

Randspaltanalyse eines selbstadhäsiven Komposits

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades (Dr. med. dent.)

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Puran Dinyarian

aus Bonn

2025

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachterin: Prof. Dr. med. dent. Pia-Merete Jervøe-Storm
2. Gutachter: Prof. Dr. Helmut Stark

Tag der mündlichen Prüfung: 16.09.2025

Aus der Poliklinik für Parodontologie, Zahnerhaltung und Präventive Zahnheilkunde des
Zentrums für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis	6
1.	Einleitung	7
1.1	Einleitung	7
1.2	Komposite	7
1.3	Adhäsivsysteme	9
1.3.1	Schmelzhaftung	10
1.3.2	Dentinhaftung	10
1.4	10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat-Monomer (MDP)	13
1.5	Selbstadhäsive Komposite	15
1.6	Randspaltbildung	19
1.6.1	Polymerisationsschrumpfung	19
1.6.2	Polymerisationsspannung	20
1.6.3	Configuration-Factor und Inkrementtechnik	20
1.7	Composite-Bonded-to-Flowable-Technik	21
1.8	Thermocycling	21
1.9	Methoden der Randspaltanalyse	22
1.10	Ziel und Fragestellungen der Studie	23
2.	Material und Methoden	24
2.1	Auswahl und Vorbereitung der Prüfkörper	24
2.2	Präparation der Kavitäten	26
2.3	Einteilung der Versuchsgruppen	27
2.4	Füllen der Testkavitäten	29
2.4.1	Schichttechnik	30
2.4.2.1	Testgruppe: Constic A2 mit Ecosite Elements Pure A2	30
2.4.2.2	Kontrollgruppe: Ecosite Bond Universal mit Ecosite Element OA2 Flow und Ecosite Elements Pure A2	30
2.4.2.3	Negativ-Kontrollgruppe	31
2.4.3	Ausarbeitung der Füllungen	34
2.5	Zeitmessung fürs Legen der Füllungen	34
2.6	Thermocycling	34

2.7	Randspaltanalyse	35
2.7.1	Vorbereitung der Sägeschnitte	35
2.7.2	Herstellung der Sägeschnitte	36
2.7.3	Analyse der Sägeschnitte	37
2.7.4	Statistische Auswertung	39
3.	Ergebnisse	41
3.1	Überprüfung auf Normalität	41
3.2	Ergebnisse der Randspaltanalyse	41
3.2.1	Farbstoffpenetration im Schmelz	42
3.2.1.1	Farbstoffpenetration im zervikalen Schmelz	42
3.2.1.2	Farbstoffpenetration im okklusalen Schmelz	43
3.2.1.3	Vergleich der Ergebnisse von zervikalem mit okklusalem Schmelz	44
3.2.2	Farbstoffpenetration im Dentin	45
3.2.2.1	Farbstoffpenetration im zervikalen Dentin	45
3.2.2.2	Farbstoffpenetration im okklusalen Dentin	46
3.2.2.3	Vergleich der Ergebnisse von zervikalem mit okklusalem Dentin	47
3.3	Vergleich des Zeitaufwandes	50
3.4	Bewertung der Hypothesen anhand der Untersuchungsergebnisse	52
4.	Diskussion	54
4.1	Hauptergebnisse	54
4.2	Material und Methoden	54
4.3	Kavitätenform	56
4.4	Verwendung eines Flow-Komposits als Lining	56
4.5	Thermocycling	57
4.6	Randspaltanalyse mittels Farbstoffpenetration	57
4.7	Materialien in der Kontrollgruppe	59
4.8	Diskussion der Ergebnisse	59
4.8.1	Vergleich des Zeitaufwandes	59
4.8.2	Unterschiede zwischen zervikalen und okklusalen Zahnhartsubstanzen	60
4.8.3	Einfluss des Thermocyclings	60
4.8.4	Constic	61
4.9	Schlussfolgerung	62

5.	Zusammenfassung	63
6.	Abbildungsverzeichnis	65
7.	Tabellenverzeichnis	67
8.	Literaturverzeichnis	68
9.	Erklärung zum Eigenanteil	84
10.	Danksagung	85

Abkürzungsverzeichnis

Å	Ångström (10^{-10} m)
Abb.	Abbildung
Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
C-Faktor	Configuration-Factor
CBF-Technik	Composite-Bonded-to-Flowable-Technik
EBPADMA	Bisphenol A-Ethoxylatdimethacrylat
EDA	Ethylendiamin
EGDMA	Ethylendimethacrylat
EHA	2-Ethylhexylacrylat
et al.	et alii
Gew.-%	Gewichtprozent
GPDM	Glycerophosphat-Dimethacrylat
HEMA	2-Hydroxyethylmethacrylat
MPa	Megapascal
MDP	10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat
min	Minute
mm	Millimeter
µm	Mikrometer
nm	Nanometer
NPG2PODA	propoxyliertes-2-Neopentylglykoldiacrylat
s	Sekunde
SiO ₂	Siliciumdioxid
Tab.	Tabelle
TEDMA	Tetramethylethylendiamin
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
Vol.-%	Volumenprozent
YbF ₃	Ytterbium (III)-fluorid
4-META	4-Methacryloxyethyltrimelliticanhydrid

1. Einleitung

1.1 Einleitung

Sogenannte Komposite sind plastische zahnfarbene Restaurationsmaterialien. Damit das hydrophobe Komposit mit dem hydrophilen Dentin eine Verbindung eingehen kann, muss ein Adhäsivsystem verwendet werden. Das Adhäsivsystem bildet eine Hybridschicht zwischen Dentin und Komposit und ermöglicht so deren stabile Verbindung. Bei der Anwendung von Adhäsivsystemen muss der Arbeitsbereich über den gesamten Behandlungszeitraum absolut trockengelegt werden. Deshalb existieren heute nicht nur zeitaufwendige Mehr-Schritt-Adhäsivsysteme, sondern auch Universaladhäsive. Mittlerweile wurden auch selbstadhäsive Komposite entwickelt, die schnell und ohne ein zusätzliches Adhäsivsystem verwendet werden.

Bei dem verwendeten selbstadhäsiven Flow-Komposit (Constic, DMG, Hamburg) stellt sich die Frage, ob die Verbindung ausreichend für einen genügenden Halt der Kompositfüllung an der Zahnhartsubstanz ist.

Einige Publikationen haben sich bereits mit der Haftung der selbstadhäsiven Komposite beschäftigt. Dabei wurde mit Scherfestigkeitsversuchen oder Microtensile-Verfahren die Adhäsionskraft des Materials an der Zahnhartsubstanz bestimmt (Fu et al. 2013; Peterson et al. 2018; Seyfer 2020).

Für den klinischen Erfolg einer Füllung ist aber der Randspalt von Bedeutung. Dies wurde noch nicht untersucht.

1.2 Komposite

Bei den Kompositen (lateinisch *compositus*; zusammengesetzt) handelt es sich um Verbundwerkstoffe aus drei Hauptbestandteilen: der organischen Matrix, den anorganischen Füllern und der Verbundphase (Silane) (Hundertmark 2020; Zimmerli et al. 2010).

Der Hauptbestandteil der organischen Matrix beinhaltet multifunktionelle Methacrylate wie zum Beispiel Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA) und Urethandimethacrylat (UDMA) (Abb. 1). Die Methacrylsäureester-Reste polymerisieren miteinander und aus den einzelnen Monomeren mit einer Doppelbindung entstehen langkettige Polymere mit einer Einfachbindung (Abb. 2) (Rosentritt et al. 2018).

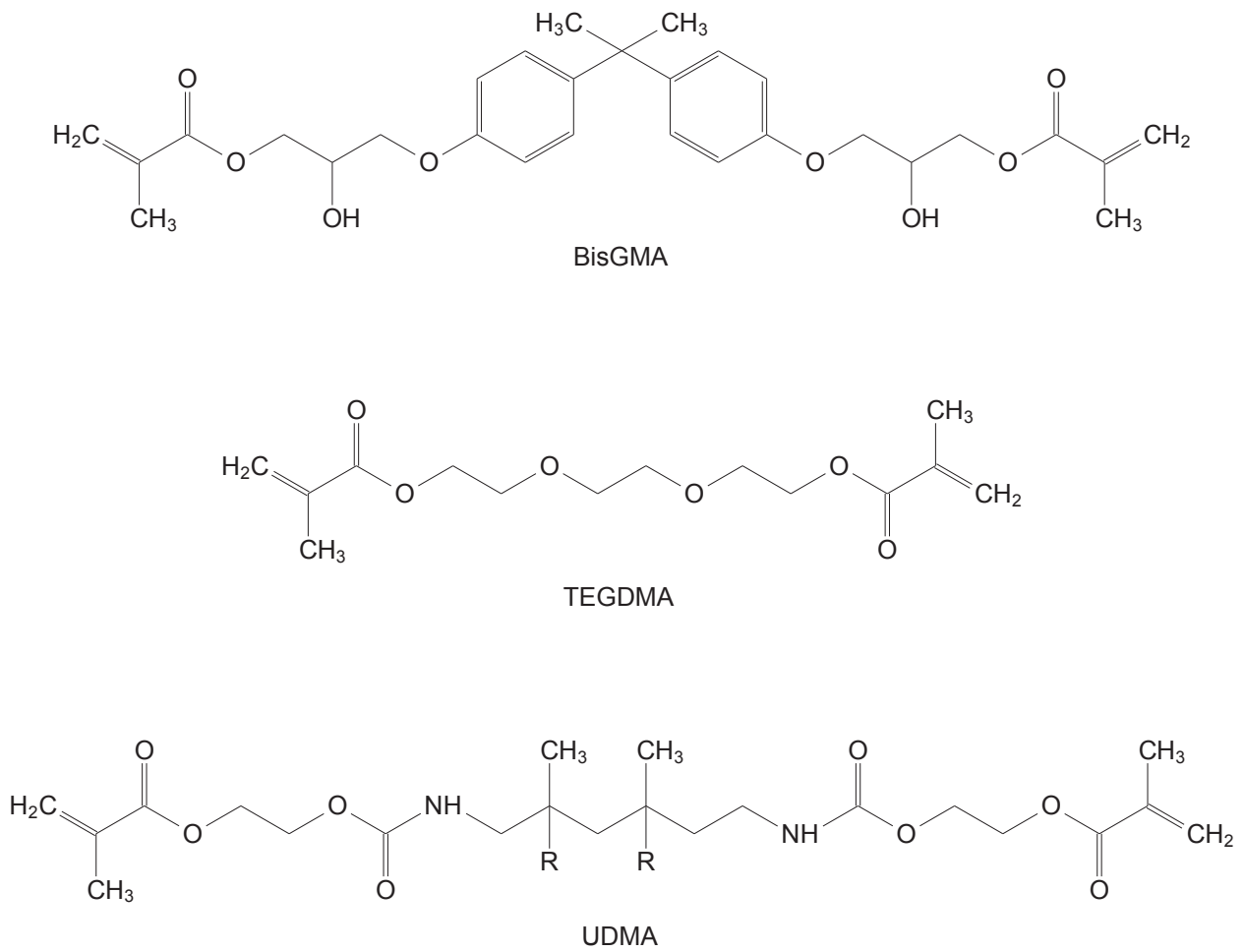


Abb. 1: Chemische Strukturformeln einiger Kompositmonomere (Eigene Abbildung, chemische Strukturformeln nach Sampaolese et al. 2011)

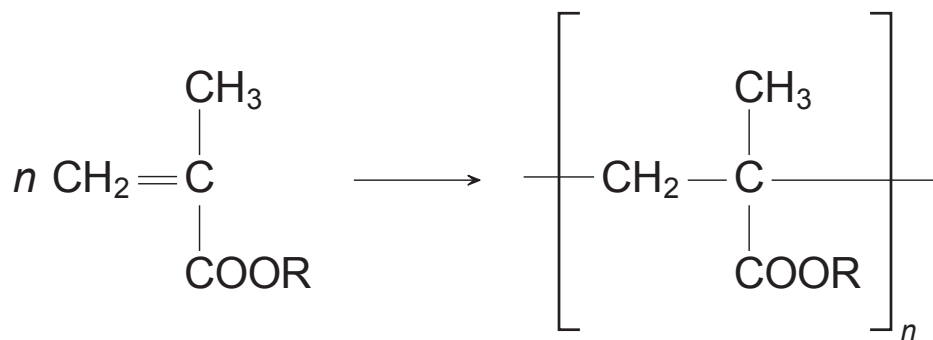


Abb. 2: Polymerisation von Methacrylsäureester-Resten (Eigene Abbildung, chemische Strukturformeln nach Sadhir und Luck 1992)

Die zentrale Zwischenkette R ist für die mechanischen Eigenschaften, Viskosität und Schrumpfung entscheidend. Je langkettiger die Monomere sind, desto geringer ist die Polymerisationsschrumpfung und umso höher ist die Viskosität (Hellwig et al. 2018).

Hochviskose Komposite sind schwieriger zu verarbeiten, da sie die Oberfläche schlechter benetzen. Die Verarbeitbarkeit wird durch Zugabe kurzkettiger Verdünner-Monomere wie Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) oder Ethylendimethacrylat (EGDMA) verbessert (Abb. 1). Durch die erhöhte Zugabe von kurzkettigen Verdünner-Monomeren oder die Verringerung des Füllstoffanteils entstehen niedrigviskose Flow-Komposite (Polydorou 2014). Diese haben eine erhöhte Polymerisationsschrumpfung und schlechtere mechanische Eigenschaften. Flow-Komposite können aber besser in schwer zugänglichen Stellen appliziert werden. Sie werden in der Composite-Bonded-to-Flowable-Technik (CBF-Technik) verwendet (Baroudi et al. 2015). Die CBF-Technik wird im Kapitel 1.7 und Kapitel 2.4.1 genauer erklärt.

Die Verbundphase hydrophobiert die Füllstoffe, um eine Einbettung in der organischen Matrix zu ermöglichen. Dies erfolgt chemisch mit 3-Metacryloxypropyltrimetoxisilan. Diese Verbindung ist die Schwachstelle der Komposite, da sie durch saure Hydrolyse gelöst wird (Lutz und Phillips 1983).

Die anorganischen Füller (Quarz, Keramik, Siliziumdioxid oder Dentalglas) werden hinzugefügt, um die physikalischen und mechanischen Eigenschaften der Kunststoffmatrix zu verbessern. So wird durch deren Zugabe die Druck- und Zugfestigkeit, das Elastizitätsmodul und die Verschleißfestigkeit erhöht. Die Polymerisationsschrumpfung und die Wasseraufnahme werden reduziert (Kim et al. 2002).

1.3 Adhäsivsysteme

Komposite können ohne ein Adhäsivsystem nicht ausreichend an der Zahnhartsubstanz gebunden werden. Dies ist auf die unterschiedliche Konformität des hydrophoben Komposits und des hydrophilen Dentins zurückzuführen (Lorenz 2019). Zusätzlich wird durch die Schrumpfung des Komposits bei der Aushärtung eine Polymerisationsspannung erzeugt, die ohne ein suffizientes Adhäsivsystem zu einem Lösen der Füllung führen würde. Die adhäsive Bindung muss stark genug sein, um die Randspaltbildung zu verhindern (Hellwig et al. 2018).

1.3.1 Schmelzhaftung

Der menschliche Zahnschmelz besteht zu 96 Gew.-% aus anorganischen Verbindungen. Diese sind hauptsächlich Apatitkristalle, die sich zu Schmelzprismen zusammengefügt haben. Die restlichen Anteile des Schmelzes bestehen aus Wasser, Proteinen und Lipiden (Schmidseder und Munz 2008).

Die Schmelzhaftung beruht auf einer mikromechanischen Verankerung, ermöglicht durch eine Konditionierung des Schmelzes. Konventionell wird eine 37 %-ige Phosphorsäure für 30 s appliziert. Durch die unterschiedliche Auflösung der Schmelzprismen und der interprismatischen Substanz entsteht ein mikroretentives Muster (Klocke 2010). Das Bonding (funktionelle Monomere eines niedrig viskosen Kunststoffes) penetriert in dieses mikroretentive Relief. Dort kommt es aufgrund geometrischer und rheologischer Effekte (das Aufschrumpfen des Bondings auf die Schmelzzotten) zu einer mikromechanischen Haftung des Bondings an dem Zahnschmelz (Frankenberg et al. 2014; Hellwig et al. 2018).

1.3.2 Dentinhaftung

Im Gegensatz zum Zahnschmelz beträgt der anorganische Anteil des Dentins nur 50 Vol.-%. Dieser setzt sich hauptsächlich aus Apatitkristallen zusammen. 30 Vol.-% des Dentins bestehen aus organischem Material, vor allem Kollagen. Die restlichen 20 Vol.-% des Dentins sind Wasser. Das Dentin ist von Dentintubuli mit Dentinliquor durchzogen (Schmidseder und Munz 2008).

Aufgrund des hydrophilen Dentins (Dentinliquor, organische Bestandteile) und der Schmierschicht ist eine mikromechanische Haftung des hydrophoben Komposits, wie beim Zahnschmelz, nicht möglich (Hundertmark 2020; Lorenz 2019). Deswegen wurden die Adhäsivsysteme als Haftvermittler zwischen Dentin und Komposit entwickelt. Das klassische Mehr-Flaschen-Adhäsivsystem besteht aus einem Konditionierer (Säure), einem Primer (hydrophile Monomere) und einem Adhäsiv (amphiphile Monomere) (Frankenberg et al. 2014; Langer 2013). Durch die Säureanätzung kommt es zur Demineralisation des peritubulären Dentins und der Dentinoberfläche. Dabei wird das Kollagen freigelegt und die Schmierschicht entfernt. Folglich dringen in das freigelegte Kollagen des Dentins die Primer-Monomere ein. Sie ermöglichen die spätere Aufnahme des Adhäsivs und verhindern das Kollabieren des Kollagens. Danach wird das Adhäsiv

appliziert. Mit seinen amphiphilen Monomeren ist es ein Vermittler zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Komposit. Es bildet sich eine Hybridschicht aus Kollagen, Primer und Adhäsiv. Diese ermöglicht die Haftung des Komposits am Dentin (Frankenberg et al. 2014).

Einige Primer- und Adhäsiv-Monomere dringen bis zu 200 µm in die geöffneten Dentintubuli ein und bilden dort Kunststoffzapfen (Tags) (Schmidseder und Munz 2008). Diese Tags sind jedoch für die Dentinhaftung von geringer Bedeutung (Hellwig et al. 2018; Lohbauer et al. 2008).

Lange galt die sogenannte Etch-and-Rinse-Technik als beste Adhäsivtechnik. Dabei wird der Schmelz 30 s und das Dentin 15 s mit einer 37 %-igen Phosphorsäure angeätzt. Danach werden Primer und Adhäsiv appliziert. Dieses Verfahren ist durch die Applikation verschiedener Komponenten sehr zeitaufwendig und fehleranfällig (Van Meerbeek et al. 2003).

Deswegen haben sich im Laufe der Zeit die Universaladhäsive etabliert. Diese fassen die verschiedenen Komponenten und Anwendungsschritte der konventionellen Adhäsivsysteme zusammen. Bei den Universaladhäsiven sind saure Monomere für die Konditionierung der Zahnhartsubstanz sowie hydrophile und hydrophobe Monomere für die Vermittlung zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz eingearbeitet (Frankenberg et al. 2015). Die Universaladhäsive können im Self-Etch- (ohne zusätzliche Anätzung mit einer 37 %-igen Phosphorsäure) (Abb. 3), Selective-Etch- (zusätzliche Anätzung des Schmelzes mit einer 37 %-igen Phosphorsäure) (Abb. 4) oder Total-Etch-Verfahren (zusätzliche Anätzung von Schmelz und Dentin mit einer 37 %-igen Phosphorsäure) (Abb. 5) benutzt werden (Giannini et al. 2022). Dabei erfolgt die eventuelle Anätzung, bevor das Universaladhäsiv appliziert wird. Die Vor- und Nachteile der jeweiligen Techniken werden in Kapitel 4.7 diskutiert.



Abb. 3: Self-Etch-Verfahren (ohne zusätzliche Anätzung mit einer 37 %-igen Phosphorsäure) (Eigene Abbildung)



Abb. 4: Selective-Etch-Verfahren (zusätzliche Anätzung des Schmelzes mit einer 37 %-igen Phosphorsäure) (Eigene Abbildung)



Abb. 5: Total-Etch-Verfahren (zusätzliche Anätzung von Dentin und Schmelz mit einer 37 %-igen Phosphorsäure) (Eigene Abbildung)

1.4 10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat-Monomer (MDP)

MDP-haltige Universaladhäsive zeigen höhere Haftwerte als Universaladhäsive ohne MDP (Ernst 2015; Fehrenbach et al. 2021). Deshalb sind MDP-haltige Universaladhäsive der Standard in der Adhäsivtechnik (Frankenberg 2022; Koch 2016). Das in der Kontrollgruppe verwendete Ecosite Bond Universal (DMG, Hamburg) ist ein MDP-haltiges Universaladhäsiv.

Die Struktur des MDP-Monomers besteht aus drei Gruppen (Abb. 6):

1. der Methacrylat-Gruppe mit einer endständigen Doppelbindung, die für die Vernetzung mit dem Komposit notwendig ist,
2. der hydrophoben Alkylgruppe, die eine hydrophobe Schicht auf dem hydrophilen Dentin herstellt und
3. der hydrophilen und sauren Phosphatgruppe, die die Zahnhartsubstanz demineralisiert und mit dem Kalzium-Ion eine ionische Verbindung eingeht (Kuraray, Chiyoda; Van Meerbeek et al. 2011).

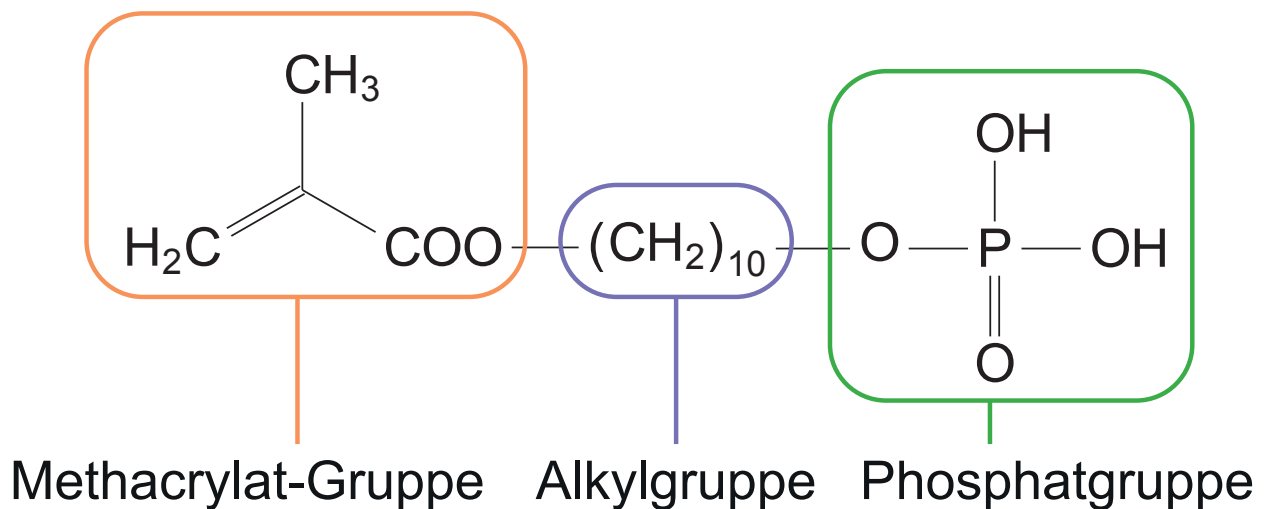


Abb. 6: Chemische Strukturformel des MDP-Monomers (Eigene Abbildung, chemische Strukturformel nach Tsuchimoto et al. 2006; Van Meerbeck et al. 2011)

Im Gegensatz zu den Mehr-Flaschen-Adhäsivsystemen beruht die hauptsächliche Haftung der MDP-haltigen Universaladhäsive nicht auf einer mikromechanischen Verankerung, sondern auf chemischen Bindungen zwischen dem MDP und der Zahnhartsubstanz (Carrilho et al. 2019).

Nach dem „adhesion decalcification concept“ bindet in der ersten Phase die saure Phosphatgruppe des MDP-Monomers an das Kalzium-Ion des Apatitkristalls. Gleichzeitig lösen sich die Phosphat- (PO_4^{3-}) und Hydroxid-Ionen (OH^-).

Die zweite Phase ist entscheidend für die Stabilität der Verbindung. Beim MDP entsteht eine hydrolytisch stabile ionische Verbindung mit dem Kalziumapatit der Zahnhartsubstanz. Ebenfalls bildet sich eine 4 nm breite Schicht bestehend aus zwei MDP-Monomeren, welche an ihrer Methacrylat-Gruppe miteinander polymerisieren. Diese beschichtet und schützt die Kollagenfibrillen des Dentins (Koch 2016).

Bei anderen nicht hydrolysestabilen Verbindungen, zum Beispiel bei Maleinsäure, kommt es in der zweiten Phase zum Lösen der Verbindung zwischen der Maleinsäure und den Kalzium-Ionen. Die zweifach positiv geladenen Kalzium-Ionen verlassen die Apatitkristalle. Es kommt zu einer Dekalzifikation mit einer Exposition der Kollagenfibrillen (Van Meerbeck et al. 2011).

1.5 Selbstadhäsive Komposite

Bei der Anwendung von Adhäsivsystemen muss der Arbeitsbereich über den gesamten Behandlungszeitraum absolut trockengelegt werden. Ohne adäquate Trockenlegung kann es zu einer Blut- und Speichelkontamination kommen. Die proteinhaltigen Flüssigkeiten penetrieren in die offenen Dentintubuli und verursachen eine Schwächung des Adhäsivverbundes (Kisters 2023; Pashley et al. 1988). Außerdem wird durch den hydrophilen Flüssigkeitsfilm der Verbund zwischen dem Adhäsivsystem und dem hydrophoben Komposit erschwert (Eiriksson et al. 2004; Zech 2022).

Eine suffiziente Trockenlegung kann zum Beispiel bei Klasse 2 Kavitäten nach Black mit einer schlecht zugänglichen approximal-zervikalen Kavität eingeschränkt sein (Tab. 1; Abb. 7) (Weber 2017).

Um eine noch einfachere und schnellere Füllungstherapie zu ermöglichen, kam es zu der Entwicklung von selbstadhäsiven Kompositen, welche als Hybridmaterialien die Eigenschaften von Flow-Kompositen und Adhäsivsystemen vereinen. Somit kann bei deren Anwendung auf ein zusätzliches Adhäsivsystem verzichtet werden (DMG; Kerr dental; Pentron Clinical; Polydorou 2014).

Selbstadhäsive Komposite werden bereits als Befestigungszemente für keramische Restaurationen verwendet (Jin et al. 2003; Radovic et al. 2008). In den selbstadhäsiven Befestigungszementen sind saure Monomere eingearbeitet, die für die Anätzung der Schmelz- und Dentinoberflächen notwendig sind. Diese erhöhen die hydrophilen Eigenschaften der Kompositmatrix und führen zu einer geringen Abrasions- und Erosionsstabilität. Deshalb können diese selbstadhäsiven Befestigungszemente nicht für direkte Restaurationen verwendet werden (Ferracane et al. 2011).

Schließlich gelang es doch einigen Herstellern, selbstadhäsive Komposite für die direkte Füllungstherapie zu entwickeln. Diese können bei kleinen Klasse 1 und 2 Kavitäten, Fissurenversiegelungen oder in der CBF-Technik verwendet werden (DMG; Kerr dental; Pentron Clinical).

Tab. 1: Kavitätenklassen nach Black (Weber 2017)

Klasse 1	okklusale Kavität der Seitenzähne
Klasse 2	approximale Kavität der Seitenzähne
Klasse 3	approximale Kavität der Frontzähne ohne Einbeziehung der Inzisalkante
Klasse 4	approximale Kavität der Frontzähne mit Einbeziehung der Inzisalkante
Klasse 5	Zahnhalskavität



Klasse 1



Klasse 2



Klasse 3



Klasse 4

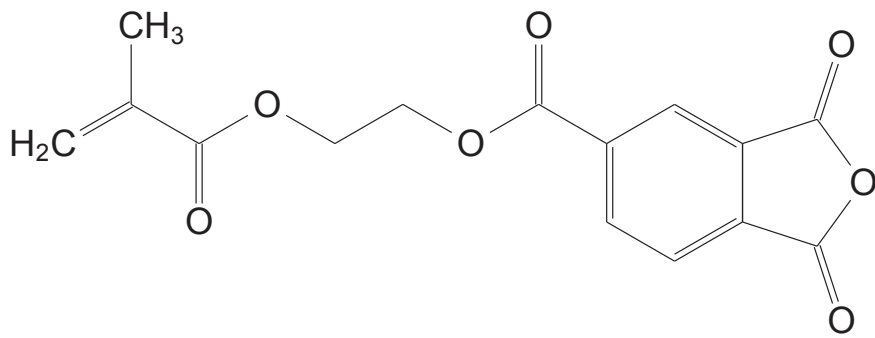


Klasse 5

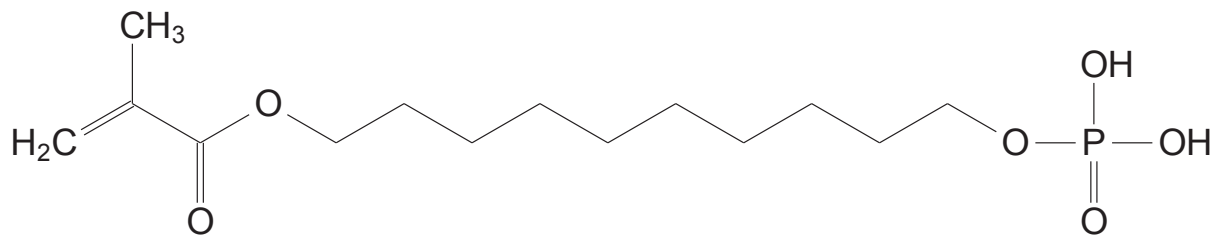
Abb. 7: Kavitätenklassen nach Black (Weber 2017) (Eigene Abbildung)

Zurzeit befinden sich drei selbstadhäsive Komposite auf dem Markt (Abb. 8):

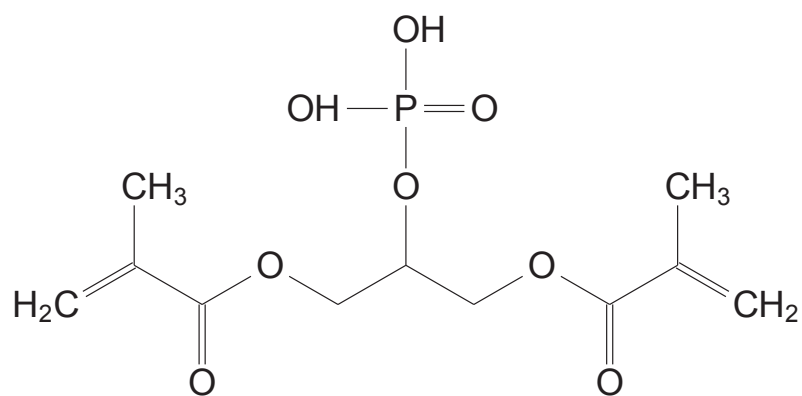
1. Constic (DMG, Hamburg)
2. Fusio Liquid Dentin (Pentron Clinical, Orange, USA)
3. Vertise Flow (Kerr dental, Italien) bzw. Dyad Flow (Kerr Corporation, Orange, USA)



Fusio Liquid Dentin: 4-META



Constic: MDP-Monomer



Vertise Flow: GPDM

Abb. 8: Chemische Strukturformeln selbstadhäsiver Monomere; Fusio Liquid Dentin (Pentron Clinical, Orange, USA) enthält das Monomer 4-META (4-Methacryloyl-ethyl-

trimelliticanhydrid). In Constic (DMG, Hamburg) wird das MDP-Monomer (10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat) verwendet. Das Monomer GPDM (Glycerophosphat-Dimethacrylat) ist Bestandteil von Vertise Flow (Kerr dental, Italien). (Eigene Abbildung, chemische Strukturformeln nach Peterson et al. 2018; Tsuchimoto et al. 2006)

Bei dem verwendeten selbstadhäsiven Flow-Komposit (Constic, DMG) ist MDP zu den konventionellen Kompositbestandteilen eingearbeitet worden. Die Haftung des Fusio Liquid Dentin wird durch die ionischen Bindungen der Carboxylatgruppen des 4-Methacryloxyethyltrimelliticanhydrid-Monomers (4-META-Monomers) zu den anorganischen Bestandteilen der Zahnhartsubstanz ermöglicht. Der Haftmechanismus und die Bindungskraft sind ähnlich wie bei Glasionomerzementen (Dieckmann et al. 2019; Nagakane et al. 2006; Oltmare et al. 2022). Studien zeigten, dass MDP-Monomere stabilere Bindungen bilden als 4-META-Monomere (Fehrenbach et al. 2021; Yoshida et al. 2004).

Beim Vertise Flow ist das Monomer Glycerophosphat-Dimethacrylat (GPDM) eingearbeitet worden. Ähnlich wie das MDP ätzt es mit seiner Phosphatgruppe die Zahnhartsubstanz an und geht eine chemische Bindung mit den Kalzium-Ionen des Apatits ein. Bei dem hydrophileren Monomer GPDM ist diese Verbindung weniger hydrolysestabil als bei MDP (Han et al. 2020; Wang et al. 2017).

Constic hat eine bessere Haftfestigkeit als die anderen selbstadhäsiven Komposite. Kumar et al. (2021) zeigten, dass Constic bei einer Klasse 5 Kavität eine geringere Farbstoffpenetration bei der Randspaltanalyse im Vergleich zu Vertise Flow aufwies.

Einige Publikationen haben mit Scherfestigkeitsversuchen oder Microtensile-Verfahren die Adhäsionskraft der selbstadhäsiven Komposite an der Zahnhartsubstanz bestimmt. Diese Studien zeigten, dass selbstadhäsive Komposite einen geringeren Haftwert als die konventionellen Adhäsivsysteme haben (Fu et al. 2013; Peterson et al. 2018; Seyfer 2020).

Vichi et al. (2013) zeigten, dass trotz der reduzierten adhäsiven Bindungskraft der Randschluss bei Klasse 1 Kavitäten von selbstadhäsiven Kompositen im Vergleich zu einem Universaladhäsiv besser war. Dies ist zurückzuführen auf die hygroskopische Expansion des selbstadhäsiven Flow-Monomers, welches die Polymerisations-schrumpfung ausgleicht (Versluis et al. 2011; Vichi et al. 2013; Wie et al. 2011).

Obwohl der klinische Erfolg einer Füllung vom Randspalt abhängig ist, sind wenige Studien diesbezüglich vorhanden. Weiterhin fehlen Informationen zu der Verwendung von selbstadhäsiven Kompositen in der CBF-Technik bei Klasse 2 Kavitäten.

1.6 Randspaltbildung

Für den klinischen Erfolg einer Füllung ist der Randspalt von Bedeutung, um Sekundärkaries, marginale Verfärbungen und einen Füllungsverlust zu vermeiden (Hellwig et al. 2018).

Eine Randspaltbildung beruht auf mehreren Faktoren:

- der adhäsiven Bindung (Kapitel 1.3),
- der Polymerisationsschrumpfung,
- der Polymerisationsspannung und
- dem Configuration-Factor (C-Faktor).

1.6.1 Polymerisationsschrumpfung

Bei der Polymerisation des Komposits kommt es zu einer Schrumpfung des Materials (Ferracane et al. 2016; Kaisarly 2021). Diese kann je nach Füllstoffgehalt zwischen 1 und 3 Vol.-% betragen. Die Hauptursache der Polymerisationsschrumpfung ist eine Abstandsänderung der Moleküle während des Polymerisationsvorgangs (Hellwig et al. 2018; Meereis et al. 2018). In der nicht-polymerisierten Matrix herrscht zwischen den Monomeren eine Van-der-Waals Distanz von 3,40 Å. Bei der Polymerisation entsteht eine kovalente Einfachbindung mit einem Abstand von 1,54 Å, also beträgt die Brutto-Schrumpfung 1,86 Å. Durch die Änderung der Doppelbindung des Monomers (1,34 Å) zu einer Einfachbindung des Polymers (1,54 Å) kommt es zu einer leichten Expansion um 0,2 Å. Das führt schlussendlich zu einer Netto-Polymerisationsschrumpfung von 1,84 Å ($-1,86 \text{ Å} + 0,2 \text{ Å} = -1,84 \text{ Å}$) (Abb. 9) (Geis-Gerstöfer und Marxkors 2008, Sadhir und Luck 1992).

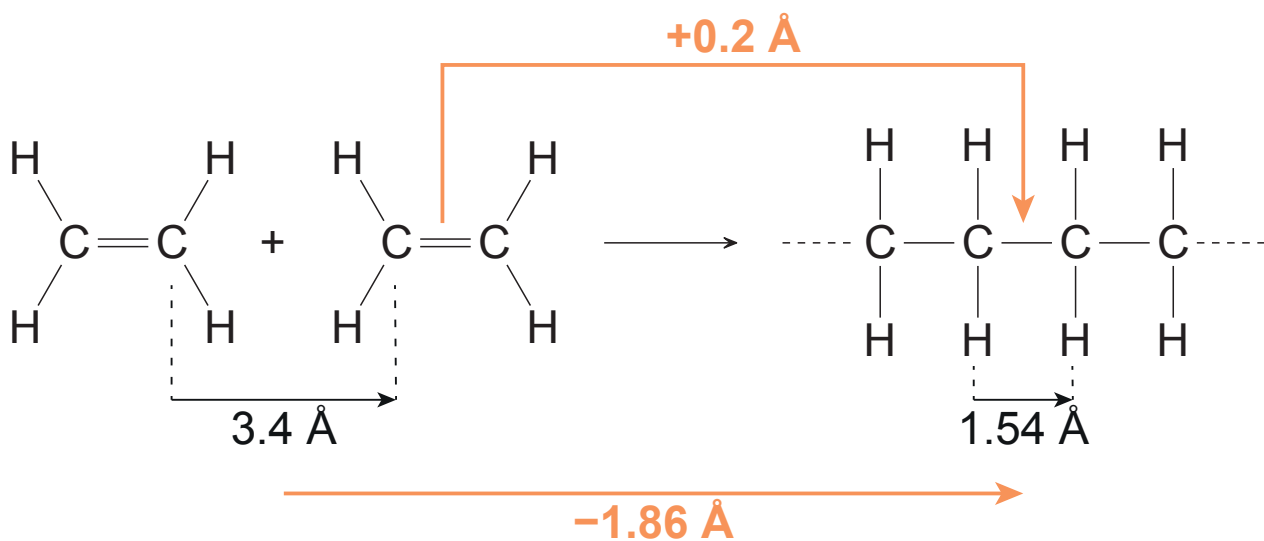


Abb. 9: Abstandsänderung der Moleküle bei der Polymerisation (Eigene Abbildung, modifiziert nach Sadhir und Luck 1992)

1.6.2 Polymerisationsspannung

Die Polymerisationsschrumpfung des Komposits führt zu der Polymerisationsspannung (Albrecht 2021; Kim et al. 2015). Diese Spannung kann in der Anfangsphase durch das Nachfließen nicht-polymerisierter Monomere reduziert werden (Davidson und Feilzer 1997). Sobald der Gel-Punkt erreicht wird, ist dies nicht mehr möglich. Beim Gel-Punkt ist die Quervernetzung der Komposit-Moleküle so weit fortgeschritten, dass durch die daraus resultierende Viskositätszunahme keine Fließvorgänge mehr möglich sind, um die Polymerisationsspannung auszugleichen. Der Gel-Punkt ist der Zeitpunkt, ab dem die Polymerisationsspannung zunimmt (Manhart 2010).

1.6.3 Configuration-Factor und Inkrementtechnik

Der Configuration-Factor (C-Faktor) besagt, dass die Polymerisationsspannung vom Verhältnis der gebundenen zur freien Kompositoberfläche abhängig ist (Rosales Leal 2011). Je mehr gebundene Oberfläche vorhanden ist, desto schlechter können die nicht polymerisierten Monomere nachfließen, desto größer ist der C-Faktor und desto höher ist die Polymerisationsspannung (Frankenberg und Behr 2004; Miguel und de la Macorra 2001). Ein kleiner C-Faktor wird durch eine vergrößerte freie Kompositoberfläche erreicht (Clark 2012). Deshalb kann bei Klasse 2 Kavitäten mit der obliquen Inkrementenschichtung

gearbeitet werden. Dabei werden sch
polymerisiert (Abb. 10) (Chandrasekha

Schichten appliziert und
eal 2011).

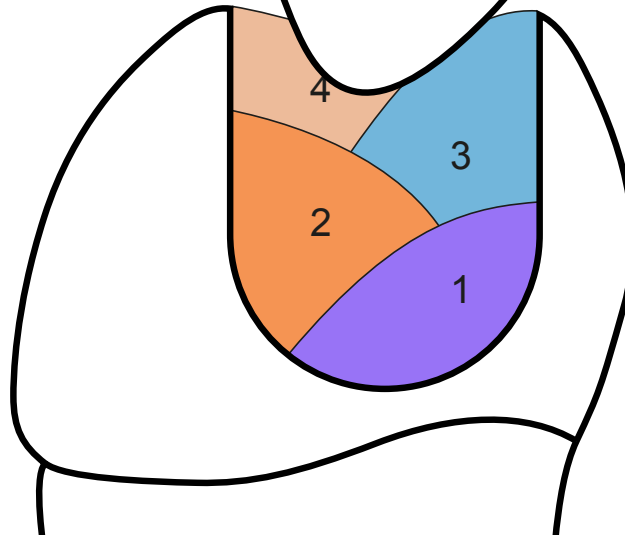


Abb. 10: Oblique Inkremententechnik (Eigene Abbildung)

1.7 Composite-Bonded-to-Flowable-Technik

Um die Polymerisationsspannung zu reduzieren, kann bei großen Klasse 2 Kavitäten mit der Composite-Bonded-to-Flowable-Technik (CBF-Technik) gearbeitet werden (Hellwig et al. 2018; Olmez et al. 2004). Dabei wird vor der Einbringung des eigentlichen Füllungsmaterials ein hochelastisches (Flowable) Komposit an den Kavitätenwänden appliziert und polymerisiert. Diese elastischen Kavitätenwände reduzieren die Polymerisationsspannung an der Grenzfläche der Kavitätenwände und des Komposits und minimieren somit die Randspaltbildung (Leevailoj et al. 2001; Unlu et al. 2003).

1.8 Thermocycling

Die in der Mundhöhle eingebrachten Materialien müssen unterschiedlichen chemischen und mechanischen Belastungen standhalten, zum Beispiel Temperaturwechsel, proteolytische Enzyme des Speichels oder Mastikation (Gale und Darvell 1999). Beim

Alterungsprozess wird der Haftverbund zwischen Komposit und Zahn geschwächt, der Randschluss wird insuffizient, was zu Sekundärkaries führen kann (de Paula et al. 2008).

Eine Möglichkeit, diesen komplexen Degradationsprozess *in-vitro* zu simulieren, ist das Thermocycling (Aggarwal et al. 2008; El-Araby und Talic 2007). Beim thermischen Lastwechselverfahren werden die Probekörper abwechselnd in 5 °C und 55 °C warme Wasserbäder eingetaucht. Der Einfluss der Zyklendauer und -anzahl wird in Kapitel 4.5 diskutiert.

Beim Thermocycling kommt es aufgrund der unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Zahnhartsubstanz und Komposit zu einer mechanischen Belastung an deren Verbundschicht (Amaral et al. 2007; De Munck et al. 2005). Außerdem wird der Hydrolyseprozess in der Hybridschicht durch die Temperaturwechselbelastung beschleunigt (De Munck et al. 2005; Hashimoto et al. 2002). Diese führen zu einer Verschlechterung der Haftwerte der Komposite (Amaral et al. 2007; Miyazaki et al. 1998).

1.9 Methoden der Randspaltanalyse

Es sind unterschiedliche Methoden zur Analyse des Randspaltes zwischen Füllungsmaterial und Zahn vorhanden.

Mithilfe des Rasterelektronenmikroskops werden dimensionstreue Replikate der Testzähne untersucht. Dabei kann die Randspaltbreite und -länge, aber nicht dessen Tiefe, erkannt werden (Agarwal et al. 2015; Hunecke 2003; Selbert 2010).

Im Gegensatz dazu ermöglicht die Verwendung der Micro-Computertomographie ein dreidimensionales Bild des Randspaltes zu generieren. Somit ist eine qualitative Analyse der Lokalisation und des Volumens des Randspaltes möglich (Tosco et al. 2020; Zhao et al. 2014). Bei diesem Verfahren ist ein hoher apparativer und zeitlicher Aufwand notwendig (Jacker-Guhr et al. 2016; Sampaio et al. 2020).

Eine weitere häufig verwendete Methode ist die Untersuchung der Farbstoffpenetration entlang des Randspaltes unter dem Auflichtmikroskop (Fabianelli et al. 2007). Nachdem die Probekörper in einem Farbstoff (zum Beispiel Methylenblau) eingelegt wurden, werden diese zersägt. Dabei werden die zu untersuchenden Proben irreversibel verändert. Eine vollständige Bewertung des gesamten Randspaltes ist jedoch nicht

möglich, da nur eine zweidimensionale Schnittebene vorliegt (Khoroushi et al. 2016; Van Meerbeek et al. 2003; Zhao et al. 2014).

1.10 Ziel und Fragestellungen der Studie

Im Rahmen dieser Promotion soll mithilfe einer Randspaltanalyse (anhand der Farbstoffpenetration) überprüft werden, ob selbstadhäsive Komposite (Constic) in der Composite-Bonded-to-Flowable-Technik bei Klasse 2 Kavitäten eine suffiziente und zeitsparende Alternative zu Universaladhäsiven sind.

Folgende Fragen sollen mit den vorliegenden Untersuchungen abgeklärt werden:

Ist der Randspalt bei der Anwendung von selbstadhäsiven Kompositen vorteilhafter als bei der Verwendung von konventionellen Universaladhäsiven?

Unterscheidet sich der Einfluss des Thermocyclings zwischen selbstadhäsiven Kompositen und Universaladhäsiven?

Erbringt die Verwendung des selbstadhäsiven Komposits Constic einen Zeitvorteil im Vergleich zu konventionellen Universaladhäsiven in der CBF-Technik?

2. Material und Methoden

2.1 Auswahl und Vorbereitung der Prüfkörper

Für die Untersuchung wurden 82 extrahierte, karies- und füllungsfreie humane Weisheitszähne mit weitestgehend abgeschlossenem Wurzelwachstum verwendet. Die Molaren wurden unabhängig von dieser Studie aufgrund von zahnmedizinischer Indikation extrahiert. Die Ethikkommission der Universität Bonn teilte auf Anfrage mit, es sei kein Ethikvotum dafür erforderlich, vorausgesetzt die Patienten stimmen der anonymen Verwendung der extrahierten Zähne zu.

Sofort nach der Extraktion und während der gesamten Versuchszeit lagerten die Zähne in einer mit Natriumazid versetzten Kochsalzlösung (0,9 % Natriumchlorid-Lösung + 0,1 % Natriumazid Fresenius, Fresenius Kabi Deutschland GmbH, Bad Homburg).

Die Reinigung der Zähne und Entfernung von Geweberesten erfolgte mithilfe eines Scalers (Scaler 129 / Größe 7, Hu-Friedy Mfg. Co., Frankfurt a. M.) und eines Ultraschallkörpers (SONICflex Scaler Spitze Nr. 6, 2003 L, KaVo, Biberach).

Danach wurden die Wurzeln der Zähne bis 1 mm apikal der Schmelz-Zement-Grenze in einem Kunststoffsockel (PalaXpress, Kulzer GmbH, Hanau) eingebettet, um die Farbstoffpenetration durch das Foramen apicale oder des Wurzelzements zu verhindern. Die Kunststoffsockel wurden poliert und bukkal von 1 bis 82 durchnummeriert (Abb. 11).

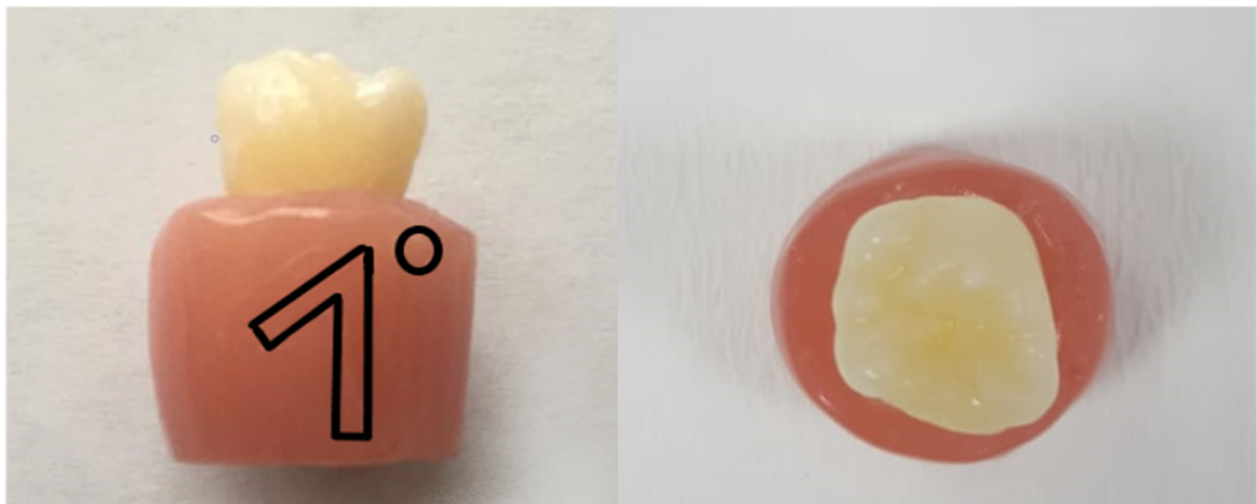


Abb. 11: Probekörper im Kunststoffsockel mit Nummerierung und Markierung der Kavitätenseite (○), welches mit Füllungsmaterial aus der Testgruppe gefüllt wurde (Eigene Abbildung)



Abb. 12: Prozessübersicht; Für diese Studie wurden 82 Weisheitszähne verwendet.

Durch die mesiale und distale Präparation der Zähne entstanden 164 Kavitäten. Die mesiale und distale Kavität jedes einzelnen Zahnes wurde entweder mit Füllungsmaterial der Testgruppe (Gruppe 1) Constic (n = 80) oder der Kontrollgruppe (Gruppe 2) Ecosite Bond Universal (n = 80) gefüllt. Die Probekörper ohne ein Adhäsivsystem dienten als negativ Kontrolle der Methylenblaupenetration der Randspaltanalyse (n = 4). Die Hälfte der Probekörper wurden im Thermocycler (TC) künstlich gealtert. Alle Probekörper wurden lackiert und für die Methylenblaupenetration vorbereitet. Die Probekörper wurden in mesio-distaler Richtung durchgesägt. Dadurch entstand pro Testkavität zwei zu bewertenden Schnittflächen. Die folgenden Versuchsgruppen lauteten: Testgruppe 1A: Constic ohne Thermocycling (n = 80) und 1B: Constic mit Thermocycling (n = 80); Kontrollgruppe 2A: Ecosite Bond Universal ohne Thermocycling (n = 80) und 2B: Ecosite Bond Universal mit Thermocycling (n = 80) und die negativen Kontrollen: ohne ein Adhäsivsystem (n = 8) (Eigene Abbildung)

2.2 Präparation der Kavitäten

An den 82 Zähnen wurden jeweils eine mesiale und distale Kavität der Klasse 2 nach Black präpariert (Abb. 7) (Weber 2017). Das heißt, jeder Zahn hatte zwei approximal-okklusale Kavitäten ohne okklusale Verbindung. Somit entstanden 164 Kavitäten (Abb. 12). Eine Kavität wurde an der mesial-okklusalen (der Zahnbogenmitte zugewandten) und eine an der distal-okklusalen (von der Zahnbogenmitte abgewandten) Zahnfläche präpariert (Abb. 13) (Lehmann et al. 2015). Die Ausdehnung der Kavitäten betrug in oro-vestibulärer Richtung 2,5 mm, in mesio-distaler Richtung 2,5 mm und in apikaler Richtung 4 mm (Abb. 13). Dies wurde mit einem Lineal Münchner Modell (Dentaurum GmbH, Ispringen) überprüft. Die zervikalen Ränder der Kavitäten lagen im Schmelz. Die Präparation erfolgte unter Wasserkühlung (50 ml/ min) mit einem Rotring-Winkelstück (KaVo GmbH, Biberach) und dem Präparationsdiamanten (845KRD.314.025, Korngröße 100 µm, Komet, Lemgo) mit einer Umdrehungszahl von 40000 Umdrehungen pro min. Die finale Kavitätenform wurde mit dem Ultraschallkörper SONICflex prep CAD/CAM Spitze Nr. 34 und Nr. 35 (KaVo GmbH, Biberach) präpariert (6000 Hz, Stufe 3) (Abb. 14). Damit wurde dieselbe Ausdehnung und Begrenzung der Kavitäten erreicht.

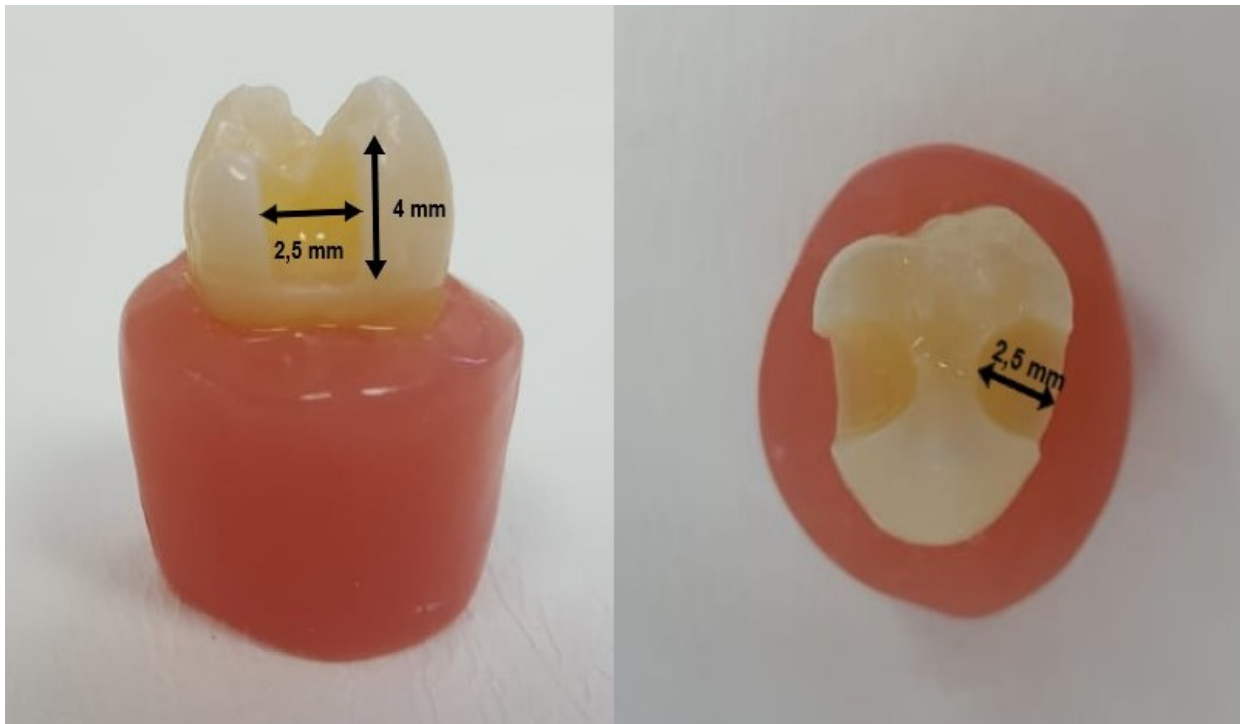


Abb. 13: Ausdehnung der Klasse 2 Kavitäten (Eigene Abbildung)



Abb. 14: Ultraschallkörper SONICflex prep CAD/CAM Spitze Nr. 34 und Nr. 35 (Eigene Abbildung)

2.3 Einteilung der Versuchsgruppen

Die mesiale und distale Kavität jedes einzelnen Zahnes wurden randomisiert nach dem Zufallsprinzip (Münzwurf) in zwei Versuchsgruppen zugeordnet.

Zwei zusätzliche Probekörper, die ohne ein Adhäsivsystem mit dem Ecosite Element Flow OA2 und dem Ecosite Elements Pure A2 gefüllt wurden, dienten als negative Kontrolle der Methylenblaupenetration der Randspaltanalyse (Kapitel 2.4.2.3).

Bei der Testgruppe (Gruppe 1) wurde die Kavität mit dem selbstadhäsiven Flow-Komposit Constic (DMG, Hamburg) und dem Standardhybrid Komposit Ecosite Elements Pure (DMG, Hamburg) gefüllt (Tab. 2).

Bei der Kontrollgruppe (Gruppe 2) wurde zuerst das Adhäsivsystem Ecosite Bond Universal (DMG, Hamburg) in die Kavität appliziert. Danach wurde die Kavität mit dem Ecosite Element OA2 (DMG, Hamburg) als Flow-Komposit und dem Standardhybrid Komposit Ecosite Elements Pure (DMG, Hamburg) als Füllung versorgt (Tab. 2).

Tab. 2: Zusammensetzung der verwendeten Adhäsiv- und Kompositsysteme. Die Abkürzungen sind wie folgt definiert: Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat) EBPADMA (Bisphenol A-Ethoxylatdimethacrylat), EDA (Ethylendiamin), EHA (2-Ethylhexylacrylat), HEMA (2-Hydroxyethylmethacrylat), MDP (10-Methacryloyloxydecyldihydrogenphosphat), NPG2PODA (propoxyliertes-2-Neopentylglykoldiacrylat), SiO₂ (Siliciumdioxid), TEDMA (Tetramethylethylendiamin), UDMA (Urethandimethacrylat), YbF₃ (Ytterbium (III)-fluorid)

	Material und Hersteller	Matrixbestandteile	Füllkörperart und -durchmesser	Füllkörpergehalt
Selbst-adhäsives Flow-Komposit	Constic, DMG	Bis-GMA, EBPADMA, EDA, UDMA, HEMA, TEDMA, MDP	Bariumglas 0,02-2,3 µm	66 Gew.-%, 43 Vol.-%
Universal-adhäsiv	Ecosite Bond Universal, DMG	HEMA, Bis-GMA, Ethanol, Wasser, EHA, MDP	-	-
Flow-Komposit	Ecosite Element, DMG	EBPADMA, Bis-GMA, TEDMA, UDMA,	Dentalglas, YbF ₃ , SiO ₂ 0,002-0,7 µm	38 Vol.-%
Standard-hybrid Komposit	Ecosite Elements Pure, DMG	EBPADMA, Bis-GMA, NPG2PODA, UDMA	Dentalglas, SiO ₂ 0,02-0,7 µm	65 Vol.-%

Somit wurde jeder Zahn mit je einem Füllungsmaterial aus der Test- und der Kontrollgruppe versorgt und es herrschten für beide Materialproben dieselben Bedingungen.

Die Kavität, die mit dem Material aus der Testgruppe gefüllt wurde, wurde mit einem Kreis im Kunststoffsockel markiert, um die Unterscheidung der beiden Versuchsgruppen zu ermöglichen (Abb. 11).

Bei den Probekörper mit einer geraden Nummerierung wurde auf das künstliche Altern im Thermocycler (THE 1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham) verzichtet (Gruppe 1A und 2A; n = 40). Die anderen 40 Zähne wurden im Thermocycler künstlich gealtert, um dessen Einfluss auf die adhäsive Befestigung zu überprüfen (Gruppe 1B und 2B; n = 40) (Tab. 3).

Somit entstanden folgende Gruppen (Abb. 12; Tab. 3):

Testgruppe 1A:	Constic ohne Thermocycling (n = 40),
Testgruppe 1B:	Constic mit Thermocycling (n = 40),
Kontrollgruppe 2A:	Ecosite Bond Universal ohne Thermocycling (n = 40),
Kontrollgruppe 2B:	Ecosite Bond Universal mit Thermocycling (n = 40)
Negativ-Kontrolle:	Ecosite Element Flow OA2 und Ecosite Elements Pure A2 ohne Adhäsivsystem (n = 4)

Tab. 3: Festlegung der Versuchsgruppen für Schmelz und Dentin

	Gruppe A	Gruppe B
Testgruppe (Gruppe 1)	Constic ohne Thermocycling	Constic mit Thermocycling
Kontrollgruppe (Gruppe 2)	Ecosite Bond Universal ohne Thermocycling	Ecosite Bond Universal mit Thermocycling

2.4 Füllen der Testkavitäten

Unmittelbar nach der Präparation der Kavität eines Probezahnes erfolgte das Legen der Füllung. Die Materialien wurden entsprechend der Herstellerangaben verarbeitet. Die Kavität wurde mit wasser- und ölfreier Luft getrocknet. Zur Modellation der Kompositfüllung wurde ein Heidemannspatel (1045/12B, Carl Martin, Solingen) und ein

Kugelstopfer (1054/147, Carl Martin, Solingen) verwendet. Die Aushärtung der einzelnen Kompositschichten erfolgte mit einer LED-Polymerisationslampe (Mini LED Acteon, Intensität 1250m W/cm², Wellenlänge 420-480 nm, Acteon, Düsseldorf).

2.4.1 Schichttechnik

Alle Testkavitäten wurden gemäß ihren Versuchsgruppen in der Composite-Bonded-to-Flowable-Technik (CBF-Technik) gefüllt.

Die CBF-Technik umfasst die Bindung eines hochviskosen Komposits an einem Flow-Lining. Bei der CBF-Technik wird im ersten Schritt eine gleichmäßige und dünne Schicht (ca. 1,5 mm) eines fließfähigen Komposits (Flow-Lining) auf den Kavitätenboden und -wänden appliziert (Abb. 15 und 16). Im zweiten Schritt erfolgt die Lichtpolymerisation des Flow-Linings. Im dritten Schritt wird das stopfbare Komposit auf dem Flow-Lining in die Kavität eingebracht (Hellwig et al. 2018). Die Vorgehensweise zur Einbringung des hochviskosen Komposits wird nicht von der CBF-Technik vorgegeben.

In dieser Studie erfolgte die oblique Inkrementeschichtung des stopfbaren Komposits Ecosite Elements Pure in zwei Schichten (Abb. 15 und 16). Die einzelnen Schichten des Ecosite Elements Pure hatten eine Maximalschichtstärke von 2 mm und wurden jeweils 20 s lichtpolymerisiert. Die genauen Verarbeitungsschritte von Constic als Unterfüllung der CBF-Technik werden in Kapitel 2.4.2.1 und von Ecosite Element OA2 Flow in Kapitel 2.4.2.2 beschrieben.

2.4.2.1 Testgruppe: Constic A2 mit Ecosite Elements Pure A2

Das Constic wurde in eine Schichtdicke von 0,5 mm mithilfe der Luer-Lock-Tips in die Testkavitäten appliziert und für 25 s mit dem Pinsel im Dentin- und Schmelzanteil einmassiert. Es folgte eine Lichtpolymerisation für 20 s. Laut Hersteller ist als Unterfüllung der CBF-Technik eine zweite Constic-Schicht mit einer Schichtstärke von 1 mm notwendig. Diese Schicht wurde ebenfalls 20 s lichtpolymerisiert (Abb. 15).

Die Kavitäten wurden, wie in Kapitel 2.4.1 beschrieben, mit dem Komposit Ecosite Elements Pure gefüllt (Tab. 2).

2.4.2.2 Kontrollgruppe: Ecosite Bond Universal mit Ecosite Element OA2 Flow und Ecosite Elements Pure A2

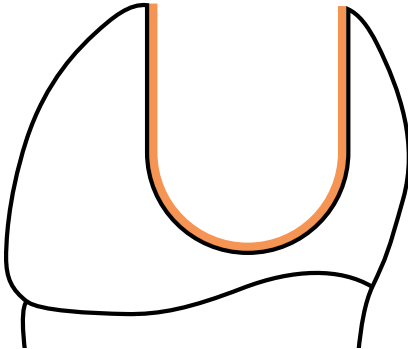
Als Kontrollgruppe wurde das Ecosite Bond Universal im Self-Etch-Verfahren verwendet (Kapitel 1.3.2). Das Universaladhäsiv wurde mit einem Mikropinsel 10 s im Dentin und Schmelz einmassiert und dann 20 s abgewartet. Es wurde dann für 5 s verblasen und darauf geachtet, dass noch genügend Material auf der Kavität verbleibt. Es folgte eine Lichtpolymerisation für 10 s (Abb. 16).

Als nächste Schicht wurde das Ecosite Element OA2 Flow als Unterfüllung der CBF-Technik appliziert. Das Ecosite Element OA2 Flow wurde in einer Schichtstärke von maximal 1,5 mm in die Kavität eingebracht und 20 s lichtpolymerisiert (Abb. 16).

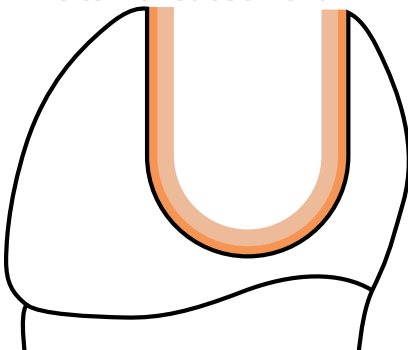
Danach wurden, wie in Kapitel 2.4.1 beschrieben, die Kavitäten mit dem Komposit Ecosite Elements Pure gefüllt (Tab. 2).

2.4.2.3 Negativ-Kontrollgruppe

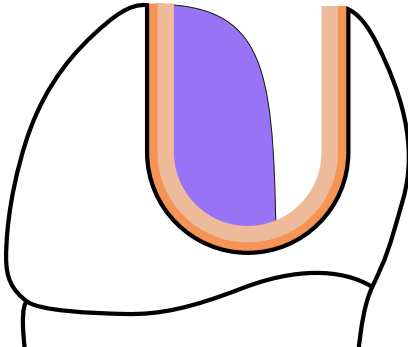
Für die negative Kontrolle der Methylenblauenpenetration der Randspaltanalyse wurden zwei Probekörper ohne ein Adhäsivsystem verwendet. Es wurden nur das Ecosite Element Flow OA2 und das Ecosite Elements Pure A2 in jeweils der beiden Kavitäten der zwei Probekörper appliziert (Tab. 2).

Erste Consticschicht

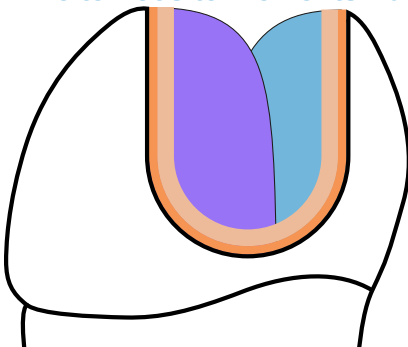
1. Die erste Constic-Schicht (0.5 mm) wurde 25 s in die Schmelz- und Dentinanteile der Kavität einmassiert und 20 s lichtpolymerisiert.

Zweite Consticschicht

2. Die zweite Constic-Schicht (1 mm) wurde als Flow-Lining der CBF-Technik gleichmäßig auf den gesamten Kavitätenboden und -wänden appliziert und 20 s lichtpolymerisiert.

Erste Ecosite Elements Pure Schicht

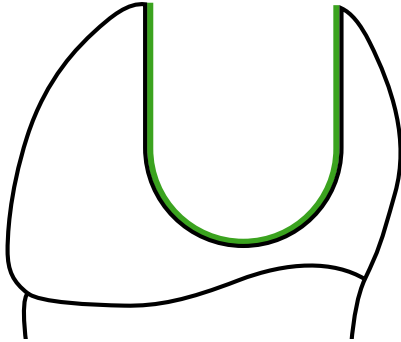
3. Das erste Inkrement des stopfbaren Ecosite Elements Pure Komposit wurde in der obliquen Schichttechnik eingebracht und 20 s lichtpolymerisiert.

Zweite Ecosite Elements Pure Schicht

4. Das zweite Inkrement des stopfbaren Ecosite Elements Pure Komposit wurde in der obliquen Schichttechnik eingebracht und 20 s lichtpolymerisiert.

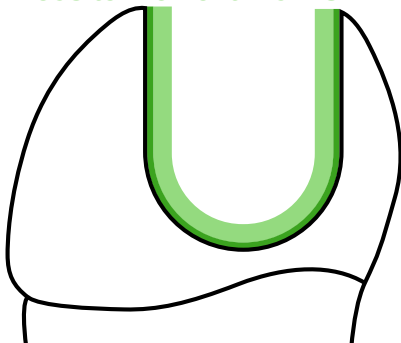
Abb. 15: Testgruppe: CBF-Technik mit Constic als Flow-Lining (Eigene Abbildung)

Ecosite Bond Universal



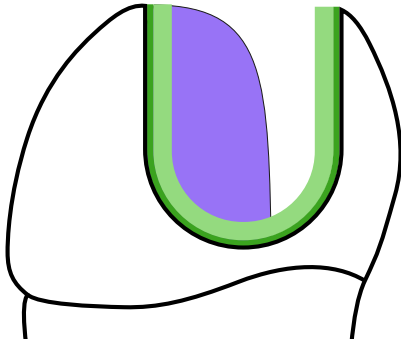
1. Ecosite Bond Universal wurde 10 s in die Schmelz- und Dentinanteile der Kavität einmassiert, 20 s abgewartet, 5 s verblasen und 10 s lichtpolymerisiert.

Ecosite Element Flow OA2



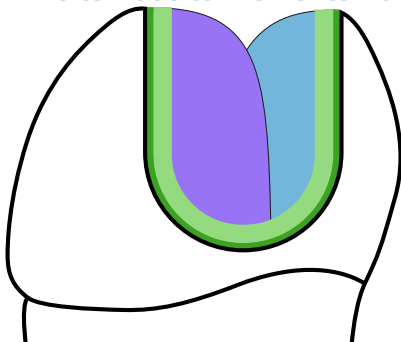
2. Ecosite Elements OA2 wurde als Flow-Lining der CBF-Technik gleichmäßig auf den gesamten Kavitätenboden und -wänden appliziert (1.5 mm) und 20 s lichtpolymerisiert.

Erste Ecosite Elements Pure Schicht



3. Das erste Inkrement des stopfbaren Ecosite Elements Pure Komposit wurde in der obliquen Schichttechnik eingebracht und 20 s lichtpolymerisiert.

Zweite Ecosite Elements Pure Schicht



4. Das zweite Inkrement des stopfbaren Ecosite Elements Pure Komposit wurde in der obliquen Schichttechnik eingebracht und 20 s lichtpolymerisiert.

Abb. 16: Kontrollgruppe: CBF-Technik mit Ecosite Element OA2 Flow als Flow-Lining (Eigene Abbildung)

2.4.3 Ausarbeitung der Füllungen

Die Entfernung der Füllungsüberschüsse erfolgte unter Wasserkühlung mit einem Rotring-Winkelstück (KaVo GmbH, Biberach) und einem Feinstkorndiamanten (379EF.314.018, Korngröße 15 µm, Komet, Lemgo).

Das verwendete Identoflex System (KerrDental, Herzogenrath) ist ein dreistufen Finier- und Poliersystem für Komposite mit Vor-, Glanz- und Hochglanzpolitur. Es wurde mit einem grünen Winkelstück (KaVo GmbH, Biberach) ohne Wasserkühlung und einer Umdrehungszahl von 5000 pro min eingesetzt.

Die Füllungsrän­der wurden anschließend mit einer Feintastsonde (EXD11/127, Hu- Friedy Group, Frankfurt a.M.) und einer Lupenbrille (starVision Vergrößerung 2,8 fach, starMed, Grafing) kontrolliert.

2.5 Zeitmessung fürs Legen der Füllungen

Es wurde die Zeit für das Legen der Füllungen aus der Testgruppe und der Kontrollgruppe mithilfe einer digitalen Stoppuhr (Stoppuhr Windows 10, Microsoft Corporation, Washington, USA) gemessen.

2.6. Thermocycling

Um den Einfluss der Alterung auf die adhäsive Befestigung zu überprüfen, wurden die 40 Zähne mit einer ungeraden Nummerierung im Thermocycler (THE 1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham) künstlich gealtert (Abb. 17).

Dabei wurden die Probekörper für 5000 Zyklen abwechselnd in ein 5 °C und ein 55 °C warmes Wasserbad eingetaucht. Die Verweildauer im jeweiligen Bad betrug 60 s, mit einer Abtropfzeit von 10 s.



Abb. 17: Thermocycler (THE 1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham) (Eigene Abbildung)

2.7. Randspaltanalyse

2.7.1 Vorbereitung der Sägeschnitte

Um Farbstoffpenetrationen durch Schmelzsprünge zu verhindern, wurden in einem Abstand von 1 mm zu den Füllungsrandern die Zähne mit Nagellack (Jet-Set, Loreal, Düsseldorf) überzogen und abgewartet bis zum Trocknen des Lackes (Abb. 18).

Die Probekörper lagen 24 Stunden in 2 %-igem Methylenblau-Farbstoff (Certistain, Merck, Darmstadt). Während dieser Zeit lagerten die Proben auf einem Schüttler (Edmund Bühler GmbH, Bodelshausen) mit 100 Schwenkungen pro min um sicherzustellen, dass alle Proben gleichmäßig mit dem Methylenblau in Kontakt waren. Zur Verhinderung der Autolyse und Konservierung der Proben wurden diese für drei Tage in 4 %-iger Formaldehydlösung (Merck, Darmstadt) eingelegt. Um Formalin-

Rückstände zu entfernen, wurden die Proben einzeln für 30 min mit Leitungswasser abgespült und für einen Tag in 70 %-igem Ethanol (Petroplast GmbH, Düsseldorf) gelagert.



Abb. 18: Vorbereitung der Probekörper mit Lack (Eigene Abbildung)

2.7.2 Herstellung der Sägeschnitte

Die Probekörper wurden mit der oralen Seite auf einen Objektträger fixiert (Exakt 50, USA). Durch einen Sägeschnitt wurden die Probekörper mittels diamantiertem Sägeblatt (Exakt 300 Diamond Band Saw, Exakt, USA) unter Wasserkühlung in mesio-distaler Richtung parallel zur Zahnlongsachse geteilt (Abb.19).



Abb. 19: Herstellung der Sägeschnitte (Eigene Abbildung)

2.7.3 Analyse der Sägeschnitte

Pro Testkavität gab es zwei Schnittflächen (oral und vestibulär) und beide wurden ausgewertet. Somit ergaben die 164 Kavitäten durch die Durchtrennung 328 zu bewertenden Schnittflächen (Abb. 12). Die Bestimmung der Farbstoffpenetration der Schnittflächen erfolgte mithilfe eines Auflichtmikroskops mit eingebauter Digitalkamera (Leica KL 2500 18-fache Vergrößerung, Wild Heerbrugg GmbH, Heerbrugg). Als Bildverarbeitungssoftware diente die ImageJ 1.54 Software (ImageJ NIH, Wisconsin, USA). Damit wurden die Penetrationstiefen an den Füllungsrandern im zervikalen und okklusalen Schmelz und Dentin abgemessen und prozentual zu dem Schmelz- und Dentinanteil angegeben (Abb. 20 - 22). Der prozentuale Anteil der Farbstoffpenetration im jeweiligen Schmelz- oder Dentinanteil wurde aus dem Verhältnis der Farbstoffpenetration (Messwert 1; Abb. 21) dividiert durch die Gesamtlänge des jeweiligen Abschnittes der Zahnhartsubstanz (Messwert 2; Abb. 22) berechnet.

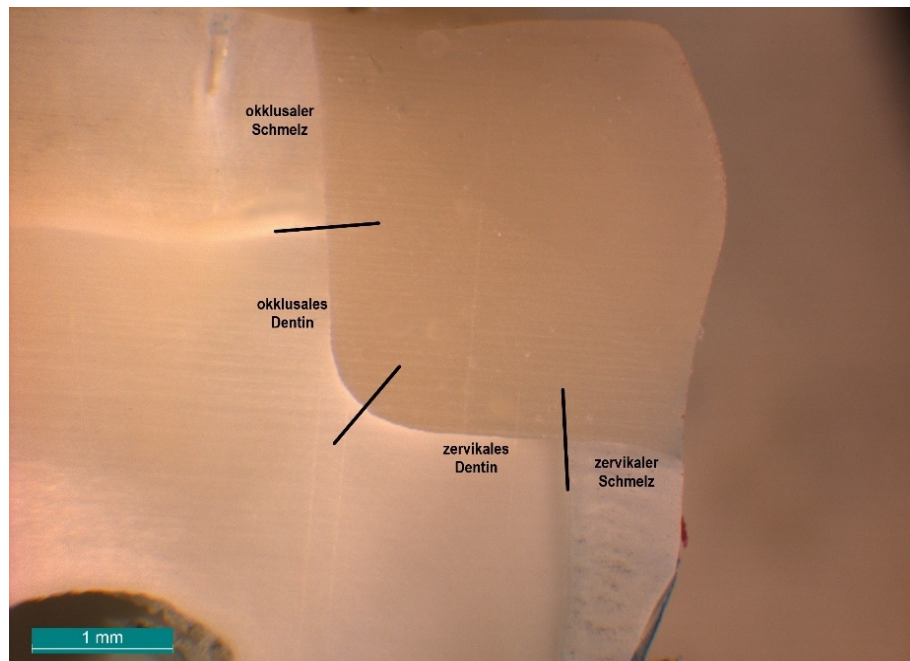


Abb. 20: Einteilung der Füllungs­ränder im zervikalen und okklusalen Schmelz und Dentin. Querschnitt (Eigene Abbildung)

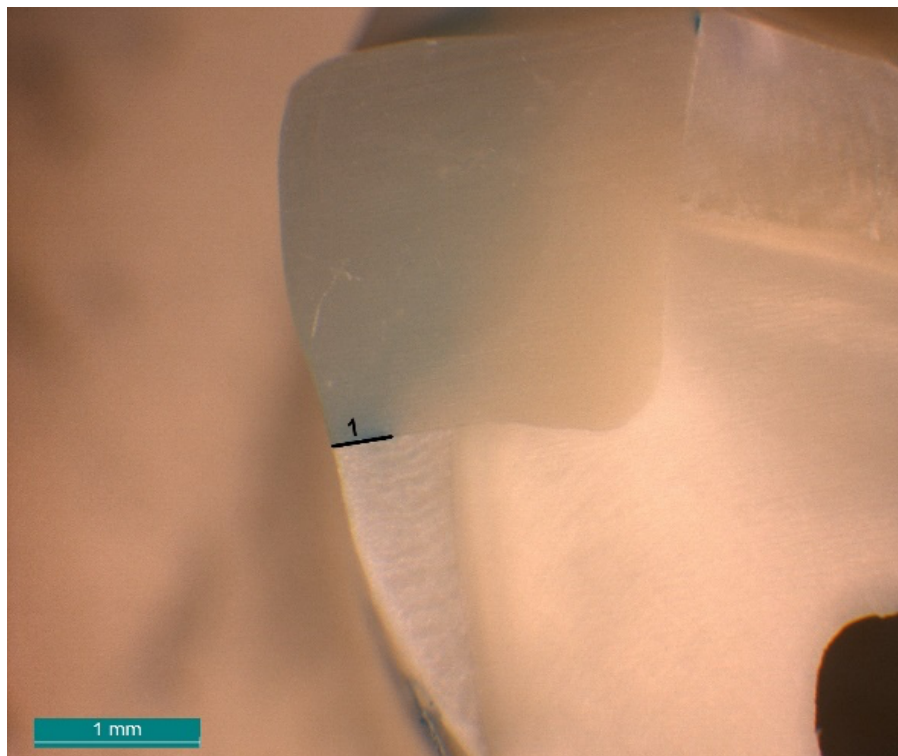


Abb. 21: Beispiel der Messung der Farbstoffpenetration im zervikalen Schmelz (Messwert 1) (Eigene Abbildung)

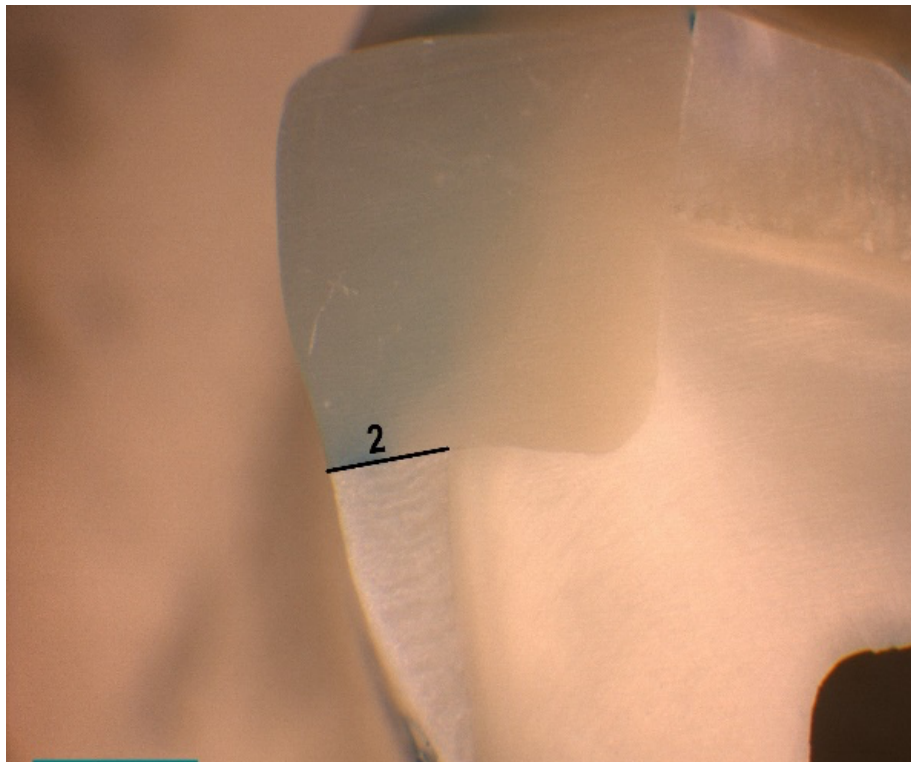


Abb. 22: Beispiel der Messung der Gesamtlänge des jeweiligen Zahnhartsubstanzabschnittes (Messwert 2) (Eigene Abbildung)

2.7.4 Statistische Auswertung

Die vier Nullhypothesen lauteten:

Nullhypothese 1: In den Proben ohne Thermocycling ist der Randspalt (Farbstoffpenetration) bei Constic und bei konventionellen Universaladhäsiven gleich.

Nullhypothese 2: In den Proben mit Thermocycling ist der Randspalt (Farbstoffpenetration) bei Constic und bei konventionellen Universaladhäsiven gleich.

Nullhypothese 3: Thermocycling hat einen Einfluss, sowohl bei Constic als auch bei Universaladhäsiven, auf den jeweiligen Randspalt.

Nullhypothese 4: Die Verwendung des selbstadhäsiven Komposits Constic erbringt keinen Zeitvorteil im Vergleich zu konventionellen Universaladhäsiven in der CBF-Technik.

Die statistische Auswertung der Ergebnisse wurde mit der IBM SPSS 29.0 Software (IBM, Armonk, NY, USA) durchgeführt. Zur Überprüfung der Normalverteilung erfolgte der Shapiro-Wilk-Test. Unterschiede zwischen den Versuchsreihen wurden mittels der

nicht-parametrischen Varianzanalyse (Mann-Whitney-Test) untersucht. Das Signifikanzniveau für die Tests wurde auf $p = 0,05$ festgelegt.

Um eine Vergleichbarkeit der Proben untereinander zu schaffen, wurden die Mittelwerte der Ergebnisse miteinander verglichen. Die Ergebnisse des zervikalen und okklusalen Schmelzes und Dentins wurden separat dargestellt. Diese Methode ist an die Vorgehensweisen von Gura (2014), Kumar et al. (2022) und Sengar et al. (2022) angelehnt.

3. Ergebnisse

Alle Patienten stimmten die Anwendung ihrer extrahierten Zähne zu.

3.1 Überprüfung auf Normalität

Der Shapiro-Wilk-Test zeigte, dass keine der Stichproben aus einer normalverteilten Grundgesamtheit bei einem Signifikanzniveau von $p = 0,05$ entnommen wurde.

3.2 Ergebnisse der Randspaltanalyse

Die Negativ-Kontrollgruppe wies eine 100%-ige Farbstoffpenetration im gesamten Randspalt auf. Damit war die Methylenblauenpenetration bei den Probekörper ohne Anwendung eines Adhäsivs eindeutig.

Bei Gruppe A war ein Probekörper und bei Gruppe B waren vier Probekörper fehlerhaft. Durch einen Riss im Kunststoffsockel penetrierte das Methylenblau durch das Foramen apicale und färbte die gesamte Zahnhartsubstanz blau. Die Messwerte dieser Proben wurden nicht in der Ergebnisfindung miteinbezogen.

Folglich war bei den folgenden Ausführungen die Größe der beiden Versuchsgruppen:

Testgruppe 1A: Constic ohne Thermocycling (n = 78),

Testgruppe 1B: Constic mit Thermocycling (n = 72),

Kontrollgruppe 2A: Ecosite Bond Universal ohne Thermocycling (n = 78),

Kontrollgruppe 2B: Ecosite Bond Universal mit Thermocycling (n = 72)

3.2.1 Farbstoffpenetration im Schmelz

3.2.1.1 Farbstoffpenetration im zervikalen Schmelz

Die Farbstoffpenetration war im Randspalt des zervikalen Schmelzes bei Testgruppe 1A (39,4 % $\pm$ 41,7 %) signifikant höher als bei Kontrollgruppe 2A (12,0 % $\pm$ 23,3 %; $p \leq 0,001$) (Abb. 23). Daraus ergab sich eine relativ höhere Farbstoffpenetration von 69,5 % bei Testgruppe 1A. Nach dem Thermocycling war kaum ein Unterschied zwischen Testgruppe 1B (41,3 % $\pm$ 33,0 %) und Kontrollgruppe 2B (40,7 % $\pm$ 29,4 %) vorhanden ($p = 0,746$) (Abb. 23).

Es gab eine signifikante höhere Farbstoffpenetration in Kontrollgruppe 2B (40,7 % $\pm$ 29,4 %) als in Kontrollgruppe 2A (12,0 % $\pm$ 23,3 %) mit einer relativen Erhöhung um 70,5 % ($p \leq 0,001$). Es wurde eine relative Erhöhung von 4,6 % von Testgruppe 1A (39,4 % $\pm$ 41,7 %) zu 1B (41,3 % $\pm$ 33,0 %) gemessen, jedoch nicht signifikant ($p = 0,825$) (Abb. 23)

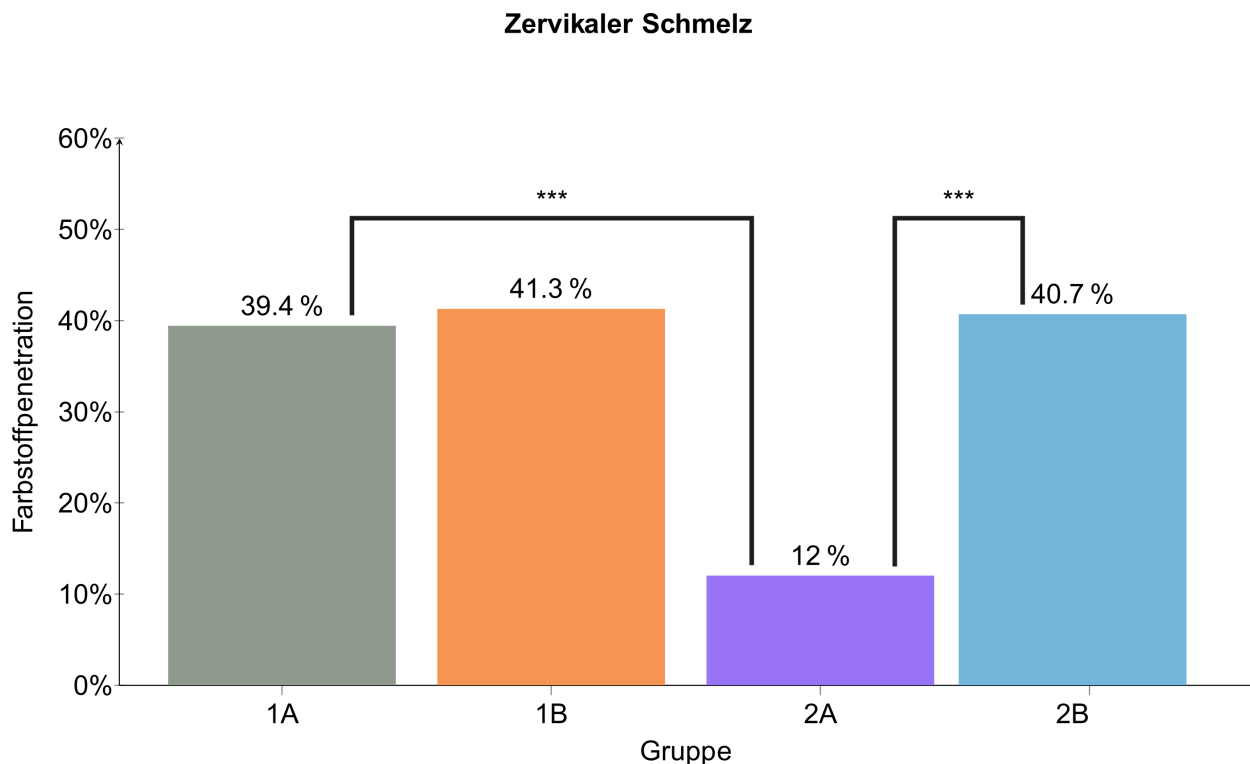


Abb. 23: Mittelwerte der Farbstoffpenetration in % im zervikalen Schmelz im Vergleich zwischen den Testgruppen 1A (Constic ohne Thermocycling (n = 78)), 1B (Constic mit Thermocycling (n = 72)), Kontrollgruppen 2A (Ecosite Bond Universal ohne Thermocycling (n = 78)) und 2B (Ecosite Bond Universal mit Thermocycling (n = 72)) mit Signifikanzbalken *** $p \leq 0,001$

3.2.1.2 Farbstoffpenetration im okklusalen Schmelz

Die Farbstoffpenetration war im Randspalt des okklusalen Schmelzes bei Testgruppe 1A (22,7 % $\pm$ 34,8 %) bzw. 1B (49,8 % $\pm$ 35,6 %) signifikant höher als im Vergleich zu jeweils Kontrollgruppe 2A (1,3 % $\pm$ 5,5 %; $p \leq 0,001$) bzw. 2B (33,3 % $\pm$ 22,4 %; $p \leq 0,001$) (Abb. 24). Daraus ergab sich ein relativer Unterschied zwischen Testgruppe 1A und Kontrollgruppe 2A von 94,3 % und zwischen Testgruppe 1B und Kontrollgruppe 2B von 33,1 %.

Es gab eine signifikant höhere Farbstoffpenetration der Testgruppe 1B im Vergleich zu 1A mit einer relativen Erhöhung von 54,4 % sowie zwischen den Kontrollgruppen 2B und 2A mit einer relativen Erhöhung von 96,1 % in Kontrollgruppe 2B ($p \leq 0,001$) (Abb. 24).

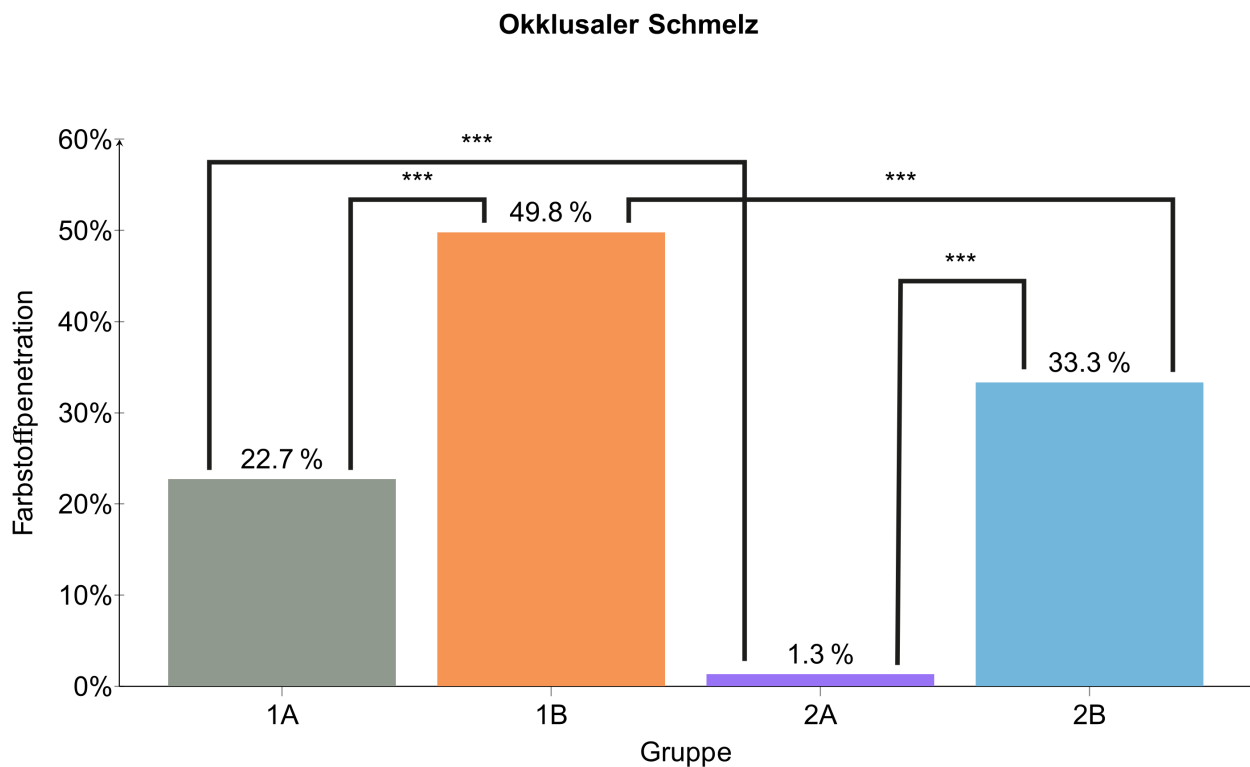


Abb. 24: Mittelwerte der Farbstoffpenetration in % im okklusalen Schmelz im Vergleich zwischen den Testgruppen 1A (Constic ohne Thermocycling (n = 78)), 1B (Constic mit Thermocycling (n = 72)), Kontrollgruppen 2A (Ecosite Bond Universal ohne Thermocycling (n = 78)) und 2B (Ecosite Bond Universal mit Thermocycling (n = 72)) mit Signifikanzbalken *** $p \leq 0,001$

3.2.1.3 Vergleich der Ergebnisse von zervikalem mit okklusalem Schmelz

Innerhalb der Gruppe A gab es signifikante Unterschiede der Farbstoffpenetration zwischen dem zervikalen und okklusalen Schmelz. Bei den Testgruppen 1A zervikal $39,4 \% \pm 41,7 \%$ und okklusal $22,7 \% \pm 34,8 \%$ war der Unterschied signifikant ($p = 0,005$) (Abb. 25). Zwischen den Kontrollgruppen 2A zervikal $12,0 \% \pm 23,3 \%$ und okklusal $1,3 \% \pm 5,5 \%$ war der Unterschied ebenfalls signifikant ($p \leq 0,001$) (Abb. 26). Daraus resultierte eine relative Abweichung von 42,4 % für Testgruppe 1A und 89,2 % für Kontrollgruppe 2A. Innerhalb der Gruppe B lag kein signifikanter Unterschied zwischen der Farbstoffpenetration im zervikalen und okklusalen Schmelz vor ($p = 0,142$ bei Testgruppe 1B und $p = 0,056$ bei Kontrollgruppe 2B) (Abb. 25 und Abb. 26).

Vergleich von zervikalem mit okklusalem Schmelz Gruppe 1

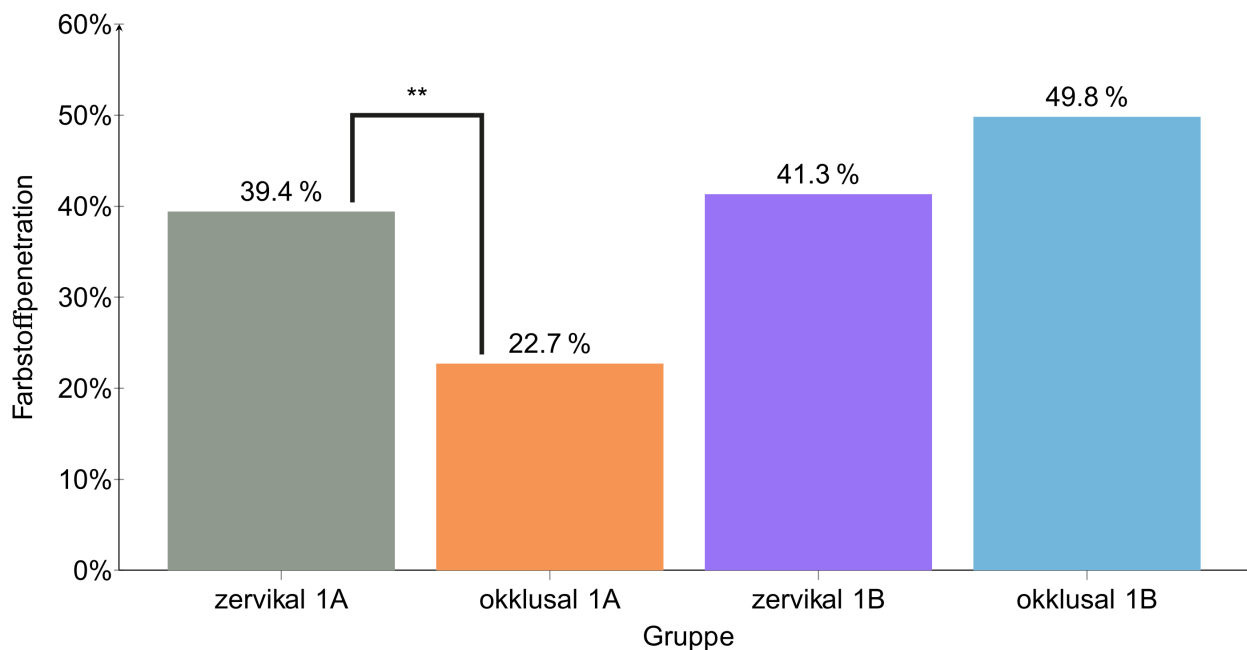


Abb. 25: Mittelwerte der Farbstoffpenetration in % im Vergleich von zervikalem und okklusalem Schmelz zwischen den Testgruppen: zervikal 1A (Constic ohne Thermocycling (n = 78)), okklusal 1A (Constic ohne Thermocycling (n = 78)), zervikal 1B (Constic mit Thermocycling (n = 72)) und okklusal 1B (Constic mit Thermocycling (n = 72)) mit Signifikanzbalken ** $p \leq 0,01$

Vergleich von zervikalem mit okklusalem Schmelz Gruppe 2

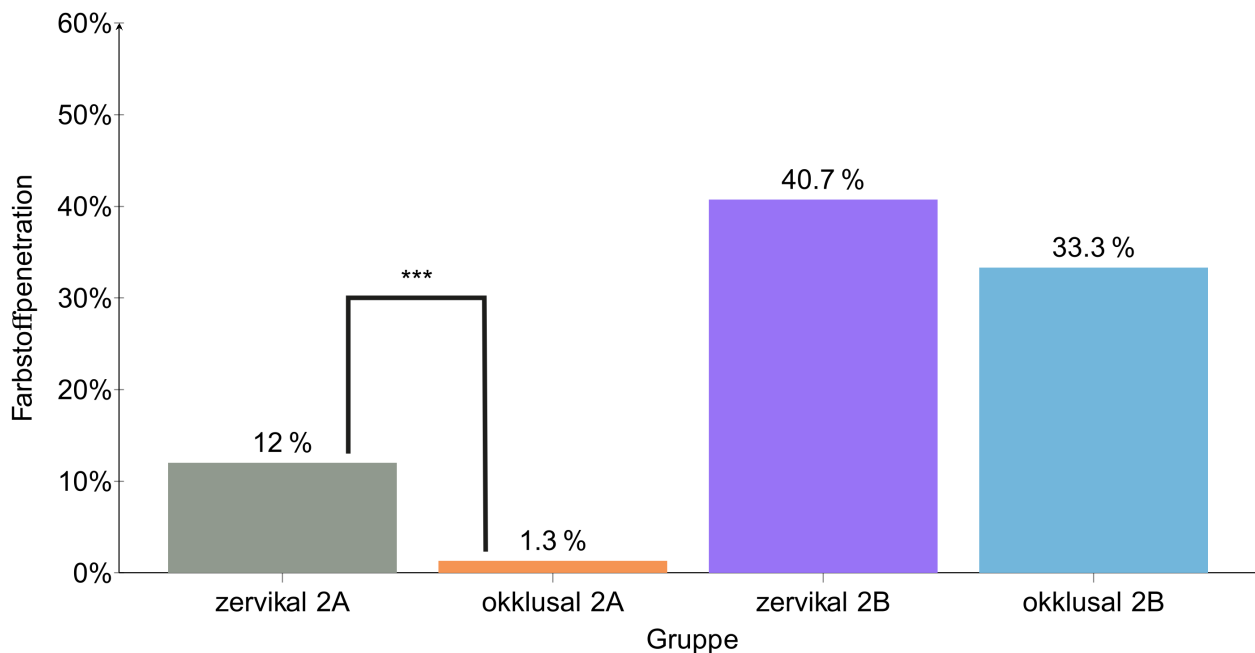


Abb. 26: Mittelwerte der Farbstoffpenetration in % im Vergleich von zervikalem und okklusalem Schmelz zwischen den Kontrollgruppen: zervikal 2A (Ecosite Bond Universal ohne Thermocycling (n = 78)), okklusal 2A (Ecosite Bond Universal ohne Thermocycling (n = 78)), zervikal 2B (Ecosite Bond Universal mit Thermocycling (n = 72)) und okklusal 2B (Ecosite Bond Universal mit Thermocycling (n = 72)) mit Signifikanzbalken *** $p \leq 0,001$

3.2.2 Farbstoffpenetration im Dentin

3.2.2.1 Farbstoffpenetration im zervikalen Dentin

Die Farbstoffpenetration war im Randspalt des zervikalen Dentins bei Testgruppe 1A ($62,3 \% \pm 46,8\%$) um 72,6 % höher als im Vergleich zur Kontrollgruppe 2A ($17,1 \% \pm 31,6 \%$; $p \leq 0,001$). Zwischen Testgruppe 1B ($93,8 \% \pm 14,8 \%$) und Kontrollgruppe 2B ($47,1 \% \pm 31,3 \%$; $p \leq 0,001$) lag eine relative Abweichung von 49,8 % vor (Abb. 27). Es lag eine relative Erhöhung von 33,6 % der Farbstoffpenetration der Testgruppe 1A im Vergleich zu 1B vor ($p \leq 0,001$). Kontrollgruppe 2B hatte eine 63,7 % höhere Farbstoffpenetration im Vergleich zu Gruppe 2A. Es lag eine statische Signifikanz vor ($p \leq 0,001$) (Abb. 27).

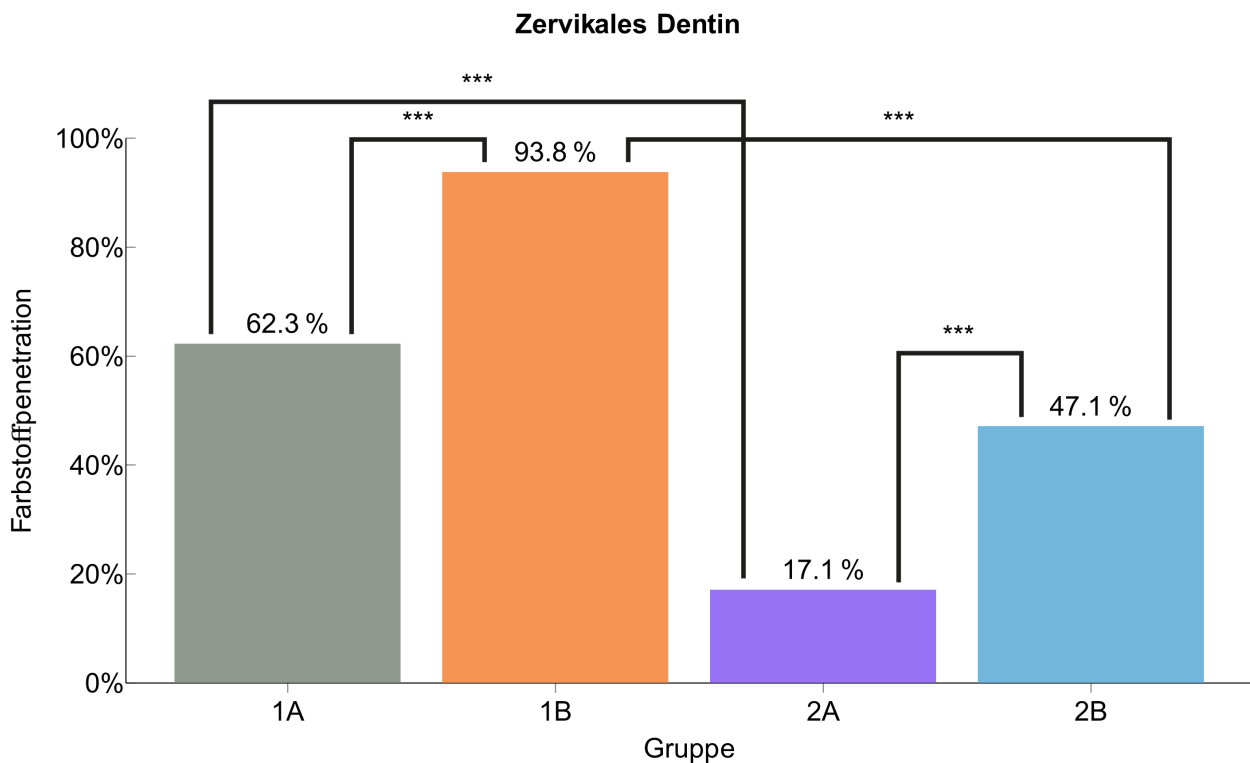


Abb. 27: Mittelwerte der Farbstoffpenetration in % im zervikalen Dentin im Vergleich zwischen Testgruppen 1A (Constic ohne Thermocycling (n = 78)), 1B (Constic mit Thermocycling (n = 72)), Kontrollgruppen 2A (Ecosite Bond Universal ohne Thermocycling (n = 78)) und 2B (Ecosite Bond Universal mit Thermocycling (n = 72)) mit Signifikanzbalken *** $p \leq 0,001$

3.2.2.2 Farbstoffpenetration im okklusalen Dentin

Die Farbstoffpenetration war im Randspalt des okklusalen Dentins bei Testgruppen 1A (53,4 % $\pm$ 44,4 %) bzw. 1B (84,2 % $\pm$ 30,7 %) signifikant höher als im Vergleich zu jeweils Kontrollgruppen 2A (16,7 % $\pm$ 32,1 %; $p \leq 0,001$) bzw. 2B (36,8 % $\pm$ 28,5 %; $p \leq 0,001$). Daraus ergab sich eine relative Abweichung zwischen Testgruppe 1A und Kontrollgruppe 2A von 68,7 % und zwischen Testgruppe 1B und Kontrollgruppe 2B von 56,3 % (Abb. 28). Es war eine signifikant höhere Farbstoffpenetration der Testgruppe 1B im Vergleich zu 1A mit einer relativen Erhöhung von 36,6 % vorhanden ($p \leq 0,001$). Kontrollgruppe 2B hatte im Vergleich zu 2A eine relative Erhöhung von 54,6 % ($p \leq 0,001$) (Abb. 28).

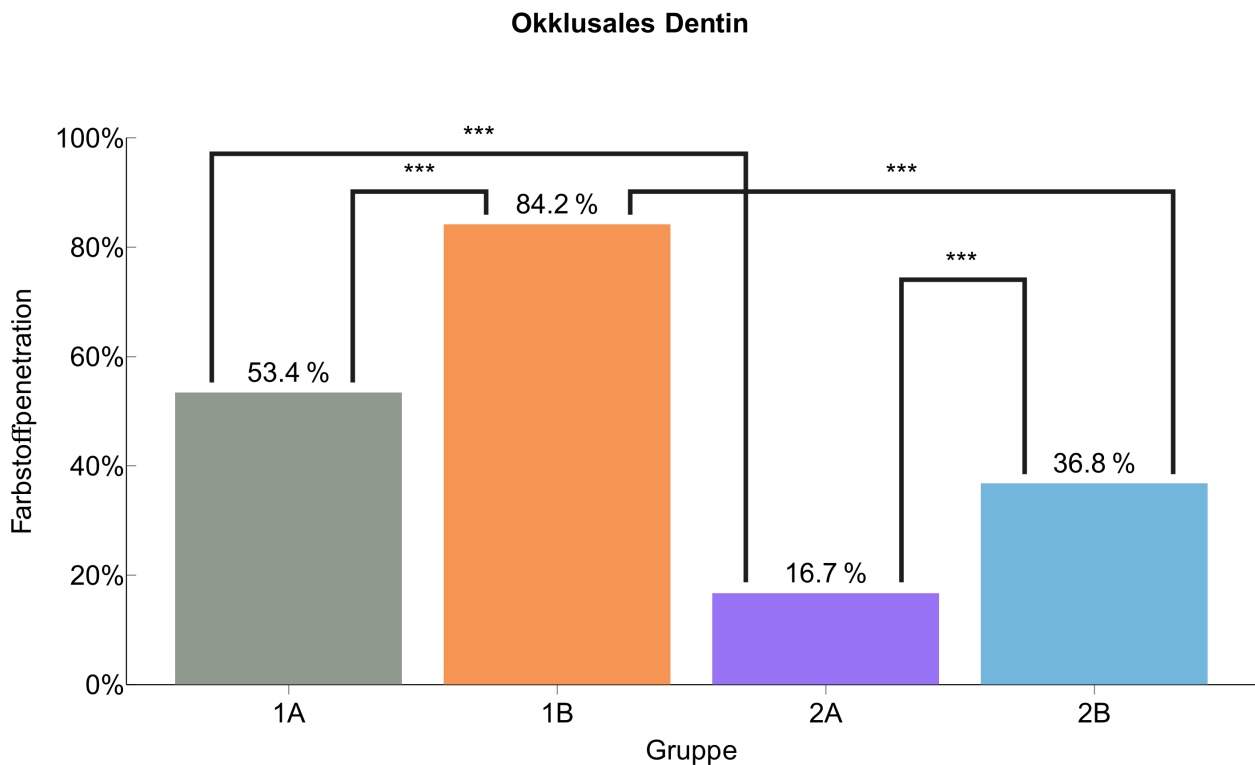


Abb. 28: Mittelwerte der Farbstoffpenetration in % im okklusalen Dentin im Vergleich zwischen der Testgruppen 1A (Constic ohne Thermocycling (n = 78)), 1B (Constic mit Thermocycling (n = 72)), Kontrollgruppen 2A (Ecosite Bond Universal ohne Thermocycling (n = 78)) und 2B (Ecosite Bond Universal mit Thermocycling (n = 72)) mit Signifikanzbalken *** $p \leq 0,001$

3.2.2.3 Vergleich der Ergebnisse von zervikalem mit okklusalem Dentin

Innerhalb der Testgruppe gab es signifikante Unterschiede der Farbstoffpenetration zwischen dem zervikalen und okklusalen Dentin. Bei den Testgruppe 1A zervikal $62,3 \% \pm 46,8 \%$ und okkusal $53,4 \% \pm 44,4 \%$ war der Unterschied signifikant ($p = 0,007$). Bei den Testgruppe 1B zervikal $93,8 \% \pm 14,8 \%$ und okkusal $84,2 \% \pm 30,7 \%$ war der Unterschied ebenfalls signifikant ($p = 0,008$). Daraus resultierte eine relative Abweichung für Testgruppen 1A von 14,3 % und 1B von 10,2 % mit höherer Penetration im zervikalen Bereich (Abb. 29).

In der Kontrollgruppe 2A lag kein signifikanter Unterschied zwischen der Farbstoffpenetration im zervikalen $17,1 \% \pm 31,6 \%$ und okklusalen $16,7 \% \pm 32,1 \%$ Dentin vor ($p = 0,823$) (Abb. 30).

In der Kontrollgruppe 2B gab es einen signifikanten Unterschied der Farbstoffpenetration zwischen dem zervikalen ($47,1 \% \pm 31,3 \%$) und okklusalen Dentin ($36,8 \% \pm 28,5 \%$) ($p = 0,013$). Daraus resultierte eine relative Abweichung von $21,9 \%$ (Abb. 30).

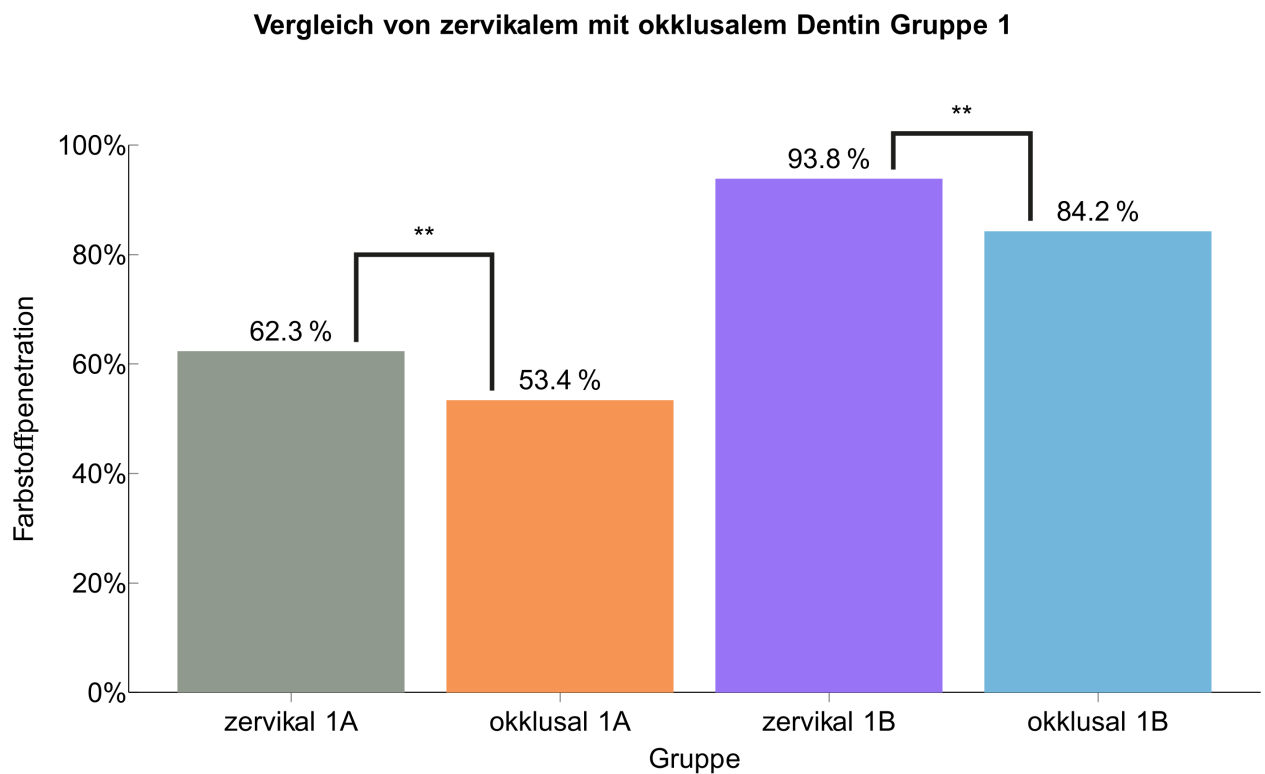


Abb. 29: Mittelwerte der Farbstoffpenetration in % im Vergleich von zervikalem mit okklusalem Dentin zwischen den Testgruppen: zervikal 1A (Constic ohne Thermocycling (n = 78)), okklusal 1A (Constic ohne Thermocycling (n = 78)), zervikal Gruppe 1B: Constic mit Thermocycling (n = 72) und Gruppe okklusal 1B: Constic mit Thermocycling (n = 72) mit Signifikanzbalken ** $p \leq 0,01$

Vergleich von zervikalem mit okklusalem Dentin Gruppe 2

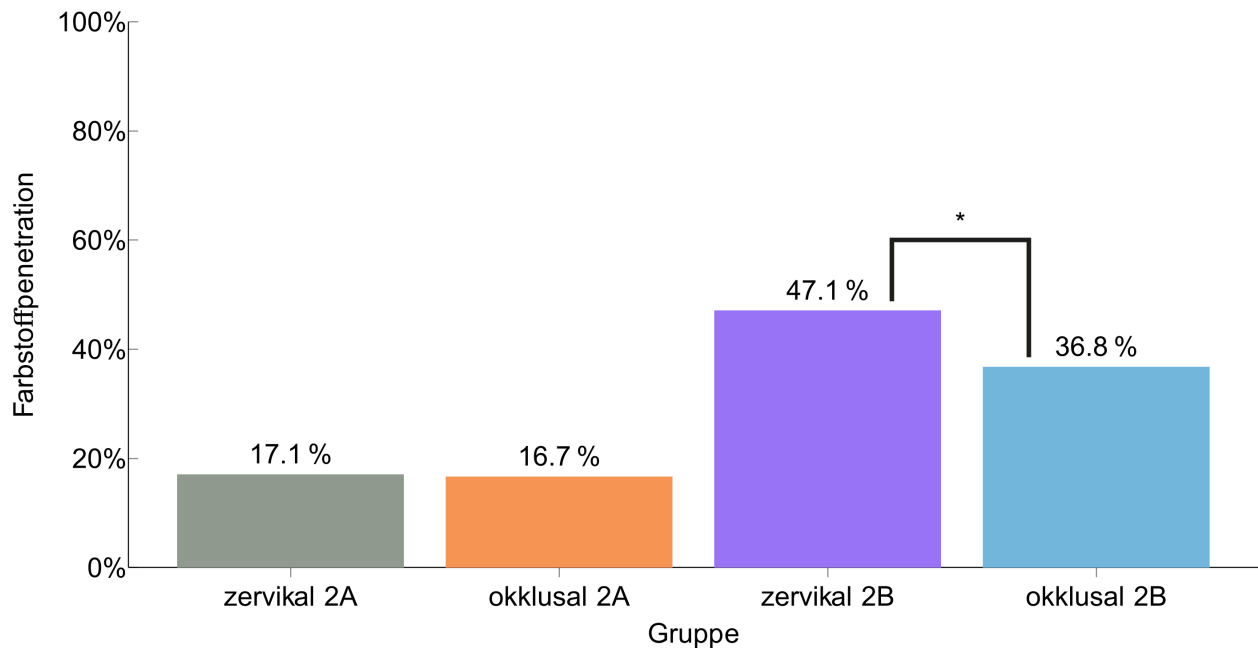


Abb. 30: Mittelwerte der Farbstoffpenetration in % im Vergleich von zervikalem mit okklusalem Dentin zwischen den Kontrollgruppen zervikal 2A: Ecosite Bond Universal ohne Thermocycling (n = 78), okklusal 2A: Ecosite Bond Universal ohne Thermocycling (n = 78), zervikal 2B: Ecosite Bond Universal mit Thermocycling (n = 72) und okklusal 2B: Ecosite Bond Universal mit Thermocycling (n = 72) mit Signifikanzbalken * $p \leq 0,05$

Auffallend war die große Standardabweichung bei der Testgruppe 1A.

In der Testgruppe gab es einen signifikanten Unterschied der Farbstoffpenetration zwischen Schmelz und Dentin ($p \leq 0,001$). Bei der Kontrollgruppe war kein signifikanter Unterschied der Farbstoffpenetration zwischen Schmelz und Dentin vorhanden. Nur bei den Proben der Kontrollgruppe 2A konnte im okklusalem Schmelz (1,3 % $\pm$ 5,5 %) ein signifikanter Unterschied der Farbstoffpenetration zum Dentin gefunden werden (zervikales Dentin 17,1 % $\pm$ 31,6 %, okklusales Dentin 16,7 % $\pm$ 32,1 %; $p \leq 0,001$) (Tab. 4).

Die Kontrollgruppe 2A wies die geringste Farbstoffpenetration im Vergleich zu den anderen Gruppen, sowohl im zervikalem als auch im okklusalem Schmelz und Dentin auf ($p \leq 0,001$).

Die höchste Farbstoffpenetration war im Schmelz ($49,8 \% \pm 35,6 \%$) und im Dentin ($93,8 \% \pm 14,8 \%$) bei der Testgruppe 1B vorzufinden ($p \leq 0,001$).

Zusammenfassend können die Mittelwerte und die Standardabweichungen der Farbstoffpenetrationen in % der jeweiligen Gruppen in Tabelle 4 als Übersicht entnommen werden.

Tab. 4: Mittelwerte $\pm$ Standardabweichungen der Farbstoffpenetration in % der jeweiligen Gruppen. Testgruppen 1A: Constic ohne Thermocycling ($n = 78$), 1B: Constic mit Thermocycling ($n = 72$), Kontrollgruppen 2A: Ecosite Bond Universal ohne Thermocycling ($n = 78$) und 2B: Ecosite Bond Universal mit Thermocycling ($n = 72$) in den unterschiedlichen Zahnhartsubstanzen

Gruppe	zervikaler Schmelz	okklusaler Schmelz	zervikales Dentin	okklusales Dentin
1A	39,4 % $\pm$ 41,7 %	22,7 % $\pm$ 34,8 %	62,3 % $\pm$ 46,8 %	53,4 % $\pm$ 44,4 %
1B	41,3 % $\pm$ 33,0 %	49,8 % $\pm$ 35,6 %	93,8 % $\pm$ 14,8 %	84,2 % $\pm$ 30,7 %
2A	12,0 % $\pm$ 23,3 %	1,3 % $\pm$ 5,5 %	17,1 % $\pm$ 31,6 %	16,7 % $\pm$ 32,1 %
2B	40,7 % $\pm$ 29,4 %	33,3 % $\pm$ 22,4 %	47,1 % $\pm$ 31,3 %	36,8 % $\pm$ 28,5 %

3.3 Vergleich des Zeitaufwandes

Abbildung 31 zeigt den Zeitaufwand beim Legen der Füllungen von der Testgruppe (Gruppe 1): Constic mit Ecosite Elements Pure ($n = 80$) und der Kontrollgruppe (Gruppe 2): Ecosite Bond Universal mit Ecosite Element OA2 Flow und Ecosite Elements Pure ($n = 80$). Der Medianwert betrug bei Constic 6 min und 5 s und bei Ecosite Bond Universal 6 min und 6 s. Es bestand kein signifikanter Unterschied ($p = 0,981$).

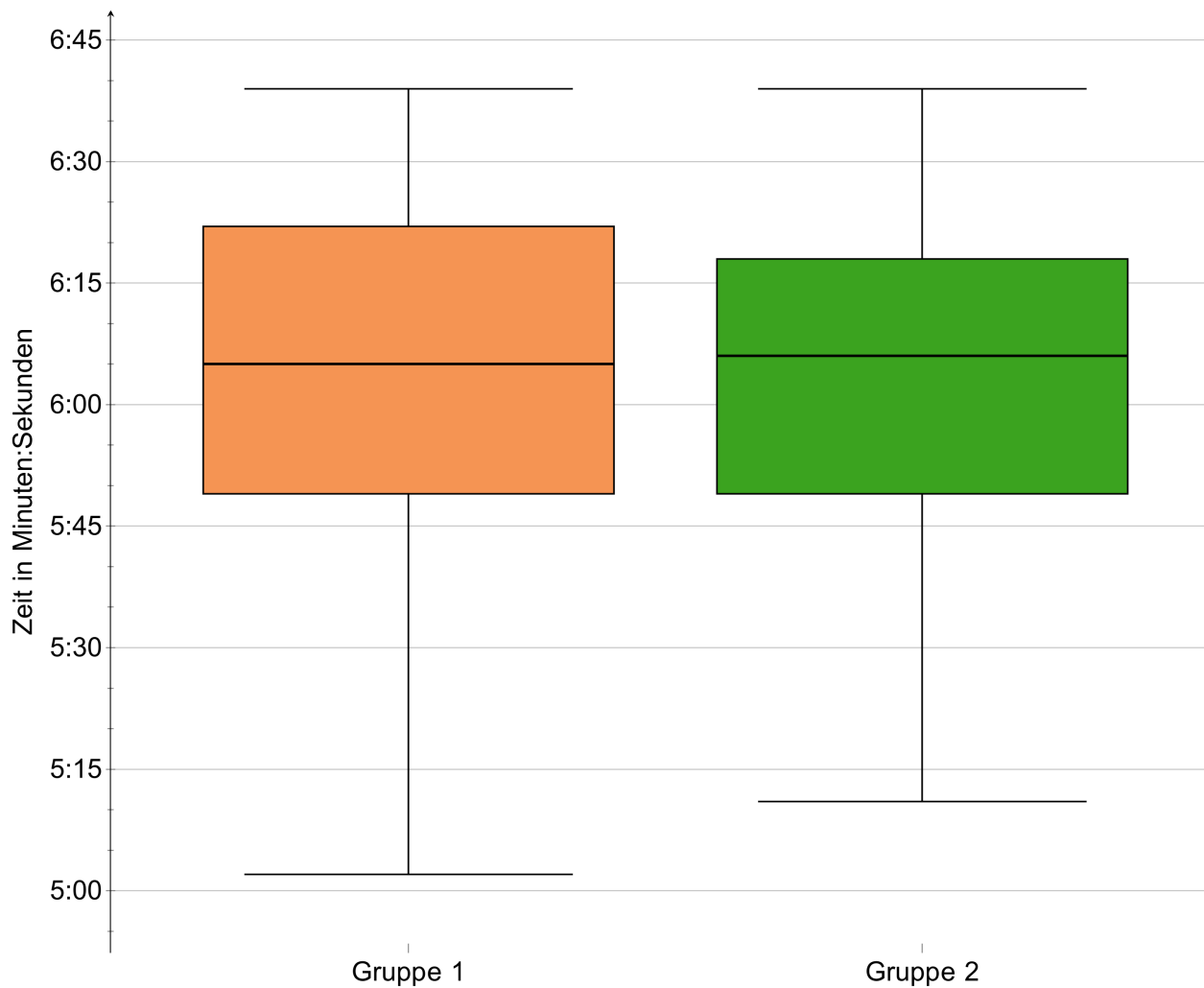


Abb. 31: Zeitaufwand im Vergleich bei der Testgruppe (Gruppe 1): Constic mit Ecosite Elements Pure (n = 80) und der Kontrollgruppe (Gruppe 2): Ecosite Bond Universal mit Ecosite Element OA2 Flow und Ecosite Elements Pure (n = 80)

Die folgende Beispielrechnung stellt den Zeitaufwand bei der Verwendung von Constic (Testgruppe) und Ecosite Bond Universal mit Ecosite Element OA2 Flow (Kontrollgruppe) als Flow-Lining in der CBF-Technik dar (Tab. 5). Die weiteren Schritte mit der Inkrementschichtung des stopfbaren Komposits Ecosite Elements Pure in der CBF-Technik wurde vernachlässigt, da dies bei beiden Versuchsgruppen gleich war.

Tab. 5: Vergleich des Zeitaufwandes Constic (Testgruppe) *versus* Ecosite Bond Universal mit Ecosite Element OA2 Flow (Kontrollgruppe)

	Schritt 1	Schritt 2	Schritt 3	Schritt 4	Schritt 5	Schritt 6	Gesamtzeit
Testgruppe	Applikation + einmassieren	licht-härten	2.Consticschicht applizieren	licht-härten	—	—	
Zeit	25 s	20 s	20 s	20 s	—	—	1:25 min
Kontrollgruppe	Applikation + einmassieren	einwirken lassen	verblasen	licht-härten	Flow applizieren	licht-härten	
Zeit	10 s	20 s	5 s	10 s	20 s	20 s	1:25 min

3.4 Bewertung der Hypothesen anhand der Untersuchungsergebnisse

Nullhypothese 1 (1A *versus* 2A):

In der Randspaltanalyse wies Constic an den Proben ohne Thermocycling, sowohl im Schmelz als auch im Dentin, signifikant schlechtere Werte im Vergleich zu dem Universaladhäsiv auf ($p \leq 0,001$; Abb. 23, 24, 27, 28). Die deutlich höhere Farbstoffpenetration war, sowohl zervikal als auch okklusal, im Randspalt mit dem Material Constic vorzufinden (Kapitel 3.2). Die erste Nullhypothese, dass der Randspalt bei Proben ohne Thermocycling von Constic und konventionellen Universaladhäsiven gleich sei, konnte somit nicht bestätigt werden.

Nullhypothese 2 (1B *versus* 2B):

In der Randspaltanalyse wies Constic an den Proben mit Thermocycling im Dentin signifikant schlechtere Werte im Vergleich zu dem Universaladhäsiv auf ($p \leq 0,001$; Abb. 27, 28). Dies traf auch für die Ergebnisse des okklusalen Schmelzes zu ($p \leq 0,001$; Abb. 24), aber im zervikalen Schmelz konnte kein Unterschied in der Randdichtigkeit zwischen den Materialien gefunden werden ($p = 0,746$; Abb. 23) (Kapitel 3.2). Die zweite Nullhypothese, dass der Randspalt bei Proben mit Thermocycling von Constic und konventionellen Universaladhäsiven gleich sei, konnte demnach nur für den zervikalen Schmelz bestätigt werden.

Nullhypothese 3 (1A/2A *versus* 1B/2B):

Die Probekörper von Constic und dem Universaladhäsiv Ecosite Bond Universal hatten deutlich schlechtere Randschlüsse mit Thermocycling als ohne Thermocycling (Kapitel 3.2). Die mit dem Thermocycler artifiziell gealterten Proben zeigten fast alle eine

signifikant höhere Farbstoffpenetration im Randspalt, als die Proben ohne artifizielle Alterung, auf ($p \leq 0,001$; Tab. 4). Nur bei den Proben von Constic im zervikalen Schmelz konnten kein signifikanter Unterschied zwischen den künstlich gealterten (1A) und nicht künstlich gealterten Probekörper (1B) gefunden werden ($p = 0,825$; Abb. 23). Die dritte Nullhypothese, dass das Thermocycling zu einer signifikanten Verschlechterung des Randspaltes bei Universaladhäsiven und selbstadhäsiven Kompositen führe, wurde somit teilweise verifiziert. Nur für die Ergebnisse zwischen der Testgruppe 1A und 1B im zervikalen Schmelz konnte die Nullhypothese verworfen werden.

Nullhypothese 4:

Der Zeitaufwand war bei Constic (Medianwert 6 min und 5 s) und Ecosite Bond Universal (Medianwert 6 min und 6 s) beinahe gleich (Abb. 31). Die vierte Nullhypothese, dass die Verwendung des selbstadhäsiven Komposits in der CBF-Technik keinen Zeitvorteil erbringe, konnte bestätigt werden.

4. Diskussion

4.1 Hauptergebnisse

In der vorliegenden Studie wurde mithilfe einer Randspaltanalyse gezeigt, dass das selbstadhäsive Komposit Constic in der CBF-Technik bei Klasse 2 Kavitäten keine suffiziente Alternative zu Ecosite Bond Universal war.

Constic wies an den Proben ohne Thermocycling (1A) im Schmelz ($39,4 \% \pm 41,7 \%$) als auch im Dentin ($62,3 \% \pm 46,8 \%$) eine signifikant höhere Farbstoffpenetration im Randspalt als das konventionelle Universaladhäsiv Ecosite Bond Universal (2A) (Schmelz: $12,0 \% \pm 23,3 \%$ und Dentin $17,1 \% \pm 31,6 \%$; $p \leq 0,001$) auf.

Ebenfalls hatte Constic an den Probekörper mit Thermocycling signifikant mehr Randspalten als das Ecosite Bond Universal (zervikales Dentin Constic (1B) $93,8 \% \pm 14,8 \%$ und Ecosite Bond Universal (2B) $47,1 \% \pm 31,3 \%$; $p \leq 0,001$).

Es wurde außerdem festgestellt, dass das Thermocycling zu einer signifikanten Verschlechterung des Randspaltes, mit einer relativen Erhöhung bis zu $96,1 \%$, bei dem Universaladhäsiv und dem selbstadhäsiven Komposit führte ($p \leq 0,001$).

Die Verwendung von Constic (Medianwert 6 min und 5 s) erbrachte keinen Zeitvorteil im Vergleich zu den konventionellen Materialien (Medianwert 6 min und 6 s; $p = 0,981$).

4.2 Material und Methoden

Die vorliegenden Versuchsreihen wurden *in-vitro* durchgeführt. Von Vorteil war, dass die durchgeführten Experimente standardisiert werden konnten (zum Beispiel Kavitätenpräparation, -form und Schichttechnik), welches im klinischen Verfahren nicht möglich ist (Peterson et al. 2018). Nachteilig war, dass klinische Gegebenheiten, die die Kompositadaption erschweren, wie schlecht zugängliche approximal-zervikale Kavitäten, schwierige Trockenlegung und der Dentinliquor-Ausstrom nicht reproduziert werden konnten (Söderholm 1991).

Studien zeigten, dass *in-vitro*-Studien eine grundsätzliche Beurteilung für die klinische Anwendung und die Sinnhaftigkeit einer folgenden *in-vivo*-Studie ermöglichen (Alptekin et al. 2010; Frankenberg et al. 2007; Pneumans et al. 2005; Roulet 1994). Angelehnt an den Studien von Kumar et al. (2022) und Sengar et al. (2022) wurden die Mittelwerte der

Farbstoffpenetration der unterschiedlichen Gruppen miteinander verglichen. Somit konnte bestimmt werden, welches der beiden Adhäsivsysteme eine geringere Randdichtigkeit *in-vitro* besitzt. Dies ermöglichte es, in dieser Studie mit der Prämisse zu arbeiten, dass das Adhäsivsystem, welches im Vergleich *in-vitro* eine schlechtere Randadaptation zeigt, auch *in-vivo* eine schlechtere Randqualität aufweist.

Die meisten Publikationen über selbstadhäsive Komposite basierten auf einer Fallzahl von je 16 Zähnen pro Versuchsgruppe (Peterson et al. 2018; Seyfer 2020). In der vorliegenden Studie wurde mit einer größeren Fallzahl $n = 80$ pro Subgruppe gearbeitet. Diese spiegelte die Varianz der Zähne wider und Unterschiede der Probekörper bezüglich des Alters, der Qualität und Zusammensetzung der Zahnhartsubstanz wurden angeglichen (Mixson et al. 1993; Perdigão 2010). Ebenfalls wurde durch die große Fallzahl der Einfluss verfahrensbedingter Unterschiede in der Verarbeitung, zum Beispiel die Lichtintensität bei der Polymerisation, bei der Ergebnisfindung reduziert (Hunecke 2003).

Zusätzlich wurde sichergestellt, dass indem jeder Zahn mit Füllungsmaterial aus Gruppe 1 und 2 versorgt wurde, für die beiden Materialproben dieselben Bedingungen herrschten. Für die Untersuchung wurden 82 extrahierte, karies- und füllungsfreie humane Weisheitszähne verwendet. Diese Zähne hatten meistens jungendliches Dentin mit weiten Dentintubulis und wenig Sklerosierung (Hellwig et al. 2018). Dies entspricht aber nicht der klinischen Situation bei einem kariösen Zahn (Frankenberg und Haak 2020). Nach Say et al. (2005) waren die Haftwerte bei sklerotischem Dentin von kariösen oder füllungstherapierten Zähnen schlechter als bei gesundem Dentin. Dies war auf die schlechtere Anätzbarkeit des sklerotischen Dentins mit der daraus resultierenden geringeren Möglichkeit der Dentininfiltration des Adhäsivsystems zurückzuführen (Perdigão 2010, Say et al. 2005). Somit muss man darauf spekulieren, dass die Adhäsivsysteme, in der vorliegenden *in-vitro* Studie, womöglich schlechtere klinische Eigenschaften *in-vivo* aufweisen könnten.

Der Einfluss des Lagermediums auf den Haftverbund und der Zahnhartsubstanz wurde kontrovers diskutiert. Einige Untersuchungen zeigten, dass mit 0,9 – 3 %-ige Natriumazid versetzte Kochsalzlösungen keinen Einfluss auf die Dentinfeuchtigkeit und Kollagenvernetzung hatten (Komabayashi et al. 2009 b; Lee et al. 2007). Somit wurde der Haftverbund der Füllung nicht beeinträchtigt, im Gegensatz zu der Verwendung von

Formalin oder Natriumhypochlorit (Amaral et al. 2007; DeWald 1997; Perdigão et al. 2000). Eine Studie von Komabayashi et al. (2009 a) zeigte, dass eine 10 %-ige Natriumazid-Lösung zu einer Kollagendegeneration führt. Deshalb wurde in dieser Studie mit einer Natriumazid versetzten Kochsalzlösung (0,9 % Natriumchlorid-Lösung + 0,1 % Natriumazid) gearbeitet.

4.3 Kavitätenform

Die bereits vorhandenen Studien bezüglich der Randspaltanalyse von Constic verwendeten als Kavitätenform eine Klasse 1 oder 5 Kavität mit Schmelz- und Dentinbeteiligung (Gorseta et al. 2019; Kumar et al. 2021). Im Gegensatz dazu wurde in dieser Promotionsarbeit mit einer Klasse 2 Kavität nach Black (Weber 2017) gearbeitet. Durch die Klasse 2 Kavität wurde die klinische Situation, bei der die CBF-Technik angewendet wurde, simuliert (Hellwig et al. 2018).

Die Verwendung des Ultraschallkörpers bei der Präparation ermöglichte die Standardisierung der Kavitäten hinsichtlich Ausdehnung und Begrenzung. Dadurch wurde der Schrumpungsstress bei allen Proben angeglichen (Braga und Ferracane 2004).

4.4 Verwendung eines Flow-Komposits als Lining

Die Verwendung der CBF-Technik bei Klasse 2 Kavitäten sollte, wie bereits in Kapitel 1.7 beschrieben, zu einer Reduzierung des Schrumpungsstress durch die elastischeren Kavitätenwände und somit zu einer besseren Randqualität der Füllung führen (Leevailoj et al. 2001; Unlu et al. 2003). Einige Untersuchungen konnten die positiven Einflüsse der CBF-Technik auf die Randdichtigkeit bestätigen (Bore et al. 2015; Chuang et al. 2003), während andere Studien dies widerlegten (Boruziniat et al. 2016; Tredwin et al. 2005).

Einige Studien kamen zu dem Ergebnis, dass die Dicke des Flow-Linings wie auch das Elastizitätsmodul des Flow-Komposits entscheidend für die Reduzierung der Polymerisationsspannung waren (Bore et al. 2015; Braga et al. 2005; Van Meerbeek et al. 1993). Diese Angaben fehlten jedoch in einigen der bisher durchgeführten Untersuchungen zur Beurteilung der CBF-Technik (Chuang et al. 2003; Tredwin et al. 2005). Deshalb sind weitere Studien zur Bestimmung der optimalen Flow-Elastizität und -Lining Dicke notwendig. Wie bereits ausgeführt, wurden die Kompositfüllungen mit der obliquen Inkrementtechnik

in zwei Schichten von jeweils 2 mm appliziert. Da bei allen Versuchsgruppen die gleiche Inkrementenschichtung angewendet wurde, konnte die Schichttechnik und deren Einfluss auf den C-Faktor in der vorliegenden Studie vernachlässigt werden.

4.5 Thermocycling

Das Thermocycling simuliert *in-vitro* den Alterungsprozess des Haftverbundes zwischen Komposit und Zahn. Dies wurde bereits in Kapitel 1.8 dargelegt.

Nach ISO/TS 11405 sollte ein Thermocycling mit 500 Zyklen durchgeführt werden (International Organization for Standardization 2003). Zahlreiche Studien belegten, dass 500 Zyklen aber zu gering waren um einen Alterungsprozess zu simulieren (Li et al. 2002; Nikaido et al. 2002).

In dieser Studie wurden 5000 Zyklen verwendet. Nach Gale und Darvell (1999) entsprach dies einem halben Jahr in klinischer Anwendung. 5000 Zyklen wurden in anderen Studien verwendet und zeigten einen Alterungsprozess der Materialien (Özel Bekatas et al. 2012; Ozcan et al. 2007)

Bezüglich der Eintauchdauer gab es unterschiedliche Ansätze. Nach Amaral et al. (2007) simulierte eine Verweildauer von 15 s pro Bad die klinische Situation. Andere Studien zeigten, dass bei Kompositen mit einer Eintauchdauer von weniger als 30 s kein Alterungsprozess stattfand (Retief et al. 1988; Wendt et al. 1992). Komposite haben im Vergleich zu Restaurationen aus Metall eine geringere Wärmeleitfähigkeit (Schmalz 2017). Deshalb brauchen Kompositproben eine längere Zeit um bei Temperaturänderung zu kontrahieren oder zu expandieren und damit die mechanische Belastung an der Grenzschicht zwischen Zahn und Komposit zu generieren (Kristi et al. 1995; Retief et al. 1988).

In dieser Studie wurde mit einer Verweildauer von 60 s pro Bad gearbeitet. Dies sollte sicherstellen, dass alle Probekörper, auch diejenigen, die in der Mitte des Halterungsgefäßes lagerten und durch die anderen Probekörper bedeckt wurden, auf die eingestellte Temperatur erwärmt wurden.

4.6 Randspaltanalyse mittels Farbstoffpenetration

Die Bedeutung des Randspaltes für den klinischen Erfolg wurde bereits in der Einleitung Kapitel 1.6 dargestellt.

Die Randspaltanalyse mittels Farbstoffpenetration ist ein qualitatives Standardverfahren, welches in der ISO/TS 11405: 2015 aufgelistet ist (Van Meerbeek et al. 2003; Zhao et al. 2014).

Die Penetration des Farbstoffes ist abhängig von der Molekülgröße, der Polarität, der Einwirkzeit des Farbstoffes und der Oberflächenaktivität zwischen Farbstoff und Restaurationsmaterial (Roulet 1994). Ein Vergleich verschiedener Randspaltanalysen war bei unterschiedlichen Farbstoffen nicht möglich (Fusayama et al. 1972).

Der Methylenblau-Farbstoff wurde in zahlreichen Studien zur Bestimmung des Randspaltes verwendet und hat sich als geeignet erwiesen (Bajabaa et al. 2021; Kumar et al. 2021; Mathis et al. 1990; Nouzari et al. 2016). Methylenblau hat ein geringeres Molekulargewicht als India Ink oder Tusche und besitzt ein vergleichbares Penetrationsvermögen wie das metabolische niedermolekulare Bakterienprodukt Butansäure (Ahlberg et al. 1995; Kersten und Moorer 1989). Somit wird das physiologische Penetrationsverhalten von Bakterientoxin imitiert (Gernhardt et al. 2008). Mente et al. (2010) untersuchten das Penetrationsverhalten von blauer und schwarzer Tinte, Methylenblau, Eosin, basischer Fuchsinlösung und Tusche. Es wurden bis ISO 50 erweiterte Wurzelkanallumina mit dem jeweiligen Farbstoff gefüllt. Tusche zeigte eine signifikant geringere Penetration. Ihre Molekülgröße (0,1-2 µm) entspricht die der von pathologischen Bakterien im Wurzelkanal und ist um das 1000-fache größer als die der anderen Farbstoffe (Mente et al. 2010). Einige Autoren waren deshalb der Meinung, dass es zu Fehlinterpretation mit Überschätzung des Randspaltes bei der Verwendung von Methylenblau kommen könnte (Bajabaa et al. 2021; Mente et al. 2010).

Ein direkter Zusammenhang zwischen Randspaltbreite bzw. -länge und klinischer Insuffizienz von Füllungen wurde nicht bewiesen (Hewlett et al. 1993). Farbstoffe haben eine geringere Molekülmasse als Bakterien (Ahlberg et al. 1995; Shah et al. 2020). Es konnte zu einer Farbstoffpenetration in Nanoleakage-Stellen (nicht infiltrierte Bereiche von Dentin) kommen (Sano et al. 1995). Bakterien konnten wegen ihrer Größe nicht in diesen Bereich diffundieren. Aber deren Toxine und niedermolekulare Stoffe konnten diese Stellen infiltrieren (Paul et al. 1999; Van Meerbeek et al. 2003). Deshalb war es nicht möglich zu sagen, ab welchem qualitativen und quantitativen Ausmaß eines Randspaltes eine Randverfärbung oder eine Sekundärkaries entsteht (Roulet 1994).

4.7 Materialien in der Kontrollgruppe

Wie bereits in der Einleitung unter 1.4 erwähnt, waren MDP-haltige Universaladhäsive der Standard in der Adhäsivtechnik (Koch 2016). Kontrovers diskutiert wurde, welcher Ätzmodus bei der Verwendung von Universaladhäsiven verwendet werden sollte.

Nach Van Meerbeek et al. (2020) konnte im Self-Etch-Verfahren (Abb. 3), also ohne zusätzliche Verwendung von Phosphorsäure, der Schmelz nicht genügend für die mikromechanische Haftung demineralisiert werden. Deshalb sollte das Universaladhäsiv im Selectiv-Etch- (zusätzliche Anätzung des Schmelzes mit Phosphorsäure) (Abb. 4) oder im Total-Etch-Verfahren (zusätzliche Anätzung von Schmelz und Dentin mit Phosphorsäure) (Abb. 5) verwendet werden. Andere Studien bewiesen, dass heutzutage Universaladhäsive in der Self-Etch-Technik benutzt werden können (Hass et al. 2019; Suzuki et al. 2018; Yamauchi et al. 2019). Durch den Verzicht der Phosphorsäureätzung wurde die Pulpa geschont (Sadaghiani et al. 2022)

In dieser Studie wurde das Universaladhäsiv im Self-Etch-Verfahren verwendet, um den Vorteil der Schnelligkeit und Einfachheit der Ein-Schritt-Technik zu behalten.

Farbpigmente beeinflussen durch die Lichtstreuung die Durchhärtung der Komposite (Hammerfald 2009). In der vorliegenden Studie wurde in allen Versuchsgruppen Komposite der Farbe A2 verwendet. Somit konnte der Einfluss der Farbpigmente auf die Polymerisation und Polymerisationsschrumpfung vernachlässigt werden.

4.8 Diskussion der Ergebnisse

4.8.1 Vergleich des Zeitaufwandes

Die mittlere Zeit für das Legen der Füllung betrug bei der Testgruppe (Constic) 6 min und 5 s und der Kontrollgruppe (Ecosite Bond Universal) 6 min und 6 s (Kapitel 3.3). Damit wurde deutlich, wie gering die zeitliche Einsparung in der Untersuchung war. Dieses Ergebnis wurde durch die Beispielrechnung bestätigt (Tab. 5). Laut Hersteller sind zwei Constic-Schichten für die CBF-Technik notwendig. Die erste Constic-Schicht diene als Adhäsiv-Schicht und war mit dem gleichen zeitlichen Aufwand verbunden wie die Verwendung eines Universaladhäsivs in der Self-Etch-Technik. Die zweite Constic-Schicht diene als Unterfüllung der CBF-Technik. Dadurch gab es keinen zeitlichen Unterschied zwischen der Applikation des Universaladhäsivs Ecosite Bond Universal mit Ecosite Element OA2 Flow (Kontrollgruppe) und Constic (Testgruppe).

4.8.2 Unterschiede zwischen zervikalen und okklusalen Zahnhartsubstanzen

Die signifikant geringere Farbstoffpenetration in den okklusalen im Vergleich zu den zervikalen Bereichen (Kapitel 3.2.1.3 und Kapitel 3.2.2.3) lag einerseits an der dickeren Schmelzschicht, die eine Penetration des Farbstoffes erschwerte (Lehmann et al. 2015). Außerdem sind im gingivalen Bereich mehr prismafreie Schmelzanteile (Gwinnett 1967). Diese werden durch das Adhäsivsystem schwieriger infiltriert und stellen eine geringere Barriere gegen die Farbstoffpenetration dar (Gwinnett 1971).

Andere Studien zeigten ebenfalls, dass Farbstoffe die okklusalen Zahnhartsubstanzen weniger infiltrierten als die gingivalen Zahnhartsubstanzen (Elshazly et al. 2020 und Retief et al. 1982).

Dieses unterschiedliche Farbstoffpenetrations-Verhalten in den zervikalen und okklusalen Bereichen wurde in dieser Promotion besonders berücksichtigt, indem die zervikalen und okklusalen Schmelz- und Dentinabschnitte getrennt voneinander verglichen wurden (Kapitel 3.2.1.1, Kapitel 3.2.1.2, Kapitel 3.2.2.1 und Kapitel 3.2.2.2).

4.8.3 Einfluss des Thermocyclings

Constic wie auch das Universaladhäsiv Ecosite Bond Universal wiesen deutlich mehr Randspalten nach dem Thermocycling als vor dem Thermocycling auf (Kapitel 3.4). Zum Beispiel gab es eine signifikant höhere Farbstoffpenetration im Randspalt des okklusalen Schmelzes der Testgruppe 1B (Constic mit Thermocycling) (Mittelwert: 49,8 % ± 35,6 %) im Vergleich zu Testgruppe 1A (Constic ohne Thermocycling) (Mittelwert: 22,7 % ± 34,8 %) mit einer relativen Erhöhung von 54,4 % ($p \leq 0,001$) (Kapitel 3.2).

Der Einfluss des Thermocyclings auf Constic wurde in anderen Studien noch nicht untersucht und konnte somit nicht mit der im Rahmen dieser Studie erreichten Ergebnissen verglichen werden.

So zeigten zahlreiche Studien den Einfluss des Thermocyclings auf den Haftverbund von Adhäsivsystemen. Dies wurde bereits im Abschnitt 4.5 diskutiert.

Das Thermocycling führte zu einer Verschlechterung des Randspaltes bei Universaladhäsiven und selbstadhäsiven Kompositen (Kapitel 3.2.1 und Kapitel 3.2.2).

4.8.4 Constic

In der vorliegenden Studie wies das Constic (Testgruppe) in der Randspaltanalyse signifikant schlechtere Werte im Vergleich zu dem Universaladhäsiv auf. Die deutlich höhere Farbstoffpenetration im Randspalt war bei Constic sowohl im Dentin als auch im Schmelz bei den im Thermocycler artifiziell gealterten und nicht artifiziell gealterten Proben vorzufinden (Kapitel 3.4).

Die Studie von Sengar et al. (2022) ergab bei der Verwendung von Constic im Vergleich zu einem Universaladhäsiv im Self-Etch-Verfahren signifikant mehr Randspalten. Pro Untersuchungsgruppe wurden neun humane Zähne mit einer Klasse 5 Kavität präpariert. Diese wurden dann mit Constic bzw. dem Universaladhäsiv G-bond und G-aenial Universal Flow gefüllt. Nach 500 Zyklen im Thermocycler erfolgte die Randspaltanalyse mit Rhodamin. Um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse der unterschiedlichen Versuchsgruppen zu erhalten, wurden die Mittelwerte miteinander verglichen (Sengar et al. 2022). Jedoch wurde nicht zwischen Schmelz und Dentin unterschieden.

Verschiedene *in-vitro*-Studien zeigten, dass das selbstadhäsive Komposit Constic einen geringeren Haftwert aufwies als Universaladhäsive, Etch-and-Rinse-Adhäsivsysteme und Fissurenversiegelungen (Peterson et al. 2018; Rangappa et al. 2018; Seyfer 2020).

In dieser Studie bestand ein signifikanter Unterschied der Farbstoffpenetration bei Constic zwischen Schmelz und Dentin. So lag der größte relative Unterschied bei 57,5 % in der Testgruppe 1A zwischen okklusalem Dentin und Schmelz (Tab. 4). Dies spiegelte sich auch in den von Peterson et al. (2018) ermittelten Haftwerten von 4,4 MPa im Schmelz und von 0,4 MPa im Dentin wider.

Die schlechteren *in-vitro*-Ergebnisse des selbstadhäsiven Komposits zeigten sich auch in einer klinischen Untersuchung als Fissurenversiegelung, in der bereits nach 6 Monaten 43,4 % der mit selbstadhäsiven Kompositen angefertigten Fissurenversiegelungen einen Retentionsverlust aufwiesen (Deshpande et al. 2016).

Schuldt et al. (2015) zeigten, dass Constic bessere Haftwerte als Fissurenversiegelung aufwies, wenn der Schmelz vorher angeätzt wurde. Das zusätzliche Anätzen untergrub den Zweck und den Vorteil des schnellen und einfacheren Behandlungsablaufes bei der Verwendung des selbstadhäsiven Komposits.

In der Studie von Seyfer (2020) wurde mithilfe des Microtensile-Verfahrens die Adhäsionskraft von Constic an der Zahnhartsubstanz in der CBF-Technik bestimmt. Bei

dieser Studie wurden 36 Probestäbchen hergestellt. Aufgrund des Füllungsverlustes bei der Herstellung der Probestäbchen wurden die Haftwerte an nur zwei Probestäbchen von 0,35 MPa und 15,94 MPa gemessen. Die deutliche Abweichung der Ergebnisse verdeutlichte, dass die Fallanzahl zu gering war.

Flow-Kompositen haben einen höheren Matrixanteil als stopfbare Komposite (Polydorou 2014). Zusätzlich besitzt Constic mehr hydrophile Monomere, die für die Ätzung und Adhäsion notwendig sind, als konventionelle fließfähige Komposite (Peterson et al. 2018). Dadurch kam es zu einer vermehrten Wasseraufnahme, die zu einer Expansion des Komposits und das Lösen der Polymerketten führte (Wei et al. 2011).

4.9 Schlussfolgerung

Unter Beachtung der Begrenzungen der vorliegenden *in-vitro*-Studie wies das selbstadhäsive Komposit Constic in der CBF-Technik deutlich mehr Randspalte als das Universaladhäsiv Ecosite Bond Universal auf. Das Thermocycling führte zu einer Verschlechterung des Randspaltes beim Universaladhäsiven und dem selbstadhäsiven Komposit Constic. Außerdem war kein zeitlicher Vorteil bei der Verwendung von Constic in der CBF-Technik im Vergleich zu dem Universaladhäsiv messbar. Andere Studien kamen ebenfalls zu dem Ergebnis, dass Constic keine suffiziente Alternative zu den konventionellen Materialien war (Deshpande et al. 2016; Kumar et al. 2021; Peterson et al. 2018; Rangappa et al. 2018; Sengar et al. 2022; Seyfer 2020).

5. Zusammenfassung

Selbstadhäsive Komposite wurden entwickelt, um schnell und ohne ein zusätzliches Adhäsivsystem verwendet zu werden. Es stellte sich die Frage, ob das verwendete selbstadhäsive Flow-Komposit (Constic, DMG, Hamburg) eine ausreichende Verbindung mit der Zahnhartsubstanz eingeht. Das Ziel dieser Promotion war es, mithilfe einer Randspaltanalyse zu überprüfen, ob selbstadhäsive Komposite in der Composite-Bonded-to-Flowable-Technik bei Klasse 2 Kavitäten eine suffiziente und zeitsparende Alternative zu konventionellen Materialien sind.

Es wurden 82 extrahierte und karies- und füllungsfreie humane Weisheitszähne verwendet. Es folgte die Präparation einer mesialen und distalen Kavität mithilfe eines Ultraschallkörpers, um dieselbe Ausdehnung und Begrenzung der Kavitäten zu erreichen. Jeder Zahn wurde mit Füllungsmaterial aus beiden Gruppen versorgt. Beide Gruppen wurden mit der Composite-Bonded-to-Flowable-Technik gefüllt und die notwendige Zeit für das Legen der Füllungen wurde gemessen. Bei der Testgruppe wurde die Kavität mit dem selbstadhäsiven Flow-Komposit Constic und dem Standardhybrid Komposit Ecosite Elements Pure gefüllt. In der Kontrollgruppe wurde das Ecosite Bond Universal als Adhäsivsystem appliziert, gefolgt von dem Ecosite Element OA2 als Flow-Komposit und dem Standardhybrid Komposit Ecosite Elements Pure. Bei zwei Probekörpern wurde kein Adhäsivsystem appliziert. Diese dienten als Negativ-Kontrolle der Methylenblau-penetration. 40 Probekörper wurden im Thermocycler (5000 Zyklen, 5–55°C) künstlich gealtert, um den Einfluss der Alterung auf die adhäsive Befestigung zu überprüfen. Bei den anderen Zähnen wurde darauf verzichtet. Alle Zähne unterzogen sich dann einem Farbstoffpenetrationstest mit 2 %-igem Methylenblau. Es folgte dann ein Sägeschnitt in mesio-distaler Richtung. Mithilfe eines Auflichtmikroskops wurde eine qualitative Randspaltanalyse zwischen Flow und Zahn durchgeführt. Die statistische Auswertung erfolgte mit einer nicht-parametrischen Varianzanalyse (Mann-Whitney-Test) auf dem Signifikanzniveau von $p < 0,05$.

Die Verwendung des selbstadhäsiven Komposits erbrachte im Vergleich mit dem Universaladhäsiv in der Composite-Bonded-to-Flowable-Technik keinen Zeitvorteil. Constic (Testgruppe) wies sowohl im Schmelz (49,8 % $\pm$ 35,6 % Farbstoffpenetration) als auch im Dentin (93,8 % $\pm$ 14,8% Farbstoffpenetration) signifikant mehr Randspalten als das

konventionelle Universaladhäsiv (Kontrollgruppe) Ecosite Bond Universal (Schmelz $33,3 \% \pm 22,4 \%$ und Dentin $47,1 \% \pm 31,3 \%$ Farbstoffpenetration; $p \leq 0,001$) auf. Die Probekörper mit Thermocycling zeigten deutlich mehr Randspalten (relative Erhöhung bis zu $96,1 \%$) als die Proben ohne Thermocycling von Constic und Ecosite Bond Universal auf.

Die Untersuchung zeigte, dass Constic keine suffiziente und zeitsparende Alternative zu konventionellen Materialien in der Composite-Bonded-to-Flowable-Technik war.

6. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: Chemische Strukturformel einiger Kompositmonomere	8
Abb. 2: Polymerisation von Methacrylsäureester-Reste	8
Abb. 3: Self-Etch	12
Abb. 4: Selective-Etch	12
Abb. 5: Total-Etch	13
Abb. 6: Chemische Strukturformel des MDP-Monomers	14
Abb. 7: Kavitätenklassen nach Black	16
Abb. 8: Chemische Strukturformeln selbstadhäsiver Monomere	17
Abb. 9: Abstandsänderung der Moleküle bei der Polymerisation	20
Abb. 10: Oblique Inkrementtechnik	21
Abb. 11: Probekörper im Kunststoffsockel mit Nummerierung und Markierung	24
Abb. 12: Prozessübersicht	25
Abb. 13: Ausdehnung der Klasse 2 Kavitäten	27
Abb. 14: Ultraschallkörper SONICflex prep CAD/CAM Spitze Nr. 34 und Nr. 35	27
Abb. 15: Testgruppe: CBF-Technik mit Constic als Flow-Lining)	32
Abb. 16: Kontrollgruppe: CBF-Technik mit Ecosite Element OA2 Flow als Flow-Lining	33
Abb. 17: Thermocycler (THE 1100, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham)	35
Abb. 18: Vorbereitung der Probekörper mit Lack	36
Abb. 19: Herstellung der Sägeschnitte	37
Abb. 20: Einteilung der Füllungsråder im zervikalen und okklusalen Schmelz und Dentin. Querschnitt	38
Abb. 21: Beispiel der Messung der Farbstoffpenetration im zervikalen Schmelz (Messwert 1)	38
Abb. 22: Beispiel der Messung der Gesamtlänge des jeweiligen Zahnhartsubstanzabschnittes (Messwert 2)	39
Abb. 23: Mittelwerte der Farbstoffpenetration in % im zervikalen Schmelz	42
Abb. 24: Mittelwerte der Farbstoffpenetration in % im okklusalen Schmelz	43
Abb. 25: Mittelwerte der Farbstoffpenetration in % im Vergleich von zervikalem und	

okklusalem Schmelz zwischen den Testgruppen	44
Abb. 26: Mittelwerte der Farbstoffpenetration in % im Vergleich von zervikalem und okklusalem Schmelz zwischen den Kontrollgruppen.....	45
Abb. 27: Mittelwerte der Farbstoffpenetration in % im zervikalen Dentin.....	46
Abb. 28: Mittelwerte der Farbstoffpenetration in % im okklusalen Dentin.....	47
Abb. 29: Mittelwerte der Farbstoffpenetration in % im Vergleich von zervikalem mit okklusalem Dentin zwischen den Testgruppen.....	48
Abb. 30: Mittelwerte der Farbstoffpenetration in % im Vergleich von zervikalem mit okklusalem Dentin zwischen den Kontrollgruppen	49
Abb. 31: Zeitaufwand im Vergleich bei der Testgruppe und der Kontrollgruppe	51

7. Tabellenverzeichnis

Tab. 1: Kavitätenklassen nach Black.....	16
Tab. 2: Zusammensetzung der verwendeten Adhäsiv- und Kompositsysteme	28
Tab. 3: Festlegung der Versuchsgruppen.....	29
Tab. 4: Mittelwerte $\pm$ Standardabweichungen der Farbstoffpenetration in % der jeweiligen Gruppen.....	50
Tab. 5: Vergleich des Zeitaufwandes Constic (Testgruppe) <i>versus</i> Ecosite Bond Universal mit Ecosite Element OA2 Flow (Kontrollgruppe)	52

8. Literaturverzeichnis

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

Aggarwal V, Logani A, Jain V, Shah N. Effect of cyclic loading on marginal adaptation and bond strength in direct vs. indirect class II MO composite restorations. *Oper Dent* 2008; 33: 587-592

Ahlberg KM, Assavanop P, Tay WM. A comparison of the apical dye penetration patterns shown by methylene blue and india ink in root-filled teeth. *Int Endod J* 1995; 28: 30-34

Albrecht K. Polymerisationsspannung selbstadhäsiver Komposit-Zemente. *Zahnarztl Mitt* 2021; 5: 62-71

Alptekin T, Ozer F, Unlu N, Cobanoglu N, Blatz MB. In vivo and in vitro evaluations of microleakage around Class I amalgam and composite restorations. *Oper Dent* 2010; 35: 641-648

Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent* 2007; 19: 340-353

Bajabaa S, Balbaid S, Taleb M, Islam L, Elharazeen S, Alagha E. Microleakage Evaluation in Class V Cavities Restored with Five Different Resin Composites: In vitro Dye Leakage Study. *Clin Cosmet Investig Dent* 2021; 13: 405-411

Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *J Clin Diagn Res* 2015; 9: 18-24

Bore Gowda V, Sreenivasa Murthy BV, Hegde S, Venkataramanaswamy SD, Pai VS, Krishna R. Evaluation of Gingival Microleakage in Class II Composite Restorations with Different Lining Techniques: An In Vitro Study. *Scientifica (Cairo)* 2015; 896507

Boruziniat A, Gharaee S, Sarraf Shirazi A, Majidinia S, Vatanpour M. Evaluation of the efficacy of flowable composite as lining material on microleakage of composite resin restorations: A systematic review and meta-analysis. *Quintessence Int* 2016; 47: 93-101

Braga RR, Ferracane JL. Alternatives in polymerization contraction stress management. *J Appl Oral Sci* 2004; 12: 1-11

Braga RR, Ballester RY, Ferracane JL. Factors involved in the development of polymerization shrinkage stress in resin-composites: a systematic review. *Dent Mater* 2005; 21: 962-970

Carrilho E, Cardoso M, Marques Ferreira M, Marto CM, Paula A, Coelho AS. 10-MDP Based Dental Adhesives: Adhesive Interface Characterization and Adhesive Stability-A Systematic Review. *Materials (Basel)* 2019; 12: 790

Chandrasekhar V, Rudrapati L, Badami V, Tummala M. Incremental techniques in direct composite restoration. *J Conserv Dent* 2017; 20: 386-391

Chuang SF, Jin YT, Lin TS, Chang CH, García-Godoy F. Effects of lining materials on microleakage and internal voids of Class II resin-based composite restorations. *Am J Dent* 2003; 16: 84-90

Clark D. Posterior Direct Composites. in: Freedman G, ed. *Contemporary Esthetic Dentistry*. München: Elsevier, 2012: 244-262

Davidson CL, Feilzer AJ. Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 1997; 25: 435-440

De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M. A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *Journal of Dental Research* 2005; 84: 118-132

de Paula AB, Duque C, Correr-Sobrinho L, Puppim-Rontani RM. Effect of restorative technique and thermal/mechanical treatment on marginal adaptation and compressive strength of esthetic restorations. *Oper Dent* 2008; 33: 434-440

Deshpande A, Sudani U, Bargale S, Koodakandi PS, Kadam M, Joshi N. SIX MONTHS CLINICAL PERFORMANCE OF SELF ETCH-SELF ADHESIVE FLOWABLE COMPOSITE AND CONVENTIONAL PIT-AND-FISSURE SEALANTS IN 7 TO 10 YEAR OLD CHILDREN. *JAMDSR* 2016; 4; 38-43

DeWald JP. The use of extracted teeth for in vitro bonding studies: a review of infection control considerations. *Dent Mater* 1997; 13: 74-81

Dieckmann P, Attin T, Tauböck TT. Neuartige Komposite zur vereinfachten Füllungstherapie. *Zahnärztl Mitt* 2019; 23: 72-77

Eiriksson SO, Pereira PN, Swift EJ Jr, Heymann HO, Sigurdsson A. Effects of saliva contamination on resin-resin bond strength. *Dent Mater* 2004; 20: 37-44

El-Araby AM, Talic YF. The effect of thermocycling on the adhesion of self-etching adhesives on dental enamel and dentin. *J Contemp Dent Pract* 2007; 8: 17-24

Elshazly TM, Bourauel C, Sherief DI, El-Korashy DI. Evaluation of Two Resin Composites Having Different Matrix Compositions. *Dent J (Basel)* 2020; 8: 76

Ernst C, 2015: Universaladhäsive – universelle Problemlöser für alles?. https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/allgemeine-zahnheilkunde/story/universaladhaesive—universelle-problemloeser-fuer-alles__1315.html (15.10.2023).

Fabianelli A, Pollington S, Davidson CL, Cagidiaco MC, Goracci C. The relevance of micro-leakage studies. *Int Dent SA* 2017; 9: 64–74

Fehrenbach J, Isolan CP, Münchow EA. Is the presence of 10-MDP associated to higher bonding performance for self-etching adhesive systems? A meta-analysis of in vitro studies. *Dent Mater* 2021; 37: 1463-1485

Ferracane JL, Stansbury JW, Burke FJ. Self-adhesive resin cements - chemistry, properties and clinical considerations. *J Oral Rehabil* 2011; 38: 295-314

Ferracane JL, Hilton TJ. Polymerization stress--is it clinically meaningful? *Dent Mater* 2016; 32: 1-10

Frankenberg R und Behr M, 2004: Wissenschaftliche Stellungnahme Deutsche Gesellschaft für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde: Aufbaufüllung für einen vitalen Zahn. https://www.dgzmk.de/documents/10165/1936281/Aufbaufuellungen_fuer_einen_vitalen_Zahn.pdf/1f23742e-d5da-4f44-98c4-3bcc4178c1d6 (06.01.2024)

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: 107-116

Frankenberger R, Heidemann D, Staehle HJ, Hellwig E, Blunck U, Hickel R, 2014: DGZ-Gutachten zur Adhäsivtechnik. https://www.bzaek.de/fileadmin/PDFs/GOZ/DGZ_Gutachten.pdf Neue Begriffe in der Restaurativen Zahnerhaltung – (bzaek.de) (10.10.2023)

Frankenberger R, Krech M, Braun A, 2015: Moderne Adhäsivsysteme. *DFZ* 2015; 59: 53-57

Frankenberg R und Haak R. Adhäsivtechnik auf kariös verändertem Dentin. *Dentista* 2020; 4: 19- 23

Frankenberg R, Hey F, Elsayed A, Siems N, 2020: Adhäsivtechnik: Wann Universaladhäsiv, wann nicht?. <https://dental-magazin.de/expertenzirkel/adhaesivtechnik-wann-universal.dentalmagazin.de> (15.10.2023)

Frankenberg R, 2022: Universaladhäsive: Update aus Wissenschaft und Praxis. <https://www.quintessence-publishing.com/deu/de/news/zahnmedizin/fortbildung-aktuell/universaladhaesive-update-aus-wissenschaft-und-praxis> (06.01.2024)

Fu J, Kakuda S, Pan F, Hoshika S, Ting S, Fukuoka A, Bao Y, Ikeda T, Nakaoki Y, Selimovic D, Sano H, Sidhu SK. Bonding performance of a newly developed step-less all-in-one system on dentin. Dent Mater J 2013; 32: 203-211

Fusayama T, Terashima S. Differentiation of two layers of carious dentin by staining. Bull Tokyo Med Dent Univ 1972; 19: 83-92

Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent 1999; 27: 89-99

Geis-Gerstorfer J, Marxkors R. Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde vom Defekt zur Restauration; 6., überarb. Aufl. Köln: Dt. Zahnärzte-Verl, 2008

Gernhardt CR, Brockmann R, Kobler A, Schaller HG. Der Einfluss der Obturatorgröße auf die Dichtigkeit von Thermafil®-Wurzelkanalfüllungen nach standardisierter Aufbereitung. DDZ 2008; 117: 8-16

Giannini M, Vermelho PM, de Araújo Neto VG, Soto-Montero JR. An Update on Universal Adhesives: Indications and Limitations. Curr Oral Health Rep 2022; 9: 57–65

Gorseta K, Borzabadi-Farahani A, Vrazic T, Glavina D. An In-Vitro Analysis of Microleakage of Self-Adhesive Fissure Sealant vs. Conventional and GIC Fissure Sealants. Dent J 2019; 7: 32

Gura K, 2014: Randdichtheit und Randqualität von Kl. II-Füllungen aus einem Siloran bzw. konventionellen Kompositen unter Verwendung eines selbstkonditionierenden Dentinhaftvermittlers ohne vorherige Schmelz oder Dentinätzung in vitro. https://opus.uni-wuerzburg.de/opus4wuerzburg/files/9385/Gura_Katharina_Siloran.pdf (20.10.2023)

Gwinnett AJ. The ultrastructure of the "prismless" enamel of permanent human teeth. Arch Oral Biol 1967; 12: 381-388

Gwinnett AJ. Histologic changes in human enamel following treatment with acidic adhesive conditioning agents. Arch Oral Biol 1971; 16: 731-738

Hammerfald D, 2009: Durchhärtungstiefe von Kompositen nach Belichtung mit unterschiedlichen Lichtpolymerisationsgeräten. https://opus.bibliothek.uni-wuerzburg.de/opus4wuerzburg/frontdoor/deliver/index/docId/3676/file/diss_hammerfald.pdf (15.12.2023)

Han F, Dai S, Yang J, Shen J, Liao M, Xie H, Chen C. Glycerol Phosphate Dimethacrylate: An Alternative Functional Phosphate Ester Monomer to 10-Methacryloyloxydecyl Dihydrogen Phosphate for Enamel Bonding. ACS Omega 2020; 5: 24826-24837

Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Tay FR, Kaga M, Kudou Y, Oguchi H, Araki Y, Kubota M. Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. J Biomed Mater Res 2002; 63: 306-311

Hass V, Cardenas A, Siqueira F, Pacheco RR, Zago P, Silva DO, Bandeca MC, Loguercio AD. Bonding Performance of Universal Adhesive Systems Applied in Etch-and-Rinse and Self-Etch Strategies on Natural Dentin Caries. Oper Dent 2019; 44: 510-520

Hellwig E, Schäfer E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung: Prüfungswissen Kariologie und Parodontologie. 7th ed. Köln: Deutscher Ärzteverlag, 2018

Hewlett ER, Atchison KA, White SC, Flack V. Radiographic secondary caries prevalence in teeth with clinically defective restorations. J Dent Res 1993; 72: 1604-1608

Hunecke AS, 2003: Randqualität und Randidchtheit von Klasse II-Kompositfüllungen bei Aushärtung mit unterschiedlichen Polymerisationsgeräten bzw. –verfahren in vitro. <https://opus.uni-wuerzburg.de/frontdoor/index/index/docId/665> (06.01.2024)

Hundertmark N, 2020: Die Dentinhaftfestigkeit eines experimentellen Universaladhäsivs unter Anwendung verschiedener Applikationsverfahren. <https://archiv.ub.uni-marburg.de/diss/z2020/0280/pdf/dnh.pdf> (06.01.2024)

Jacker-Guhr S, Ibarra G, Oppermann LS, Lühns AK, Rahman A, Geurtsen W. Evaluation of microleakage in class V composite restorations using dye penetration and micro-CT. Clin Oral Investig 2016; 20: 1709-1718

Jin WJ, Yoo YJ, Park JK, Seo DG. Lipopolysaccharide penetration analysis of two different resin cement systems to dentin and ceramic surface. J Dent Sci 2023; 18: 1740-1746

Kaisarly D. Polymerisationsschrumpfung - Aktueller Stand und klinische Konsequenzen. Quintessenz J 2021; 72: 638-648

Kersten HW, Moorer WR. Particles and molecules in endodontic leakage. Int Endod J 1989; 22: 118-124

Khoroushi M, Ehteshami A. Marginal microleakage of cervical composite resin restorations bonded using etch-and-rinse and self-etch adhesives: two dimensional vs. three dimensional methods. Restor Dent Endod 2016; 41: 83-90

Kim KH, Ong JL, Okuno O. The effect of filler loading and morphology on the mechanical properties of contemporary composites. J Prosthet Dent 2002; 87: 642-649

Kim RJ, Kim YJ, Choi NS, Lee IB. Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. J Dent 2015; 43: 430-439

Kisters S, 2023: Auswirkung verschiedener Maßnahmen zur Speicheldekontamination auf den Adhäsivverbund zwischen Dentin und Komposit. <https://archiv.ub.uni-marburg.de/diss/z2023/0267/pdf/dsk.pdf> (06.01.2024)

Klocke J, 2010; Stabilität von Lithiumdisilikat-Glaskeramikkronen auf stark zerstörten Zähnen. <https://bonndoc.ulb.uni-bonn.de/xmlui/bitstream/handle/20.500.11811/4301/2092.pdf?sequence=1&isAllowed=y> (06.01.2024)

Koch JH 2016: Universaladhäsive: Vorteile und Grenzen. <https://dzw.de/universaladhaesive-vorteile-und-grenzen#Dentin> (15.10.2023)

Komabayashi T, Ahn C, Zhang S, Zhu Q, Spångberg LS. Root dentin body moisture changes caused by ascorbic acid. J Dent 2009 a; 37: 475-479

Komabayashi T, Ahn C, Zhang S, Zhu Q, Spångberg LS. Chronologic comparison of root dentin moisture in extracted human teeth stored in formalin, sodium azide, and distilled water. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod 2009 b; 108: 50-54

Kristi JR, Stanley L. Wendt J. Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. Dent Mater 1995; 11: 47-51

Kumar AA, de Ataide IN, Fernandes M. Comparative evaluation of sealing ability of two self-adhesive flowable composites following various restorative techniques in Class V lesions: An in vitro study. J Conserv Dent 2021; 24: 508-513

Langer A, 2013: Untersuchung des Dentininfiltrationsverhaltens unterschiedlicher dentaler Adhäsivsysteme. https://edoc.ub.uni-muenchen.de/15714/1/Langer_Alina.pdf (06.01.2024)

Lee JJ, Nettekoven A, Cook A Jr, Pimenta LA, Leonard R, Ritter AV. Using extracted teeth for research: the effect of storage medium and sterilization on dentin bond strengths. *J Am Dent Assoc* 2007; 138: 1599-1603

Leevailoj C, Cochran MA, Matis BA, Moore BK, Platt JA. Microleakage of posterior packable resin composites with and without flowable liners. *Operative Dentistry* 2001; 26: 302-307

Li H, Burrow MF, Tyas MJ. The effect of thermocycling regimens on the nanoleakage of dentin bonding systems. *Dent Mater* 2002; 18: 189-196

Lohbauer U, Nikolaenko SA, Petschelt A, Frankenberger R. Resin tags do not contribute to dentin adhesion in self-etching adhesives. *J Adhes Dent* 2008; 10: 97-103

Lorenz A. Neue Dentinhaftvermittler in der Zahnmedizin *Qdent*. 2019; 3: 8-10

Lutz F, Phillips R. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 480-488

Manhart J. Neues Konzept zum Ersatz von Dentin in der kompositbasierten Seitenzahnversorgung. *DDZ* 2010; 119: 118-125

Mathis RS, DeWald JP, Moody CR, Ferracane JL. Marginal leakage in class V composite resin restorations with glass ionomer liners in vitro. *J Prosthet Dent* 1990; 63: 522-525

Meereis CTW, Münchow EA, de Oliveira da Rosa WL, da Silva AF, Piva E. Polymerization shrinkage stress of resin-based dental materials: A systematic review and meta-analyses of composition strategies. *J Mech Behav Biomed Mater* 2018; 82: 268-281

Mente J, Ferk S, Dreyhaupt J, Deckert A, Legner M, Staehle HJ. Assessment of different dyes used in leakage studies. *Clin Oral Investig* 2010; 14: 331-338

Miguel A, de la Macorra JC. A predictive formula of the contraction stress in restorative and luting materials attending to free and adhered surfaces, volume and deformation. *Dent Mater* 2001; 17: 241-246

Mixson JM, Richards ND, Mitchell RJ. Effects of dentin age and bonding on microgap formation. *Am J Dent* 1993; 6: 72-76

Miyazaki M, Sato M, Onose H, Moore BK. Influence of thermal cycling on dentin bond strength of two-step bonding systems. *Am J Dent* 1998; 11: 118-122

Nagakane K, Yoshida Y, Hirata I, Fukuda R, Nakayama Y, Shirai K, Ogawa T, Suzuki K, Van Meerbeek B, Okazaki M. Analysis of chemical interaction of 4-MET with hydroxyapatite using XPS. *Dent Mater J* 2006; 25: 645-649

Nikaido T, Kunzelmann KH, Chen H. Evaluation of thermal cycling and mechanical loading on bond strength of a self-etching primer system to dentin. *Dent Mater* 2002; 18: 269–275.

Nouzari A, Zohrei A, Ferooz M, Mohammadi N. Marginal Micro-leakage of Self-etch and All-in One Adhesives to Primary Teeth, with Mechanical or Chemo-Mechanical Caries Removal. *J Dent Biomater* 2016; 3: 220-225

Özel Bektas Ö, Eren D, Herguner Siso S, Akin GE. Effect of thermocycling on the bond strength of composite resin to bur and laser treated composite resin. *Lasers Med Sci* 2012; 27: 723-728

Olmez A, Oztas N, Bodur H. The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations. *Oper Dent* 2004; 29: 713-719

Oltramare R, Michelotti G, Burrer P, Attin T, Thomas; Tauböck TT. Selbstadhäsive Komposite – Halten sie, was sie versprechen? *Swiss Dental Journal* 2022; 132: 268-269

Ozcan M, Barbosa SH, Melo RM, Galhano GA, Bottino MA. Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions. *Dent Mater* 2007; 23: 1276-1282

Pashley EL, Tao L, Mackert JR, Pashley DH. Comparison of in vivo vs. in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. *J Dent Res* 1988; 67: 467-470

Paul SJ, Welter DA, Ghazi M, Pashley D. Nanoleakage at the dentin adhesive interface vs microtensile bond strength. *Oper Dent* 1999; 24: 181-188

Perdigão J, Lopes M, Geraldeli S, Lopes GC, García-Godoy F. Effect of a sodium hypochlorite gel on dentin bonding. *Dent Mater* 2000; 16: 311-323

Perdigão J. Dentin bonding-variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mater* 2010; 26: 24-37

Peterson J, Rizk M, Hoch M, Wiegand A. Bonding performance of self-adhesive flowable composites to enamel, dentin and a nano-hybrid composite. *Odontology* 2018; 106:171-180

Peumans M, Kanumilli P, De Munck J, Van Landuyt K, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Clinical effectiveness of contemporary adhesives: a systematic review of current clinical trials. *Dent Mater* 2005; 21: 864-881

Polydorou O. Update Kompositmaterialien. *junge Zahnmed* 2014; 5: 12-20

Radovic I, Monticelli F, Goracci C, Vulicevic ZR, Ferrari M. Self-adhesive resin cements: a literature review. *J Adhes Dent* 2008; 10: 251-258

Rangappa A, Srinivasulu J, Rangaswamy V, Eregowda S, Lakshminarasimhaiah V, Lingareddy U. Comparative evaluation of bond strength of self-adhering flowable

composites to the dentin prepared with different burs: An in vitro study. J Conserv Dent 2018; 21: 618-621

Retief DH, Woods E, Jamison HC. Effect of cavosurface treatment on marginal leakage in class V composite resin restorations. J Prosthet Dent 1982; 47: 496-501

Retief DH, O'Brien JA, Smith LA, Marchman JL: In vitro investigation and evaluation of dentin bonding agents. Am J Dent 1988; Special Issue: 176-183

Rosales Leal JI, 2011: Untersuchung zum Materialstress von Kompositen. <https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/parodontologie/story/untersuchung-zu> (15.10.2023)

Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U. Werkstoffkunde in der Zahnmedizin moderne Materialien und Technologien. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2018

Roulet JF, Marginal integrity: clinical significance. Dent Suppl 1994; 22: 9-12

Sadaghiani L, Alshumrani AM, Gleeson HB, Ayre WN, Sloan AJ. Growth factor release and dental pulp stem cell attachment following dentine conditioning: An in vitro study. Int Endod J 2022; 55 :858-869

Sadhir RK und Luck RM, Expanding Monomers, Synthesis, Characterization, and Applications. Boca Raton: CRC, 1992

Sampaio CS, Garcés GA, Kolakarnprasert N, Atria PJ, Giannini M, Hirata R. External Marginal Gap Evaluation of Different Resin-filling Techniques for Class II Restorations-A Micro-CT and SEM Analysis. Oper Dent 2020; 45: 167-175

Sampaiolese B, Lupi A, Di Stasio E, Martorana G, Gambarini G, Giardina B, Nocca G. Inhibition of telomerase activity in HL-60 cell line by methacrylic monomers. In Frederick C. Calhoun ed. Dental Composites. New York: Nova Science Publishers, 2011: 157-170

Sano H, Takatsu T, Ciucchi B, Horner JA, Matthews WG, Pashley DH. Nanoleakage: leakage within the hybrid layer. Oper Dent 1995; 20: 18-25

Say EC, Nakajima M, Senawongse P, Soyman M, Ozer F, Tagami J. Bonding to sound vs caries-affected dentin using photo- and dual-cure adhesives. Oper Dent 2005; 30: 90-98

Schmalz G, 2017: Biokompatibilität von Kompositkunststoffen und Amalgam – ein Vergleich. https://www.zmk-aktuell.de/fachgebiete/zahnerhaltung/story/biokompatibilitaet-von-kompositkunststoffen-und-amalgam--ein-vergleich__5651.html (06.01.2024)

Schmidseder J, Munz T, Farbatlant der Zahnmedizin - Ästhetische Zahnmedizin. Hrsg. 2. Auflage. Stuttgart: Thieme, 2008

Schuldt C, Birlbauer S, Pitchika V, Crispin A, Hickel R, Ilie N, Kühnisch J. Shear Bond Strength and Microleakage of a New Self-etching/Self-adhesive Pit and Fissure Sealant. J Adhes Dent 2015; 17: 491-497

Selbert TL, 2010: Qualitative und quantitative Randspaltanalyse von Klasse-V-Kavitäten in Abhängigkeit von Adhäsiv und Schichttechnik. <https://opus.bibliothek.uni-wuerzburg.de/frontdoor/index/index/year/2011/docId/4724> (20.01.2025)

Sengar EV, Mulay S, Beri L, Gupta A, Almohareb T, Binalrimal S, Robaian A, Bahammam MA, Bahammam HA, Bahammam SA, Zidane B, Albar NH, Bhandi S, Shrivastava D, Shrivastava KC, Patil S. Comparative Evaluation of Microleakage of Flowable Composite Resin Using Etch and Rinse, Self-Etch Adhesive Systems, and Self-Adhesive Flowable Composite Resin in Class V Cavities: Confocal Laser Microscopic Study. Materials (Basel) 2022; 15: 4963

Seyfer A, 2020; Sind selbstadhäsive Komposite praxisreif?. <https://archiv.ub.uni-marburg.de/diss/z2020/0262/> (10.10.2023)

Shah K, Mankar N, Bajaj P, Nikhade P, Chandak M, Gilani R. Comparative evaluation of microleakage in cavities restored with nanohybrid and microfilled composites using oblique incremental technique- an in vitro- study. *J Evol Med Dent* 2020; 13: 1087–1090

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

Suzuki S, Takamizawa T, Imai A, Tsujimoto A, Sai K, Takimoto M, Barkmeier WW, Latta MA, Miyazaki M. Bond durability of universal adhesive to bovine enamel using self-etch mode. *Clin Oral Investig* 2018; 22: 1113-1122

Tosco V, Vitiello F, Furlani M, Gatto ML, Monterubbianesi R, Giuliani A, Orsini G, Putignano A. Microleakage Analysis of Different Bulk-Filling Techniques for Class II Restorations: μ -CT, SEM and EDS Evaluations. *Materials (Basel)* 2020; 14: 31

Tredwin CJ, Stokes A, Moles DR. Influence of flowable liner and margin location on microleakage of conventional and packable class II resin composites. *Oper Dent* 2005; 30: 32-38

Tsuchimoto Y, Yoshida Y, Mine A, Nakamura M, Nishiyama N, Van Meerbeek B, Suzuki K, Kuboki T. Effect of 4-MET- and 10-MDP-based primers on resin bonding to titanium. *Dent Mater J* 2006; 25: 120-124

Unlu N, Krakaya S, Ozer F, Say EC. Reducing microleakage in composite resin restorations: an in vitro study. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 2003; 11: 171-175

Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res* 1993; 72: 1434-1442

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

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

Versluis A, Tantbirojn D, Lee MS, Tu LS, DeLong R. Can hygroscopic expansion compensate polymerization shrinkage? Part I. Deformation of restored teeth. *Dent Mater* 2011; 27:126-133

Vichi A, Margvelashvili M., Goracci C, Federica P, Ferrrari M. Bonding and sealing ability of a new self-adhering flowable composite resin in class I restorations. *Clin Oral Invest* 2013; 17: 1497–1506

Wang R, Shi Y, Li T, Pan Y, Cui Y, Xia W. Adhesive interfacial characteristics and the related bonding performance of four self-etching adhesives with different functional monomers applied to dentin. *J Dent* 2017; 62: 72-80

Weber T. *Memorix Zahnmedizin*. Stuttgart: Thieme, 2017

Wei YJ, Silikas N, Zhang ZT, Watts DC. Hygroscopic dimensional changes of self-adhering and new resin-matrix composites during water sorption/desorption cycles. *Dent Mater* 2011; 27: 259–266

Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. *Dent Mater* 1992; 8: 181-184

Yamauchi K, Tsujimoto A, Jurado CA, Shimatani Y, Nagura Y, Takamizawa T, Barkmeier WW, Latta MA, Miyazaki M. Etch-and-rinse vs self-etch mode for dentin bonding effectiveness of universal adhesives. *J Oral Sci* 2019; 61: 549-553

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

Zech L, 2022: Verbundfestigkeit dentaler Komposite nach Kontamination mit Wasser, Speichel, Blut und Ethanol. <https://open.fau.de/server/api/core/bitstreams/ac34c458-f8ed-48f3-91e3-82f3920b0dcc/content> (06.01.2024)

Zhao XY, Li SB, Gu LJ, Li Y. Detection of marginal leakage of Class V restorations in vitro by micro-computed tomography. Oper Dent 2014; 39: 174-180

Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A. Kompositmaterialien: Zusammensetzung, Eigenschaften und klinische Anwendung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2010; 120: 980-986

9. Erklärung zum Eigenanteil

Die vorliegende Promotion wurde unter der Betreuung von Frau Prof. Dr. Pia-Merete Jervøe-Storm und Herrn OA Dr. Joachim Schroeder durchgeführt. Die Planung der Studie erfolgte in Zusammenarbeit mit meinen Betreuern. Die Analyse der Sägeschnitte, die daraus resultierenden Daten und deren statistische Auswertung wurden von mir eigenständig durchgeführt. Die Interpretation und Diskussion der Ergebnisse erfolgten durch mich.

Hiermit versichere ich, die Dissertationsschrift selbständig verfasst und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

10. Danksagung

Mein Dank gilt allen, die mich bei meiner Dissertation unterstützt haben.

Bei Frau Prof. Dr. Jervøe-Storm möchte ich mich besonders für ihre außergewöhnlich hilfreiche Unterstützung und wertvollen Anregungen während des gesamten Entwicklungsprozesses der vorliegenden Dissertation bedanken.

Herrn OA Dr. Schroeder möchte ich für seine hervorragende Betreuung und hilfreichen fachlichen Diskussionen danken.

Außerdem möchte ich mich bei den Laboratoriumsassistentinnen Jana Marciniak und Anna Weber für die Hilfestellung im Labor bedanken.

Frau Dr. Nadine Wittkopf (Firma DMG) danke ich für die Bereitstellung der Materialien.

Ich bedanke mich bei meiner Familie für die Begleitung, Motivation und Unterstützung bei meinem bisherigen Lebensweg.