of children and adolescents - a randomized controlled clinical pilot study. *Int J Paediatr Dent* 23: 110–115.
3. Amsler F, Peutzfeldt A, Lussi A, Flury S (2017) Long-Term Bond Strength of Self-Etch Adhesives to Normal and Artificially Eroded Dentin: Effect of Relative Humidity and Saliva Contamination. *J Adhes Dent* 19: 169–176.
4. Armstrong S, Breschi L, Özcan M, Pfefferkorn F, Ferrari M, van Meerbeek B (2017) Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength ( $\mu$ TBS) approach. *Dent Mater* 33: 133–143.
5. Armstrong S, Geraldeli S, Maia R, Raposo L H A, Soares C J, Yamagawa J (2010) Adhesion to tooth structure: a critical review of "micro" bond strength test methods. *Dent Mater* 26: 50-62.
6. Aumüller G, Wurzinger L J (Hrsg.) (2010) *Anatomie. 208 Tabellen, 2. überarb. Aufl.* Thieme, Stuttgart.
7. Bahari M, Savadi Oskoe S, Ebrahimi Chaharom M E, Molayi N (2021) The effects of different surface contaminants on the shear bond strength of a universal adhesive system to dentin: an experimental study. *J Dent Res* 15: 82–86.
8. Brauchli L, Eichenberger M, Steineck M, Wichelhaus A (2010) Influence of decontamination procedures on shear forces after contamination with blood or saliva. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 138: 435–441.
9. Buehler IsoMet 1000 Präzisionstrenner. <https://www.buehler-met.de/isoMet-1000-precision-cutter.php>.



10. Bundeszahnärztekammer (2018) Stellungnahme Amalgam/EU-Quecksilberverordnung (EU) 2017/852.
11. Bundeszahnärztekammer (2018) Positionspapier EU-Quecksilberverordnung, Verordnung (EU) 2017/852.
12. Buonocore M (1970) Adhesive sealing of pits and fissures for caries prevention, with use of ultraviolet light. *J Am Dent Assoc* 80: 324–330.
13. Buonocore M, Matsui A, Gwinnett A J (1968) Penetration of resin Dent Mater into enamel surfaces with reference to bonding. *Arch Oral Biol* 13: 61.
14. Buonocore M G (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34: 849–853.
15. Castro A S, Maran B M, Gutierrez M F, Chemin K, Mendez-Bauer M L, Bermúdez J P, Reis A, Loguercio A D (2022) Effect of Dentin Moisture in Posterior Restorations Performed with Universal Adhesive: A Randomized Clinical Trial. *Oper Dent* 47: e91-e105.
16. Chowdhury A F M A, Saikaew P, Matsumoto M, Sano H, Carvalho R M (2019) Gradual dehydration affects the mechanical properties and bonding outcome of adhesives to dentin. *Dent Mater J* 38: 361–367.
17. Cobanoglu N, Unlu N, Ozer F F, Blatz M B (2013) Bond strength of self-etch adhesives after saliva contamination at different application steps. *Oper Dent* 38: 505–511.
18. Corstjens, Paul L. A. M. Abrams W R, Malamud D (2016) Saliva and viral infections. *Periodontol 2000* 70: 93–110.
19. Da Veiga A M A, Cunha A C, Ferreira D M T P, Da Silva Fidalgo T K, Chianca T K, Reis K R, Maia L C (2016) Longevity of direct and indirect resin composite restorations in permanent posterior teeth: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 54: 1–12.
20. Dawes C, Pedersen A M L, Villa A, Ekström J, Proctor G B, Vissink A, Aframian D, McGowan R, Aliko A, Narayana N, Sia Y W, Joshi R K, Jensen S B, Kerr A R, Wolff A (2015) The functions of human saliva: A review sponsored by the World Workshop on Oral Medicine VI. *Arch Oral Biol* 60: 863–874.

21. Elkassas D, Arafa A (2016) Assessment of post-contamination treatments affecting different bonding stages to dentin. *Eur J Dent* 10: 327–332.
22. Epstein M, Emri I, Hartemann P et al (2015) The safety of dental amalgam and alternative dental restoration materials for patients and users. SCENIHR, European Commission, Luxembourg.
23. Fallahzadeh F, Atai M, Ghasemi S, Mahdkhah A (2018) Effect of rinsing time and surface contamination on the bond strength of silorane-based and dimethacrylate-based composites to enamel. *J Clin Exp Dent* 10: 1115-1122.
24. Farah R I (2019) Effect of cooling water temperature on the temperature changes in pulp chamber and at handpiece head during high-speed tooth preparation. *Restor Dent Endod* 44: 3.
25. Fazelian N, Kasraei S, Khamverdi Z (2022) Effects of C-Factor on Bond Strength of Universal Adhesives to Floor and Wall Dentin in Class-I Composite Restorations. *J Adhes Dent* 24: 2–8.
26. Felten A Wolff D (2018) Kastenelevation bei indirekten Restaurationen. *Quintessenz Zahnmedizin* 1: 8-17.
27. Ferracane J L (2011) Resin composite--state of the art. *Dent Mater* 27: 29–38.
29. Frankenberger R (2018) Adhäsiv-Fibel. Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg, 4. überarbeitete und erweiterte Auflage. Spitta, Balingen.
32. Frankenberger R, Dudek M, Koch A, Roggendorf M (2020) Ist die „Battle of the Bottles“ vorbei? *ZM - Zahnärztliche Mitteilungen* 02: 44–48.
34. Freitag M H E (2006) Wichtig aber unbeliebt: Ein Update zum Thema Kofferdam. *ZM - Zahnärztliche Mitteilungen* 01: 20–26.
35. Fritz U B, Finger W J, Stean H (1998) Salivary contamination during bonding procedures with a one-bottle adhesive system. *Quintessence Int* 29: 567–572.
36. Ghassemieh E (2008) Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries 24: 536–547.

37. Gupta N, Tripathi A M, Saha S, Dhinsa K, Garg A (2015) Effect of Saliva on the Tensile Bond Strength of Different Generation Adhesive Systems: An In-Vitro Study. Journal of clinical and diagnostic research : J Clin Diagnostic Res 9: ZC91-4.
38. Hatırlı H, Yerliyurt K (2022) Effect of Clinically Relevant Smear Layers and pH of Universal Adhesives on Dentin Bond Strength and Durability. J Adhes Dent 24: 87–94.
39. Hellwig E, Klimek J, Attin T (Hrsg.) (2010) Einführung in die Zahnerhaltung. Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie ; mit 60 Tabellen, 5. überarb. und erw. Aufl. [Nachdr.]. Dt. Zahnärzte-Verl. Köln.
40. Hiraishi N, Kitasako Y, Nikaido T, Nomura S, Burrow M F, Tagami J (2003) Effect of artificial saliva contamination on pH value change and dentin bond strength. Dent Mater 19: 429–434.
41. Hogetex Digitaler Messschieber. <https://www.hogetex.de/digitaler-messschieber>.
42. Horch H-H, Bier J, Haunfelder D, Diedrich P (Hrsg.) (2007) Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie, 4. vollst. überarb. Aufl. Elsevier Urban & Fischer, München.
43. Humphrey S P, Williamson R T (2001) A review of saliva: normal composition, flow, and function. J Prosthet Dent 85: 162–169.
44. Ivoclar Vivadent Syntac® Classic.  
<https://www.ivoclarvivadent.com/de/p/zahnarzt/produkte/adhaesive/total-etch-adhaesive/syntac>.
45. Ivoclar Vivadent (2019) Sicherheitsdatenblatt Syntac® Adhesive.
46. Ivoclar Vivadent (2019) Sicherheitsdatenblatt Syntac® Primer.
47. Iwatani K, Matsuo K, Kawase S, Wakimoto N, Taguchi A, Ogasawara T (2013) Effects of open mouth and rubber dam on upper airway patency and breathing. Clin Oral Investig 17: 1295–1299.
48. Jandt K D, Watts D C (2020) Nanotechnology in dentistry: Present and future perspectives on dental nanomaterials. Dent Mater 36: 1365–1378.

49. Jiang Q, Pan H, Liang B, Fu B, Hannig M (2010) Effect of saliva contamination and decontamination on bovine enamel bond strength of four self-etching adhesives. *Oper Dent* 35: 194–202.
50. Johnson M E, Burgess J O, Hermes C B, Buikema D J (1994) Saliva contamination of dentin bonding agents. *Oper Dent* 19: 205–210.
51. Justin R M, Paranthaman H, Rajesh A G, Varghese R P, Ranganath L M (2012) Effect of salivary contamination on the bond strength of total-etch and self-etch adhesive systems: an in vitro study. *J Contemp Dent* 13: 655–660.
52. Kawaguchi-Uemura A, Mine A, Matsumoto M, Tajiri Y, Higashi M, Kabetani T, Hagino R, Imai D, Minamino T, Miura J, Yatani H (2018) Adhesion procedure for CAD/CAM resin crown bonding: Reduction of bond strengths due to artificial saliva contamination. *J Prosthodont Res* 62: 177–183.
53. Kermanshah H, Ghabraei S, Bitaraf T (2010) Effect of salivary contamination during different bonding stages on shear dentin bond strength of one-step self-etch and total etch adhesive. *J Dent* 7: 132–138.
54. Keys W, Carson S J (2017) Rubber dam may increase the survival time of dental restorations. *Evid Based Dent* 18: 19–20.
55. Khanemasjedi M, Naseri M A, Khanemasjedi S, Basir L (2017) Comparative evaluation of shear bond strength of metallic brackets bonded with two different bonding agents under dry conditions and with saliva contamination. *J Chin Med Assoc* 80: 103–108.
56. Kim J, Hong S, Choi Y, Park S (2015) The effect of saliva decontamination procedures on dentin bond strength after universal adhesive curing. *Restor Dent Endod* 40: 299–305.
57. Kominami N, Shimada Y, Hosaka K, Luong M N, Yoshiyama M, Sadr A, Sumi Y, Tagami J (2019) The effect of flowable composite lining and dentin location on microtensile bond strength and internal fracture formation. *Dent Mater J* 38: 798–805.

58. Koppolu M, Gogala D, Mathew V B, Thangala V, Deepthi M, Sasidhar N (2012) Effect of saliva and blood contamination on the bond strength of self-etching adhesive system- An in vitro study. *J Conserv Dent* 15: 270–273.
59. Kulzer GmbH Venus® Pearl.  
[https://www.kulzer.de/de/de/zahnarzt/produkte\\_1/venus\\_1/venus\\_pearl\\_1.aspx](https://www.kulzer.de/de/de/zahnarzt/produkte_1/venus_1/venus_pearl_1.aspx).
60. Loguercio A D, Luque-Martinez I, Lisboa A H, Higashi C, Queiroz V A O, Rego R O, Reis A (2015) Influence of Isolation Method of the Operative Field on Gingival Damage, Patients' Preference, and Restoration Retention in Noncarious Cervical Lesions. *Oper Dent* 40: 581–593.
61. Luque-Martinez I V, Muñoz M A, Hass V, Sutil E, Reis A, Loguercio A D (2018) EDTA Conditioning Increases the Long-term Microtensile Bond Strength to Sclerotic Dentin Mediated by Self-etch Adhesives. *J Adhes Dent* 20: 397–403.
62. Mahn E, Rousson V, Heintze S (2015) Meta-Analysis of the Influence of Bonding Parameters on the Clinical Outcome of Tooth-colored Cervical Restorations. *J Adhes Dent* 17: 391–403.
63. Memarpour M, Shafiei F, Zarean M, Razmjoei F (2018) Sealing effectiveness of fissure sealant bonded with universal adhesive systems on saliva-contaminated and noncontaminated enamel. *J Clin Exp Dent* 10: e1-e6.
64. Miao C, Yang X, Wong M C, Zou J, Zhou X, Li C, Wang Y (2021) Rubber dam isolation for restorative treatment in dental patients. *Cochrane Database Syst Rev* 5: CD009858.
65. Mitchem J C, Gronas D G (1986) Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *J Am Dent Assoc* 113: 285–287.
66. Mobarak E H, El-Badrawy W, Pashley D H, Jamjoom H (2010) Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosthet Dent* 104: 92–97.
67. Munaga S, Chitumalla R, Kubigiri S K, Rawtiya M, Khan S, Sajjan P (2014) Effect of saliva contamination on the shear bond strength of a new self-etch adhesive system to dentin. *J Conserv Dent* 17: 31–34.

68. Munck J de, van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, van Meerbeek B (2005) A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. *J Dent Res* 84: 118–132.
69. Nagarkar S, Theis-Mahon N, Perdigão J (2019) Universal dental adhesives: Current status, laboratory testing, and clinical performance. *J Biomed Mater Res B* 107: 2121–2131.
70. Nair P, Hickel R, Ilie N (2017) Adverse effects of salivary contamination for adhesives in restorative dentistry. A literature review. *J Am Dent Assoc* 30: 156–164.
71. Nair P, Ilie N (2020) The long-term consequence of salivary contamination at various stages of adhesive application and clinically feasible remedies to decontaminate. *Clin Oral Investig* 24: 4413–4426.
72. Ott R, Vollmer H P, Krug W (2003) *Klinik- und Praxisführer Zahnmedizin*. 17.2 Grundlagen der absoluten Trockenlegung. Thieme Verlag.
73. Paschos E, Westphal J-O, Ilie N, Huth K C, Hickel R, Rudzki-Janson I (2008) Artificial Saliva Contamination Effects on Bond Strength of Self-etching Primers. *Angle Orthod* 78: 716–721.
74. Pashley D H, Carvalho R M, Sano H, Nakajima M, Yoshiyama M, Shono Y, Fernandes C A, Tay F (1999) The microtensile bond test: a review. *J Adhes Dent* 1: 299–309.
75. Pashley E L, Tao L, Mackert J R, Pashley D H (1988) Comparison of in vivo vs. in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. *J Dent Res* 67: 467–470.
76. Perdigão J, Araujo E, Ramos R Q, Gomes G, Pizzolotto L (2021) Adhesive dentistry: Current concepts and clinical considerations. *J Esthet Restor Dent* 33: 51–68.
77. Ritter A V, Sulaiman T A, Rodgers B M, Baratto-Filho F, Cunha L, Gonzaga C C, Correr G M (2019) Effect of surface treatment and cement type on dentin bonding of processed resin composite. *Am J Dent* 32: 271–275.
78. Robaski A-W, Pamato S, Tomás-de Oliveira M, Pereira J-R (2017) Effect of saliva contamination on cementation of orthodontic brackets using different adhesive systems. *J Clin Exp Dent* 9: e919-e924.

79. Sano H, Chowdhury A F M A, Saikaew P, Matsumoto M, Hoshika S, Yamauti M (2020) The microtensile bond strength test: Its historical background and application to bond testing. *Jpn Dent Sci Rev* 56: 24–31.
80. Santana F R, Pereira J C, Pereira C A, Fernandes Neto A J, Soares C J (2008) Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. *Braz Oral Res* 22: 352–357.
81. Sarkar A, Xu F, Lee S (2019) Human saliva and model saliva at bulk to adsorbed phases - similarities and differences. *Adv Colloid Interface Sci* 273: 102034.
82. Sattabanasuk V, Shimada Y, Tagami J (2006) Effects of saliva contamination on dentin bond strength using all-in-one adhesives. *J Adhes Dent* 8: 311–318.
83. Scherrer S S, Cesar P F, Swain M V (2010) Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: a critical literature review. *Dent Mater* 26: e78-93.
84. Schipper R G, Silletti E, Vingerhoeds M H (2007) Saliva as research material: biochemical, physicochemical and practical aspects. *Arch Oral Biol* 52: 1114–1135.
85. Schünke M (2018) Prometheus, 5. vollständig überarbeitete Auflage. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York.
86. SD Mechatronik GmbH Kleinlast-Prüfmaschine MDT-500. <https://sd-mechatronik.de/produkte/mdt-500/>.
87. Sheikh-Al-Eslamian S M, Panahandeh N, Najafi-Abrandabadi A, Hasani E, Torabzadeh H, Ghassemi A (2017) Effect of decontamination on micro-shear bond strength of silorane-based composite increments. *J Investig Clin Dent* 8: e12196.
88. Shibata S, Vieira L C C, Baratieri L N, Fu J, Hoshika S, Matsuda Y, Sano H (2016) Evaluation of microtensile bond strength of self-etching adhesives on normal and caries-affected dentin. *Dent Mater J* 35: 166–173.
89. Shimazu K, Karibe H, Ogata K (2014) Effect of artificial saliva contamination on adhesion of dental restorative materials. *Dent Mater J* 33: 545–550.
90. Shimazu K, Karibe H, Oguchi R, Ogata K (2020) Influence of artificial saliva contamination on adhesion in class V restorations. *Dent Mater J* 39: 429–434.

91. Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G (2017) Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Annali di stomatologia* 8: 1–17.
92. Steiner R, Edelhoff D, Stawarczyk B, Dumfahrt H, Lente I (2019) Effect of Dentin Bonding Agents, Various Resin Composites and Curing Modes on Bond Strength to Human Dentin. *Materials* 12: 3395.
93. Stewart C A, Hong J H, Hatton B D, Finer Y (2020) Antimicrobial antidegradative dental adhesive preserves restoration-tooth bond. *Dent Mater* 36: 1666–1679.
94. Takahashi K, Yoshiyama T, Yokoyama A, Shimada Y, Yoshiyama M (2022) Effect of decontamination materials on bond strength of saliva-contaminated CAD/CAM resin block and dentin. *Dent Mater J* 41(1): 134-141
95. Taneja S, Kumari M, Bansal S (2017) Effect of saliva and blood contamination on the shear bond strength of fifth-, seventh-, and eighth-generation bonding agents: An in vitro study. *J Conserv Dent* 20: 157–160.
96. Tay F R, Pashley D H, Garcia-Godoy F, Yiu C K Y (2004) Single-step, self-etch adhesives behave as permeable membranes after polymerization. Part II. Silver tracer penetration evidence. *Am J Dent* 17: 315–322.
97. Tay F R, Pashley D H, Suh B I, Carvalho R M, Itthagarun A (2002) Single-step adhesives are permeable membranes. *Journal of dentistry* 30: 371–382.
98. Ting S, Chowdhury A A, Pan F, Fu J, Sun J, Kakuda S, Hoshika S, Matsuda Y, Ikeda T, Nakaoki Y, Abe S, Yoshida Y, Sano H (2015) Effect of remaining dentin thickness on microtensile bond strength of current adhesive systems. *Dent Mater J* 34: 181–188.
99. Ting S, Chowdhury A F M A, Sun J, Kakuda S, Sidhu S K, Yoshida Y, Selimovic D, Sano H (2018) Effect of different remaining dentin thickness and long term water storage on dentin bond strength. *Dent Mater J* 37: 562–567.
100. Townsend R D, Dunn W J (2004) The effect of saliva contamination on enamel and dentin using a self-etching adhesive. *J Am Dent Assoc* 135: 895-901; quiz 1036, 1038.



101. Ülker E, Bilgin S, Kahvecioğlu F, Erkan A I (2017) Effect of saliva decontamination procedures on shear bond strength of a one-step adhesive system. *Niger J Clin Pract* 20: 1201–1205.
102. van Landuyt K L, Snauwaert J, Munck J de, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, Coutinho E, Suzuki K, Lambrechts P, van Meerbeek B (2007) Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials* 28: 3757–3785.
103. Vermelho P M, Reis A F, Ambrosano G M B, Giannini M (2017) Adhesion of multimode adhesives to enamel and dentin after one year of water storage. *Clin Oral Investig* 21: 1707–1715.
104. Vertolli T J, Martinsen B D, Hanson C M, Howard R S, Kooistra S, Ye L (2020) Effect of Deep Margin Elevation on CAD/CAM-Fabricated Ceramic Inlays. *Oper Dent* 45: 608–617.
105. Wang Y, Li C, Yuan H, Wong M C, Zou J, Shi Z, Zhou X (2016) Rubber dam isolation for restorative treatment in dental patients. *Cochrane Database Syst Rev* 9: CD009858.
106. Watts D C, Satterthwaite J D (2008) Axial shrinkage-stress depends upon both C-factor and composite mass. *Dent Mater* 24: 1–8.
107. Wu J, Zhou C, Ruan J, Weir M D, Tay F, Sun J, Melo M A S, Oates T W, Chang X, Xu H H K (2019) Self-healing adhesive with antibacterial activity in water-aging for 12 months. *Dent Mater* 35: 1104–1116.
108. Xie J, Powers J, McGuckin R (1993) In vitro bond strength of two adhesives to enamel and dentin under normal and contaminated conditions. *Dent Mater* 9: 295–299.
109. Yamauchi K, Tsujimoto A, Jurado C A, Shimatani Y, Nagura Y, Takamizawa T, Barkmeier W W, Latta M A, Miyazaki M (2019) Etch-and-rinse vs self-etch mode for dentin bonding effectiveness of universal adhesives. *J Oral Sci* 61: 549–553.
110. Yassen G H, Platt J A, Hara A T (2011) Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J Oral Sci* 53: 273–282.

111. Yazici A R, Tuncer D, Dayangaç B, Ozgünaltay G, Onen A (2007) The effect of saliva contamination on microleakage of an etch-and-rinse and a self-etching adhesive. *J Adhes Dent* 9: 305–309.
112. Yoo H M, Oh T S, Pereira P N R (2006) Effect of saliva contamination on the microshear bond strength of one-step self-etching adhesive systems to dentin. *Oper Dent* 31: 127–134.
113. Yoshida K (2018) Influence of cleaning methods on resin bonding to saliva-contaminated zirconia. *J Esthet Restor Dent* 30: 259–264.
114. Yue S, Wu J, Zhang Q, Zhang K, Weir M D, Imazato S, Bai Y, Xu H H K (2018) Novel dental adhesive resin with crack self-healing, antimicrobial and remineralization properties. *J Dent* 75: 48–57.
115. Zhang H, Li H, Cong Q, Zhang Z, Du A, Wang Y (2021) Effect of proximal box elevation on fracture resistance and microleakage of premolars restored with ceramic endocrowns. *PloS one* 16: e0252269.
116. Zhou X, Huang X, Li M, Peng X, Wang S, Zhou X, Cheng L (2019) Development and status of resin composite as dental restorative materials. *J Appl Polym Sci* 136: 48180.

## 12 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Strukturformel BisGMA.....	11
Abbildung 2: Strukturformel TEGDMA .....	11
Abbildung 3: Syntac® Classic [33] .....	32
Abbildung 4: Venus® Pearl [47] .....	32
Abbildung 5: Versuchsaufbau der Studie .....	34
Abbildung 6: IsoMet™ 1000 Precision Saw [8] .....	35
Abbildung 7: Schematische Darstellung Komposit-Dentin-Stäbchen mit und ohne Dentinfahne .....	37
Abbildung 8: Schematische Darstellung Komposit-Dentin-Stäbchen und Grundfläche	38
Abbildung 9: Schieblehre der Firma Hogetex [30] .....	37
Abbildung 10: Kleinlast-Prüfmaschine [69] .....	38
Abbildung 11: Aktivatorspray und Sekundenkleber .....	39
Abbildung 12: Schematische Darstellung eines eingespannten Stäbchens.....	40
Abbildung 13: Kraft-Weg-Diagramm Stäbchen 4, Zahn 4, Gruppe 3b).....	40
Abbildung 14: Übersichtsaufnahme des Probenhalters der Gruppe 3b).....	42
Abbildung 15: Quantitative prozentuale Auswertung des Versuchs .....	45
Abbildung 16: Diagramm zur Darstellung der Mittelwerte und deren Standardabweichungen in den jeweiligen Versuchsgruppen .....	46
Abbildung 17: Bruchfläche eines Dentinstäbchens aus Kontrollgruppe K mit adhäsivem Versagen; links in 250-facher und rechts in 1000-facher Vergrößerung .....	48
Abbildung 18: Bruchfläche eines Dentinstäbchens aus Kontrollgruppe K mit kohäsivem Versagen innerhalb der Kompositschicht; links in 250-facher und rechts in 1000-facher Vergrößerung.....	49
Abbildung 19: Bruchfläche eines Stäbchens aus Gruppe 1b) mit adhäsivem Versagen; links in 250-facher und rechts in 1000-facher Vergrößerung .....	50
Abbildung 20: Bruchfläche eines Stäbchens aus Gruppe 2a) mit adhäsivem Versagen; oben in 250-facher und unten in 1000-facher Vergrößerung.....	51
Abbildung 21: Bruchfläche eines Stäbchens aus Gruppe 3a) mit kombiniert kohäsiv-adhäsivem Versagen; oben in 250-facher und unten in 1000-facher Vergrößerung. ...	52

Abbildung 22: Bruchfläche eines Stäbchens aus Gruppe 3b) mit adhäsivem Versagen; oben in 250-facher und unten in 1000-facher Vergrößerung.....	53
Abbildung 23: Bruchfläche eines Dentinstäbchens aus Gruppe 4a) mit adhäsivem Versagen; oben in 250-facher und unten in 1000-facher Vergrößerung.....	54
Abbildung 24: Bruchfläche zweier Dentinstäbchen aus Gruppe 4 b); oben: adhäsives Versagen und unten: kombiniert kohäsiv-adhäsives Versagen; links in 250-facher und rechts in 1000-facher Vergrößerung .....	55

## 13 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Anatomie der großen Speicheldrüsen [31, 69].....	21
Tabelle 2: Übersicht Studien zur Speichelkontamination nach Nair et al 2017 (Shear Bond und Micotensile) .....	25
Tabelle 3: Inhaltsangaben von Syntac® Classic [33–35].....	32
Tabelle 4: Quantitative tabellarische Auswertung des Versuchs.....	44
Tabelle 5: Qualitative Auswertung des Versuchs.....	46

## 14 Verzeichnis der akademischen Lehrer

Althaus, Arweiler, Auschill, Braun, Cetin, Feuser, Fischer, Frankenberger, Gente, Glörfeld, Hellak, Himpel, Hoch, Höffken, Jablonski-Momeni, Korbmacher-Steiner, Kroh, Lill, Lotzmann, Mengel, Milani, Mittag, Moll, Mutters, Neff, Neumüller, Nonnenmacher, Pieper, Plant, Ramaswamy, Richter, Roggendorf, Steininger, Suske, Weber, Weihe, Westermann, Worzfeld, Wrocklage