

AUS DEM MEDIZINISCHEN ZENTRUM FÜR ZAHN-, MUND-
UND KIEFERHEILKUNDE

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg und des Universitätsklini-
kums Gießen und Marburg GmbH, Standort Marburg Geschäftsführender Direktor:
Prof. Dr. R. Frankenberger

- ABTEILUNG POLIKLINIK FÜR ZAHNERHALTUNG -

Direktor: Prof. Dr. R. Frankenberger

**Randqualität unterschiedlicher Füllungsmaterialien bei
Klasse-II-Kavitäten in vitro**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Medizin

der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt

von

Milad Kazemi

aus Mörfelden-Walldorf

Marburg/Lahn 2023

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am:
05.12.2023

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin

Dekanin: Frau Prof. Dr. D. Hilfiker-Kleiner

Referent: Herr Prof. Dr. R. Frankenberger

1. Korreferent: Herr Prof. Dr. T. Auschill

Diese Arbeit ist all denen gewidmet, die mich bisher auf meinem Weg begleitet haben und immer eine Stütze für mich waren.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	3
2.1	Komposite	3
2.1.1	Aufbau und Zusammensetzung	3
2.1.2	Organische Matrix	3
2.1.2.1	Initiatoren	4
2.1.2.2	Stabilisatoren	4
2.1.2.3	Pigmente	4
2.1.3	Disperse Phase	5
2.1.3.1	Konventionelle Makrofüller	5
2.1.3.2	Homogene Mikrofüllerkomposite	6
2.1.3.3	Inhomogene Mikrofüllerkomposite	6
2.1.3.4	Hybridkomposite	7
2.1.3.5	Nanofüllerkomposite	7
2.1.4	Verbundphase	8
2.2	Bulk-Fill-Komposite	8
2.3	Glasionomorzemente	9
2.4	Haftmechanismen im Schmelz und im Dentin	11
2.4.1	Die Adhäsivtechnik	11
2.4.2	Die Schmelzhaftung	11
2.4.3	Die Dentinhaftung	12
3	Fragestellungen	14
4	Material und Methode	15
4.1	Studienaufbau	15
4.2	Probenherstellung	17
4.2.1	Vorbereitung und Lagerung der Zähne	17
4.2.2	Präparationsvorgaben	17
4.2.3	Anwendung der SÄT/DÄT und Adhäsivtechnik	20
4.2.4	Anlegen der Matrizensysteme	23
4.2.5	Legen der Füllungen	25
4.3	Replikaherstellung	28
4.3.1	Abformung und Herstellung	28
4.4	Thermische Wechselbelastung	30
4.5	Kausimulation	31
4.6	REM-Untersuchung	32
4.6.1	Vorbereitung der Epoxidharz-Replikas	32

4.6.2	Auswertung der REM-Aufnahmen	33
4.7	Statistische Analyse.....	35
4.8	Statistische Testverfahren	36
4.8.1	Kolmogorov-Smirnov-Test	36
4.8.2	Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test	36
4.8.3	Mann-Whitney-U-Test.....	36
4.8.4	Korrekturverfahren der α -Fehler-Inflation.....	36
5	Ergebnisse.....	38
5.1	Randspaltanalyse initial vor thermomechanischer Belastung.....	39
5.1.1	Initial Schmelz.....	39
5.1.2	Initial Dentin	40
5.2	Randspaltanalyse terminal nach thermomechanischer Belastung.....	41
5.2.1	Terminal Schmelz	41
5.2.2	Terminal Dentin	42
6	Diskussion.....	44
6.1	Diskussion Material und Methodik	44
6.1.1	Auswahl und Lagerung der Probenzähne.....	44
6.1.2	Vorbereitung und Füllung der Probenzähne	45
6.1.3	In-vitro geführte Studie	46
6.1.4	Thermomechanische Belastung	46
6.1.5	Rasterelektronenmikroskopische Analyse	48
6.2	Diskussion der Ergebnisse	48
6.2.1	Ergebnisse Schmelz- und Dentinhaftung vor TML.....	49
6.2.2	Ergebnisse Schmelz- und Dentinhaftung nach TML.....	50
6.3	Schlussfolgerung	56
7	Zusammenfassung	59
7.1	Ziel der Studie.....	59
7.2	Material und Methode	59
7.3	Ergebnisse.....	60
7.4	Schlussfolgerung	60
8	Summary.....	61
8.1	Objectives.....	61
8.2	Material and methods	61
8.3	Results.....	61
8.4	Conclusion	62
9	Literaturverzeichnis.....	63
10	Verzeichnis der akademischen Lehrer/-innen	78
11	Danksagung	79

Abkürzungsverzeichnis

Aqua-Dest.	Destilliertes Wasser
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
DÄT	Dentinätztechnik
EGDMA	Ethyleneglykol-dimethylacrylate
GIZ	Glasionomerezement
HEMA	Hydroxyethylmethacrylate
REM	Rasterelektronenmikroskop
SÄT	Schmelzätztechnik
SDR	Smart-Dentin-Replacement
TEGDMA	Triethylenglykol-dimethacrylat
TML	Thermo-mechanical-loading

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Gruppeneinteilung der Versuchsreihen der vorliegenden Studie.....	16
Tabelle 2: Statistische Auswertung der vorliegenden Studie. Die signifikanten Unterschiede werden durch die Subgruppen A-D repräsentiert.	38

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Approximalansicht eines Probenzahnes auf die dentinbegrenzte Präparation.....	18
Abbildung 2: Okklusalsicht eines Probenzahnes nach erfolgter Präparation nach Vorgabe	19
Abbildung 3: Approximalansicht eines Probenzahnes auf die schmelzbegrenzte Präparation.....	20
Abbildung 4: Beispiel der Schmelzätzung eines Probenzahnes für 15 s	21
Abbildung 5: Beispiel der anschließenden Dentinätzung für weitere 15 s	22
Abbildung 6: Das verwendete Adhäsivsystem für die vorliegende Studie (Syntac® Classic).....	23
Abbildung 7: Okklusalsicht eines Probenzahnes nach angelegter Tofflemire-Matritze	24
Abbildung 8: Approximalansicht eines Probenzahnes nach angelegter Tofflemire-Matritze	25
Abbildung 9: Approximalansicht eines Probenzahnes nach erfolgter Füllung auf die schmelzbegrenzte Füllungsfläche	26

Abbildung 10: Approximalansicht eines Probenzahnes nach erfolgter Füllung auf die dentinbegrenzte Füllungsfläche	27
Abbildung 11: Okklusalansicht eines Probenzahnes nach erfolgter Füllung	28
Abbildung 12: Abformung eines Probenzahnes in einem Flaschendeckel	30
Abbildung 13: Der verwendete Thermocycler für die vorliegende Studie (THE 1100/1200, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland)...	31
Abbildung 14: Der verwendete Kausimulator für die vorliegende Studie (CS-4, Fa. 3D Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland)	32
Abbildung 15: Beispiel für ein befestigten Epoxidharz-Replika auf einem Metallträger für die REM-Analyse.....	33
Abbildung 16: Beispiel für eine REM-Übersichtsaufnahme in 24-facher Vergrößerung	34
Abbildung 17: Beispiel für eine REM-Detailaufnahme in 200-facher Vergrößerung und sichtbaren Füllungsrand	35
Abbildung 18: Säulendiagramm: Zusammenfassung der Ergebnisse für die Schmelz- und Dentinhaftung vor und nach TML für alle Gruppen.....	39
Abbildung 19: Säulendiagramm: Ergebnisse vor TML für Schmelz und Dentin	41
Abbildung 20: Säulendiagramm: Ergebnisse nach TML für Schmelz und Dentin	43

1 Einleitung

In der modernen Zahnmedizin haben sich über die letzten Jahrzehnte viele Möglichkeiten etabliert, um Zahnsubstanzdefekte direkt zu versorgen. Während noch zu Beginn Amalgam- und Goldrestorationen vermehrt zum Einsatz kamen, setzen sich heute vor allem zahnfarbene Komposit Restorationen durch [117,132,155]. Dies liegt zum einen begründet in der Tatsache, dass Patienten ihren Fokus immer mehr an die Ästhetik richten, aber auch vor der Möglichkeit einer Intoxikation durch Amalgam, weshalb neben der Ästhetik auch die Biokompatibilität immer mehr an Bedeutung gewinnt [68,104,159]. Der steigende Goldpreis und der damit verbundene finanzielle Aspekt führen ebenfalls dazu, dass das biokompatible Gold immer weniger als Restauration zum Einsatz kommt [48]. Aber auch weitere biokompatible Alternativen, wie Glasionomere, sind zu spröde und daher nicht in der Lage, den auftretenden Kaukräften auf Dauer genügend Widerstand zu leisten [66,94].

Aufgrund der beschriebenen Fakten lässt sich heute festhalten, dass über 95 % der Frontzahnrestorationen und mehr als die Hälfte aller Seitenzahnrestorationen mittels Komposite direkt versorgt werden [137]. Bowen gelang es erstmals 1962, Komposite als Ersatz für metallische Restorationen einzuführen [21]. Von diesem Zeitpunkt an wurden durch stetige Weiterentwicklungen immer modernere Komposite mit besseren Eigenschaften auf den Markt gebracht. Erst durch die von Buonocore beschriebene Säure-Ätz-Technik, konnten Komposit-Füllungen im Schmelzbereich erfolgreich gelegt werden [25]. Für größere Probleme sorgte aber vor allem der Verbund zum Dentin, welche jedoch durch die Einführung der Adhäsive bewältigt wurde [61,152]. Der große Vorteil von Kompositen im Vergleich zu nicht-adhäsiv befestigten Materialien, liegt im defektorientierten und substanzschonenden Abtrag des Zahnes, da die Haftung über das Adhäsiv erfolgt und keine mechanische Verankerung angelegt werden muss [123].

Zudem erhält der Zahn eine stabilisierende Wirkung durch das Kleben mittels Adhäsivsystems, während zuvor durch das Pressen des Amalgams in die Kavität, der Zahn einem erhöhten Druck und Frakturrisiko ausgesetzt war [47]. Doch die Anwendung der Komposite ist im Vergleich techniksensitiver und teurer und birgt die Gefahr von Haftverlusten bei falscher Anwendung [88].

Eines der größten Hürden stellt jedoch die Polymerisationsschrumpfung dar. Die Volumenreduktion kann dabei von 1,5 % bis 5 % reichen [19] und aufgrund des Schrumpfstresses zu weiteren Problemen führen, wie Randspalten zwischen Restauration und Zahn [86], Zahnschmelzfrakturen [112], sowie Sekundärkaries [98]. Einfluss auf die Polymerisationsschrumpfung nimmt auch der C-Faktor, der im Zusammenhang mit der Kavitätenform steht [41] und das Verhältnis von gebundener Restaurationsoberfläche zu nicht gebundener Restaurationsoberfläche darstellt. Das Schichten von Komposit in einem günstigen C-Faktor Verhältnis durch mehrere kleinen Inkremente vermindert die Polymerisationsschrumpfung und führt zu einer besseren Haftung [40]. Um das Ganze zu vereinfachen wurden Bulk-Fill-Komposite auf dem Markt gebracht, die es dem Behandler ermöglichen sollen, Füllungen in einer Schicht zu legen, um so auf eine aufwändige Schichttechnik verzichten zu können [146]. Gegenstand heutiger Forschungen ist daher die Entwicklung von Kompositen mit geringeren Schrumpfungswerten [97].

Ziel dieser In-vitro-Studie war es, eine Randspaltanalyse hinsichtlich unterschiedlichen Haftverbundes im Schmelz und Dentin durchzuführen. Untersucht wurden dabei verschiedene Füllungsmaterialien, sowie die Anwendung unterschiedlicher Schichtstärken in Klasse-II-Kavitäten unter Verwendung des Adhäsivsystems Syntac Classic (Ivoclar Vivadent).

2 Literaturübersicht

2.1 Komposite

Im Allgemeinen versteht man unter dem Begriff Komposite einen zusammengesetzten Werkstoff. In der Zahnmedizin werden damit zahnfarbene und plastisch verformbare Füllungswerkstoffe bezeichnet, die unter Zufuhr von Energie oder über eine chemische Reaktion aushärten. Zu den Hauptbestandteilen werden die organische Matrix, die disperse Phase (Füllkörper) und die Verbundphase gezählt [65]. Die ersten Komposite in der Zahnmedizin waren Methacrylate, welche vorwiegend im Frontzahnbereich zur Anwendung kamen und bei Mundtemperatur aushärteten. Aufgrund der geringen Abrasionsstabilität, der hohen Polymerisationsschrumpfung, der ungenügenden Farbstabilität und der pulpatoxischen Wirkung, wurde die Suche nach einem besseren Material ausgeweitet [65]. Das gelang durch die Einführung von Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA), durch den Zahnarzt Dr. Bowen im Jahre 1962 [21], welches auch bis heute den Hauptbestandteil moderner Komposite bildet [47].

2.1.1 Aufbau und Zusammensetzung

2.1.2 Organische Matrix

Die organische Matrix setzt sich zusammen aus verschiedenen Bestandteilen, dazu zählen Monomere, Stabilisatoren, Initiatoren, Pigmente und weitere Additiva. Zur vereinfachten Darstellung der Monomere, bei welchen es sich um mehrfunktionelle Methacrylate handelt, nimmt man die Grundformel MA-R-MA zur Hilfe. Das R bildet dabei die Zwischenkette, das aus aromatischen Ringen, aliphatischen Ketten, Polyäther oder Urethanpräpolymeren besteht. Das MA wiederum steht für die reaktionsfreudigen Methacrylat-Reste. Entscheidend für die mechanischen Eigenschaften ist vor allem das zentrale Zwischenglied (R). Bei langkettigen Zwischengliedern zeigen sich geringere Werte in der Schrumpfung als bei kurzkettigen Gliedern. Die Anzahl der Sauerstoffatome oder der vorhandenen Hydroxylgruppen spiegelt sich in der Fähigkeit der Wasseraufnahme wider.

Diese fällt umso höher aus, je mehr Sauerstoffatome oder Hydroxylgruppen vorhanden sind. Mit der Länge der Molekülkette nimmt auch die Viskosität zu,

weshalb häufig Zusätze in Form von Verdünnungsmolekülen eingesetzt werden. Zu den bekanntesten Vertretern zählen dabei das Triethylenglykol-dimethacrylat (TEGDMA) und das Ethyleneglykol-dimethylacrylate (EGDMA). Aufgrund ihrer Kurzkettigkeit führen diese jedoch wieder zu höheren Schrumpfungswerten [65].

2.1.2.1 Initiatoren

Die Initiatoren spielen bei der Polymerisierung eine bedeutende Rolle. Dafür müssen im ersten Schritt die Initiator-Moleküle durch eine chemische oder physikalische Aktivierung, in energiereiche Radikale zerfallen. Im nächsten Schritt gehen die entstandenen Radikale mit den Doppelbindungen der Monomere eine Reaktion ein und es kommt zur Bildung von Polymerketten. Dabei lässt sich festhalten, dass mit steigender Reaktionsfreudigkeit der Initiatoren ein höherer Polymerisationsgrad erreicht wird und somit auch bessere Eigenschaften der Kompositmatrix [65]. Unter den Initiatoren ist Kampherchinon, zusammen mit seinem Akzelerator, bestehend aus einem aliphatischen tertiären Amin, am häufigsten im Gebrauch in dentalen Kompositen [90]. Dabei handelt es sich um einen Photoinitiator, welcher sichtbares blaues Licht mit einer Wellenlänge von 468 nm absorbiert und aktiviert [47]. Akzeleratoren dienen der schnelleren Aushärtung des Komposits und unterstützen dabei die Ausbildung freier Radikale [20].

2.1.2.2 Stabilisatoren

Bei den Stabilisatoren, welche auch als Inhibitoren bezeichnet werden, handelt es sich meistens um sterische Phenole, welche in der Lage sind durch eine vorzeitige Reaktion mit den freien Radikalen der Monomere eine Reaktion einzugehen. Damit verhindern sie eine vorzeitige Polymerisation und die Komposite werden dadurch Lagerungsfähig [65]. Zudem erhält der Zahnarzt durch die Beimischung von Inhibitoren eine längere Verarbeitungszeit [20].

2.1.2.3 Pigmente

Durch die Beimischung von anorganischen und organischen Pigmenten, können Zahnärzte auf eine große Palette von Farben zugreifen [65]. Durch eine homogene Verteilung der Farbpigmente (Korngrößen von 0,01 μm bis 1 μm) innerhalb der Matrix können neben der Farbe auch die Transparenz, die Opazität als auch

Fluoreszenz nach Bedarf verändert werden. Aufgrund der unterschiedlichen Anforderungen, die an Pigmente gestellt werden, wie z.B. der Biokompatibilität oder Farbstabilität, werden bevorzugt organische Pigmente eingesetzt [75].

2.1.3 Disperse Phase

Zur Verbesserung der Materialeigenschaften der Komposite werden der Matrix anorganische Füllkörper zugefügt. Dazu zählen Stoffe wie Quarz, Keramik und Siliziumdioxid [65]. Werte wie Zug-, Druck-, Abrasions- und Biegefestigkeit werden erhöht, während die Werte für die Polymerisationsschrumpfung, der Wasseraufnahme und der thermischen linearen Expansionskoeffizienten sinken [65,74]. Durch das Beimischen von Schwermetallen, wie Bariumsulfat oder Strontium, kann zudem eine Radioopazität erreicht werden [59]. Anhand der Größe, Form und Verteilung der Partikel lassen sich die Komposite in vier Gruppen klassifizieren:

1. Konventionelle Makrofüllerkomposite
2. Homogene Mikrofüllerkomposite
3. Inhomogene Mikrofüllerkomposite
4. Hybridkomposite [93]

2.1.3.1 Konventionelle Makrofüller

Bei den Makrofüllern handelt es sich um rein anorganische splitterförmige Partikel, deren Füllergröße sich in einem Rahmen von 0,1 μm bis 100 μm befinden und einen Füllstoffgehalt von 75 Gew.-% aufweisen. Häufig kommen jedoch Makrofüller mit einer Partikelgröße von 5 μm bis 10 μm zum Einsatz [65]. Aufgrund der Größe der Makrofüller kann es zum Herausbrechen der Partikel aus der Kompositmatrix kommen. Das ist bedingt durch die unterschiedliche Härtedifferenz zwischen Füllkörper und Matrix und der gleichzeitigen Hydrolyse der Verbundphase. Daraus ergibt sich eine schlecht polierbare und raue Kompositoberfläche, die eine Anlagerung von Plaque fördert, sowie eine fortschreitende Abrasion begünstigt [65]. Durch einen höheren Füllgrad können neue Makrofüller mit kleineren Partikeln, geringere Schrumpfungswerte, eine geringere Wasseraufnahme,

sowie einen geringeren thermischen Expansionskoeffizienten nachweisen [65]. Doch auch hier lässt sich keine akzeptable Polierbarkeit erzielen und zudem zeigt sich ein erhöhter Verschleiß, weshalb der Einsatz dieser Materialien heute nicht mehr erfolgt [47,89].

2.1.3.2 Homogene Mikrofüllerkomposite

Die Partikelgröße von Mikrofüllerkompositen liegt bei unter 1 μm [65]. Vorteil dieser kleinen Partikelgröße liegt vor allem in der guten Polierbarkeit und der daraus resultierenden homogenen Oberfläche, wodurch das Material auch eine hohe Abrasionsfestigkeit erhält. Das rührt daher, da die Partikel der Mikrofüller kleiner sind als die Wellenlänge des sichtbaren Lichts [93]. Der Nachteil der homogenen Mikrofüller liegt im niedrigen Füllstoffgehalt von ca. 50 % und der großen spezifischen Oberfläche (50-400 m^2/g), da es durch die Erhöhung des Füllstoffanteils gleichzeitig die Viskosität der Kompositmatrix steigert. Zudem nimmt es einen negativen Einfluss auf die Werte bezüglich der Polymerisationsschrumpfung, der Biegefestigkeit und der Elastizität [65].

2.1.3.3 Inhomogene Mikrofüllerkomposite

Inhomogene Mikrofüllerkomposite wurden auf den Markt gebracht, um die zuvor genannten Nachteile bei homogenen Mikrofüllerkompositen auszugleichen und gleichzeitig einen akzeptablen Füllstoffgehalt von 70-80 % zu realisieren [65]. Um das zu ermöglichen, werden bei der Herstellung neben den Mikrofüllern zusätzlich Vorpolymerisate der organischen Matrix beigemischt. Diese Vorpolymerisate können in Form und Größe variieren und werden in Splitterförmige (\varnothing 1-200 μm), Kugelförmige (\varnothing 20-30 μm) und Agglomerierte (\varnothing 1-25 μm) unterteilt [93]. Die Form nimmt zudem Einfluss auf die Eigenschaften der Komposite [72]. Die Splitterförmigen zeigen beispielsweise unter Kaubelastung an den Füllungsrandern Rissbildungen, was den Einsatz im Seitenzahnggebiet einschränkt [65]. Dafür eignen sie sich für den Einsatz im Frontzahnggebiet und zur Versorgung von Zahnhalsdefekten aufgrund Ihrer guten Polierbarkeit und Ästhetik, weshalb sie auch heute noch zur Anwendung kommen [47].

2.1.3.4 Hybridkomposite

Bei den Hybridkompositen handelt es sich um eine Kombination aus Makrofüllern, welche einen Anteil von 85-90 Gew.-% ausmachen und Mikrofüllern mit einem Anteil von 10-15 Gew.-%, dadurch kann ein Gesamtfüllstoffgehalt von 85 Gew.-% erreicht werden. Ziel ist es, die positiven Eigenschaften beider Materialien zu vereinen [65]. In Abhängigkeit ihrer Partikelgröße können die Hybridkomposite (unter 10 μm) weiter unterteilt werden in Feinpartikelhybridkomposite (3-5 μm), Feinstpartikelhybridkomposite (bis 3 μm) und Submikrometerhybridkomposite (unter 1 μm) [65]. Die Röntgenopazität lässt sich durch Zusätze wie Barium oder Strontium herstellen [136]. Die Hybridkomposite können dank ihrer positiven Eigenschaften, dazu zählen beispielsweise die gute Polierbarkeit in Kombination mit der guten Abrasionsfestigkeit, sowohl in Frontzahn- als auch Seitenzahnbereichen eingesetzt werden. Daher werden Hybridkomposite im Allgemeinen auch als Universalkomposite bezeichnet [42].

2.1.3.5 Nanofüllerkomposite

Die neuesten Entwicklungen im Bereich der Komposite wurden durch die Nanotechnologie angetrieben. Dadurch können Partikelgrößen von 5 bis 100 Nm realisiert werden, die man als Nanomere bezeichnet und im Vergleich zu konventionell hergestellten Kompositen auch neue Eigenschaften hervorbringen [125]. Nanofüllerkomposite können einen hohen Füllstoffgehalt erreichen, der dem der Hybridkomposite entspricht, da die Nanomere nicht agglomerieren [39]. Die Herstellung der Nanopartikel kann dabei über 2 Wege erfolgen. Werden die Nanopartikel über die Zerkleinerung von größeren Partikeln gewonnen, spricht man von der „top-down“ Methode. Bei der „bottom-up“ Methode erfolgt die Erzeugung über eine kontrollierte Flammenpyrolyse oder Sol-Gel-Kristallisation [46].

Ein Teil der Nanomere organisiert sich zudem zu Nanoclustern zusammen, mit einer Größe von 0,6 bis 1,4 μm [96]. Nanofüller mit einem hohen Anteil an Nanoclustern zeigen dabei eine sehr gute Polierbarkeit und eine homogene Oberfläche [130]. Damit eignet sich der Einsatz von Kompositen mit Nanofüllern aufgrund ihrer geringeren Polymerisationsschrumpfung [60], ihrer guten Ästhetik, sowie ihrer hohen mechanischen Stabilität, im Front-, als auch Seitenzahnbereich [56].

2.1.4 Verbundphase

Eine entscheidende Rolle für die Stabilität des Materials spielt der chemische Verbund zwischen dem Füllstoff und der organischen Matrix [65]. Die Problematik hierbei ergibt sich aus einer Wechselwirkung zwischen der hydrophilen Oberfläche der anorganischen Füllstoffe und der hydrophoben organischen Matrix, die keine Verbindung beider Materialien ermöglicht [75]. Erst durch den Prozess der Silanisierung, welche in der Regel über 3-Methacryloyloxypropyltrimethoxysilan als Silanisierungsmittel erfolgt, kann eine Verbindung hergestellt werden. Bestandteil der Silanisierung ist die Hydrophobierung des anorganischen Füllstoffs, sowie die anschließende Polymerisation der bifunktionalen Silane über Methacrylsäurereste an das Monomer [65].

Es ergeben sich verbesserte Eigenschaften, wie die Reduktion der Wasseraufnahme aufgrund der Erhöhung des Füllgrads [76], die Erhöhung der Werte für Biege- und Scherfestigkeit, sowie des Elastizitätsmoduls [70]. Als Nachteil lässt sich jedoch festhalten, dass sich der Verbund zwischen der organischen Matrix und des anorganischen Füllstoffs jederzeit durch eine saure Hydrolyse lösen lässt. Das führt durch den Füllkörperverlust zu höheren Verschleißwerten des Materials [65].

2.2 Bulk-Fill-Komposite

Die Einführung der Bulk-Fill-Komposite in der Dentalbranche, vereinfachte und beschleunigte die Anwendung von Kompositen in der direkten Versorgung von Kavitäten. Diese erlauben aufgrund ihrer hohen Transluzenz das Legen von 4 bis 5 mm Schichtstärken, sodass in einem Schritt gefüllt und abschließend photopolymerisiert werden kann [6,139]. Die Unterteilung der Bulk-Fill-Komposite erfolgt in eine niedrigviskose Gruppe und eine hochviskose Gruppe [149]. Bei der Verwendung eines niedrigviskosen Bulk-Fill-Komposit wird empfohlen, aufgrund der geringen mechanischen Stabilität, eine zusätzliche Deckschicht mit einem konventionellen Komposit zu legen. Die Bulk-Fill-Komposite, aus der Gruppe der hochviskosen, sind zwar indiziert zur alleinigen Verwendung, jedoch gestaltet sich die Adaption des Komposites an die Kavitäten-Wände, aufgrund der hohen Viskosität, als schwierig [71,141]. Es konnte gezeigt werden, dass die niedrigviskosen Bulk-Fill-Komposite im Vergleich zu konventionellen Kompositen,

schlechtere Werte bezüglich der mechanischen Stabilität aufweisen [71], während die hochviskosen Bulk-Fill-Komposite ähnliche Ergebnisse liefern [121]. Der Schrumpfstress stellt dabei eines der größten Hürden dar, wenn es darum geht, große Schichten Komposit auf einmal zu legen. Diese entsteht beim Abbinden des Komposit, durch die Polymerisationskontraktion und kann im klinischen Verlauf zu weiteren Problemen führen, wie Sekundärkaries, postoperative Hypersensibilitäten und Haftverlusten [42,115]. Um den Schrumpfstress zu reduzieren, wurden den Bulk-Fill-Kompositen modifizierte Monomere und Modulatoren mit einem hohen Molekulargewicht beigemischt [140]. Das führt zu einer Reduktion der Polymerisationsschrumpfung von bis zu 70 % [57]. Damit eine hohe Durchhärtungstiefe erreicht werden kann, müssen die Komposite eine hohe Transluzenz aufweisen.

Diese wird erreicht über die Reduzierung des Anteils an Füllkörpern, sowie durch die Verwendung von Füllkörpern mit einem Brechungsindex, die dem der organischen Matrix ähnelt [135]. Es kommt zu einer Verminderung der Lichtbrechung innerhalb der Matrix. Aber auch die Kombination aus größeren Füllkörpern, bei gleichem Füllkörperanteil oder die Verwendung von Nano-Füllkörpern haben denselben Effekt. Letzteres sorgt aufgrund seiner Partikelgröße, die kleiner ist als die Wellenlänge des Lichts, zur Reduktion der Lichtstreuung [71]. In Bezug auf die Ästhetik zeigen sich zumindest für den Einsatz im Seitenzahnbereich ausreichende Ergebnisse, jedoch fallen sie im Vergleich zu konventionellen Kompositen schlechter aus [29]. Durch mehrere Studien konnte gezeigt werden, dass der Einsatz von Bulk-Fill-Kompositen eine gute Alternative zu den konventionellen Kompositen darstellt [13,147,154].

2.3 Glasionomerkemente

Bei den Glasionomerkementen handelt es sich um Verbindungen, bestehend aus Aluminium-Silikatgläsern und Polyalkensäuren, welche 1972 durch Wilson und Kent auf den Markt gebracht worden sind [158]. Die Abbindung des Materials erfolgt über eine Säure-Base-Reaktion, bei dem zuvor die Bestandteile in einem wässrigen Milieu miteinander vermischt, dadurch aktiviert und anschließend zur Aushärtung gebracht werden [38]. Dabei findet die Reaktion der Aushärtung in zwei Phasen statt. In der primären Phase kommt es zu einer ersten Gelbildung

durch die Ionisierung des instabilen Calciumpolycarboxylats. Die sekundäre Phase erfolgt im Anschluss und ist charakterisiert durch die Bildung eines stabilen Aluminium-Polycarboxylatkomplexes. Es entsteht ein mehrfunktionelles, dreidimensional vernetztes Material [67,129]. Die Glasionomere zementen bringen viele Vorteile mit sich. Eine davon zeigt sich in der chemischen Schmelz- und Dentinhaftung [145], welche jedoch im Vergleich zu Restaurationen die mit moderneren Adhäsivsystemen eingesetzt werden, als geringer zu bewerten ist [100,102,142]. Ein weiterer großer Vorteil der Glasionomere zementen im Vergleich zu anderen Füllungsmaterialien liegt in der kontinuierlichen Fluoridabgabe [1]. Die Konzentration der Fluoridabgabe ist zu Beginn am höchsten und nimmt mit Länge der Tragedauer fortlaufend ab [33].

Es besteht jedoch die Möglichkeit durch externe Zufuhr über z.B. fluoridhaltige Zahnpasten oder Spülungen, die Fluoridkonzentration der gelegten GIZ-Füllung aufrechtzuerhalten, da sie die Fähigkeit besitzen sich mit Fluorid wieder aufzuladen [63]. Durch die Fluoridabgabe besitzen GIZ den Vorteil eine remineralisierende Wirkung auf die Zahnhartsubstanzen auszuüben [78], zudem wird die Bildung einer Sekundärkaries verringert, durch die Hemmung des bakteriellen Wachstums [82]. Im Vergleich zu Kompositen können GIZ-Füllungen mit weniger Aufwand in einer Schicht und unter relativer Trockenlegung gefüllt werden, was vor allem Vorteile beim Versorgen der Patienten in der Kinderzahnheilkunde bringt. Mit Blick auf die kurze Verweildauer der Milchzähne, können diese mit GIZ auch permanent versorgt werden [55].

Neben den Vorteilen zeigen GIZ auch Nachteile. Dazu zählt der geringe Verschleißwiderstand und die niedrige Biegefestigkeit (15-20 MPa) verglichen mit Kompositen (ca. 100 MPa), die die dauerhafte Versorgung im Seitenzahnbereich limitiert [92,160] und vor allem bei Klasse-II-Kavitäten zu Frakturen am Isthmus, sowie im Bereich des Füllungsrandes führt [83,84]. Aber auch bei Klasse-V-Kavitäten, bei denen GIZ eingesetzt werden können, ist die Verwendung eingeschränkt, da sie im Vergleich zu Kompositen eine mäßige Ästhetik zeigt [17]. Ein weiterer großer Nachteil zeigt sich auch in der Sensibilität der GIZ gegenüber von Feuchtigkeit und Austrocknung, welche sich vor allem vor Abschluss der sekundären Härtungsphase bemerkbar macht und eine Ausarbeitung innerhalb der ersten 24 Stunden erschwert [30]. Um diesen Nachteil entgegenzuwirken, haben

einige Produzenten Schutzlacke auf den Markt gebracht, welche das Material vor einer Austrocknung schützt [157].

2.4 Haftmechanismen im Schmelz und im Dentin

2.4.1 Die Adhäsivtechnik

Bei der Adhäsivtechnik handelt es sich um die mikroretentive Befestigung der Zahnhartsubstanz mit einem niedrigviskosen Adhäsiv [151]. Durch die Konditionierung der Schmelz- und Dentinoberfläche, entsteht auf mikroskopischer Ebene ein Relief, das die vollständige Penetration des Adhäsivs ermöglicht und durch eine abschließende Photopolymerisation eine stabile Verbindung schafft [65]. Diese Verbindung wird benötigt, da es beim Legen von Kompositfüllungen zur Bildung von Randspalten kommt. Das liegt zum einen in der Polymerisations-schrumpfung und dem damit einhergehenden Volumenverlust begründet und zum anderen aufgrund der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz [50,51,95].

2.4.2 Die Schmelzhaftung

Um eine adäquate Haftung zwischen der Zahnhartsubstanz und einem Komposit zu generieren, muss der Zahnschmelz vorbehandelt werden. Die Erzeugung eines Schmelz-Ätz-Musters ist Teil dieser Vorbehandlung und führt zu einer Vergrößerung der Oberfläche und einer besseren Penetration der Bestandteile des Komposites mit der Zahnhartsubstanz [65]. Die Einführung der Schmelz-Ätz-Technik erfolgte 1955 durch Buonocore [25] und wird seitdem bis heute zum Konditionieren des Zahnschmelzes herangezogen. Die Umsetzung erfolgt über eine 30-40 %-ige Ätzung mittels Phosphorsäure, die zum Herauslösen der Schmelzprismen führt und so eine optimale Oberflächenstruktur schafft, dass es Kompositen ermöglicht eine mikromechanische Verankerung eingehen zu können [47].

Über die Säurelöslichkeit der Schmelzprismen, die sich unterschiedlich stark im Zentrum und in der Peripherie ausprägt und zu einem inhomogenen Herauslösen der Prismen führt, entsteht das mikromechanische Relief [47,65]. Das Relief zeigt dabei Ätztiefen von 30 µm - 50 µm [54], welche im Anschluss durch die vollständige Penetration eines Adhäsivs und abschließender Photopolymerisation für

eine stabile Verankerung sorgen [65]. Aufgrund der Anatomie des Zahnschmelzes, bei dem die Schmelzprismen in unterschiedlicher räumlicher Anordnung zueinanderstehen, wird über die Möglichkeit zur Verbesserung der Haftung über eine Anchrägung im Seitenzahnbereich vielfach diskutiert [47]. Der Vorteil einer Schmelzrandanschrägung konnte bereits im Rahmen einer In-vitro-Studie bestätigt werden [110], jedoch zeigt sich in In-vivo geführten Studien kein signifikanter Unterschied [32].

2.4.3 Die Dentinhaftung

Während sich die Schmelzhaftung allein durch die Schaffung eines mikroretentiven Reliefs realisieren lässt, gestaltet sich die Dentinhaftung aufgrund der anatomischen (Dentinkanäle) und chemischen (Dentinliquor) Bestandteile, sowie dem größeren Anteil an organischer Matrix und der ausgeprägten Hydrophilie, als schwieriger [52,65]. Auch der sogenannte „smearlayer“, bei dem es sich um eine Schmierschicht aus Bestandteilen des Dentins und Bakterien handelt, welche bei der Präparation der Kavität entsteht [50], muss entfernt werden, um eine adäquate Benetzung vom Adhäsiv auf der Dentinoberfläche zu ermöglichen. Um das zu erreichen, wurden Haftvermittler auf den Markt gebracht, die als Bindeglied zwischen dem hydrophoben Komposit und der hydrophilen Zahnhartsubstanz fungieren [65]. Zu den Aufgaben der Adhäsive zählen dabei, die Auflösung des Smearlayers, die Demineralisation der tubulären Dentinstrukturen, die Freilegung des Kollagenen-Netzwerkes und der Herstellung einer mikroretentiven Verankerung des Komposits mit dem Dentin [88].

Die Haftvermittler bestehen aus der Kombination von mehreren Komponenten, weshalb sie auch als Mehrkomponenten-System bezeichnet werden. Jedes dieser Systeme besteht aus einem Primer, einem Adhäsiv und einem Bonding. Zunächst wird mithilfe einer Säure die Dentinoberfläche konditioniert und dabei der Smearlayer entfernt und das Dentin durch das Herauslösen der anorganischen Bestandteile (Hydroxylapatit und Phosphate) demineralisiert, sodass nur die organischen Bestandteile zurückbleiben. Im Anschluss kann der Primer (z.B. HEMA oder TEGDMA) aufgrund seines amphiphilen Charakters, zum einen zum Benetzen der Kollagenfasern führen und zum anderen eine Verbindung

herstellen zum hydrophoben Komposit. Nachdem das Dentin erfolgreich imprägniert wurde, kommt ein hydrophobes Bonding Agent zum Einsatz, bestehend aus Monomeren (z.B. TEGDMA, HEMA oder Bis-GMA), was durch abschließende Lichtpolymerisation aushärtet [47]. Es kommt dabei zur Infiltrierung der Dentintubuli, durch das Bonding Agent und zur Bildung von Kunststoff-Tags. An der Grenze dieser Tags bildet sich zudem eine dünne Zone, aus demineralisiertem Dentin und ungefülltem Kunststoff, die als Hybridzone bezeichnet wird und dessen Existenz eine große Bedeutung für den Erfolg des Dentinbondings darstellt [47,106].

3 Fragestellungen

Für die direkte Versorgung von Klasse-II-Kavitäten stehen dem Zahnarzt viele unterschiedliche Füllungsmaterialien zur Verfügung. Dabei nehmen viele Faktoren einen Einfluss auf die Entscheidungsfindung. Neben einer guten Randspaltqualität legen Behandler auch großen Wert auf zeitsparende Methoden, einfache Umsetzbarkeit, Wirtschaftlichkeit, sowie akzeptable Ergebnisse bezüglich der Ästhetik und mechanischer Eigenschaften.

Ziel dieser In-vitro-Studie ist es, Antworten auf einige dieser Aspekte über folgende Fragen zu erhalten:

1. Wie unterscheiden sich die Ergebnisse der einzelnen Füllungsmaterialien bezüglich des Randschlusses untereinander?
2. Erzielt die Kombination aus einem Bulk-Fill-Komposit (SDR) und einem Universal-Hybridkomposit (Venus) als Deckschicht bessere Ergebnisse, als die alleinige Anwendung eines Universal-Hybridkomposit (Venus)?
3. Nimmt die Inkrementschichtstärke (Venus 1 mm vs. Venus 2 mm vs. Clearfil Majesty ES Flow High) Einfluss auf die Randqualität?
4. Wie schneiden die Glasionomerezemente Ketac Fil Plus und Photac Fil Quick untereinander ab?

4 Material und Methode

4.1 Studienaufbau

In der vorliegenden Studie wurden insgesamt 48 humane, kariesfreie Molaren verwendet. In die Zähne wurde eine Klasse-II-Kavität in Form einer MOD-Präparation angelegt und anschließend wurden sie in 6 Versuchsgruppen (n=8) eingeteilt. Alle Kavitäten wurden mit einer Schmelzätztechnik geätzt, anschließend wurden sie mittels Syntac-Classic Adhäsivsystem vorbehandelt. Die Kavitäten wurden mit den unterschiedlichen Füllungsmaterialien, sowie unter Anwendung verschiedener Schichtdicken gefüllt. Zum Füllen der Kavitäten wurde das Tofflemire-Matrizensystem verwendet.

Es folgte die Herstellung von Duplikaten aus Epoxidharz, um den Zustand der zu untersuchenden Füllungsfläche vor der thermischen, sowie der mechanischen Belastung zu dokumentieren. Anschließend wurden 2500 Zyklen in einem Thermocycler mit thermischer Wärmebelastung absolviert, um einen Alterungsprozess zu simulieren. Als nächstes erfolgte die mechanische Belastung der Füllungsflächen der zu untersuchenden Approximalflächen in einem Kausimulator. Insgesamt wurden 100.000 Kauzyklen simuliert.

Nach thermischer und mechanischer Belastung der Probenzähne erfolgte eine erneute Herstellung von Replikas aus Epoxidharz, um die Auswirkungen der In-vitro-Simulation zu dokumentieren. Die Rasterelektronenmikroskopische Analyse der zu untersuchenden Füllungsflächen zum Randspaltverhalten der Füllungsmaterialien erfolgte vor und nach der thermischen, sowie der mechanischen Belastung. Eine Analyse der gewonnenen Bilddaten fand im Anschluss statt.

Versuchsgruppen	Füllungsmaterial/Inkrementenschichtung	Anzahl der Probenzähne
1	Venus® Diamond 1 mm	8
2	Venus® Diamond 2 mm	8
3	SDR™ 4 mm + Venus® Diamond als Deckschicht	8
4	CLEARFIL MAJESTY™ ES Flow High	8
5	Ketac™ Fil Plus	8
6	Photac™ Fil Quick	8

Tabelle 1: Gruppeneinteilung der Versuchsreihen der vorliegenden Studie

4.2 Probenherstellung

4.2.1 Vorbereitung und Lagerung der Zähne

Bis zum Beginn der Studie wurden die Zähne in einer 0,001 % Natriumazid-Lösung bei Raumtemperatur gelagert. Die Proben wurden gesäubert und gereinigt mittels Scaler und Bürstchen. Für den weiteren Verlauf der Studie wurden alle Proben in einer Aqua-Dest. Lösung gelagert, um sie vor einer Austrocknung zu schützen.

4.2.2 Präparationsvorgaben

In alle 48 Zähne wurde eine Klasse-II-Kavität in Form einer MOD-Präparation angelegt. Die vorgegebenen Ausmaße der Kavität, setzten sich aus einer Isthmusbreite von 1,5 mm und einer Isthmustiefe von 4 mm entlang der Zentralfissur, zusammen. Die Approximalkästen, auf der nicht zu untersuchenden Seite, wurden 1 mm über der Schmelz-Zement-Grenze sowie 1 mm tief in das Dentin präpariert. Auf der zu untersuchenden Seite wurde der Approximalkasten, bei gleichbleibender Tiefe, bis auf Schmelz-Zement-Grenze ausgedehnt. Zur genauen Messung der Präparationsvorgaben wurde eine Parodontalsonde verwendet.



Abbildung 1: Approximalansicht eines Probenzahnes auf die dentinbegrenzte Präparation



Abbildung 2: Okklusalsicht eines Probenzahnes nach erfolgter Präparation nach Vorgabe



Abbildung 3: Approximalansicht eines Probenzahnes auf die schmelzbegrenzte Präparation

4.2.3 Anwendung der SÄT/DÄT und Adhäsivtechnik

Die Kavitäten aller Proben wurden hinsichtlich der SÄT/DÄT, sowie des Adhäsivsystems, nach Herstellerangaben gleichbehandelt. Es erfolgte zuerst die SÄT/DÄT mittels 36 % Phosphorsäure (DeTrey® Conditioner 36, Firma Dentsply, Konstanz, Deutschland) im Rahmen eines Total-Etch Vorgehens. Dabei wurde die Schmelzoberfläche für 30 s, sowie die Dentinoberfläche für 15 s angeätzt. Abschließend wurden die Proben jeweils 10 s im Luftstrom mit einem Püster getrocknet, um das erzeugte Schmelzätztmuster optisch zu verifizieren.

Als Adhäsivsystem kam das Syntac® Classic (Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland) zum Einsatz. Zuerst wurde der Primer für 15 s mittels Microbrush

appliziert und anschließend verblasen. Es folgte das Auftragen vom Syntac-Adhäsiv für 10 s mithilfe eines Microbrushes und dies wurde anschließend ebenfalls verblasen. Im letzten Schritt wurde Heliobond aufgetragen, dünn verblasen und anschließend mittels Lichtpolymerisation für 20 s licht gehärtet.



Abbildung 4: Beispiel der Schmelzätzung eines Probenzahnes für 15 s

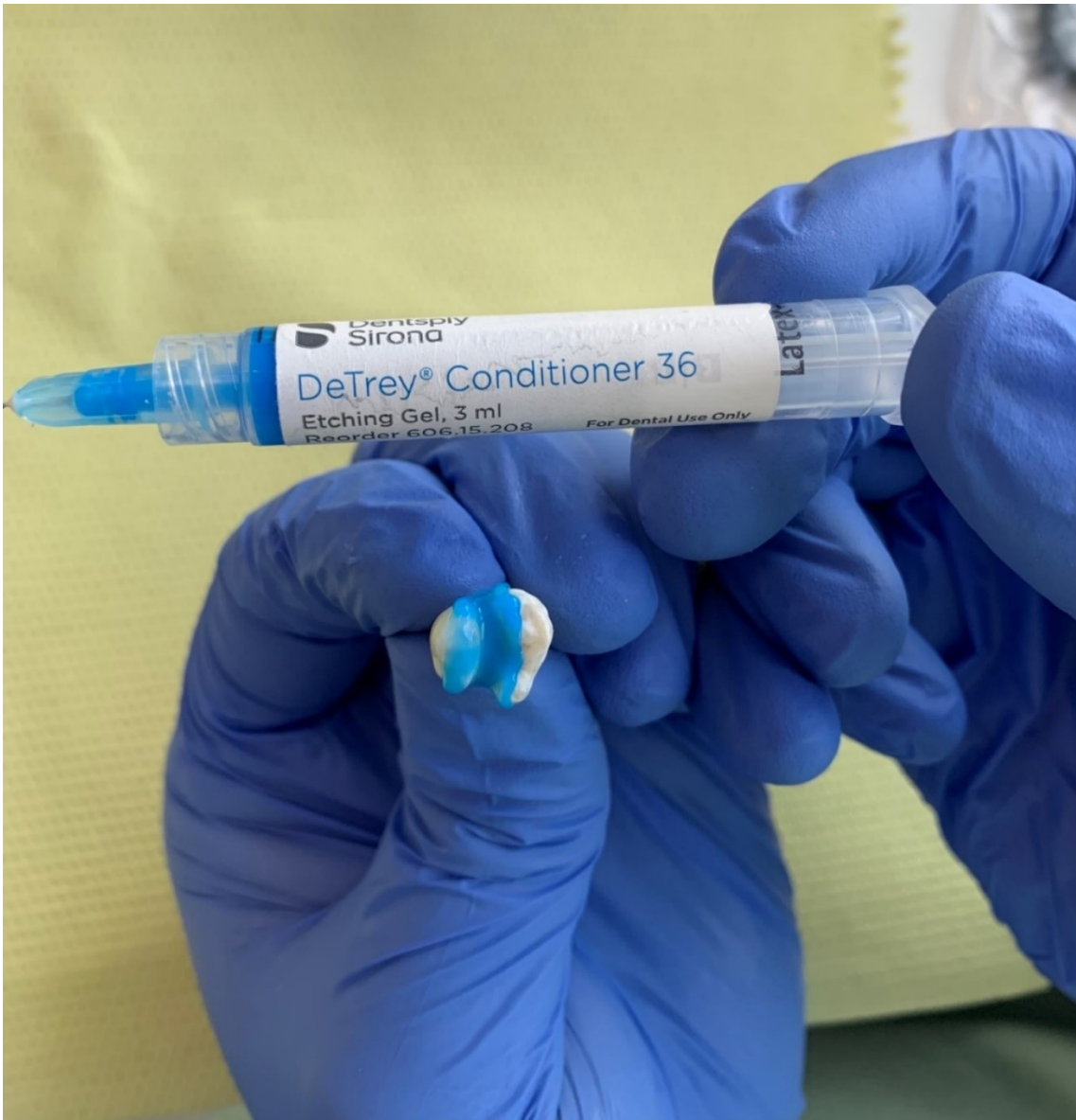


Abbildung 5: Beispiel der anschließenden Dentinätzung für weitere 15 s



Abbildung 6: Das verwendete Adhäsivsystem für die vorliegende Studie (Syntac® Classic)

4.2.4 Anlegen der Matrizensysteme

Für die Versuchsreihen wurden ausschließlich, zum Füllen der Kavitäten und für alle verschiedenen Füllungsmaterialien, das Tofflemire-Matrizensystem (Hawe Tofflemire Matrices, Firma Kerr Dental, Kloten, Schweiz) verwendet. Während des Füllvorgangs wurden die Matrizen bei allen Proben aller Gruppen manuell am Zahn fixiert, um eine ausreichende Stabilität zu gewährleisten, sowie eine ausreichende Adaption der Matrize am Zahn zu erreichen.

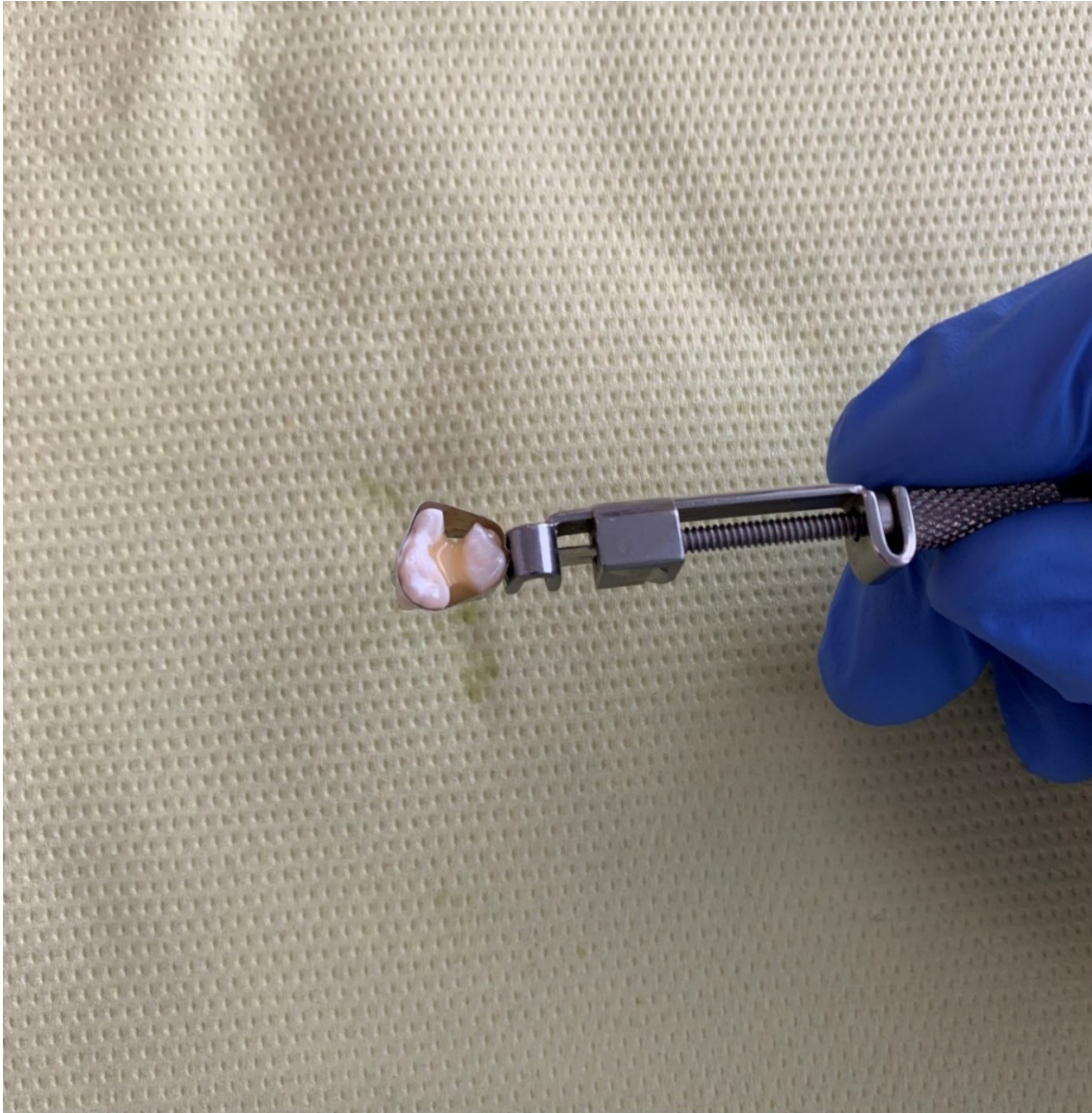


Abbildung 7: Okklusalsicht eines Probenzahnes nach angelegter Tofflemire-Matrix

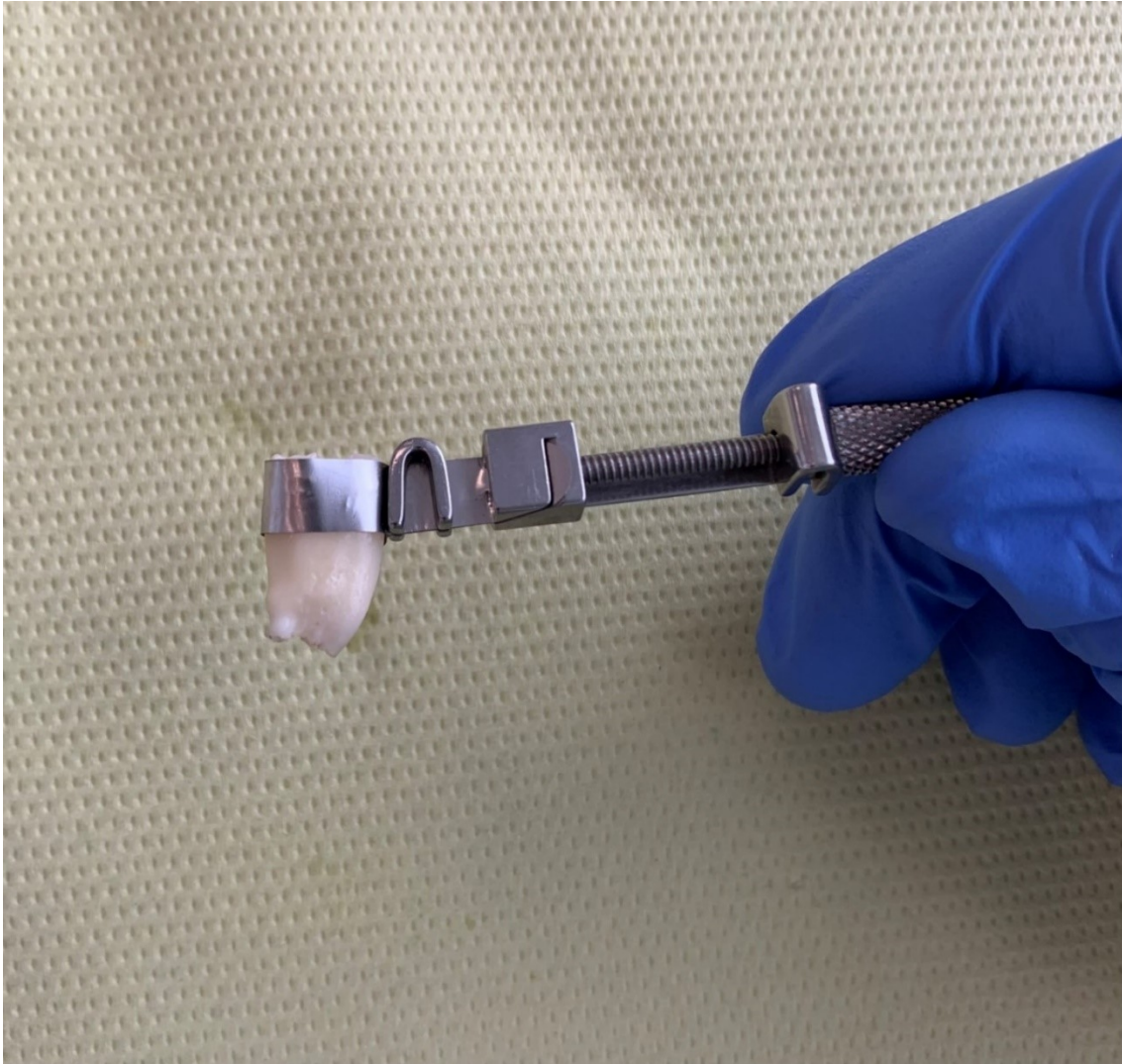


Abbildung 8: Approximalansicht eines Probenzahnes nach angelegter Tofflemire-Matritze

4.2.5 Legen der Füllungen

In der Versuchsreihe wurden verschieden Füllungsmaterialien, sowie verschiedene Schichtdicken angewendet. Dabei wurden die einzelnen Schichten horizontal gelegt. Zum Füllen der Kavitäten wurde mittels Kugelstopfer die einzelnen Schichten gelegt und die Schichtdicke mittels einer Millimetersonde kontrolliert. Okklusal wurde mit einem Heidemanspatel ein grob anatomisches Relief modelliert, dabei wurde auf einen suffizienten Randschluss zum Füllungsrand geachtet.

Die Lichtpolymerisation erfolgte für jede Schicht separat über 40 s. Zur Verwendung kam eine Polymerisationslampe der Bauart SmartLite® Focus der Firma Dentsply (Konstanz, Deutschland). Dabei wurde die Polymerisationslampe nah zum Füllungsmaterial ausgerichtet und es wurde dabei geachtet, dass die komplette Oberfläche beleuchtet wurde. Abschließend wurden die Füllungen okklusal

mittels Rotring-Diamanten finiert, sowie mit Komposit-Polierrädchen (rot und beige) poliert. Eine zusätzliche Politur der Approximalflächen wurde mit feinen Soflex-Scheiben durchgeführt. Ziel dabei war eine hochglänzende Oberfläche zu erzeugen für die spätere Randspaltanalyse im REM.



Abbildung 9: Approximalansicht eines Probenzahnes nach erfolgter Füllung auf die schmelzbegrenzte Füllungsfläche



Abbildung 10: Approximalansicht eines Probenzahnes nach erfolgter Füllung auf die dentinbegrenzte Füllungsfläche



Abbildung 11: Okklusalanzeige eines Probenzahnes nach erfolgter Füllung

4.3 Replikaerstellung

Im Vorfeld der beiden REM-Untersuchungen wurden, um den Zustand des approximalen Randspaltes vor und nach der thermischen und mechanischen Belastung zu dokumentieren, Replikas der Proben hergestellt. Mit diesen Replikas wurden die REM-Untersuchungen durchgeführt.

4.3.1 Abformung und Herstellung

Die Abformung der Proben erfolgte mittels Doppelmischabformung. Dabei wurden als Abformhilfen Deckel von Mineralwasserflaschen verwendet. Als

Abformmaterial kam Flexitime Putty (Firma Kulzer, Hanau, Deutschland) und als Korrekturmaterial Flexitime Correct Flow (Firma Kulzer, Hanau, Deutschland) zum Einsatz.

Die Abformungen zur Herstellung der Replikas wurden mit Alpha-Die MF (Fa. Schütz Dental, Roßbach, Deutschland) ausgegossen. Beim verwendeten Material handelt es sich um ein Modellherstellungsmaterial auf Epoxidharzbasis. Durch seine Eigenschaften eignet es sich sehr gut zur Herstellung von Präzisionsmodellen. Das Anmischen erfolgte entsprechend der Herstellerangaben über 30 s und wurde anschließend auf einer Rüttelplatte in die Abformungen eingefüllt. Das Aushärten der befüllten Abformungen erfolgte über 15 Minuten in einem trockenen Drucktopf bei 2 Bar Druck, dies diente zur Vermeidung von Blasenbildung. Abschließend wurden die Abdrücke bei Raumtemperatur ca. 1 Stunde gelagert, danach wurden die Replikas aus den Abformungen entnommen. Die Zuordnung der Replikas zu den Proben erfolgte über eine Markierung auf den Abformdeckeln. Die Herstellung der zweiten Ladung Replikas nach thermomechanischer Dauerbelastung erfolgte auf dieselbe Art und Weise.

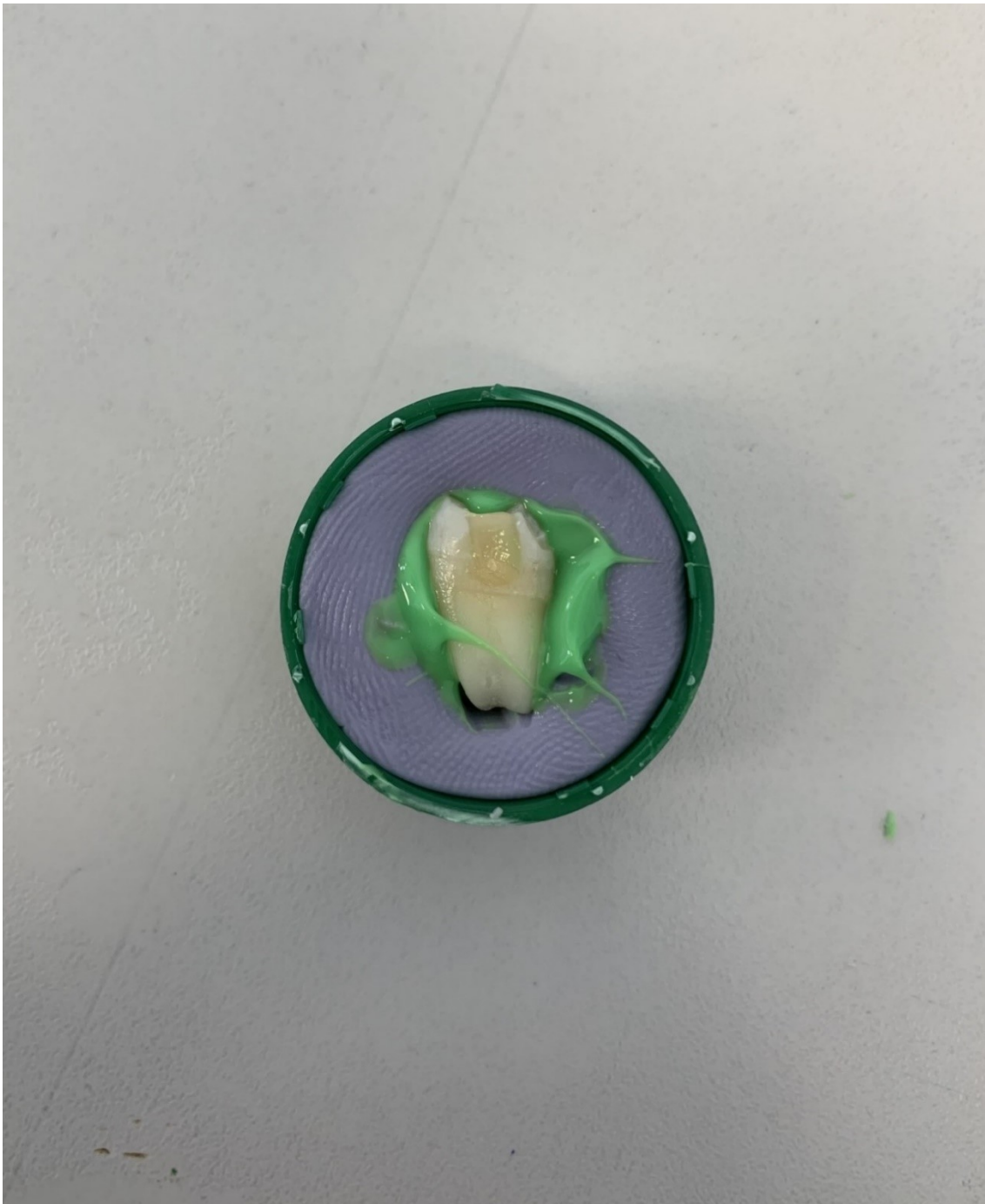


Abbildung 12: Abformung eines Probenzahnes in einem Flaschendeckel

4.4 Thermische Wechselbelastung

Um eine künstliche Alterung der Zähne zu erzeugen, wurden die Proben im Thermocycling-Gerät (Thermocycler THE 1100/1200, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) einer über 2500 Zyklen andauernden thermischen Wechselbelastung ausgesetzt. Ein Zyklus entsprach dabei 15 s in 55 °C warmen Wasser, anschließend 15 s Abtropfzeit und abschließend 15 s in 5 °C

kaltem Wasser. Die Proben wurden dabei, entsprechend Ihrer Zuordnung in die jeweiligen Gruppen, in Kunststoffnetze zusammengehalten.



Abbildung 13: Der verwendete Thermocycler für die vorliegende Studie (THE 1100/1200, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland)

4.5 Kausimulation

Die an die thermische Wechselbelastung anschließende mechanische Belastung, der Probenzähne, erfolgte in einem Kausimulator (CS-4, Fa. 3D Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland). Mittels abgelaufenem Kompositkunststoffen wurden die Proben paarweise auf den Metallträgern des Kausimulators befestigt. Dabei wurde darauf geachtet, dass die zu untersuchenden Approximalfächen in Kontakt zueinander ausgerichtet waren und gleichzeitig alle Füllungsflächen frei von Einbettkunststoff blieben. Ebenfalls wurde auf eine möglichst senkrechte und mittig-parallele Ausrichtung der Zahnachsen der Proben auf dem Träger zueinander geachtet. Nach Montage der Proben und vor Versuchsbeginn, wurden die Behälter, an dem die Träger mit den Zähnen befestigt waren, mit Aqua dest. gefüllt, um auch während der Versuchsdurchführung die Proben feucht zu lagern und vor einer Austrocknung zu schützen. Die

Kausimulation erfolgte über eine direkte Belastung der approximalen Randleisten mithilfe einer Kugel in axialer Richtung. Dabei wurde die Belastung mit einer Kraft von 50 N und einer Frequenz von 0,5 Hz bei über 100.000 Zyklen durchgeführt. Im Anschluss wurden die Proben wieder vorsichtig abmontiert und zurück in die Lagerungsbehälter gemäß der jeweiligen Gruppierung gelagert.



Abbildung 14: Der verwendete Kausimulator für die vorliegende Studie (CS-4, Fa. 3D Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, Deutschland)

4.6 REM-Untersuchung

4.6.1 Vorbereitung der Epoxidharz-Replikas

Um eine optimale Beurteilung der Replikas im REM zu gewährleisten, wurden die Proben in einem Sputter Coater (S150B, Firma Edwards) mit einer Gold-Palladium-Legierung beschichtet. Die aufgetragene Schicht des Schwermetalls (ca. 25 nm) ist für die gute Bildqualität im REM verantwortlich. Diese Beschichtung bewirkt eine elektrische Leitfähigkeit der Probenoberfläche und ist damit vorbereitend für die REM-Untersuchung nötig.



Abbildung 15: Beispiel für ein befestigtes Epoxidharz-Replika auf einem Metallträger für die REM-Analyse

4.6.2 Auswertung der REM-Aufnahmen

Die REM-Aufnahmen wurden mit einem Mikroskop (Firma Phenom-World B.V., Eindhoven, Niederlande) angefertigt. Es wurden von jeder der zu untersuchenden approximalen Füllungsflächen vor und nach thermomechanischer

Dauerbelastung Übersichtsaufnahmen bei 24-facher Vergrößerung, sowie Detailaufnahmen in 200-facher Vergrößerung angefertigt. Dies diente der Dokumentation der potenziellen Veränderungen des Füllungsrandspaltes.

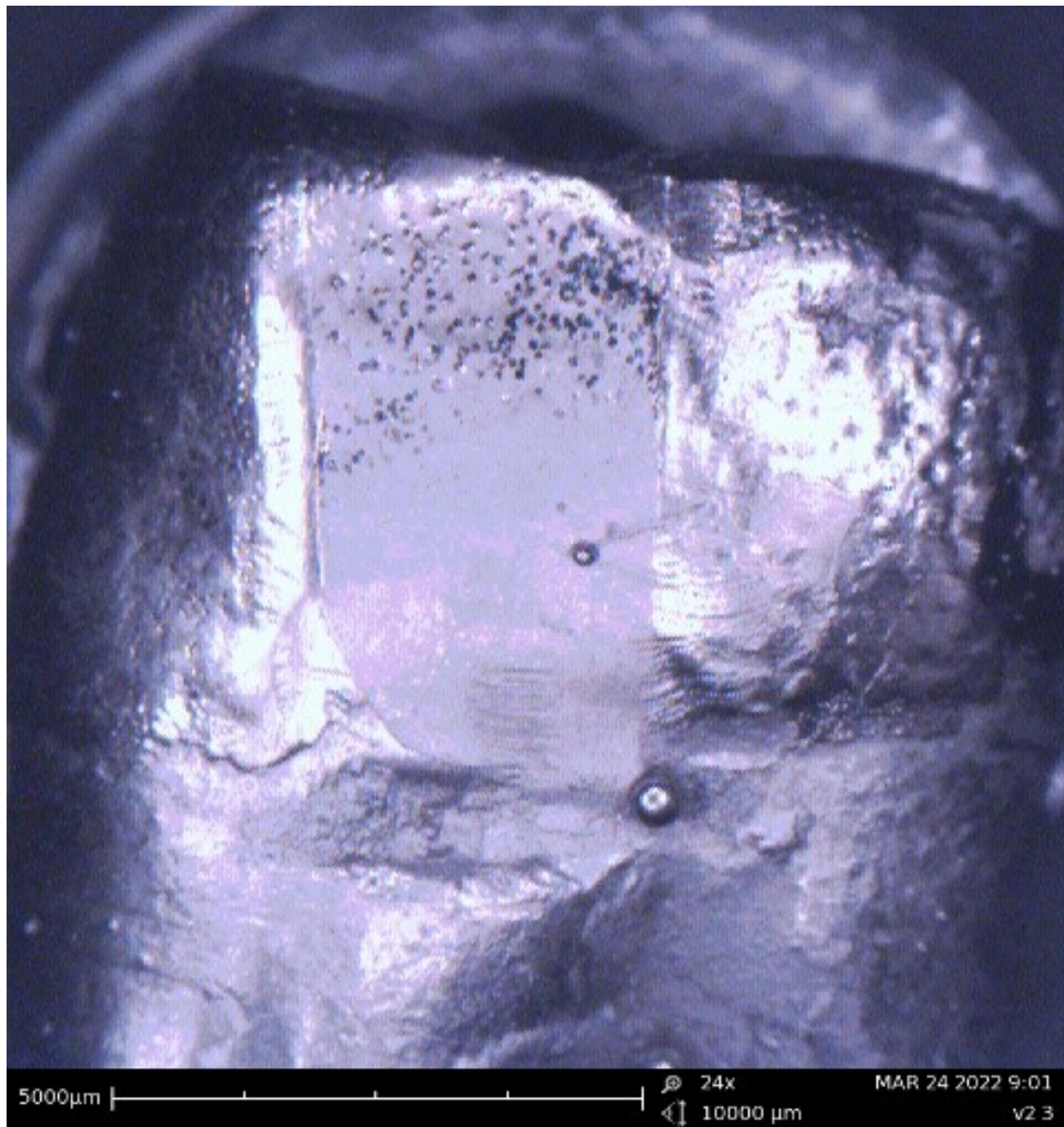


Abbildung 16: Beispiel für eine REM-Übersichtsaufnahme in 24-facher Vergrößerung

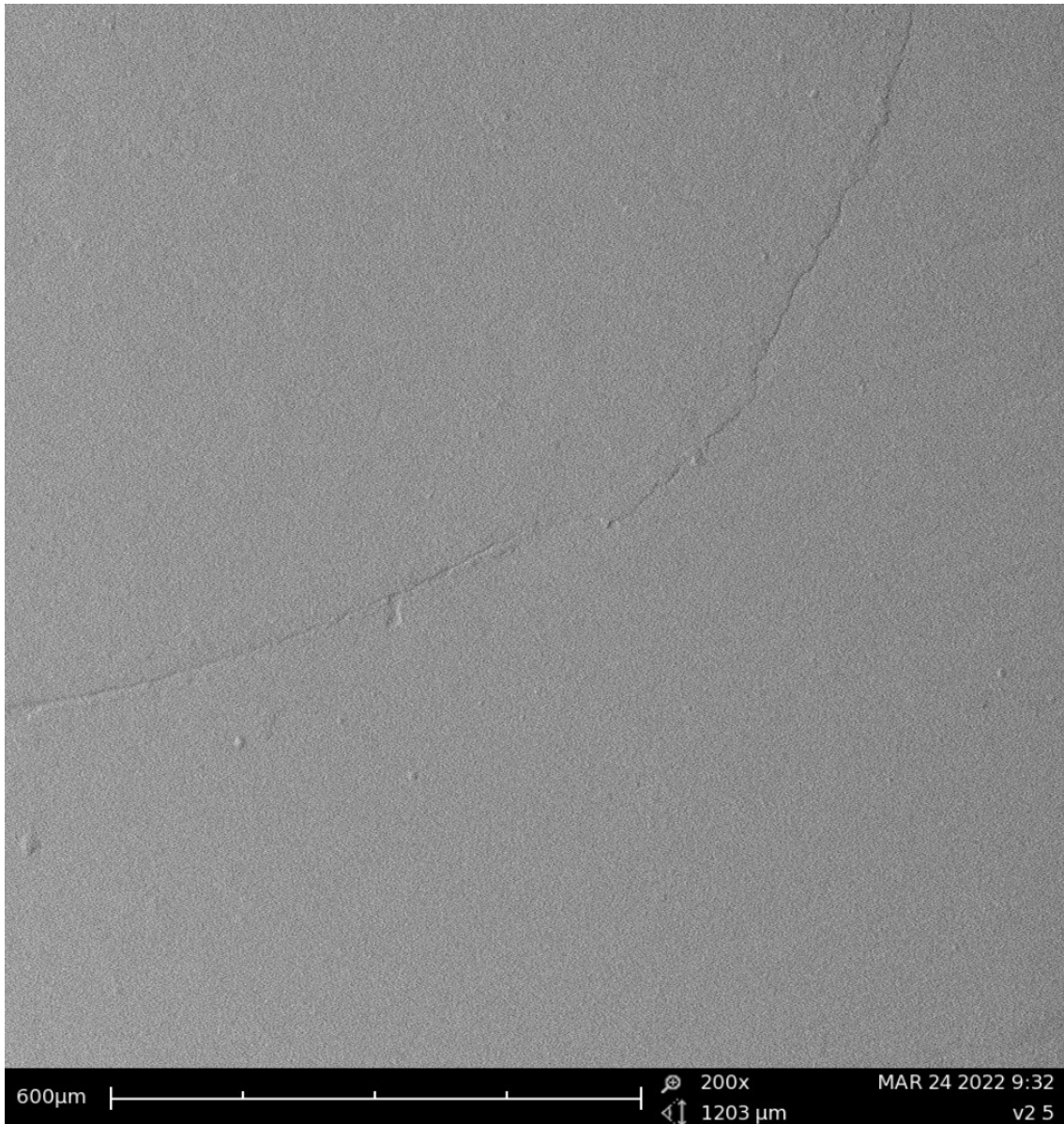


Abbildung 17: Beispiel für eine REM-Detaillaufnahme in 200-facher Vergrößerung und sichtbarem Füllungsrand

4.7 Statistische Analyse

Die erhobenen Daten wurden mittels der Software SPSS® 17.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) statistisch ausgewertet. Die prozentualen Anteile an nicht perfektem Rand bzw. Randspalt am Gesamtrand wurden für die jeweiligen Versuchsgruppen mithilfe der REM-Aufnahmen ermittelt, wobei ein hoher Anteil an perfektem Rand mit einer hohen klinischen Überlebensrate korrelieren soll. Schmelz und Dentin wurden hierbei getrennt betrachtet. Das Signifikanzniveau der statistischen Analyse wurde auf $p=0,05$ festgelegt.

4.8 Statistische Testverfahren

4.8.1 Kolmogorov-Smirnov-Test

Mithilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests wurden die Daten auf Normalverteilung getestet. Als Nullhypothese H_0 wird angenommen, dass die Daten normalverteilt sind. Wenn durch den Kolmogorov-Smirnov-Test eine Normalverteilung ausgeschlossen werden kann, so rechtfertigt dies den Einsatz von nicht-parametrischen Testverfahren, wie zum Beispiel den Mann-Whitney-U-Test. Bei den Daten dieser Studie lag keine Normalverteilung vor, woraufhin im Weiteren nicht-parametrische Testungen durchgeführt wurden.

4.8.2 Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test

Der Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test testet, ob sich zwei abhängige Stichproben in der zentralen Tendenz voneinander unterscheiden. Als Nullhypothese H_0 wird angenommen, dass sich die zentralen Tendenzen nicht voneinander unterscheiden. Mithilfe des Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test wurde untersucht, ob die thermomechanische Wechselbelastung einen signifikanten Einfluss auf den Verbund zwischen präexistenter Füllung und Reparatur-Füllung hatte.

4.8.3 Mann-Whitney-U-Test

Der Mann-Whitney-U-Test kommt als nicht-parametrisches Testverfahren zum Einsatz, wenn keine Normalverteilung vorliegt. Mithilfe dieses Tests wird überprüft, ob zwei unabhängige Stichproben derselben Grundgesamtheit angehören. Die Nullhypothese H_0 besagt, dass die Wahrscheinlichkeit einer Beobachtung aus den beiden Verteilungen für jede der beiden Verteilungen gleich ist. Ein signifikantes Ergebnis beim Mann-Whitney-U-Test bedeutet, dass sich die beiden Gruppen statistisch signifikant voneinander unterscheiden. In dieser Arbeit wurden die Daten mithilfe des Mann-Whitney-U-Tests auf signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen geprüft.

4.8.4 Korrekturverfahren der α -Fehler-Inflation

Unter der α -Fehler-Inflation versteht man die Erhöhung der Alpha-Fehler-Wahrscheinlichkeit (Fehler 1. Art, Entscheidung für die Alternativhypothese, obwohl

die Nullhypothese die Richtige ist), wenn innerhalb derselben Stichprobe mehrfach getestet wird, da sich der p-Wert mit jedem zusätzlich durchgeführten Test auf $\alpha^* = 1 - (1 - \alpha)^{1/k}$ erhöht. K steht hierbei für die Anzahl der durchgeführten statistischen Tests. Zur Korrektur der α -Fehler-Inflation wurde die Bonferroni-Korrektur angewandt. Durch die Bonferroni-Korrektur wird das Signifikanzniveau von $\alpha = 0,05$ auf $\alpha^* = \alpha/k$ gesenkt. Zusammen mit dem Mann-Whitney-U-Test können statistische Subgruppen angelegt werden, die in dieser Studie durch die Buchstaben A-D repräsentiert werden. Innerhalb einer Gruppe mit gleichem Buchstaben gibt es keinen signifikanten Unterschied ($p > 0,05$), während unterschiedliche Buchstaben einen signifikanten Unterschied anzeigen ($p < 0,05$).

5 Ergebnisse

In der vorliegenden In-vitro-Studie wurde das Randspaltverhalten unterschiedlicher Füllungsmaterialien im Schmelz sowie im Dentin, vor und nach thermomechanischer Belastung, untersucht. Das Ergebnis wird durch folgende Tabelle beschrieben.

Gruppe	% PR initial Schmelz	% PR TML Schmelz	% PR initial Dentin	% PR TML Dentin
1	100 ^A	89.3 (4.5) ^A	100 ^A	59.3 (9.3) ^{AB}
2	100 ^A	90.3 (5.0) ^A	100 ^A	57.2 (8.0) ^B
3	100 ^A	91.2 (4.9) ^A	100 ^A	62.1 (7.2) ^A
4	100 ^A	85.3 (6.2) ^B	100 ^A	49.3 (12.0) ^C
5	92.3 (4.5) ^B	78.3 (9.9) ^C	100 ^A	56.0 (9.2) ^B
6	85.2 (6.1) ^C	73.4 (8.7) ^D	95.0 (4.8) ^B	54.9 (8.7) ^B

Tabelle 2: Statistische Auswertung der vorliegenden Studie. Die signifikanten Unterschiede werden durch die Subgruppen A-D repräsentiert.

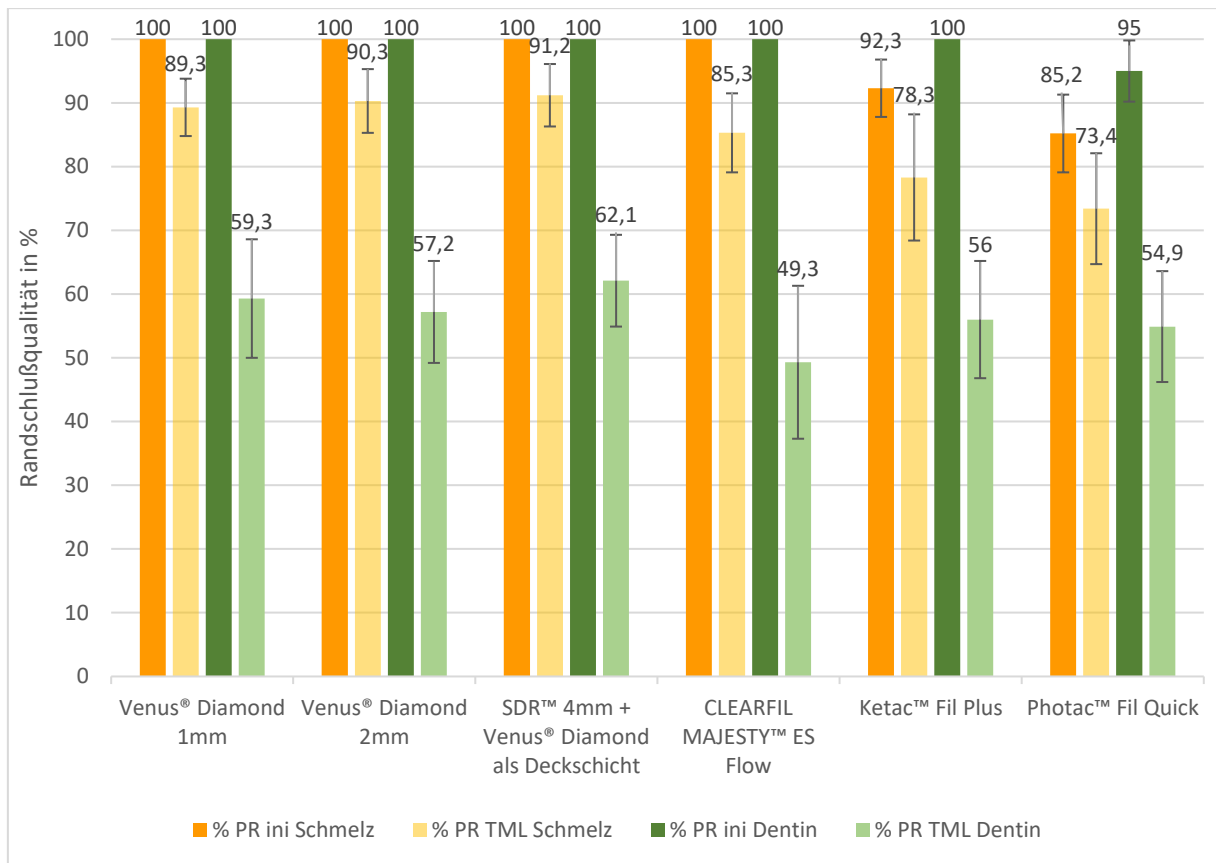


Abbildung 18: Säulendiagramm: Zusammenfassung der Ergebnisse für die Schmelz- und Dentinhaftung vor und nach TML für alle Gruppen

5.1 Randspaltanalyse initial vor thermomechanischer Belastung

5.1.1 Initial Schmelz

Die initiale Schmelzhaftung zeigt in Gruppe 1 (Venus® Diamond in 1 mm Schichtung), Gruppe 2 (Venus® Diamond in 2 mm Schichtung), Gruppe 3 (SDR™ in 4 mm Schichtung in Kombination mit Venus® Diamond als Deckfüllung) und Gruppe 4 (CLEARFIL MAJESTY™ ES Flow High) die besten Ergebnisse (100 %). Bei allen 4 Gruppen handelt es sich um Befestigungsmaterialien aus Kompositen. Ein signifikant schlechteres Ergebnis liefert Gruppe 5 (Ketac™ Fil Plus) (92.3 %, $p < 0,05$) und das signifikant schlechteste Ergebnis zeigt die Gruppe 6 (Photac™ Fil Quick) (85.2 %, $p < 0,05$). Bei beiden Gruppen handelt es sich um ein Befestigungsmaterial aus Glasionomerzement. Bezüglich der initialen Schmelzhaftung lässt sich festhalten, dass die Befestigungsmaterialien aus Komposit signifikant bessere Haftwerte zeigen als die der Glasionomerzemente.

5.1.2 Initial Dentin

Bei der initialen Dentinhaftung schneidet die Gruppe 1 (Venus® Diamond in 1 mm Schichtung), Gruppe 2 (Venus® Diamond in 2 mm Schichtung), Gruppe 3 (SDR™ in 4 mm Schichtung in Kombination mit Venus® Diamond als Deckfüllung), Gruppe 4 (CLEARFIL MAJESTY™ ES Flow High) und Gruppe 5 (Ketac™ Fil Plus), gleichermaßen gut ab (100 %). Die Gruppe 6 (Photac™ Fil Quick) erzielt dabei die signifikant schlechteste Haftung (95.0 %, $p < 0,05$). Während die Gruppen 1-4, wie oben bereits erwähnt, Befestigungsmaterialien aus Kompositen wiedergeben und die Gruppen 5 und 6 Befestigungsmaterialien aus Glasionomerzementen, zeigt sich bezogen auf die initiale Dentinhaftung kein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen 1-5.

Somit lässt sich festhalten, dass das Befestigungsmaterial aus Gruppe 5, bei dem es sich um das Glasionomerzement Ketac™ Fil Plus handelt, eine ebenso gute initiale Dentinhaftung zeigt, wie die der Gruppe der Komposite. Die Gruppe 6 mit Photac™ Fil Quick zeigt, sowohl im Vergleich zum Glasionomerzement Ketac™ Fil Plus als auch im Vergleich zu den Gruppen der Komposite, ein signifikant schlechteres Ergebnis.

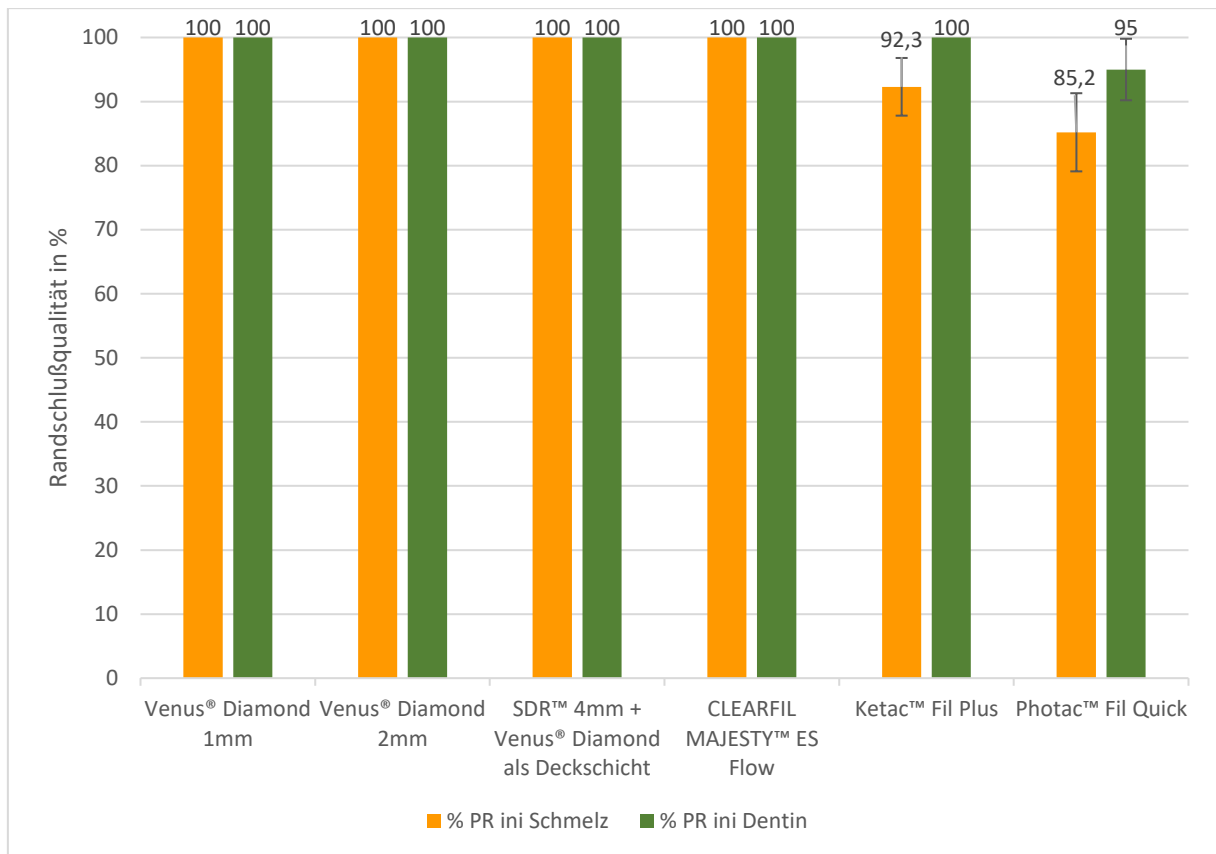


Abbildung 19: Säulendiagramm: Ergebnisse vor TML für Schmelz und Dentin

5.2 Randspaltanalyse terminal nach thermomechanischer Belastung

5.2.1 Terminal Schmelz

Aus den Ergebnissen der Tabelle 2 geht hervor, dass die Schmelzhaftung nach thermomechanischer Belastung generell in allen Gruppen abnimmt. Während die Gruppe 1 (Venus® Diamond in 1 mm Schichtung) (89.3 %), Gruppe 2 (Venus® Diamond in 2 mm Schichtung) (90.3 %) und Gruppe 3 (SDR™ in 4 mm Schichtung in Kombination mit Venus® Diamond als Deckfüllung) (91.2 %) keine signifikanten Unterschiede in der Schmelzhaftung aufweisen ($p > 0,05$), zeigt die Gruppe 4 (CLEARFIL MAJESTY™ ES Flow High) ein signifikant schlechteres Ergebnis (85.3 %, $p < 0,05$). In Gruppe 5 (Ketac™ Fil Plus) zeigt sich eine weitere signifikante Minderung der terminalen Schmelzhaftung (78.3 %, $p < 0,05$), wobei Gruppe 6 (Photac™ Fil Quick) die signifikant schlechteste Haftung präsentiert (73.4 %, $p < 0,05$).

Auch hier lässt sich festhalten, dass die Befestigungsmaterialien aus Glasionomern signifikant schlechtere Haftwerte für die terminale Schmelzhaftung zeigen als die Befestigungsmaterialien aus Kompositen.

5.2.2 Terminal Dentin

Nach erfolgter thermomechanischer Belastung kann man eine deutliche Minderung der Haftwerte im Dentin für alle Gruppen feststellen. Gruppe 3 (SDR™ in 4 mm Schichtung in Kombination mit Venus® Diamond als Deckfüllung) zeigt hierbei die beste Randqualität (62.1 %). Signifikant schlechtere Haftwerte als Gruppe 3 ($p < 0,05$) zeigen die Gruppe 2 (Venus® Diamond in 2 mm Schichtung) (57.2 %), Gruppe 5 (Ketac™ Fil Plus) (56.0 %) und Gruppe 6 (Photac™ Fil Quick) (54.9 %). Das zweitbeste Resultat erzielte die Gruppe 1 (Venus® Diamond in 1 mm Schichtung) (59.3 %). Inferenzstatistisch verhält sich Gruppe 1 jedoch nicht signifikant zu der Gruppe 2 und Gruppe 3. Die Gruppe 4 (CLEARFIL MAJESTY™ ES Flow High) zeigt bezogen auf die terminale Dentinhaftung die signifikant geringste Randqualität (49.3 %, $p < 0,05$).

Hieraus lässt sich zum einen festhalten, dass die Gruppe 4 (CLEARFIL MAJESTY™ ES Flow High), bei dem es sich um einen fließfähigen Nanohybrid Komposit handelt, schlechtere Ergebnisse bezüglich der Randqualität im Dentin nach thermomechanischer Belastung liefert, als die für die vorliegende Studie herangezogenen Befestigungsmaterialien aus Glasionomern. Zum anderen kann aufgezeigt werden, dass die verwendete Schichttechnik in Gruppe 4 negativen Einfluss auf die Haftqualität nimmt.

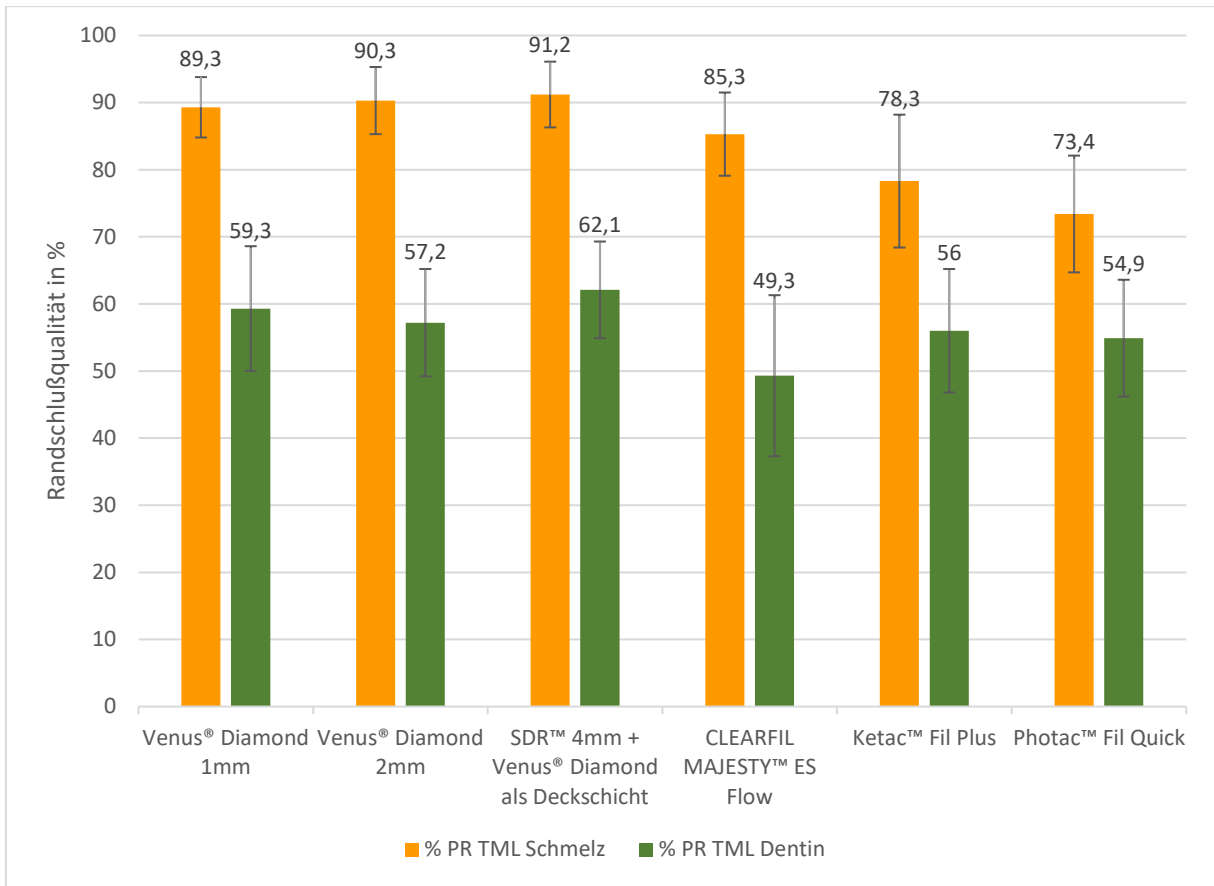


Abbildung 20: Säulendiagramm: Ergebnisse nach TML für Schmelz und Dentin

6 Diskussion

6.1 Diskussion Material und Methodik

6.1.1 Auswahl und Lagerung der Probenzähne

In der vorliegenden In-vitro-Studie wurde für die Untersuchung des Randspaltverhaltens unterschiedlicher Füllungsmaterialien im Schmelz und Dentin, vor und nach TML, an 48 extrahierte humane Molaren getestet, welche in 6 Gruppen (n=8) eingeteilt wurden. Dabei wurde darauf geachtet, dass es sich um Molaren der zweiten Dentition handelt, welche einen kariesfreien Zustand aufweisen und die weder bereits gefüllt noch eine Wurzelbehandlung erfahren haben, um so möglichst standardisierte klinische Rahmenbedingung zu schaffen.

Ein ähnliches Studiendesign, was die Auswahl und Anzahl der Probenzähne betrifft, zeigt die Studie von Armstrong et al. (2017), die bei selben Rahmenbedingungen empfehlen, mindestens 5, im besten Fall 8 bis 10 Probenzähne pro Versuchsgruppe zu nehmen [8]. Die Lagerung der Zähne erfolgte durchgehend, von der Extraktion bis zum Beenden der experimentellen Untersuchung in einem Zeitraum von ca. 2 Jahren, ausschließlich in einem wässrigen Medium. Um eine Desinfektion der Zähne zu erreichen und so eine mögliche Kontamination des Untersuchers mit pathogenen Erregern zu minimieren, erfolgte im Anschluss nach der Extraktion der Molaren, die Lagerung der Probenzähne kurzfristig in einer 0,001 % Natriumazid-Lösung. Im weiteren Verlauf der Studie wurden sie in Aqua dest. gelagert. Beide Herangehensweisen stellen gängige Methoden zur Lagerung von Zähnen in In-vitro Studien dar [138,143].

Die Wasserlagerung schützt die Probenzähne vor einer möglichen Austrocknung, aber kann auch zur Entstehung von Randspalten führen, die durch Diffusionsprozesse am Rand der Füllungen aufgrund hydrolytischer Zersetzung begründet liegt [134]. Aber auch die Lagerungszeit kann Einfluss auf die klinische Langlebigkeit von Füllungen nehmen [9]. Wasser kann in die Polymermatrix eindringen und durch Aufquellen die mechanischen Eigenschaften verschlechtern, indem es die Reibungskräfte innerhalb der Polymerketten herabsetzt [43,127]. Darüber hinaus können auch Bestandteile des Komposits in Lösung gehen, wie z.B. nicht ausgehärtete Monomere und so zu Haftverlusten führen [62]. Um eine möglichst physiologische Alterung der Probenzähne gemäß in-vivo Verhältnisse simulieren

zu können, empfehlen *Burrow et al.* eine mindestens 6-monatige Lagerung der Probenzähne in Wasser [26].

6.1.2 Vorbereitung und Füllung der Probenzähne

Um die Qualität des Randspalts und somit die Kontrolle der Haftwerte der unterschiedlichen Füllungsmaterialien, sowohl im Schmelz als auch im Dentin bewerten zu können, wurde als Präparationsvorgabe eine standardisierte Klasse-II-Kavität in Form einer MOD-Präparation an Molaren gewählt. Auch im klinischen Alltag stellen Klasse-II-Kavitäten im Seitenzahnbereich eine Indikation zur direkten Versorgung mit Füllungsmaterialien dar [37]. Einen Einfluss auf die Haftqualität der Versorgung kann die unterschiedlich vorliegende Restdentinstärke nehmen, die trotz der standardisierten Präparationsvorgaben sich von Zahn zu Zahn aufgrund der anatomischen und altersbedingten Variabilität der Probenzähne unterscheiden können. Die Dichte und der Durchmesser der Dentintubuli nimmt dabei zur Pulpa hin zu [101,113], und führt so zu einem größerem Ausstrom des Pulpafluids, was dem Bondingagent die Monomerinfiltration erschwert [103]. Das spiegelt sich auch in bessere Haftwerte von oberflächlichem Dentin im Vergleich zu Pulpa nahem Dentin wider [113].

Um sich in der vorliegenden Studie auf die Haftqualität der unterschiedlichen Füllungsmaterialien zu konzentrieren, wurden alle 48 Probenzähne einer gleichen adhäsiven Vorbehandlung unterzogen. Dabei wurde auf das Total-Etch-System (Syntac® Classic) gesetzt, die eine Methode repräsentiert hohe Haftwerte zu erzielen [114] und die sich auch im Vergleich zu anderen Adhäsivsystemen bewährt hat [47,81]. Auch die Füllung der Probenzähne erfolgte nach genauen Vorgaben. Es wurden unterschiedliche Inkrementschichtstärken für die jeweiligen Versuchsgruppen gewählt. Während für die Versuchsgruppen 1 und 2, Schichtstärken von 1 mm bzw. 2 mm gewählt wurde, kam für die Versuchsgruppe 3 eine 4 mm Schichtung in Kombination mit einer 1mm Deckfüllung zum Einsatz. In den Versuchsgruppen 4,5 und 6 wurde die gesamte Kavität mit jeweils einem Füllungsmaterial ausgefüllt.

Die Inkrementschichtstärke nimmt dabei eine wichtige Rolle in Bezug zur Photopolymerisation des Komposits. Aus der Arbeit von *Rueggeberg et al.* (1994) konnte man feststellen, dass eine Inkrementschicht von maximal 2 mm zu einer vollständigen Aushärtung des Komposites führt, dabei erwähnen die Autoren

jedoch, dass eine 1 mm Schichtstärke die besten Ergebnisse erzielt [124]. Beträgt die Schichtstärke jedoch mehr als 2 mm, so konnte auch gezeigt werden, dass durch den vergrößerten Abstand es zu einer unvollständigen Aushärtung des Komposits kommt, was zu einer verminderten Haftqualität führt [124,161].

Entgegengesetzt zu diesen Ergebnissen konnten *Roggendorf et al.* (2011) feststellen, dass sich mit dem Komposit SDR auch Schichtstärken von 4 mm realisieren lassen und es dabei zu keiner Beeinträchtigung des Haftverbundes kommt [120]. Der Grund für die Polymerisation von größeren Schichten bei Bulk-Fill-Kompositen, liegt laut Herstellern auf der höheren Transluzenz [44,73]. Zudem wurde in der vorliegenden Studie eine Polymerisationszeit von 40 s für jede Inkrementenschicht eingehalten, um eine vollständige Aushärtung gewährleisten zu können.

6.1.3 In-vitro geführte Studie

Ziel einer solchen In-vitro-Studie ist es, so nah wie möglich an die realen Bedingungen im oralen Milieu heranzukommen, um so die Ergebnisse, welche aus dieser geführten Studie resultieren, In-vivo übertragen zu können. Da In-vivo geführte Studien sehr zeit- und kostenaufwändig sind [87,108] etablieren sich immer mehr In-vitro-Studien zur Beurteilung von Randschlussqualitäten [50]. *Frankenberger et al.* (2007) betonen aber auch, dass die Ergebnisse aus der alleinigen Betrachtung der Randschlussqualität in einer In-vitro geführten Studie nur bedingt auf die klinische Performance übertragbar ist, da die Überlebensfaktoren einer Füllung nicht nur auf die Randschlussqualität reduziert werden können, sondern von mehreren Faktoren abhängig ist [50]. Die Studie von *Van Meerbeek et al.* (2010) zeigt jedoch auch, dass das Auftreten von Randspalten allein in In-vitro-Studien auch unter In-vivo-Bedingungen reproduzierbar ist [153].

6.1.4 Thermomechanische Belastung

Als eine bewährte Methode zur zyklischen Alterung der Probenzähne im Rahmen einer In-vitro geführten Studie, hat sich die thermomechanische Belastung erwiesen [7,36]. Diese setzt sich in der vorliegenden Studie aus der Lagerung der Probenzähne im wässrigen Milieu (0,001 % Natriumazid und Aqua dest.), der

thermischen Wechselbelastung über Thermocycling und der mechanischen Belastung mittels Kausimulation. Durch die Kombination der drei genannten Methoden können die Bedingungen für eine realitätsnahe Simulation zumindest annähernd gegeben werden [122]. Die thermische Belastung erfolgte mit dem Thermocycling-Gerät (Thermocycler THE 1100/1200, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland). Dabei wurden die Proben einer ständigen Temperaturschwankung zwischen 5 °C und 55 °C bei 2500 Zyklen ausgesetzt. Es soll die Situation, wie sie auch In-vivo bei der Aufnahme von heißen oder kalten Speisen und Getränken stattfindet, nachempfunden werden.

Durch die unterschiedlichen Ausdehnungskoeffizienten der Füllungsmaterialien, sowie der unterschiedlichen Zahnhartsubstanzen, kommt es zu Zugspannungen, die den Verbund zwischen Zahn und Füllungsmaterial beeinträchtigen können [24,144], was schließlich zu einem Verlust der Haftqualität führen kann [52,58]. Der thermischen Wechselbelastung schließt sich in der vorliegenden Studie die mechanische Belastung an. Dabei imitiert der Kausimulator die axial auftretenden Kräfte des Kauorgans. Während die Kraft, die Menge der Zyklen und die Frequenz frei einstellbar sind, wurde in der vorliegenden Studie, wie auch in der Studie von *Frankenberger et al.* (2005) eine Belastung von 50 N, bei einer Frequenz von 0,5 Hz und einem Zyklus von 100.000 gewählt [54].

Durch andere Studien konnte festgestellt werden, dass die Kraft, die beim Verzehr von Nahrung auftreten kann, zwischen 10 N und 120 N beträgt [15,79,128], wobei die Maximalwerte zwischen 190 N – 290 N im Frontzahnbereich und 200 N – 360 N im Seitenzahnbereich betragen können [45,105,156]. Über die Anzahl der Zyklen In-vitro können dabei Rückschlüsse über den Verschleiß gezogen werden, der über eine gewisse Zeit auch unter In-vivo Bedingungen auftreten würde. Einige Autoren empfehlen dabei eine Anzahl von 1.200.000 Zyklen, um 5 Jahre klinischen Einsatz zu simulieren [35,85], während in einer aktuelleren Studie von *Frankenberger et al.* (2007) gezeigt werden konnte, dass die Simulation von 2 Jahren klinischem Einsatz mit einer Anzahl von 100.000 Zyklen im Kausimulator in Kombination mit 2500 Zyklen im Thermocycler erreicht werden kann [50]. Die Einstellung der Frequenz von 0,5 Hz, der In-vitro durchgeführten Kauzyklen, scheint derjenigen der In-vivo berichteten Kauzyklen nahezukommen [14].

6.1.5 Rasterelektronenmikroskopische Analyse

Zur Ermittlung der Randschlussqualität im Rahmen einer In-vitro geführten Studie, nach thermomechanischer Belastung, hat sich die anschließende REM-Analyse der Prüfkörper etabliert [50,54,58]. In der vorliegenden Studie wurden zunächst Übersichtsaufnahmen in 24-facher Vergrößerung angefertigt, um die gesamte Fläche der Füllung darstellen zu können und im Anschluss Detailaufnahmen in 200-facher Vergrößerung der Zahn-Komposit-Verbundfläche für die genaue Randspaltanalyse. Auch andere Autoren haben zur detaillierten Beurteilung der Randschlussqualität einen 200-fachen Vergrößerungsfaktor gewählt [53,82,118]. Die rasterelektronische Messung der Zähne erfolgte anhand von angefertigten Replicas aus Epoxidharz, um eine Austrocknung der Zähne während der Analyse und damit verbundene Schäden an den Probenzähnen und Füllungsmaterialien zu verhindern [119].

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Ziel dieser In-vitro geführten Studie war es, die Haftqualität unterschiedlicher Füllungsmaterialien in Klasse-II-Kavitäten zu untersuchen. Diese erfolgte an 48 kariessfreien und extrahierten Molaren, welche in 6 Gruppen (n=8) eingeteilt wurden. Dabei wurden die Zähne einer thermomechanischen Belastung und zyklischen Alterung unterzogen, um eine In-vivo-Situation zu simulieren, die es ermöglicht, die Ergebnisse, welche aus dieser Studie hervorgehen, auf die Klinik übertragen zu können.

Vor der thermomechanischen Belastung der Proben, als auch danach, wurden zur Messung der Haftqualität im Schmelz und im Dentin, die Randspaltbreiten unter dem Rasterelektronenmikroskop begutachtet. Die Ergebnisse aus der REM-Analyse wurden in der Tabelle 2 zusammengefasst. Neben unterschiedlichen Füllungsmaterialien wurden in einigen Gruppen auch unterschiedliche Inkrementschichtstärken und ihr Einfluss auf die Haftqualität getestet. So spiegeln die Ergebnisse der Gruppe 1 den Komposit Venus® Diamond in einer 1 mm Inkrementschichtung wider, während die Ergebnisse aus Gruppe 2 eine 2 mm Inkrementschichtung desselben Komposits zeigen. Gruppe 3 wiederum zeigt die Verwendung von einem Bulk-Fill-Komposit SDR™ in einer 4 mm Schichtung in Kombination mit Venus® Diamond als Deckfüllung. In den Gruppen 4, 5 und 6

wurden die Kavitäten mit dem jeweiligen Füllungsmaterial in einer Schicht ausgefüllt. Für die Gruppe 4 kam dabei der Komposit CLEARFIL MAJESTY™ ES Flow High zum Einsatz. Die Gruppe 5 mit Ketac™ Fil Plus und die Gruppe 6 mit Photac™ Fil Quick stellen dabei die einzigen beiden Gruppen in der vorliegenden Studie dar, bei denen es sich um Glasionomerzemente und nicht wie bei den vorherigen Gruppen um Komposite handelt.

6.2.1 Ergebnisse Schmelz- und Dentinhaftung vor TML

Die Ergebnisse aus der Schmelzhaftung zeigen, nach dem Legen der Füllung und vor TML, eine perfekte Randschlussqualität für die Gruppen 1-4 (100 %) und ein signifikant schlechteres Ergebnis für die Gruppen 5 (92,3 %, $p < 0,05$) und 6 (85,2 %, $p < 0,05$). Die Ergebnisse aus der Dentinhaftung vor TML zeigen ein ähnliches Ergebnis, bei der eine Randschlussqualität von 100 % in den Gruppen 1-5 und lediglich die Gruppe 6 (95,0 %, $p < 0,05$) ein signifikant schlechteres Ergebnis, als die zuvor genannten Gruppen, aufzeigt. Bei den Gruppen 1-4 handelt es sich um Füllungsmaterialien aus der Gruppe der Komposite und in Gruppe 5 und 6 um Füllungsmaterialien aus der Gruppe der Glasionomerzemente.

Aus der Studie von *Frankenberger et al.* (2020), die bei einem ähnlichen Studiendesign unterschiedliche Füllungsmaterialien unter anderem auch auf Ihre Randqualität hin über TML untersuchten, konnten feststellen, dass alle Materialien, darunter auch Komposite und Glasionomerzemente, initial im Schmelz und im Dentin vor TML eine 100 %-ige Randqualität aufweisen. In der vorliegenden Studie kann zumindest für die Gruppen 1-4 der Komposite dasselbe Resultat beobachtet werden [49]. Die signifikant schlechtere initiale Schmelz- und Dentinhaftung der Glasionomerzemente, im Vergleich zu den Kompositen, kann darin begründet liegen, dass die Verarbeitung der GIZ vom Legen der Füllung bis zum Aushärten sehr techniksensitiv ist und durch die zähflüssige Konsistenz das Einbringen in die Kavität erschwert wird [31]. So können bereits nach dem Legen der Füllung Randspalten im Schmelz oder Dentin, durch die schlechte Adaption am Füllungsrand, sichtbar werden und die Ergebnisse aus dieser Arbeit vor TML begründen.

6.2.2 Ergebnisse Schmelz- und Dentinhaftung nach TML

Nach TML konnten in allen Untersuchungsgruppen eine Verminderung der Haftqualität festgestellt werden, gegenüber den Werten der initialen Schmelz- und Dentinhaftung vor TML. Die besten Ergebnisse der Schmelzhaftung erzielten dabei, in abnehmender Folge, die Gruppe 3 (91,2 %), Gruppe 2 (90,3 %) und Gruppe 1 (89,3 %), wobei sie sich nicht signifikant voneinander unterscheiden ($p > 0,05$). Die Ergebnisse aus den Gruppen 1-3 decken sich nahezu mit den Ergebnissen aus der Studie von *Roggendorf et al.* (2011), welche bei exakt demselben TML-Protokoll und unter Verwendung unterschiedlicher Adhäsiv-Systeme, worunter auch das Syntac-Classic-Adhäsiv zählte, die Randqualität des Bulk-Fill-Komposits SDR im Vergleich zu anderen konventionellen Kompositen, vor und nach TML im Schmelz und im Dentin untersuchten.

Die Kombination von SDR in einer 4 mm Schichtung und einer Deckfüllung mit dem Universalkomposit Tetric EvoCeram® (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) erreichte unter Verwendung des Syntac-Classic-Adhäsives eine Schmelzhaftung nach TML von 91,5 % (vs. Gruppe 3, 91,2 %) und die alleinige Nutzung von Tetric EvoCeram in einer 2 mm Schichtung von 90,2 % (vs. Gruppe 2, 90,3 %) [120]. Dabei muss erwähnt werden, dass in der vorliegenden Studie anstelle von Tetric EvoCeram, Venus Diamond für die Gruppen 1-3 verwendet wurden. Da es sich aber in beiden Fällen um einen universellen Nanohybridkomposit handelt [99], können die Ergebnisse als Vergleich herangezogen werden. Ein signifikant schlechteres Ergebnis im Vergleich zu den Gruppen 1-3, erzielte die Gruppe 4 (85,3 %, $p < 0,05$) und somit das schlechteste Ergebnis unter den Kompositen für die Schmelzhaftung. Dabei handelt es sich um den fließfähigen Komposit Clearfil Majesty ES Flow High.

Die verminderte Schmelzhaftung kann darin begründet liegen, dass beim Füllen der Kavität keine Inkrementschichtung, wie in den Gruppen 1 und 2 Beachtung fand, sondern wie in Gruppe 3 eine Bulk-Fill-Technik. Viele Hersteller empfehlen oftmals eine Inkrementschichtstärke von nicht mehr als 2 mm aus mehreren Gründen. Sie ist zum einen abhängig von der Lichtdurchlässigkeit, die mit zunehmender Schichtstärke limitiert wird, aufgrund der Absorption der Kompositmoleküle innerhalb der Kompositmatrix und der Streuung des Lichtes durch die

Füllkörper und zum anderen durch die erhöhte Polymerisationsschrumpfung, die mit steigender Schichtstärke beim Aushärten entsteht [23,133].

Aus der Studie von *Deliperi et al.* (2002) kann man zudem entnehmen, dass die Verwendung von mehreren kleineren Schichten zur Reduzierung der Polymerisationsschrumpfung führt [34] und *Kim et al.* (2016) konnten zeigen, dass die Inkrementenschichtung eine geringere Polymerisationsspannung auf die Kavitätswände ausübt als die Schichtung eines konventionellen Komposits in Bulk-Fill-Technik [77]. So kommt man durch die Arbeit von *Van Ende et al.* (2017) zu dem Schluss, dass wenn der Haftverbund den entstehenden Kräften nicht standhält, es zur Verminderung der Randschlussqualität führt und zum Entstehen von Randspalten [148].

Auch nach TML schneiden die Gruppen der Glasionomerzemente schlechter ab als die Gruppen der Komposite bezüglich der Schmelzhaftung. Die Gruppe 5 (78,3 %, $p < 0,05$) mit Ketac Fil Plus zeigt zwar ein signifikant schlechteres Ergebnis als die Gruppen 1-4, aber ein signifikant besseres als die Gruppe 6 (73,4 %, $p < 0,05$) mit Photac Fil Quick. Ein vergleichbares Ergebnis zeigt auch eine früher geführte Studie von *Brackett et al.* (1999), bei der Photac Fil im Vergleich zu Ketac Fil, sowohl eine schlechtere Randschlussqualität als auch eine erhöhte Verfärbung aufwies [22]. Laut *Attin et al.* (1995) könnte es an der Polymerisationsschrumpfung liegen, dem Photac Fil bei der Aushärtung ausgesetzt ist, da der einzige Unterschied zwischen den beiden Materialien der lichthärtende Kunststoffanteil darstellt [11]. Die bessere Haftung der Komposite gegenüber der Glasionomerzemente ist nicht überraschend. Die schlechte Haftung von Glasionomerzementen an den Zahnhartsubstanzen zeigt auch die Studie von *Nicholson et al.* (2016) [107].

Während die Komposite über die Adhäsivtechnik eine mikroretentive Befestigung mit der Zahnhartsubstanz eingehen [151] und dadurch gute Haftwerte im Schmelz und Dentin resultieren, erfolgt die Adhäsion der Glasionomerzemente zum einen chemisch über die Carboxylgruppen der Polyalkensäuren an Hydroxylapatit [3,18] und zum anderen durch mikromechanische Verankerung von Zementfahnen mit der Dentinoberfläche. Darüber hinaus ist die Haftung der Glasionomerzemente im Schmelz höher als im Dentin, was darauf schließen lässt, dass die Haftung abhängig mit dem Mineralisationsgrad des Zahnes ist [107].

Das lässt sich auch in der vorliegenden Studie bestätigen, bei der jedoch nicht nur die Gruppen der Glasionomerezemente eine schlechtere Dentin- als Schmelzhaftung nach TML zeigen, sondern alle in der In-vitro-Simulation untersuchten Gruppen. Hierbei präsentieren die Gruppe 3 (62,1 %) und Gruppe 1 (59,3 %) das signifikant beste Ergebnis ($p > 0,05$). Die Gruppe 2 (57,2 %) hat ein signifikant niedrigeres Ergebnis als die Gruppe 3 ($p < 0,05$) erzielt, jedoch verhält es sich nicht signifikant zur Gruppe 1 ($p > 0,05$).

Das in Gruppe 1 und Gruppe 2 verwendete Material Venus Diamond, konnte in vorangegangenen Studien bereits mit guten Ergebnissen präsentiert werden [80,99] und findet daher auch als Kontrollgruppe in Studien Verwendung [126]. Aus den Ergebnissen dieser Studie lässt sich festhalten, dass die Verwendung eines Bulk-Fill-Komposits (SDR) mit einer Schichtstärke von 4 mm in Kombination mit einem konventionellen Komposit (Venus) als Deckschicht die besten Resultate bezogen auf die Schmelz- und Dentinhaftung nach TML zeigt und die Verwendung eines konventionellen Nanohybrid Komposites (Venus Diamond) in einer 1 mm bzw. 2 mm Schichtung vergleichbar gute Ergebnisse liefert.

Dieses Ergebnis lässt sich auch durch zahlreiche andere In-vitro geführten Studien bestätigen, bei denen der Vergleich zwischen einem Bulk-Fill Komposit in Kombination mit einem konventionellen Komposit als Deckschicht und konventionellen Kompositen, die mit einer Schichttechnik gelegt worden sind, gezogen wurde [2,5,10,16,27,116,120,120,131]. Allgemein betrachtet konnte bezogen auf das Randspaltverhalten in den genannten Studien kein Unterschied zwischen den beiden Gruppen festgestellt werden, jedoch konnte gezeigt werden, dass in manchen Fällen die Ergebnisse abhängig vom verwendeten Füllungsmaterial waren.

So zeigten *Peutzfeldt et al.* (2018) und *Shahidi et al.* (2017), ähnlich wie in der vorliegenden Studie, bessere Ergebnisse für die Gruppe der Bulk-Fill Komposite in Kombination mit einer Deckschicht aus einem konventionellen Komposit, als die Gruppe der konventionellen Komposite in Schichttechnik [116,131]. Campos et al. (2014) stellten wiederum innerhalb Ihrer Studie unterschiedliche Ergebnisse fest. Dabei zeigte die Kontrollgruppe, mit einem konventionellen Komposit in Schichttechnik, bessere Ergebnisse als die Gruppe der Bulk-Fill-Komposite mit Deckschicht, wenn Venus Bulk-Fill in Kombination mit Venus Diamond

verwendet wurde und gleichwertige Ergebnisse, wenn SDR Flow in Kombination mit Tetric EvoCeram getestet wurde [27]. Damit bestätigt sich die Materialabhängigkeit der Ergebnisse. Die Materialabhängigkeit spiegelt sich auch wider, wenn man die Studien von *Al-Nahedh et al. (2020)* und *Paganini et al. (2020)* miteinander vergleicht [5,111]. Während *Al-Nahedh et al. (2020)* eine Reduzierung der Randspalten feststellen konnten, wenn die Deckschicht aus demselben Bulk-Fill-Material erfolgte anstelle von einem konventionellen Komposit [5], stellten *Paganini et al. (2020)* genau das Gegenteil fest [111].

Demgegenüber untersuchten *Benetti et al. (2015)* 5 verschiedene Bulk-Fill-Komposite in Kombination mit einem einzigen konventionellen Komposit, das als Kontrollmaterial diente, als Deckschicht und kamen in allen 5 Gruppen zu ähnlichen Randschlussqualitäten verglichen mit der Gruppe eines konventionellen Komposits in Schichttechnik [16]. So lässt sich aus dem Ergebnis der vorliegenden Studie und denen der genannten Studien festhalten, dass die verwendeten Füllungsmaterialien zwar die Ergebnisse beeinflussen können, aber im Großen und Ganzen sich vergleichbare Resultate zwischen den beiden Gruppen abzeichnen.

Ein etwas schlechteres Ergebnis der Randqualität nach TML als zu den Gruppen 1-3, aber nicht signifikant schlechter als die Gruppen 1-2, zeigten in abnehmender Reihenfolge die Gruppe 5 (56,0 %, $p < 0,05$) und Gruppe 6 (54,9 %, $p < 0,05$) der Glasionomerzemente. Ein vergleichbares Resultat liefert die klinische Langzeitstudie von *Hutchison et al. (2019)*, die in einem Beobachtungszeitraum von 10 Jahren an 87 Patienten, wovon nur 51 am Ende evaluiert wurden, zeigen konnten, dass sich bezüglich der Randqualität kein Unterschied in Klasse-I- und Klasse-II-Kavitäten zwischen Glasionomerzementen und Kompositen abzeichnet [69].

Demgegenüber zeigt die klinische Studie von *Balkaya et al. (2020)*, die ein Glasionomerzement, ein Bulk-Fill-Komposit und einen konventionellen Komposit verglichen haben, in einem Zeitraum von nur 2 Jahren an 54 Patienten und 109 Klasse-II Kavitäten, von denen am Ende 84 Kavitäten evaluiert wurden, ein signifikant schlechteres Randspaltverhalten für die Gruppe des verwendeten Glasionomerzements. Die anderen zwei verwendeten Materialien zeigten währenddessen akzeptable und vergleichbar gute Ergebnisse [12]. Die unterschiedlichen Ergebnisse der vorliegenden Studie und der zum Vergleich herangezogenen

Studien, könnte an dem verwendeten Adhäsivprotokoll liegen. Während in der vorliegenden Studie, dass vier-Schritt etch-and-rinse Adhäsivsystem Syntac Classic zum Einsatz kam, wurde in der Studie von *Balkaya et al.* (2020) ein 1-komponentiges Adhäsivsystem (Single Bond Universal von 3M ESPE) verwendet [12], was schließlich die unterschiedlichen Ergebnisse erklären könnte. Dieser Ansicht kommen auch *Albelasy et al.* (2022) nahe, die keinen signifikanten Unterschied zwischen einem Glasionomerzement und einem Komposit bezogen auf die Randqualität und dem Auftreten von Sekundärkaries im Rahmen Ihrer geführten Metaanalyse feststellen konnten. Sie betonen dabei, dass das verwendete Adhäsivprotokoll einen entscheidenden Einfluss auf das Randspaltverhalten von Glasionomerzementen nimmt und halten zusätzlich fest, dass in den untersuchten Studien nicht immer ein einheitliches Adhäsivsystem verwendet wurde [4].

Das signifikant schlechteste Ergebnis, bezogen auf die Randschlußqualität im Dentin nach TML, zeigte die Gruppe 4 (49,3 %, $p < 0,05$). Die Gruppe 4 wird dabei durch das Nanohybridkomposit Clearfill Majesty ES Flow High in einer Bulk-Fill-Technik repräsentiert. Der schlechte Haftverbund des Materials kann darin begründet liegen, dass anstelle einer Schichttechnik und einer maximalen Schichtstärke von 2 mm, welche von vielen Herstellern empfohlen wird bei der Verwendung eines konventionellen Komposits, die gesamte Kavität mit einer einzigen Schicht gefüllt wurde. Ein Grund für diese Empfehlung spielt die verminderte Lichtdurchlässigkeit, die mit zunehmender Schichtstärke abnimmt und die verstärkt bei dunkleren Farbtönen auftritt [91].

Sie führt dazu, dass zwar die Oberfläche aushärtet, aber der Kern des Füllungsmaterials ungenügend auspolymerisiert [44], was schließlich die Langlebigkeit der Restauration negativ beeinflussen kann [28]. Ein weiterer Grund ist der C-Faktor, der im Zusammenhang mit dem Kavitätendesign Einfluss auf die Polymerisationsschrumpfung nimmt [41]. So zeigt die Studie von *Nikolaenko et al.* (2004), dass der C-Faktor einen entscheidenden Einfluss auf die Dentinhaftung nehmen kann und dass durch die Inkrementeschichttechnik bessere Haftwerte erzielt werden können [109]. Dieses Ergebnis wird auch durch weitere Studien bestätigt. *Zhengdi et al.* (2007) beispielsweise, die im Rahmen Ihrer In-vitro geführten Studie an bovinen Zähnen, den Einfluss der Inkrementeschichtung und der

Kavitätengröße auf die Haftung eines konventionellen Komposits untersuchten, ermittelten schlechtere Haftwerte für einen konventionellen Komposit, wenn Kavitäten mit einem hohen C-Faktor in der Bulk-Fill-Methode gefüllt wurden [64]. Aber auch *Van Ende et al.* (2013), die den Einfluss der Bulk-Fill-Technik auf die Dentinhaftung am Kavitätenboden observierten, kamen zu dem Resultat, dass es zu einem Versagen der Haftung kam, wenn ein konventioneller Komposit in der Bulk-Fill-Technik verwendet wurde, während ein fließfähiges Bulk-Fill-Komposit unter gleichen Voraussetzungen ein hervorragendes Ergebnis erzielte [150].

6.3 Schlussfolgerung

Die im Rahmen der vorliegenden Studie gesammelten Ergebnisse, lassen bezüglich der zu Beginn gestellten Fragen, folgendes beantworten:

1. Vor TML zeigten die Gruppen der Komposite (Gruppen 1-4) sowohl im Schmelz als auch im Dentin eine perfekte Randschlussqualität. Die initiale Schmelzhaftung zeigte dabei signifikant bessere Ergebnisse für alle Gruppen der Komposite im Vergleich zu den Gruppen der Glasionomerzemente. Bezogen auf die initiale Dentinhaftung konnte das Glasionomerzement Ketac Fil Plus ebenfalls eine perfekte Randschlussqualität vorweisen, sodass Photac Fil Quick das einzige Füllungsmaterial präsentierte, mit Randspalten vor TML im Dentin. Auch nach TML zeigen die Gruppen der Komposite signifikant bessere Ergebnisse als die Gruppen der Glasionomerzemente im Schmelz. Erneut präsentiert Photac Fil Quick das signifikant schlechteste Ergebnis. Jedoch lässt sich hier auch ein signifikant schlechteres Ergebnis innerhalb der Gruppe der Komposite mit CLEARFIL MAJESTY ES Flow High feststellen, wenn auf eine Schichtung verzichtet wird und die Kavität mit dem Komposit in einer Bulk-Fill-Technik in einer Schicht (mind. 4 mm) gefüllt wird.

Diese Füllungsmethode in Kombination mit dem CLEARFIL MAJESTY ES Flow High präsentiert auf die terminale Dentinhaftung sogar ein signifikant schlechteres Ergebnis, als die Glasionomerzemente Ketac Fil Plus und Photac Fil Quick und somit das signifikant schlechteste Resultat für die Dentinhaftung nach TML im Rahmen dieser geführten In-vitro-Studie. Die signifikant besten Ergebnisse und die geringsten Randspalten im Dentin nach TML konnten durch das Bulk-Fill-Komposit SDR in einer 4 mm Schichtung in Kombination mit einer Deckschicht aus dem Universalkomposit Venus Diamond oder die alleinige Verwendung von Venus Diamond in einer 1 mm horizontalen Schichtung gezeigt werden.

2. Das Bulk-Fill-Komposit SDR in einer 4 mm Schichtung in Kombination mit einer Deckschicht aus dem Universalkomposit Venus Diamond

präsentierte, sowohl vor als auch nach TML im Schmelz und im Dentin, die Gruppe mit den geringsten Randspalten und den höchsten Haftwerten. Für die initiale und terminale Schmelzhaftung und der initialen Dentinhaftung zeigt sich jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen der Gruppe mit SDR und den Gruppen von Venus Diamond in einer 1 mm und 2 mm horizontalen Schichtung. Ein signifikanter Unterschied lässt sich für die terminale Dentinhaftung festlegen. Die Gruppe mit SDR zeigt signifikant bessere Ergebnisse als die Gruppe um Venus Diamond, wenn in einer 2 mm horizontalen Schichtung die Füllung gelegt wurde.

Somit lässt sich durch die vorliegende Studie festhalten, dass in Klasse-II-Kavitäten die Verwendung von SDR in einer 4 mm Schichtung in Kombination mit einer Deckschicht aus dem Universalkomposit Venus Diamond oder die alleinige Verwendung von Venus Diamond in einer 1 mm horizontalen Schichtung die höchsten Haftwerte im Schmelz und im Dentin zeigen und dass kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Gruppen festzustellen ist.

3. Die Inkrementschichtstärke zeigt auf die initiale Schmelz- und Dentinhaftung in der vorliegenden Studie keinen signifikanten Einfluss. Der signifikante Einfluss der Inkrementschichtstärke auf das Randspaltverhalten lässt sich jedoch nach Belastung der Probenzähne verdeutlichen und das sowohl für die Haftwerte im Schmelz als auch im Dentin. Die horizontale Schichtung von Venus Diamond in 1 mm und 2 mm Schichtstärken zeigt sowohl im Schmelz als auch im Dentin nach TML signifikant bessere Haftwerte als die Füllung von CLEARFIL MAJESTY ES Flow High in einer einzigen Schicht in der Bulk-Fill-Methode. Die 1 mm horizontale Inkrementschichtung von Venus Diamond zeigt dabei die geringsten Randspalten, aber unterscheidet sich nicht signifikant zur 2 mm Schichtung von Venus Diamond.

Durch diese Beobachtung im Rahmen der vorliegenden In-vitro geführten Studie lässt sich festhalten, dass mit zunehmender

Inkrementschichtstärke auch zunehmend mehr Randspalten entstehen, welche sich vor allem signifikant in der Dentinhaftung bemerkbar machen.

4. Das Glasionomerzement Ketac Fil Plus zeigt initial und terminal im Schmelz, sowie initial im Dentin signifikant bessere Haftwerte als im Vergleich zum Glasionomerzement Photac Fil Quick. Lediglich bezogen auf die terminale Dentinhaftung zeigt sich kein signifikanter Unterschied zwischen den beiden Füllungsmaterialien.

Aus den Ergebnissen der vorliegenden In-vitro-Studie auf das Randspaltverhalten von verschiedenen Füllungsmaterialien in Klasse-II-Kavitäten, lässt sich abschließend festhalten, dass die Verwendung vom Bulk-Fill-Komposit SDR in 4 mm in Kombination mit dem Nanohybridkomposit Venus Diamond als Deckschicht, sowie die 1 mm Inkrementschichtung von Venus Diamond die besten und vergleichbar gute Ergebnisse liefern. Weiterhin kann gezeigt werden, dass mit zunehmender Inkrementschichtstärke die Qualität des Randspaltverhaltens für Komposite negativ beeinflusst wird und dass die Verwendung des Nanohybridkomposites CLEARFIL MAJESTY ES Flow High in der Bulk-Fill-Methode die höchsten Randspalten im Dentin aufweist und selbst im Vergleich zu den Glasionomerzementen versagt.

Die Füllung von Klasse-II-Kavitäten mit Kompositen sollte daher stets nach Herstellerangaben und in kleinen Inkrementschichten, sowie unter Berücksichtigung des C-Faktors erfolgen. Bei Beachtung dieser Empfehlungen zeigen Füllungsmaterialien aus Komposite im Rahmen dieser In-vitro geführten Studie eine höhere Erfolgsrate bezüglich der Randspaltqualität im Vergleich zu Füllungsmaterialien aus Glasionomerzementen. Zuletzt muss jedoch die Wichtigkeit des verwendeten Adhäsivsystems für den Haftverbund von Füllungsmaterialien an den Zahnhartsubstanzen erwähnt werden, welche in der vorliegenden Studie ausschließlich durch die Verwendung des Adhäsivsystems Syntac Classic erfolgte und die Ergebnisse der verwendeten Füllungsmaterialien nur bedingt auf andere Adhäsivsysteme übertragbar ist.

7 Zusammenfassung

7.1 Ziel der Studie

Das Ziel dieser In-vitro geführten Studie war es die Randqualität unterschiedlicher Füllungsmaterialien (Komposit, Bulk-Fill und Glasionomerkement) im Schmelz und Dentin in Klasse-II-Kavitäten nach thermomechanischer Belastung unter dem Rasterelektronenmikroskop zu untersuchen. Zudem wurde auch der Einfluss der Inkrementschichtstärke, als auch die Kombination aus einem Bulk-Fill-Komposit mit einem Universalkomposit auf den Haftverbund untersucht. Aus den resultierenden Ergebnissen sollen Rückschlüsse gezogen werden, welche der untersuchten Gruppen die geringsten Randspalten aufweisen.

7.2 Material und Methode

Unter standardisierten Bedingungen wurden 48 humane und kariesfreie extrahierte Molaren in 6 Gruppen (n=8) eingeteilt. In alle Proben wurde eine Klasse-II-Kavität angelegt. Die Vorbehandlung aller Kavitäten erfolgte gemäß Herstellerangaben und beinhaltete die Schmelz- und Dentinätzung mittels 36%iger Phosphorsäure, sowie die Verwendung des Adhäsivsystems Syntac® Classic. Im Anschluss erfolgte die Füllung der Proben mit den verschiedenen Füllungsmaterialien anhand der Gruppeneinteilung. Die Gruppeneinteilung sah folgendermaßen aus: Venus® Diamond 1 mm horizontale Schichtung (Gruppe 1), Venus® Diamond 2 mm horizontale Schichtung (Gruppe 2), SDR™ 4 mm horizontale Schichtung mit Venus® Diamond als Deckschicht (Gruppe 3), CLEARFIL MAJESTY™ ES Flow High in einer Schicht (Gruppe 4), Ketac™ Fil Plus in einer Schicht (Gruppe 5) und Photac™ Fil Quick in einer Schicht (Gruppe 6). Um In-vivo Bedingungen zu simulieren wurden alle Proben mittels thermomechanischer Belastung einer künstlichen Alterung unterzogen. Die thermische Wechselbelastung (5°C/55°C) erfolgte im Thermocycler bei 2500 Zyklen und die mechanische Belastung im Kausimulator (50 N/0,5 Hz) bei 100.000 Zyklen. Eine Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung gliederte sich sowohl vor, als auch nach thermomechanischer Belastung an, um eine Auswertung der Probenzähne bezüglich der Randspalten vornehmen zu können. Zur Überprüfung der Randqualität wurden Detailaufnahmen in 200-facher Vergrößerung aufgenommen.

7.3 Ergebnisse

Die Ergebnisse vor thermomechanischer Belastung zeigen eine Haftqualität im Schmelz für die Gruppen 1-4 von 100 %, sowie im Dentin für die Gruppen 1-5 von 100 % und somit keinen Randspalt. Eine statistisch signifikant schlechtere Haftung im Schmelz zeigen die Glasionomerezemente in Gruppe 5 (92.3 %, $p < 0,05$) und Gruppe 6 (85.2 %, $p < 0,05$). Die signifikant schlechteste Haftung im Dentin vor thermomechanischer Belastung zeigt die Gruppe 6 (95.0 %, $p < 0,05$). Nach thermomechanischer Belastung lassen sich in allen Gruppen, sowohl im Schmelz als auch im Dentin, eine Verminderung der Haftqualität nachweisen. Bezüglich der Schmelzhaftung erzielen die Gruppe 1 (89.3 %), Gruppe 2 (90.3 %) und Gruppe 3 (91.2 %) die signifikant besten Ergebnisse (alle $p > 0,05$). Signifikant schlechter schneiden die Gruppe 4 (85.3 %, $p < 0,05$), Gruppe 5 (78.3 %, $p < 0,05$) und Gruppe 6 (73.4 %, $p < 0,05$) ab. Die beste Dentinhaftung zeigt die Gruppe 3 (62.1 %) und Gruppe 1 (59.3 %, $p > 0,05$). Die Gruppe 2 (57.2 %), Gruppe 5 (56.0 %) und Gruppe 6 (54.9 %) zeigen zwar im Vergleich zur Gruppe 3 ein signifikant schlechteres Randspaltverhalten (alle $p < 0,05$), unterscheiden sich jedoch nicht signifikant zur Gruppe 1 (alle $p > 0,05$). Das verwendete Füllungsmaterial in Gruppe 4 (49.3 %, $p < 0,05$) zeigte dabei den signifikant höchsten Haftverlust im Dentin.

7.4 Schlussfolgerung

Die Kombination aus dem Bulk-Fill-Komposit SDR in 4 mm Schichtung und dem Nanohybridkomposit Venus Diamond als Deckschicht, als auch die alleinige Verwendung von Venus Diamond in einer 1 mm Schichtung, zeigten die besten Ergebnisse und die geringsten Randspalten in Klasse-II-Kavitäten. Zudem konnte gezeigt werden, dass mit zunehmender Inkrementschichtstärke, ein negativer Einfluss auf die Haftqualität von Kompositen genommen wird. Die Verwendung von CLEARFIL MAJESTY ES Flow High in der Bulk-Fill-Methode zeigte dabei den höchsten Verlust an Haftqualität im Dentin und versagte selbst im Vergleich zu den Glasionomerezementen. Die Füllung von Klasse-II-Kavitäten mit Kompositen sollte daher immer nach Herstellerangaben, sowie in kleinen Inkrementen und unter Berücksichtigung des C-Faktors erfolgen. Bei Beachtung dieser Empfehlung zeigen die Füllungsmaterialien aus Kompositen ein geringeres Auftreten von Randspalten in Klasse-II-Kavitäten, als Glasionomerezemente.

8 Summary

8.1 Objectives

The aim of this in vitro study was to investigate the marginal quality of different restorative materials (composite, bulk-fill and glass ionomer cement) in enamel and dentin in Class II cavities after thermomechanical loading under the scanning electron microscope. In addition, the influence of the increment layer thickness as well as the combination of a bulk-fill composite with a universal composite on the bond strength was investigated. From the results, conclusions will be drawn as to which of the investigated groups exhibit the lowest marginal gaps.

8.2 Material and methods

Under standardized conditions, 48 human and caries-free extracted molars were divided into 6 groups (n=8). A Class II cavity was placed in all specimens. All cavities were pretreated according to the manufacturer's instructions and included enamel and dentin etching using 36% phosphoric acid and the Syntac® Classic adhesive system. Subsequently, the specimens were filled with the various restorative materials according to the group classification. The grouping was as follows: Venus® Diamond 1 mm horizontal layering (Group 1), Venus® Diamond 2 mm horizontal layering (Group 2), SDR™ 4 mm horizontal layering with Venus® Diamond as the top layer (Group 3), CLEARFIL MAJESTY™ ES Flow High in one layer (Group 4), Ketac™ Fil Plus in one layer (Group 5) and Photac™ Fil Quick in one layer (Group 6). To simulate in vivo conditions, all specimens were subjected to artificial aging using thermomechanical loading. Thermal cycling (5°C/55°C) was performed in a thermocycler at 2500 cycles and mechanical loading in a masticatory simulator (50 N/0.5 Hz) at 100,000 cycles. A scanning electron microscopic examination was performed both before and after thermomechanical loading in order to evaluate the sample teeth with respect to the marginal gaps. Detailed images were taken at 200x magnification to check the marginal quality.

8.3 Results

The results before thermomechanical loading show an adhesion quality in enamel for groups 1-4 of 100 %, and in dentin for groups 1-5 of 100 % and thus no marginal gap. A statistically significant worse adhesion in enamel is shown by the glass ionomer cements in group 5 (92.3 %, p<0.05) and group 6 (85.2 %, p<0.05).

The significantly poorest adhesion in dentin before thermomechanical loading is shown by group 6 (95.0 %, $p < 0.05$). After thermomechanical loading, all groups showed a reduction in the bond quality in both enamel and dentin. In terms of enamel bond strength, group 1 (89.3 %), group 2 (90.3 %) and group 3 (91.2 %) achieved the best results (all $p > 0.05$). Group 4 (85.3 %, $p < 0.05$), Group 5 (78.3 %, $p < 0.05$) and Group 6 (73.4 %, $p < 0.05$) performed significantly worse. Group 3 (62.1 %) and Group 1 (59.3 %, $p > 0.05$) showed the best dentin adhesion. Group 2 (57.2 %), group 5 (56.0 %) and group 6 (54.9 %) showed significantly worse marginal gap behavior compared to group 3 (all $p < 0.05$), but did not differ significantly from group 1 (all $p > 0.05$). The filling material used in group 4 (49.3 %, $p < 0.05$) showed the significantly highest loss of adhesion in the dentin.

8.4 Conclusion

The combination of the bulk-fill composite SDR in 4 mm layering and the nano-hybrid composite Venus Diamond as a top layer, as well as the sole use of Venus Diamond in a 1 mm layering, showed the best results and the lowest marginal gaps in Class II cavities. In addition, it could be shown that with increasing increment layer thickness, a negative influence on the bonding quality of composites is taken. The use of CLEARFIL MAJESTY ES Flow High in the bulk-fill method showed the highest loss of bonding quality in dentin and failed even in comparison to the glass ionomer cements. Class II cavities should therefore always be filled with composites according to the manufacturer's instructions, in small increments and taking the C-factor into account. If this recommendation is observed, composite restoratives show a lower incidence of marginal gaps in Class II cavities than glass ionomer cements.

9 Literaturverzeichnis

1. Aboush, Y. E. Y., Torabzadeh, H., Lee, A. R.: One-year fluoride release from fluoride-containing restorative materials. *J Dent Res* 74: 881, Abstr. Nr. 478 (1995).
2. Agarwal RS, Hiremath H, Agarwal J, Garg A: Evaluation of cervical marginal and internal adaptation using newer bulk fill composites: An in vitro study. *J Conserv Dent* 2015; 18: 56-61
3. Akinmade AO, Nicholson JW: Glass-ionomer cements as adhesives. *J Mater Sci: Mater Med* 1993; 4: 95-101
4. Albelasy EH, Hamama HH, Chew HP, Montaser M, Mahmoud SH: Secondary caries and marginal adaptation of ion-releasing versus resin composite restorations: a systematic review and meta-analysis of randomized clinical trials. *Sci Rep* 2022; 12: 19244
5. Al-Nahedh HN, Alawami Z: Fracture Resistance and Marginal Adaptation of Capped and Uncapped Bulk-fill Resin-based Materials. *Oper Dent* 2020; 45: E43-E56
6. Alrahlah A, Silikas N, Watts DC: Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mater* 2014; 30: 149-154
7. Amaral FLB, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SAM: Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent* 2007; 19: 340-53; discussion 354
8. Armstrong S, Breschi L, Özcan M, Pfefferkorn F, Ferrari M, van Meerbeek B: Academy of Dental Materials guidance on in vitro testing of dental composite bonding effectiveness to dentin/enamel using micro-tensile bond strength (μ TBS) approach. *Dent Mater* 2017; 33: 133-143
9. Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB: The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dent Mater* 2001; 17: 268-276

10. Assis FS de, Lima SNL, Tonetto MR et al.: Evaluation of Bond Strength, Marginal Integrity, and Fracture Strength of Bulk- vs Incrementally-filled Restorations. *J Adhes Dent* 2016; 18: 317-323
11. Attin T, Buchalla W, Kielbassa AM, Helwig E: Curing shrinkage and volumetric changes of resin-modified glass ionomer restorative materials. *Dent Mater* 1995; 11: 359-362
12. Balkaya H, Arslan S: A Two-year Clinical Comparison of Three Different Restorative Materials in Class II Cavities. *Oper Dent* 2020; 45: E32-E42
13. Balkaya H, Arslan S, Pala K: A randomized, prospective clinical study evaluating effectiveness of a bulk-fill composite resin, a conventional composite resin and a reinforced glass ionomer in Class II cavities: one-year results. *J Appl Oral Sci* 2019; 27: e20180678
14. Bates JF, Stafford GD, Harrison A: Masticatory function-a review of the literature: (II) Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. *J Oral Rehabil* 1975; 2: 349-361
15. Bates JF, Stafford GD, Harrison A: Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil* 1976; 3: 57-67
16. Benetti AR, Havndrup-Pedersen C, Honoré D, Pedersen MK, Pallesen U: Bulk-fill resin composites: polymerization contraction, depth of cure, and gap formation. *Oper Dent* 2015; 40: 190-200
17. Berg JH: Glass ionomer cements. *Pediatr Dent* 2002; 24: 430-438
18. Berg JH, Croll TP: Glass ionomer restorative cement systems: an update. *Pediatr Dent* 2015; 37: 116-124
19. Bouillaguet S, Gamba J, Forchelet J, Krejci I, Wataha JC: Dynamics of composite polymerization mediates the development of cuspal strain. *Dent Mater* 2006; 22: 896-902
20. Bowen RL: Compatibility of various materials with oral tissues. I: The components in composite restorations. *J Dent Res* 1979; 58: 1493-1503

21. Bowen, R.L.: Dental filling materials comprising vinyl silan treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bis-phenol and glycidyl acrylate. US Patent 3066122 (1962)
22. Brackett WW, Gilpatrick RO, Browning WD, Gregory PN: Two-year clinical performance of a resin-modified glass-ionomer restorative material. *Oper Dent* 1999; 24: 9-13
23. Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL: Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater* 2005; 21: 962-970
24. Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE: Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res* 1972; 51: 461-467
25. BUONOCORE MG: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 1955; 34: 849-853
26. Burrow MF, Tagami J, Hosoda H: The long term durability of bond strengths to dentin. *Bull Tokyo Med Dent Univ* 1993; 40: 173-191
27. Campos EA, Ardu S, Lefever D, Jassé FF, Bortolotto T, Krejci I: Marginal adaptation of class II cavities restored with bulk-fill composites. *J Dent* 2014; 42: 575-581
28. Carvalho AA, Moreira FdCL, Fonseca RB et al.: Effect of light sources and curing mode techniques on sorption, solubility and biaxial flexural strength of a composite resin. *J Appl Oral Sci* 2012; 20: 246-252
29. Chesterman J, Jowett A, Gallacher A, Nixon P: Bulk-fill resin-based composite restorative materials: a review. *Br Dent J* 2017; 222: 337-344
30. Cho E, Kopel H, White SN: Moisture susceptibility of resin-modified glass-ionomer materials. *Quintessence Int* 1995; 26: 351-358
31. Czarnecka B, Kruszelnicki A, Kao A, Strykowska M, Nicholson JW: Adhesion of resin-modified glass-ionomer cements may affect the integrity of tooth structure in the open sandwich technique. *Dent Mater* 2014; 30: e301-5
32. Da Costa TRF, Loguercio AD, Reis A: Effect of enamel bevel on the clinical performance of resin composite restorations placed in non-carious cervical lesions. *J Esthet Restor Dent* 2013; 25: 346-356

33. Davies, E. H., Pearson, G. J., Anstice, H. M., Moronfolu, C.: Studies on release/absorption from resin modified glass-ionomers and related materials. *J Dent Res* 74: 833, Abstr. 90 (1995).
34. Deliperi S, Bardwell DN: An alternative method to reduce polymerization shrinkage in direct posterior composite restorations. *J Am Dent Assoc* 2002; 133: 1387-1398
35. DeLong R, Sakaguchi RL, Douglas WH, Pintado MR: The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 1985; 1: 238-242
36. Dietschi D, Siebenthal G de, Neveu-Rosenstand L, Holz J: Influence of the restorative technique and new adhesives on the dentin marginal seal and adaptation of resin composite Class II restorations: an in vitro evaluation. *Quintessence Int* 1995; 26: 717-727
37. Dunne SM, Gainsford ID, Wilson NH: Current materials and techniques for direct restorations in posterior teeth. Part 1: Silver amalgam. *Int Dent J* 1997; 47: 123-136
38. Eichner, K.: *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. 5.Auflage, Hüthig, Heidelberg 1988, S. 77-103
39. Ernst C, Willershhausen B. Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *Zahnarztl Mitt* 2003; 7:30–40.
40. Feilzer AJ, Gee AJ de, Davidson CL: Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 1987; 66: 1636-1639
41. Ferracane JL: Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater* 2005; 21: 36-42
42. Ferracane JL: Resin composite—state of the art. *Dent Mater* 2011; 27: 29-38
43. Ferracane JL, Berge HX, Condon JR: In vitro aging of dental composites in water—effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res* 1998; 42: 465-472

44. Flury S, Hayoz S, Peutzfeldt A, Hüsler J, Lussi A: Depth of cure of resin composites: is the ISO 4049 method suitable for bulk fill materials? *Dent Mater* 2012; 28: 521-528
45. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van der Bilt A et al.: Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *J Dent Res* 2000; 79: 1519-1524
46. Förster S, Plantenberg T: From self-organizing polymers to nanohybrid and biomaterials. *Angew Chem Int Ed Engl* 2002; 41: 689-714
47. Frankenberger R: *Adhäsiv-Fibel. Adhäsive Zahnmedizin - Wege zum klinischen Erfolg.* Spitta-Verl., Balingen 2010
48. Frankenberger R: Risk aspects of dental restoratives: From amalgam to tooth-colored materials. *World J Stomatol* 2013; 2: 1
49. Frankenberger R, Dudek M-C, Winter J et al.: Amalgam Alternatives Critically Evaluated: Effect of Long-term Thermomechanical Loading on Marginal Quality, Wear, and Fracture Behavior. *J Adhes Dent* 2020; 22: 107-116
50. Frankenberger R, Krämer N, Lohbauer U, Nikolaenko SA, Reich SM: Marginal integrity: is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro? *J Adhes Dent* 2007; 9 Suppl 1: 107-116
51. Frankenberger R, Lohbauer U, Taschner M, Petschelt A, Nikolaenko SA: Adhesive luting revisited: influence of adhesive, temporary cement, cavity cleaning, and curing mode on internal dentin bond strength. *J Adhes Dent* 2007; 9 Suppl 2: 269-273
52. Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR: Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials* 2005; 26: 2043-2052
53. Frankenberger R, Reinelt C, Glatthöfer C, Krämer N: Clinical performance and SEM marginal quality of extended posterior resin composite restorations after 12 years. *Dent Mater* 2020; 36: e217-e228
54. Frankenberger R, Tay FR: Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater* 2005; 21: 397-412

55. Frankenberger R, Krämer N. Glasionomerzemente. In: Boer WM Metallfreie Restaurationen. Band 1 Teil 4, Balingen: Spitta; 1999
56. Garapati SN, Priyadarshini, Raturi P, Shetty D, Srikanth KV: An in vitro evaluation of diametral tensile strength and flexural strength of nanocomposite vs hybrid and minifill composites cured with different light sources (QTH vs LED). *J Contemp Dent Pract* 2013; 14: 84-89
57. Garcia D, Yaman P, Dennison J, Neiva G: Polymerization shrinkage and depth of cure of bulk fill flowable composite resins. *Oper Dent* 2014; 39: 441-448
58. Garcia-Godoy F, Krämer N, Feilzer AJ, Frankenberger R: Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results in vitro vs. in vivo. *Dent Mater* 2010; 26: 1113-1118
59. Geurtsen, W.: Kunststofffüllung. *Praxis der Zahnheilkunde II Urban und Schwarzenberg*: 179-217, 1999
60. Giachetti L, Scaminaci Russo D, Bambi C, Grandini R: A review of polymerization shrinkage stress: current techniques for posterior direct resin restorations. *J Contemp Dent Pract* 2006; 7: 79-88
61. Haller, B.: Mechanismus und Wirksamkeit von Dentinhaftvermittlern. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 750-759 (1994)
62. Hashimoto M, Ohno H, Sano H et al.: Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *J Biomed Mater Res* 2002; 63: 306-311
63. Hatibovic-Kofman S, Koch G, Ekstrand J: Glass ionomer materials as a rechargeable fluoride-release system. *Int J Paediatr Dent* 1997; 7: 65-73
64. He Z, Shimada Y, Tagami J: The effects of cavity size and incremental technique on micro-tensile bond strength of resin composite in Class I cavities. *Dent Mater* 2007; 23: 533-538
65. Hellwig E, Klimek J, Attin T: Einführung in die Zahnerhaltung. Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie; mit 63 Tabellen. Dt. Zahnärzte-Verl., Köln 2013

66. Hickel R, Kaaden C, Paschos E, Buerkle V, García-Godoy F, Manhart J: Longevity of occlusally-stressed restorations in posterior primary teeth. *Am J Dent* 2005; 18: 198-211
67. Hickel, R., Voss, A.: (Langzeit)erfahrungen mit Glasionomerkementen. *Dtsch Zahnärztl Z* 43: 263 (1988)
68. Hickel, R.: Moderne Füllungswerkstoffe. *Dtsch Zahnärztl Z* 52, 572-585 (1997)
69. Hutchison C, Cave V: 10 year comparison of glass ionomer and composite resin restoration materials in class 1 and 2 cavities. *Evid Based Dent* 2019; 20: 113-114
70. Ikejima I, Nomoto R, McCabe JF: Shear punch strength and flexural strength of model composites with varying filler volume fraction, particle size and silanation. *Dent Mater* 2003; 19: 206-211
71. Ilie N, Bucuta S, Draenert M: Bulk-fill resin-based composites: an in vitro assessment of their mechanical performance. *Oper Dent* 2013; 38: 618-625
72. Ilie N, Hickel R: Resin composite restorative materials. *Aust Dent J* 2011; 56 Suppl 1: 59-66
73. Ilie N, Keßler A, Durner J: Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *J Dent* 2013; 41: 695-702
74. Janda R, Roulet J-F, Latta M, Rüttermann S: Water sorption and solubility of contemporary resin-based filling materials. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2007; 82: 545-551
75. Janda R (2005) Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*, Band 1, 8th edn., Georg Thieme Verl., Stuttgart pp. 173-210
76. Karabela MM, Sideridou ID: Effect of the structure of silane coupling agent on sorption characteristics of solvents by dental resin-nanocomposites. *Dent Mater* 2008; 24: 1631-1639

77. Kim Y-J, Kim R, Ferracane JL, Lee I-B: Influence of the Compliance and Layering Method on the Wall Deflection of Simulated Cavities in Bulk-fill Composite Restoration. *Oper Dent* 2016; 41: e183-e194
78. Knight GM, McIntyre JM, Craig GG, Mulyani: Ion uptake into demineralized dentine from glass ionomer cement following pretreatment with silver fluoride and potassium iodide. *Aust Dent J* 2006; 51: 237-241
79. Kohyama K, Hatakeyama E, Sasaki T, Dan H, Azuma T, Karita K: Effects of sample hardness on human chewing force: a model study using silicone rubber. *Arch Oral Biol* 2004; 49: 805-816
80. Koottathape N, Takahashi H, Iwasaki N, Kanehira M, Finger WJ: Quantitative wear and wear damage analysis of composite resins in vitro. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014; 29: 508-516
81. Krämer N, Reinelt C, Frankenberger R: Ten-year Clinical Performance of Posterior Resin Composite Restorations. *J Adhes Dent* 2015; 17: 433-441
82. Krämer N, Schmidt M, Lücker S, Domann E, Frankenberger R: Glass ionomer cement inhibits secondary caries in an in vitro biofilm model. *Clin Oral Investig* 2018; 22: 1019-1031
83. Krämer, N., Frankenberger, R., Kunzelmann, K.-H.: Clinical behaviour of viscous glass ionomer cement restorations in the primary dentition. *Ital J Pediat Dent* 1: 59, Abstr. Nr. P 11 (1998)
84. Krämer, N., Kunzelmann, K.-H., Pollety, T., Pelka, M., Hickel, R.: Langzeiterfahrungen mit Cermet-Zementfüllungen in Klasse I/II-Kavitäten. *Dtsch Zahnärztl Z* 49: 905 (1994)
85. Krejci I, Lutz F: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. Korrelation mit In-vivo-Resultaten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1990; 100: 1445-1449
86. Krejci I, Planinic M, Stavridakis M, Bouillaguet S: Resin composite shrinkage and marginal adaptation with different pulse-delay light curing protocols. *Eur J Oral Sci* 2005; 113: 531-536

87. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation Dentaler Restaurationssysteme. 1. Computergesteuerter Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1990; 100: 953-960
88. Kugel G, Ferrari M: The science of bonding: from first to sixth generation. J Am Dent Assoc 2000; 131 Suppl: 20S-25S
89. Kunzelmann KH, Hickel R. Klinische Aspekte der Adhäsivtechnik mit plastischen Werkstoffen in: Die Adhäsivtechnologie. Ein Leitfaden in Theorie und Praxis Dent Net Masters, 3M ESPE. 2001
90. Kwon T-Y, Bagheri R, Kim YK, Kim K-H, Burrow MF: Cure mechanisms in materials for use in esthetic dentistry. J Invest Clin Dent 2012; 3: 3-16
91. Lazarchik DA, Hammond BD, Sikes CL, Looney SW, Rueggeberg FA: Hardness comparison of bulk-filled/transtooth and incremental-filled/occlusally irradiated composite resins. J Prosthet Dent 2007; 98: 129-140
92. Itész, U.: Ermüdungsverhalten von drei Glasionomorzementen unter zyklischer Wechselbelastung. Dtsch Zahnärztl Z 49: 929 (1994)
93. Lutz F, Phillips RW: A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 1983; 50: 480-488
94. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R: Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. Oper Dent 2004; 29: 481-508
95. Manhart J, García-Godoy F, Hickel R: Direct posterior restorations: clinical results and new developments. Dent Clin North Am 2002; 46: 303-339
96. Manhart J. Charakterisierung direkter zahnärztlicher Füllungsmaterialien für den Seitenzahnbereich. Alternativen zum Amalgam? Quintessenz 57(5), (2006):465– 481
97. Manhart J. Neues Konzept zum Ersatz von Dentin in der kompositbasierten Seitenzahnversorgung. ZWR Das Deutsche Zahnärzteblatt 2010; 119:118–125
98. Mantri SP, Mantri SS: Management of shrinkage stresses in direct restorative light-cured composites: a review. J Esthet Restor Dent 2013; 25: 305-313

99. Marchesi G, Breschi L, Antonioli F, Di Lenarda R, Ferracane J, Cadenaro M: Contraction stress of low-shrinkage composite materials assessed with different testing systems. *Dent Mater* 2010; 26: 947-953
100. Marolf, R.: Glasionomerzemente – Materialeigenschaften und klinische Anwendung. Eine Literaturübersicht. *Schweiz Monatsschr Zahnheilk* 94: 117 (1984)
101. Marshall GW, Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M: The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 1997; 25: 441-458
102. Mitra SB: Adhesion to dentin and physical properties of a light-cured glass-ionomer liner/base. *J Dent Res* 1991; 70: 72-74
103. Mjör IA: Dentin permeability: the basis for understanding pulp reactions and adhesive technology. *Braz Dent J* 2009; 20: 3-16
104. Moor R de, Delmé K: Noir ou blanc—Quel choix pour les molaires? 2ème partie. Que choisir pour la restauration des dents postérieures: amalgame ou composite? *Rev Belge Med Dent* (1984) 2008; 63: 135-146
105. Morneburg TR, Pröschel PA: Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 20-27
106. Nakabayashi N, Nakamura M, Yasuda N: Hybrid layer as a dentin-bonding mechanism. *J Esthet Dent* 1991; 3: 133-138
107. Nicholson JW: Adhesion of glass-ionomer cements to teeth: A review. *Int J Adhes Adhes* 2016; 69: 33-38
108. Nikaido T, Kunzelmann K-H, Chen H et al.: Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater* 2002; 18: 269-275
109. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R: Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater* 2004; 20: 579-585
110. Opdam NJ, Roeters JJ, Kuijs R, Burgersdijk RC: Necessity of bevels for box only Class II composite restorations. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 274-279
111. Paganini A, Attin T, Tauböck TT: Margin Integrity of Bulk-Fill Composite Restorations in Primary Teeth. *Materials (Basel)* 2020; 13

112. Panduric V, Demoli N, Tarle Z et al.: Visualization of marginal integrity of resin-enamel interface by holographic interferometry. *Oper Dent* 2007; 32: 266-272
113. Pegado REF, do Amaral FLB, Flório FM, Basting RT: Effect of different bonding strategies on adhesion to deep and superficial permanent dentin. *Eur J Dent* 2010; 4: 110-117
114. Perdigão J, Frankenberger R, Rosa BT, Breschi L: New trends in dentin/enamel adhesion. *Am J Dent* 2000; 13: 25D-30D
115. Peutzfeldt A, Asmussen E: Determinants of in vitro gap formation of resin composites. *J Dent* 2004; 32: 109-115
116. Peutzfeldt A, Mühlebach S, Lussi A, Flury S: Marginal Gap Formation in Approximal „Bulk Fill“ Resin Composite Restorations After Artificial Ageing. *Oper Dent* 2018; 43: 180-189
117. Puckett AD, Fitchie JG, Kirk PC, Gamblin J: Direct composite restorative materials. *Dent Clin North Am* 2007; 51: 659-75, vii
118. Rechenberg D-K, Göhring TN, Attin T: Influence of different curing approaches on marginal adaptation of ceramic inlays. *J Adhes Dent* 2010; 12: 189-196
119. Reinhardt, K. J., J. Vahl, and F. Tölle: Reinhardt, K. J., J. Vahl, and F. Tölle. „Vergleichende Untersuchungen zur Tauglichkeit von Kompositen im Seitenzahnbereich. *Dtsch Zahnärztl* 1984: 105-109
120. Roggendorf MJ, Krämer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R: Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent* 2011; 39: 643-647
121. Rosa de Lacerda L, Bossardi M, Silveira Mitterhofer WJ et al.: New generation bulk-fill resin composites: Effects on mechanical strength and fracture reliability. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019; 96: 214-218
122. Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G: Rosentritt M, Behr M, Kolbeck C, Handel G (2014) Flexural strength of restorative composites after different aging conditions. Lecture at the IADR Annual Meeting 2014

123. Roulet J-F: Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent* 1997; 25: 459-473
124. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW: Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 1994; 19: 26-32
125. Rzanny A, Göbel R, Küpper H: Ein methacrylatfreies Seitenzahnkomposit im werkstoffkundlichen Vergleich mit Nano-, Nanohybrid- und Hybridkompositen. *ZWR Das Deutsche Zahnärzteblatt* 2010; 119: 406-414
126. Salerno M, Derchi G, Thorat S, Ceseracciu L, Ruffilli R, Barone AC: Surface morphology and mechanical properties of new-generation flowable resin composites for dental restoration. *Dent Mater* 2011; 27: 1221-1228
127. Santerre JP, Shajii L, Leung BW: Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med* 2001; 12: 136-151
128. Schindler HJ, Stengel E, Spiess WE: Feedback control during mastication of solid food textures—a clinical-experimental study. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 330-336
129. Schuh, H.: Glasionomerzemente – Entwicklung und Tendenzen. *Swiss Dent* 14: 7 (1993)
130. Senawongse P, Pongprueksa P: Surface roughness of nanofill and nanohybrid resin composites after polishing and brushing. *J Esthet Restor Dent* 2007; 19: 265-73; discussion 274-5
131. Shahidi C, Krejci I, Dietschi D: In Vitro Evaluation of Marginal Adaptation of Direct Class II Composite Restorations Made of Different „Low-Shrinkage“ Systems. *Oper Dent* 2017; 42: 273-283
132. Sjögren P, Halling A: Survival time of Class II molar restorations in relation to patient and dental health insurance costs for treatment. *Swed Dent J* 2002; 26: 59-66
133. Soares CJ, Faria-E-Silva AL, Rodrigues MdP et al.: Polymerization shrinkage stress of composite resins and resin cements - What do we need to know? *Braz Oral Res* 2017; 31: e62

134. Söderholm KJ: Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 Task Group on Test Methods for the Adhesion of Restorative Materials. *Dent Mater* 1991; 7: 74-83
135. Son S-A, Park J-K, Seo D-G, Ko C-C, Kwon YH: How light attenuation and filler content affect the microhardness and polymerization shrinkage and translucency of bulk-fill composites? *Clin Oral Investig* 2017; 21: 559-565
136. Städler P (2010) Füllungstherapie mit Kompositmaterialien und Glasionomerzementen. In *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*, 3. Aufl., Georg Thieme Verl., Stuttgart pp.177-190
137. Stein PS, Sullivan J, Haubenreich JE, Osborne PB: Composite resin in medicine and dentistry. *J Long Term Eff Med Implants* 2005; 15: 641-654
138. Tao L, Reynolds JM, Pashley DH: Effect of Dycal on dentin permeability. *Endod Dent Traumatol* 1988; 4: 16-18
139. Tarle Z, Attin T, Marovic D, Andermatt L, Ristic M, Tauböck TT: Influence of irradiation time on subsurface degree of conversion and microhardness of high-viscosity bulk-fill resin composites. *Clin Oral Investig* 2015; 19: 831-840
140. Tauböck TT, Attin T: Bulk-Fill-Komposite. *Swiss Dent J* 2016; 126: 694-695
141. Tauböck TT, Zehnder M, Schweizer T, Stark WJ, Attin T, Mohn D: Functionalizing a dentin bonding resin to become bioactive. *Dent Mater* 2014; 30: 868-875
142. Thornton JB, Retief DH, Bradley EL: Fluoride release from and tensile bond strength of Ketac-fil and ketac-silver to enamel and dentin. *Dent Mater* 1986; 2: 241-245
143. Titley KC, Chernecky R, Rossouw PE, Kulkarni GV: The effect of various storage methods and media on shear-bond strengths of dental composite resin to bovine dentine. *Arch Oral Biol* 1998; 43: 305-311
144. Torstenson B, Brännström M: Contraction gap under composite resin restorations: effect of hygroscopic expansion and thermal stress. *Oper Dent* 1988; 13: 24-31

145. Triana R, Prado C, Garro J, García-Godoy F: Dentin bond strength of fluoride-releasing materials. *Am J Dent* 1994; 7: 252-254
146. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M: Depth of cure, flexural properties and volumetric shrinkage of low and high viscosity bulk-fill comonomers and resin composites. *Dent Mater J* 2017; 36: 205-213
147. van Dijken JWV, Pallesen U: Posterior bulk-filled resin composite restorations: A 5-year randomized controlled clinical study. *J Dent* 2016; 51: 29-35
148. van Ende A, Munck J de, Lise DP, van Meerbeek B: Bulk-Fill Composites: A Review of the Current Literature. *J Adhes Dent* 2017; 19: 95-109
149. van Ende A, Munck J de, van Landuyt K, van Meerbeek B: Effect of Bulk-filling on the Bonding Efficacy in Occlusal Class I Cavities. *J Adhes Dent* 2016; 18: 119-124
150. van Ende A, Munck J de, van Landuyt KL, Poitevin A, Peumans M, van Meerbeek B: Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mater* 2013; 29: 269-277
151. van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G: Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent* 1992; Suppl 5: 111-124
152. van Meerbeek B, Perdigão J, Lambrechts P, Vanherle G: The clinical performance of adhesives. *J Dent* 1998; 26: 1-20
153. van Meerbeek B, Peumans M, Poitevin A et al.: Relationship between bond-strength tests and clinical outcomes. *Dent Mater* 2010; 26: e100-21
154. Veloso SRM, Lemos CAA, Moraes SLD de, do Egito Vasconcelos BC, Pellizzer EP, Melo Monteiro GQ de: Clinical performance of bulk-fill and conventional resin composite restorations in posterior teeth: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig* 2019; 23: 221-233
155. Vidnes-Kopperud S, Tveit AB, Gaarden T, Sandvik L, Espelid I: Factors influencing dentists' choice of amalgam and tooth-colored restorative materials for Class II preparations in younger patients. *Acta Odontol Scand* 2009; 67: 74-79

156. Waltimo A, Könönen M: A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res* 1993; 101: 171-175
157. Wang XY, Yap AUJ, Ngo HC: Effect of early water exposure on the strength of glass ionomer restoratives. *Oper Dent* 2006; 31: 584-589
158. Wilson AD, Kent BE: A new translucent cement for dentistry. The glass ionomer cement. *Br Dent J* 1972; 132: 133-135
159. Wilson NH, Dunne SM, Gainsford ID: Current materials and techniques for direct restorations in posterior teeth. Part 2: Resin composite systems. *Int Dent J* 1997; 47: 185-193
160. Xie D, Brantley WA, Culbertson BM, Wang G: Mechanical properties and microstructures of glass-ionomer cements. *Dent Mater* 2000; 16: 129-138
161. Xu X, Sandras DA, Burgess JO: Shear bond strength with increasing light-guide distance from dentin. *J Esthet Restor Dent* 2006; 18: 19-27; discussion 28

10 Verzeichnis der akademischen Lehrer/-innen

Meine akademischen Lehrenden in Marburg an der Philipps-Universität waren folgende Damen und Herren, Professoren, Dozenten und Oberärzte:

Althaus, Arweiler, Auschill, Baranovski, Bette, Bonaterra, Cetin, Czubayko, Eubel, Feuser, Fischer, Frankenberger, Gente, Glörfeld, Hildebrandt, Huster, Jablonski-Momeni, Kinscherf, Koch, Korbmacher-Steiner, Lill, Lotzmann, Mengel, Mey, Milani, Mittag, Moll, Neff, Neumüller, Nonnenmacher, Oberwinkler, Oliver, Plant, Preisig-Müller, Ramaswamy, Richter, Roeßler, Roggendorf, Schütz, Suske, Steiniger, Thöne-Mühling, Weber, Weihe, Westermann, Wilhelm, Winter, Wrocklage, Ziebart

11 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei all denjenigen bedanken, die mich während der Anfertigung dieser Promotionsschrift unterstützt und motiviert haben.

Zunächst gilt mein großer Dank meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Roland Frankenberger für die Bereitstellung dieser Arbeit und der hervorragenden Betreuung und Unterstützung.

Ich danke auch allen Mitarbeitern der gesamten Abteilung Poliklinik für Zahnerhaltung der Zahnklinik Marburg für die Unterstützung und Bereitstellung der Materialien und Räumlichkeiten für die Untersuchungen, insbesondere bedanke ich mich bei Frau Dr. Tanja Born und Frau Dr. Marie-Christine Dudek für die freundliche Kommunikation und der ausgesprochen guten Betreuung und Unterstützung.

Mein ganz besonderer Dank geht an meine Ehefrau Dr. Maria Kadoglou, die mit ihrer geduldigen, hilfsbereiten und herzlichen Art in jeder Phase eine wichtige Stütze für mich war und mich in meinem Vorhaben vorangetrieben hat.

Außerdem möchte ich meinem langjährigen Freund und Trauzeugen Alberto Barja Sanchez für seine Unterstützung danken.

Abschließend möchte ich mich herzlich bei meinen Eltern und Schwiegereltern bedanken, für Ihre uneingeschränkte, liebevolle und tatkräftige Unterstützung.