

**Ästhetisch-funktionelle Füllungen im Seitenzahnbereich mit Flowable-
Kompositen -
Möglichkeiten und Grenzen**

Der Medizinischen Fakultät

der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

zur

Erlangung des Doktorgrades Dr. med. dent.

vorgelegt von
Katja Mittelmaier
aus Weiden i. d. Opf.

**Als Dissertation genehmigt
von der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg**

Vorsitzender des Promotionsorgans: Prof. Dr. Markus F. Neurath

Gutachter: Prof. Dr. Axel Voß

Gutachter: Prof. Dr. Stephan Frank Eitner

Tag der mündlichen Prüfung: 14. Dezember 2021

INHALTSVERZEICHNIS

1. ZUSAMMENFASSUNG	1
1.1. Hintergrund und Ziele	1
1.2. Material und Methode	1
1.3. Ergebnisse	1
1.4. Klinische Schlussfolgerungen	2
2. SUMMARY	3
2.1. Background and aims	3
2.2. Material and methods	3
2.3. Results	3
2.4. Clinical considerations	4
3. EINLEITUNG	5
4. GRUNDLAGEN	6
4.1. Anatomie der Kaufläche	6
4.2. Haftvermittlung an Schmelz und Dentin	7
4.2.1. Schmelz	7
4.2.2. Dentin	8
4.3. Eigenschaften von Kondensable- und Flowable-Kompositen	9
4.3.1. Zusammensetzung von Kompositen	9
4.3.2. Einsatz von Kondensable- und Flowable-Kompositen	10
4.4. Füllungstechniken	11
4.4.1. Inkrementtechnik	11
4.4.2. okklusal kontrollierte Methoden	13
4.4.3. Kauflächenrekonstruktion nach PAYNE und LUNDEEN	15
5. ZIELSETZUNG	20
6. MATERIAL UND METHODE	21
6.1. Kontaktwinkel	21
6.1.1. Kontaktwinkel und Zeit	22
6.1.2. Kontaktwinkel und Probenmenge (horizontal)	23
6.1.3. Kontaktwinkel und Probenmenge (vertikal)	23
6.1.4. Kontaktwinkel und Probenmenge (freie Kante)	24
6.2. Flowable-Füllungen	25
6.3. Fissurenwinkel	26
6.4. Modellation einer Krone mit Flowable-Komposit	27
6.5. Statistische Methoden	28

7. ERGEBNISSE	29
7.1. Kontaktwinkel	29
7.1.1. Kontaktwinkel und Zeit	29
7.1.2. Kontaktwinkel und Probenmenge (horizontal)	29
7.1.3. Kontaktwinkel und Probenmenge (vertikal)	31
7.1.4. Kontaktwinkel und Probenmenge (freie Kante)	32
7.2. Flowable-Füllungen	33
7.3. Fissurenwinkel	35
7.4. Modellation einer Krone mit Flowable-Komposit	35
8. DISKUSSION	36
8.1. Kontaktwinkel	36
8.1.1. Kontaktwinkel und Zeit	36
8.1.2. Kontaktwinkel und Probenmenge (horizontal)	37
8.1.3. Kontaktwinkel und Probenmenge (vertikal)	39
8.1.4. Kontaktwinkel und Probenmenge (freie Kante)	41
8.2. Flowable-Füllungen	42
8.3. Fissurenwinkel	44
8.4. Modellation einer Krone mit Flowable-Komposit	45
9. AUSBLICK	47
10. LITERATURVERZEICHNIS	49
11. DANKSAGUNG	54
12. EHRENWÖRTLICHE ERKLÄRUNG	54
13. LEBENSLAUF	55

1. Zusammenfassung

1.1. Hintergrund und Ziele

In der modernen Zahnheilkunde rückt die Ästhetik dentaler Füllungen neben ihrer optimalen Funktion immer mehr in den Vordergrund. Trotz zahncarbener, hochwertiger Füllungsmaterialien bereitet es Schwierigkeiten eine naturgetreue, okklusionstechnisch korrekte und ästhetisch ansprechende Kaufläche zu gestalten. Nachdem verschiedenste Techniken mit festen Kompositen zwar eine Verbesserung brachten, jedoch noch nicht als optimal angesehen werden können, wurden in dieser Arbeit fließfähige Komposite auf ihr Potential untersucht. Neben der Untersuchung der benetzenden Eigenschaften dieser „Flowables“ wurden erstmals Füllungen mit fließfähigen Kompositen, angelehnt an die Aufwachstechnik nach PAYNE und LUNDEEN, an experimentellen Kavitäten getestet.

1.2. Material und Methode

Zum einen wurden Versuche an Dentin von extrahierten Zähnen, zum anderen an Kunststoffzähnen mit präparierten Kavitäten durchgeführt. Bei den Dentinversuchen wurde der auftretende Kontaktwinkel zwischen Flowable (Clearfil Majesty ES Flow - Kuraray Noritake, Tokio, Japan) und Dentin untersucht. Dabei wurden mehrere Parameter variiert: neben reinem Dentin wurden Proben mit geätztem Dentin, mit zusätzlich aufgetragenem Adhäsiv (Syntac - Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und mit geätztem, mit Adhäsiv und Bonding (Heliobond - Ivoclar Vivadent) vorbereiteten Dentinflächen erstellt. Außerdem wurde der Einfluss der Zeit und der Änderung der Flowablemenge über den variierenden Durchmesser der Flowable-Probe auf den Kontaktwinkel untersucht. Die Versuche an den Kunststoffzähnen sollten Ablauf, Aussehen, Reproduzierbarkeit und Grenzen zeigen. Es sollten Vergleiche zur klassischen Inkrementtechnik gezogen werden, wie sie bei Kondensable-Kompositen zur Anwendung kommt.

1.3. Ergebnisse

Nach der Applikation einer 27 mg Flowable-Probe (15 µl) auf das Dentin wurde ein Kontaktwinkel von 90 - 95° mit leichten Varianzen je nach erfolgter Vorbehandlung des Dentins gemessen. Nach Ablauf von 2 Minuten hatten sich die Kontaktwinkel alle um circa 10 - 25° verkleinert. Ähnliches ließ sich beobachten bei stetig zunehmendem Probendurchmesser und somit der verwendeten Flowablemenge. Je größer der Durchmesser wurde, desto kleiner wurde der Kontaktwinkel. 1,0 - 1,5 mm Vergrößerung des Durchmessers bewirkten eine Winkeländerung um 0,9 - 21,4°. Die Abnahme des Kontaktwinkels fiel dabei je nach Ausrichtung der Dentinprobe und erfolgter Vorbehandlung unterschiedlich stark aus. So verkleinerte sich der Kontaktwinkel mit Adhäsiv bzw. Adhäsiv und

Bonding wegen der hydrophoben Vorbehandlung des Dentins schneller. Deutlich höher fiel die Abnahme der Kontaktwinkel bei vertikaler Ausrichtung der Probe aus. Dies wurde auf die Schwerkraft zurückgeführt, die sich ohne „Kavitätenboden“ stärker auswirkte. Ab welchem Winkel und Durchmesser ein Kontaktwinkel an einer freien Kante - ähnlich eines zervikalen Kavitätenrandes, einer Black V-Kavität - nicht mehr gehalten werden kann, wurde ebenfalls in Abhängigkeit von der Vorbehandlung bestimmt. Ein Auftrag der Flowable-Probe mit 1 mm Abstand zur Kante ergab Werte zwischen 1,7 und 1,9 mm bzw. Winkel zwischen 188,3 und 210,4°. Bei 2 mm Abstand zur Kante nahmen die Werte für beide Parameter ab. Die Versuche an den Kunststoffzähnen ergaben, dass sie reproduzierbar zu einem ästhetischen Ergebnis führen können. Um Ästhetik objektiv beurteilen zu können, wurden die beim Legen der Füllungen entstandenen Fissurenwinkel bestimmt. Bei der konventionellen Inkrementtechnik betrug der Winkel im Mittel 85°, bei der neu getesteten Methode 91° (reine Flowableform) bzw. 110° (Mischform aus Flowable und Kondensable). Grenzen von Flowable-Kompositen müssen beim Aufbau einer ganzen Zahnkrone gesehen werden. Dies liefert sowohl vom Zeitaufwand als auch ästhetisch gesehen kein zufriedenstellendes Ergebnis.

1.4. Klinische Schlussfolgerungen

Bis dato wurden Flowable-Komposite aufgrund ihrer verminderten mechanischen Eigenschaften und ihrer ungewohnten Handhabung nicht für die Verwendung für ausgedehnte Füllungen im stark belasteten Seitenzahnbereich in Betracht gezogen. Die Versuche konnten zeigen, dass bei einer weiteren Verbesserung der mechanischen Eigenschaften ästhetischen Füllungen mit fließfähigen Kompositen nach dem Prinzip der Aufwachstechnik nach PAYNE und LUNDEEN nichts entgegensteht. Sie sind im Gegensatz zu den Kondensable-Kompositen dazu in der Lage, sowohl die gesamte Kavität zu benetzen und so Mikroleakages zu verhindern, als auch genügend Standfestigkeit aufzubringen um konvexe Höckerabhänge und somit ein natürliches Fissurenrelief zu gestalten.

2. Summary

2.1. Background and aims

In modern dentistry not only function, but also esthetics of fillings are of increasing importance. Despite tooth-coloured, high-quality and aesthetic filling materials are available, forming a natural and attractive occlusal surface with a correct height remains a difficult task. Different techniques with stiff resin composites have been leading to improvements, but do not yet provide an optimal solution. In this work, flowable resin composites were evaluated in matters of their potential to be an alternative to condensable composites. Besides regarding the wetting characteristics of these resin composites, placing fillings with flowable materials using a technique (like the one PAYNE and LUNDEEN introduced for crown modeling) was tested in this study for the first time.

2.2. Material and Methods

Two types of experiments were conducted. Tests with dentin of extracted teeth dealt with the generated contact angle between the flowable resin composite (Clearfil Majesty ES Flow - Kuraray Noritake, Tokio, Japan) and the dentin surface. Different parameters were varied: dentin was prepared for fillings in various ways and the influence of time and amount of filling material (by measuring the diameter of applicated flowable resin composite) was examined. Four different samples of prearrangement for a filling had to be regarded: the pure dentin without any changes, etched dentin, etched dentin treated with an adhesive (Syntac - Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) and etched dentin treated with adhesive and bonding agent (Heliobond - Ivoclar Vivadent). The other type of experiments engaged with synthetic teeth and should demonstrate procedure, appearance, reproducibility and limitations of such fillings. Additionally the results were compared to the established incremental technique with condensable resin composites.

2.3. Results

After application of a 27 mg Flowable portion (15 μ l) on a dentin surface a contact angle of 90 - 95° was measured, slightly varying according to the four different ways the dentin was prearranged. Two minutes later the contact angle lessened about 10 - 25°. Similar results could be observed, if the diameter of the flowable portion, and consequently also its amount, was enlarged. The bigger the diameter was chosen, the smaller the measured contact angle was: 1,0 - 1,5 mm enlargement of diameter meant a change of angle of about 0,9 - 21,4°. The decline of contact angle was different for the different prearrangements of dentin and for horizontal or vertical orientation of dentin surface. Prepared dentin with adhesive or adhesive and bonding agent made the contact angle fall faster because in these cases hydrophobic flowable was put on a hydrophobic prearranged surface. Vertical

orientation of the flowable portion lead to quicker decreasing of the angle because the influence of gravity was higher without having a „cavity bottom“. Additionally the angle and diameter were determined, that the flowable portion needs for bending when being placed on an edge (similar to a Black V cavity). When the flowable portion was placed 1 mm away from the edge the following results could be found out: diameters between 1,7 and 1,9 mm and angles between 188,3 and 210,4°, once again in dependence of prearrangement of dentin. 2 mm distance to the edge resulted in smaller values for both parameters. The experiments with synthetic teeth showed that a reproducible and aesthetic result is possible. For an objective evaluation of esthetics the angles of fissures were measured. The conventional incremental technique with condensable resin composites showed angles of 85°, the new tested method with flowable resin composites 91° (flowable) and 110° (mixture of flowable and condensable). Limitations of fillings with flowable resin composite were seen in reconstructing a whole dental crown. The result is not acceptable regarding aesthetics and the time needed.

2.4. Clinical considerations

Until now flowable resin composites haven't been considered for big fillings in heavily stressed areas of molars and premolars because of their reduced mechanical properties and their unaccustomed handling. These studies demonstrated that fillings using flowable resin composites with the technique according to PAYNE and LUNDEEN are possible in these areas with regard to the aesthetic aspect. But the mechanical properties of these materials still have to be improved. Advantages in comparison to condensable resin composites should be seen in the ability of simultaneously wetting the whole cavity to avoid mikroleakages and having enough stability to build up convex cusp slopes and maintain them for a little while. This offers the possibility to design a natural relief of fissures.

3. Einleitung

Längst haben zahnfarbene Kunststofffüllungen in der modernen Zahnheilkunde Einzug gehalten. Mit den steigenden Erwartungen geht es heute jedoch nicht mehr nur um die Farbe, es wird auch eine formgenaue, funktionelle und ästhetische Rekonstruktion des Zahns verlangt, ganz gleich ob im Front- oder Seitenzahnbereich.

Für das optimale Ergebnis spielen mehrere Faktoren eine Rolle, darunter die Wahl eines geeigneten Materials. Das früher verwendete Amalgam hat an Beliebtheit bei den Patienten verloren, zum einen wegen der immer wieder diskutierten Quecksilberbelastung, zum anderen natürlich wegen der ästhetischen Limitation. Noch heute ist und bleibt die Anwendung dieses Materials umstritten. Eine 2017 von BENGSSON und HYLANDER veröffentlichte Studie legt nahe, dass die modernen non- γ -2 Amalgame zwar besonderes korrosionsresistent sind, aber wohl mehr Quecksilber freisetzen als früher angenommen [1]. Alternativen zum Amalgam, das in Zukunft immer weniger verwendet werden wird [2], sind schon länger bekannt und immer weiterentwickelt worden. Seit BUONOCORE 1955 durch die Entwicklung der Schmelz-Ätz-Technik und etwas später durch Untersuchungen zur Lichthärtung den Grundstein für die Verarbeitung der zahnfarbenen Komposite¹ gelegt hat, wurden die Materialien weiterentwickelt, um dem Ziel der perfekten Zahnrekonstruktion näher zu kommen [3, 4]. Ebenfalls wegberaubend war das von BOWEN entwickelte, bis dato am wenigsten schrumpfende, aromatische Methacrylat BisGMA², das Bestandteil vieler aktuellen Komposite ist [5].

Seitdem wurden die Eigenschaften von Kompositen und Haftvermittlern immer weiter verbessert und modifiziert, um sie in Punkten wie Biokompatibilität, Verbund zum Zahn, Farbgestaltung, Kosten und Handling für ein breites Therapiespektrum nutzbar zu machen [6]. Trotz Anwendung verschiedener Techniken scheint es heute nach wie vor Probleme zu bereiten, mit den verwendeten Materialien eine anatomisch korrekte Kaufläche zu gestalten. Vor allem die Gestaltung natürlich wirkender Fissuren gelingt mit stopfbaren Kompositen nicht immer zufriedenstellend.

Im Rahmen dieser Studie galt es, verschiedene Verarbeitungstechniken von Kompositen zu vergleichen und insbesondere die 1996 eingeführten Flowable-Komposite näher auf ihre Möglichkeiten und Grenzen in der Anwendung der Okklusionsgestaltung bei ästhetisch-funktionellen Seitenzahnfüllungen zu untersuchen [7].

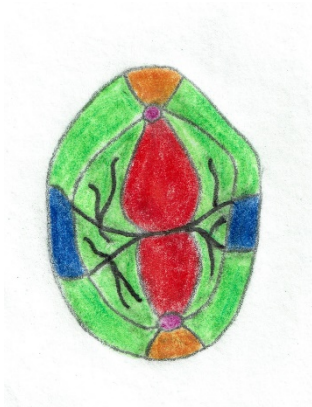
¹ composite material, engl. für Verbundwerkstoff (lat. *componere* = zusammenfügen)

² BisGMA = Bisphenol-A-(di)-methacrylat

4. Grundlagen

4.1. Anatomie der Kaufläche

Die Kaufläche eines Zahns weist in den Grundzügen immer den gleichen Aufbau auf. Zurückzuführen ist dies auf die frühe Zahnentwicklung, in der sich Mineralisationszentren bilden. Präeruptiv bilden die Ameloblasten eine organische Schmelzmatrix, die dann stoffwechselsynchron mineralisiert wird. Dieser Prozess der Bildung von Mineralisationszentren geht von den späteren Höckerspitzen aus. Durch fortschreitende Schmelzbildung nähern sich die Mineralisationszentren einander an. Dort, wo sie aufeinander treffen, bilden sich Einkerbungen, die sogenannten Fissuren³ und Grübchen [8, 9]. Am ausgereiften Zahn lässt sich die Kaufläche in folgende Bereiche einteilen: periphere Höckerabhänge, zentrale Höckerabhänge, laterale Höckerabhänge und Randleisten, welche voneinander getrennt werden durch Fissuren, Hilfsfissuren und Fossae⁴ (Abb. 1).



Höckerspitzen

Periphere Höckerabhänge (= Höckerverkleidung)

Laterale Höckerabhänge (= Höckergrat)

Zentrale Höckerabhänge (= Dreieckswulst)

Randleisten

Fissuren, Hilfsfissuren

Abb. 1: Aufbau der Kaufläche eines Zahnes

Je nach Zusammentreffen der verschiedenen, konvexen Höckerabhänge und Randleisten ergeben sich mehrere Fissurenformen. Es werden v-förmige, u-förmige, ampullenförmige und spaltförmige Fissuren unterschiedlicher Tiefe unterschieden (Abb. 2) [10].

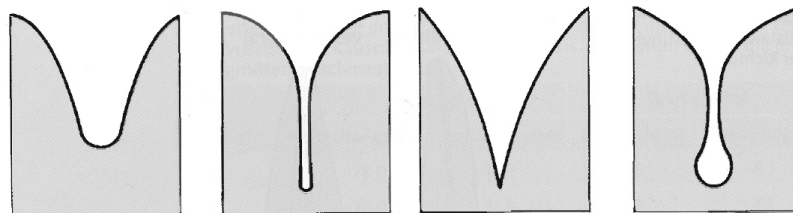


Abb. 2: unterschiedliche Fissurenformen im Querschnitt: u-förmig, spaltförmig, v-förmig, ampullenförmig [10]

³ Fissur (lat. *fissura* = Spalt, Riss)

⁴ Fossa (lat. *fossa* = Grube, Vertiefung)

Diese schmalen Einkerbungen sind schwer zu reinigen, weshalb Fissuren und Grübchen als Prädilektionsstellen für Karies gelten [8, 10], von denen aus die Karies mit unterminierendem Charakter voranschreitet. Nach dem Exkavieren muss also bei einem Großteil der Füllungen ein Abschnitt der Kaufläche rekonstruiert werden, der in gewissem Maße auch die Wiederherstellung von Fissuren und Grübchen beinhaltet [11].

4.2. Haftvermittlung an Schmelz und Dentin

4.2.1. Schmelz

Ausgereifter Schmelz ist mit einer Härte von 300 - 350 HB (Brinellhärte) die härteste Substanz des menschlichen Körpers. Schmelz besteht zu circa 96 Gew.-% aus anorganischen, mineralischen Bestandteilen (hauptsächlich Kalzium und Phosphat in Form von Hydroxylapatit) und zu circa 1 % aus organischen Bestandteilen (Proteine und Lipide). Die restlichen 3 % sind Wasser. Die organische Grundsubstanz und die anorganischen Apatitkristalle sind zu Schmelzprismen mit wellenförmigem Verlauf angeordnet [8, 9, 10, 12].

Zur Haftvermittlung zwischen Schmelz und Kompositmaterial wird mittels 37%-iger Phosphorsäure eine vergrößerte, energiereichere Schmelzoberfläche geschaffen. Nach einer Ätzzeit von 30 s bildet sich ein mikroretentives Muster mit Rautiefen von 5 - 50 μm (Abb. 3). Dieses Muster entsteht durch die unterschiedliche Löslichkeit entlang der Längsachse der Apatitkristalle, die an der Oberfläche freiliegen. Über ein niedrigvisköses Bonding-Material, das die retentiven Mikroporositäten benetzen kann, wird der Verbund zum Komposit hergestellt [13, 14].

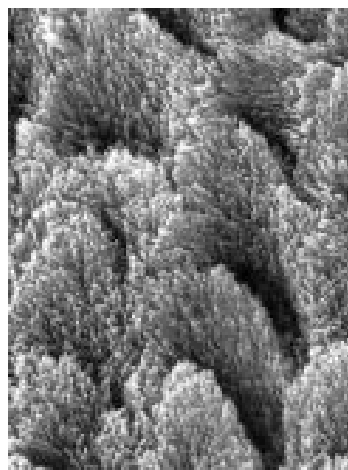


Abb. 3: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme eines typischen Ätzmusters im Schmelz nach Ätzung mit 37%-iger Phosphorsäure für 30 s [15]

4.2.2. Dentin

Dentin ist im Vergleich zu Schmelz mit einer Brinellhärte von 60 -70 HB relativ weich, hat dagegen aber enorme Vorzüge in puncto Elastizität. Dentin bildet den elastischen Kern, um den spröden Schmelz vor Rissen und Frakturen zu schützen. Umgekehrt fungiert der harte, feste Schmelz als Schutzmantel für das schmerz sensible Dentin [16]. Dentin besteht zu circa 70 Gew.-% aus anorganischen, mineralischen Bestandteilen, zu circa 20 % aus organischen Anteilen (ungefähr 92 % davon sind Kollagenfasern) und zu circa 10 % aus Wasser. Im Dentin finden sich parallel angeordnete Dentintubuli⁵, die je einen Odontoblastenfortsatz (Tomes-Faser) und teilweise Nervenenden beinhalten [8, 9, 13].

Nach der Kariesexkavation im Dentin verbleibt auf den eröffneten Dentinkanälchen eine Schmierschicht⁶. Diese muss entweder entfernt oder modifiziert werden, sodass ein Verbund zwischen Zahn und Komposit möglich wird. Nach einer 15-sekündigen Phosphorsäureätzung wird die Schmierschicht durch eine Ätztiefe von circa 3 - 10 µm entfernt (Abb. 4). Dabei werden die Dentintubuli, aus denen hydrophiler, sogenannter Dentinliquor austritt, sowie Kollagenfasern freigelegt und das Dentin teilweise demineralisiert. Erst durch das Auftragen eines amphiphilen Dentinadhäsivs wird aus dem hydrophilen Kollagen-Dentingemisch eine hydrophobe Andockstelle für niedrigvisköses Bonding und das Komposit. Alternativ wird die Schmierschicht nicht komplett entfernt, sondern so modifiziert, dass ein hydrophober Kunststoff anbinden kann. Hierfür werden milde organische Säuren (z.B. Maleinsäure) oder saure Monomere (z.B. MDP⁷) verwendet [17].

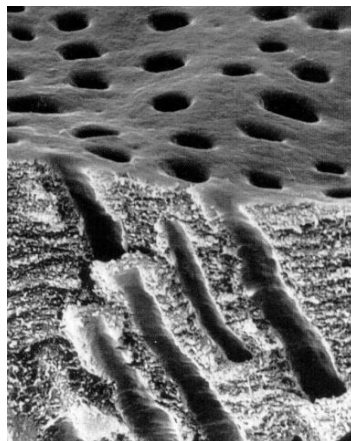


Abb. 4: Rasterelektronenmikroskopische Aufnahme eines typischen Ätzmusters im Dentin nach Ätzung mit 37%-iger Phosphorsäure für 15 s [15]

⁵ Tubulus (lat. *tubulus*: Rohr)

⁶ engl.: *smear layer*

⁷ MDP = 10-Methacryloyloxydecylhydrogenphosphat

4.3 Eigenschaften von Kondensable- und Flowable-Kompositen

4.3.1. Zusammensetzung von Kompositen

Bei den modernen Kompositen handelt es sich, wie der Name bereits sagt, um Verbundstoffe. Über eine Silanschicht wird eine chemische Verbindung zwischen der Kunststoffmatrix und den darin eingebetteten Füllkörpern hergestellt (Tab. 1).

<u>Bestandteile</u>	<u>Chemische Bezeichnung</u>
Kunststoffmatrix	
- Matrixmonomere	BisGMA
- Comonomere	TEGDMA ⁸ , EGDMA ⁹
Füllkörper (Siliziumverbindungen)	Quarz, Gläser, Lithium-Aluminium-Silikat, feinstteiliges Siliziumdioxid
Haftvermittler: Coupling Agent	Methacryloxypropyl-trimethoxysilan

Tab. 1: Grundbestandteile von Kompositen

Den Hauptbestandteil der organischen Matrix bilden Dimethacrylate, zumeist das aromatische Monomer Bis-GMA. Diese langkettigen Matrixmonomere werden mit kurzkettigen Comonomeren, wie TEGDMA und EGDMA vermischt. Durch die Variation in den Anteilen der verschiedenen Monomere können Eigenschaften wie Viskosität, Schrumpfung, Polymerisationsgrad und Wasseraufnahme gesteuert werden [6, 8, 18].

Die anorganischen Füllkörper dienen der Verbesserung der physikalischen und mechanischen Eigenschaften hinsichtlich Druck- und Zugfestigkeit, Elastizitätsmodul, Abrasionsfestigkeit, Polymerisationsspannung, thermischer Expansionskoeffizient, Wasseraufnahme und biologischer Verträglichkeit. Je nach gewünschten Fähigkeiten variieren die Hersteller den Anteil der Füllkörper (hochgefüllte Komposite/niedriggefüllte Komposite), die Größe der Füllkörper (Makrofüller/Mikrofüller/Nanopartikel) und das Material (Quarze, Silikate). Komposite mit rein anorganischen Füllkörpern sind zu unterscheiden von Kompositen mit zusätzlich beigefügten Präpolymerisaten [6, 13, 18]. Im Jahr 2016 wurde in einer Veröffentlichung von HUYANG et al. [19] ein Modell für „selbstheilende“ Komposite vorgestellt: durch den Zusatz zweier Stoffe, Fluoroaluminium-Silikatpartikel und wässrige Polyacrylsäure-Lösungen, die in Silizium-Mikrokapseln eingeschlossen sind, sollen auftretende Mikrofrakturen an Füllungen quasi von selbst

⁸ TEGDMA = Triethylen-glycol-dimethacrylat

⁹ EGDMA = Ehtylenglykol-dimethacrylat

wieder repariert und verschlossen werden. Eine Effizienz dieses Modells konnte mit durchschnittlich 25 % „Selbsteilung“ bestätigt werden [19].

Um die Füllpartikel in ihrer Kunststoffmatrix möglichst lange halten zu können und so Abrasion zu vermeiden, ist eine chemische Bindung über einen „Coupling Agent“ nötig. Dazu werden Silanisierungsmittel wie 3-Methacryloxypropyl-trimethoxysilan verwendet: die Methoxygruppe des Silans reagiert mit dem Silizium der Füllpartikeloberfläche zu Si-O-Si-Verbindungen, und der Methacrylsäurerest polymerisiert mit der organischen Kunststoffmatrix [8, 18].

Zusätzlich zu diesen Grundbausteinen sind weitere Bestandteile beigefügt, darunter Photoinitiatoren zum Start der Polymerisationsreaktion, Stabilisatoren zum Vermeiden einer vorzeitigen Polymerisation und damit zum besseren Lagern von Kompositen. Akzeleratoren dienen der Beschleunigung der Polymerisationsreaktion nach ihrem Start, Pigmente der Farbgebung und Transparenzgestaltung. Außerdem enthalten Komposite UV-Absorber zur Erhöhung der Farbstabilität und Weichmacher [13, 18].

4.3.2. Einsatz von Kondensable- und Flowable Kompositen

Anhand der Konsistenz lassen sich zwei Formen unterscheiden: die Kondensable-Komposite haben eine feste, knetartige Konsistenz, die es ermöglicht das Füllmaterial in die Kavität zu stopfen und dann mit geeigneten Handinstrumenten zu adaptieren. Für Flowable-Komposite ist eine eher fließende, cremartige Konsistenz charakteristisch, sie werden direkt aus den Flowable-Spritzen an die gewünschte Stelle der Kavität appliziert. Herkömmlich werden hochgefüllte, hochvisköse Kondensable-Komposite zum stabilen Ausformen der präparierten Kavität und niedriggefüllte, niedrigvisköse Flowable-Komposite zur dichten Benetzung der Kavitätenwände verwendet [7, 20].

Vorzüge der festen Kondensables liegen durch den erhöhten Füllkörpergehalt in ihren besseren mechanischen Eigenschaften: erhöhte Biegefestigkeit, verringerte Abrasion und geringere Polymerisationsschrumpfung. Jedoch kann es durch die feste Konsistenz zu Problemen mit der Benetzung der Kavitätenwände und somit mit dem stabilen Haftverbund zwischen dem vorbehandelten Zahn und der Kunststofffüllung kommen [20]. In letzterem haben die Flowable-Komposite ihren großen Vorteil: durch den höheren Monomergehalt kann die vorbehandelte Zahnoberfläche besser benetzt werden und so ein stabiler Halt der späteren Füllung ohne Fehlstellen im Verbund gewährleistet werden. Deshalb werden die Flowables im Rahmen der Lining-Technik angewendet, das heißt, dass zur Benetzung der gesamten Oberfläche als erste Schicht nach erfolgter Vorbehandlung eine dünne Flowable-Schicht aufgetragen und ausgehärtet wird. Bei approximalen

Kavitäten ist es von großer Bedeutung, dass der Übergang von Kavitätenboden zur Matrize blasenfrei mit Flowable beschickt wird, um einen guten Randschluss zu ermöglichen [21]. Ein weiterer Versuch, um eine vollständige Benetzung zu gewährleisten und Spalten zu vermeiden, ist die sogenannte Snow-Plug-Technik. Dabei werden die einzelnen Komposit-Inkrementen vor ihrem Einbringen in die Kavität in ein fließfähiges Komposit eingetaucht, so dass zwischen den einzelnen Inkrementen ein optimaler Verbund hergestellt werden kann [22, 23].

Des Weiteren finden Flowable-Komposite Anwendung bei Fissurenversiegelungen. JAFARAZDEH et al. [24] verglichen Flowables und herkömmliche kunststoffbasierte Versiegler und stellten dabei fest, dass die Retention bei fließfähigen Kompositen höher war. Außerdem zeigen Flowable-Komposite hervorragende Erfolgsraten bei Verwendung für nicht-kariöse Klasse V-Läsionen: SOORAPARAJU et al. [25] konnten zeigen, dass Flowables bei gingivanahen Kavitäten die geringsten Mikroporositäten aufweisen. Dagegen lag die klinische Erfolgsrate bei Verwendung von Kondensable-Kompositen in einer Studie von MCCOY [26] bei nur 70 %. Weitere wichtige Anwendungsgebiete der viskoelastischen Flowables sind unter anderem die Schienung von frakturierten und gelockerten Zähnen, das Legen von Reparaturfüllungen und Kronenrandfüllungen oder auch die adhäsive Befestigung vollkeramischer Restaurationen, sowie die Befestigung eines glasfaserverstärkten Stiftes bei einem Stiftaufbau [7].

4.4 Füllungstechniken

Nachfolgend werden 3 Methoden zum dichten, anatomisch korrekten und ästhetischen Legen einer Füllung vorgestellt. Dabei handelt es sich nicht um austauschbare Alternativen, sondern viel mehr um sich ergänzende Möglichkeiten, um ein optimales Ergebnis zu erreichen.

4.4.1. Inkrementtechnik

Bei der Inkrementtechnik wird die Füllung mit einer speziellen Anordnung des Kompositmaterials in mehreren Schichten gelegt. Ziel ist es, einen Spannungsausgleich zwischen den aufeinander folgenden Inkrementen zu erzielen, um die Polymerisationsschrumpfung möglichst gut auszugleichen. Diese Schrumpfung kommt durch die ablaufende Polymerisationsreaktion zustande: die durch den Lichtinitiator gebildeten Radikale ($R\cdot$) lösen eine radikalische Kettenreaktion aus, bei der die Doppelbindungen der Monomere aufgebrochen werden und unter Verbindung der einzelnen Monomere in ein Polymer mit Einfachbindungen umgewandelt werden (Abb. 5, S. 12) [27].

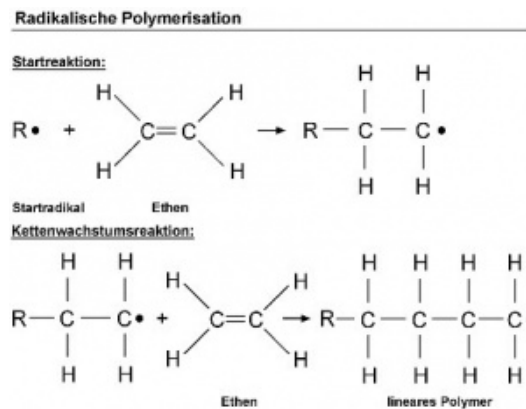


Abb. 5: schematische Darstellung einer radikalischen Polymerisationsreaktion [28]

Da sich der intermolekulare Abstand bei der Umwandlung von Monomeren in ein Polymer verringert, führt diese Reaktion zu Volumenschrumpfungen des Komposits [29]. Auch wenn die Atome bei Einfachbindungen weiter auseinander liegen als bei Doppelbindungen, kann diese Schrumpfung nicht ausgeglichen werden und liegt bei Kompositen bei ungefähr 1,7 - 6 Vol.-% [30, 31]. Die Volumenschrumpfung richtet sich immer in Richtung der gebundenen Oberfläche: im Falle einer Füllung schrumpft das Komposit also in der Kavität und verursacht so Spannungen [32]. FEILZER et al. [33] führten dafür den Begriff „Configuration-Factor“ (C-Faktor) ein, der das Verhältnis von gebundener (also der Kavitätenwand anliegende) zu ungebundener (also freier) Kompositoberfläche beschreibt (C-Faktor = gebundene Kompositoberfläche / ungebundene Kompositoberfläche).

Der C-Faktor sollte immer kleiner als 1 sein, um einen Ausgleich der Spannungen zu ermöglichen, anders ausgedrückt soll jedes Inkrement weniger Wandflächen anliegen als es freie Oberflächen hat. Eine Mehrschichttechnik mit horizontalen Inkrementen kann zu keiner Spannungsreduktion führen, da mit jedem Inkrement durch das Verbinden aller Kavitätenbereiche die maximale Anzahl an gebundenen Flächen erreicht wird. Wird dagegen die sogenannte oblique Inkrementtechnik angewendet, liegen die Inkremente möglichst wenig Flächen der Kavität an. Nur bei der letzten Schicht müssen alle übrig gebliebenen Kavitätenbereiche verbunden werden. Durch die schräge Ausrichtung der einzelnen Inkremente wird gewährleistet, dass auch die letzte Schicht möglichst viele freie Oberflächen aufweist. Nach VERSLUIS et al. [33, 34] gibt es vier verschiedene Möglichkeiten für eine schichtweise Füllungsmethode: (A) facio-lingual, (B) gingivo-okklusal, (C) diagonal und (D) U-diagonal (Abb. 6, S. 13).

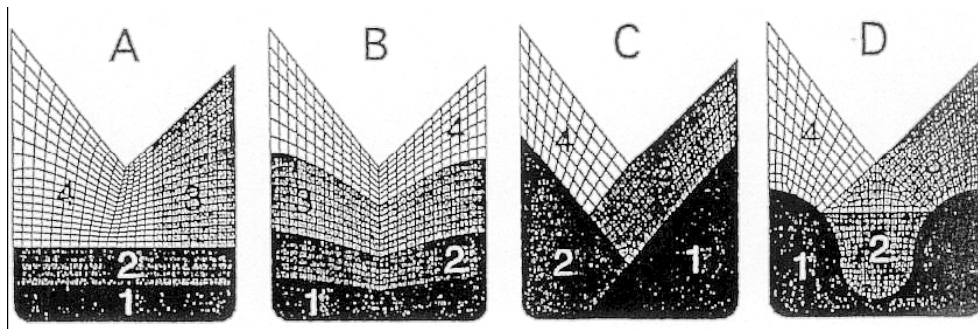


Abb. 6: Schemazeichnung der verschiedenen Inkrementtechniken [34]

Weiterhin gewährleistet die Inkrementtechnik eine optimale Durchhärtung durch mehrfache Belichtung der einzelnen Schichten. So wird eine möglichst hohe Umsetzungsrate der Monomere und somit ein niedriger Restmonomergehalt erzielt. Schichtstärken von 1 - 2 mm werden als ideal gesehen [35, 36].

4.4.2. Okklusal kontrollierte Methoden

Ziel okklusal kontrollierter Methoden ist es, mittels eines vor der Füllung hergestellten okklusalen Kontrollmittels Einschleifmaßnahmen nach dem Legen der Füllung auf ein Minimum zu reduzieren. Dafür sind in der Literatur zwei Methoden beschrieben.

Die erste Möglichkeit besteht darin, während des Legens einer Füllung eine stetige Okklusionskontrolle mittels eines Okklusionsschlüssels durchzuführen. Vor Beginn der Kariesexkavation wird ein Silikonbiss in habitueller Interkuspidation über den zu beschleifenden Zahn und seine Nachbarzähne genommen, der auch Teile der Bukkal- und Lingualflächen der Zähne umfasst, um später eine eindeutige Reposition des Schlüssels zu ermöglichen (Abb. 7, Abb. 8).



Abb. 7: Silikonbiss in habitueller Interkuspidation (Seitenansicht) [37]



Abb. 8: Silikonbiss in habitueller Interkuspidation (Okklusalansicht) [37]

Anschließend wird der Okklusionsschlüssel hergestellt, indem der mit dem Biss erfasste Teil des Gegenkiefers mit einem selbsthärtenden, provisorischen Kompositmaterial ausgegossen wird. So entsteht ein Schlüssel, der das exakte Abbild des Gegenkieferteils darstellt (Abb. 9) und die Okklusion kann während des Legens der Füllung durch Auflegen des Schlüssels geprüft werden (Abb. 10). Mit den natürlichen Gegenzähnen ist keine Okklusionskontrolle möglich, weil angelegte Hilfsmittel wie Kofferdam, Matrizenbänder oder Spannringe das Zubeißen verhindern und die Kavität während der Rekonstruktion nicht mit Speichel kontaminiert werden darf [37].



Abb. 9: Okklusionsschlüssel aus Luxatemp [37]



Abb. 10: Anwendung des Okklusionsschlüssels während dem Legen der Füllung [37]

Mit etwas weniger Aufwand verbunden erscheint die zweite Methode, bei der vor dem Exkavieren keine Abbildung des Gegenkiefers erstellt wird, sondern ein repositionierbares Duplikat der Kaufläche des betroffenen Zahns, eine sogenannte okklusale Matrix. Während die Anästhesie einwirkt, werden Matrize und Keil angelegt und der zu beschleifende Zahn mit einem transparenten Polyvinylsiloxan-Material bis zum Rand der Matrize umspritzt (Abb. 11, Abb. 12).

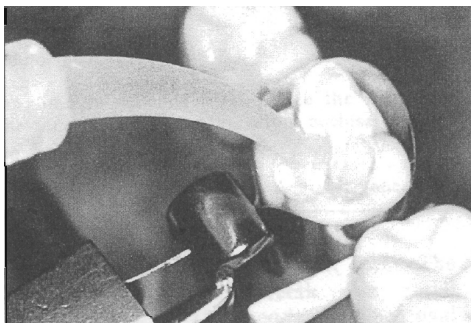


Abb. 11: Injektion des Polyvinylsiloxans um den zu füllenden Zahn [38]

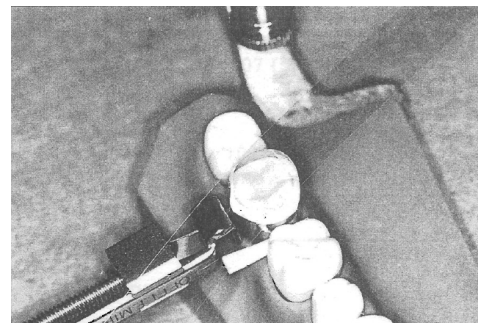


Abb. 12: Glätten der Oberfläche mit einem Streifen während des Aushärtens [38]

Nach dem Aushärten wird alles abgenommen, es erfolgt die Kariesexkavation und dann werden erneut Matrize und Keil am Zahn angebracht. Die Füllung wird in Inkrementtechnik geschichtet, die „letzte“ okklusale Schicht wird dabei ausgespart. Ist diese in allen Kavitätenbereichen erreicht, wird

eine letzte Materialschicht aufgebracht, die Polyvinylsiloxan-Matrix der Kaufläche aufgelegt und Druck ausgeübt. In *in vitro* Studien an Kunststoffzähnen wurden Kräfte von circa 4,5 N angewendet (Abb. 13), in *in vivo* Studien wurde der nötige Druck durch Zubeißen erzielt (Abb. 14). Anschließend werden überschüssige Kunststoffreste entfernt und die Kavitätenränder nachgearbeitet, um schließlich das Komposit durchzuhärten [38, 39, 40].



Abb. 13: Aufsetzen der okklusalen Matrix und Druckausübung *in vitro* bei letztem Inkrement [38]



Abb. 14: Aufsetzen der okklusalen Matrix und Druckausübung *in vivo* bei letztem Inkrement [39]

Beide Methoden reduzieren das Anpassen der Okklusion auf ein Minimum. Jedoch gilt es immer zu beachten, dass beide vorgestellten Techniken nur möglich sind, solange der Zahn genauso rekonstruiert werden kann, wie er vorher war, das heißt die Karies darf noch zu keinem größeren Einbruch der Oberfläche geführt haben. Problematisch können auch randspaltbehaftete, ausgewaschene Füllungen (insbesondere Amalgam) sein. In solchen Situationen muss vor dem Erstellen der okklusalen Matrix die Kaufläche entweder intraoral oder anhand eines Wax-Ups entsprechend aufgebaut werden [37, 38, 39, 40].

4.4.3. Kauflächenrekonstruktion mit fließfähigem Komposit

Angelehnt an die Aufwachstechnik nach PAYNE und LUNDEEN soll die Anatomie der Kaufläche möglichst naturgetreu mit v-förmigen Fissuren und konvexen Höckerabhängen nachgebildet werden. Dazu werden die verschiedenen Bestandteile der Kaufläche mit dem Komposit sukzessive aufgebaut. Je nach Verlustgrad an Zahnhartsubstanz werden die Anteile in folgender Reihenfolge aufgebaut: Höckerkegel, periphere Höckerabhängen, laterale Höckerabhängen, zentrale Höckerabhängen, Randleisten (Abb. 15 - 18, S. 15 - 16) [10, 41].

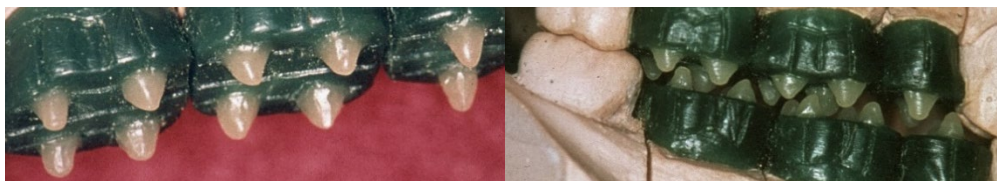


Abb. 15: Höckerkegel [42]



Abb. 16: periphere und laterale Höckerabhängige [42]



Abb. 17: zentrale Höckerabhängige [42]



Abb. 18: Randleisten [42]

Bei den meisten Füllungen sind nur Teile der zentralen und lateralen Höckerabhängige, sowie der Randleisten rekonstruktionsbedürftig. Um die Fissuren natürlich wirken zu lassen, sind konvexe Höckerabhängige nötig. Mit Kondensable-Kompositen kann eine „bauchige Form“ aufgebaut werden, jedoch erscheinen die Höckerabhängige zumeist doch eher kantig als richtig konvex. Als naheliegende Alternative können fließfähige Komposite dafür zur Anwendung kommen: trifft eine fließfähige Substanz (das Flowable) auf einen Festkörper (die Kavitätenwände und -böden), bildet sich ein Kontaktwinkel, welcher je nach Oberflächenspannung der Flüssigkeit und des Festkörpers unterschiedlich groß ausfallen kann.

Um dies zu verstehen, ist eine etwas genauere Beobachtung der Vorgänge an Grenzflächen zwischen Flüssigkeiten und Festkörpern nötig. Der Begriff Oberflächenspannung beschreibt die auftretenden Spannungen an der Oberfläche einer Phase, wenn diese nur von Luft umgeben ist: die Moleküle in der Phase und an der Grenzfläche zur Luft richten sich so aus, dass sie ein möglichst geringes energetisches Niveau einnehmen können [43]. Flüssige Phasen passen zum Ausgleich der auftretenden Spannungen ihre Oberfläche so an, dass ein niedriges, energetisches Level vorliegt. Während bei Flüssigkeiten zumeist von Oberflächenspannung die Rede ist, wird für die Oberflächenspannung von Festkörpern, die ihre Form nicht einfach anpassen können, häufig der

Begriff Oberflächenenergie gebraucht [44]. Eine Grenzflächenspannung bzw. -energie tritt dagegen in der Grenze zwischen zwei verschiedenen, miteinander in Kontakt stehenden Phasen (Flüssigkeit und Festkörper) auf: in der Grenzphase befinden sich Moleküle in einem energetisch höheren Zustand als die Moleküle im Inneren der jeweiligen Phasen. Ziel der Moleküle in der Grenzfläche ist es, in einen energetisch günstigeren Zustand zu gelangen, weshalb es zu Oberflächenanpassungen einer Flüssigkeit in der Grenzschicht kommt [45]. Je nach Oberflächenspannung der Flüssigkeit und Oberflächenenergie des Festkörpers nehmen die Flüssigkeiten also immer die für sie energetisch günstigste Oberfläche zum Untergrund ein: es bildet sich ein liegender Tropfen auf dem Untergrund, der je nach Beschaffenheit der Materialien eine unterschiedlich starke Krümmung aufweist [46]. Der Winkel, der sich zwischen der Flüssigkeitsoberfläche und der Kontaktfläche zum Untergrund bildet, wird als Kontaktwinkel α bezeichnet (Abb. 19). Der Kontaktwinkel ist also ein Maß für die Benetzbarkeit eines Festkörpers durch eine Flüssigkeit und somit Ausdruck für eine ausgeglichene Grenzflächenenergie zwischen Flüssigkeit und Festkörper [45].



Abb. 19: Zusammenhang zwischen Kontaktwinkel und Oberflächenenergie (modifiziert nach [45])

Die Stärke der Krümmung und somit die Größe des Kontaktwinkels, der sich zwischen Flüssigkeit und Festkörper bildet, hängt von der Beschaffenheit von Flüssigkeit und Festkörper ab. Trifft eine hydrophile Flüssigkeit auf eine hydrophobe Fläche mit schlechten Benetzungseigenschaften (z. B. Wasser auf geöltes Holz), so bildet die Flüssigkeit viele kleine Tropfen, die auf dem Untergrund zu stehen scheinen: zwischen zwei andersartigen Substanzen überwiegt also die Abstoßung der Substanzen durch die Kohäsionskräfte. Um in ihre energetisch günstigste Form zu kommen, versucht die Flüssigkeit den Kontakt zum Untergrund möglichst gering zu halten: es bildet sich ein stark konvexer Tropfen mit einem Kontaktwinkel größer als 90° . In diesem Fall ist die Oberflächenenergie des Festkörpers (geöltes Holz) kleiner als die der Flüssigkeit (Wasser) [43]. Trifft umgekehrt eine hydrophile Flüssigkeit auf eine hydrophile Fläche mit guten Benetzungseigenschaften (z. B. Wasser auf unbehandeltes Holz), so benetzt die Flüssigkeit die Oberfläche: zwischen zwei gleichartigen Substanzen herrschen größere Adhäsionskräfte, es überwiegt die Anziehung zwischen Flüssigkeit und Festkörper. In diesem Fall „verbindet“ sich die Flüssigkeit mit dem Festkörper um ihren energetisch günstigsten Zustand einzunehmen, anders ausgedrückt hier ist die Oberflächenenergie

des Festkörpers (unbehandeltes Holz) größer als die der Flüssigkeit (Wasser) [43]. In der Folge ist der entstehende Tropfen sehr flach und der Kontaktwinkel klein, in jedem Fall kleiner als 90° - dies zeigt, dass der Festkörper gut durch die Flüssigkeit benetzt wird. (Abb. 20) [47, 48, 49, 50].

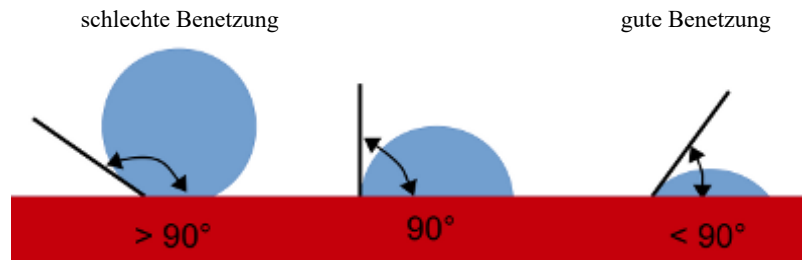


Abb. 20: verschiedene Kontaktwinkel und ihre Bedeutung für Benetzung von Oberflächen [49]

Weitere Parameter, die den Kontaktwinkel beeinflussen, sind unter anderem die Beschaffenheit der Oberfläche des Festkörpers, so wie Umgebungstemperatur und -feuchtigkeit. Ist die Oberfläche eines Festkörpers feinstrukturiert anstatt glatt, so werden die bereits vorhandenen Eigenschaften der Oberfläche verstärkt: bei rauen, hydrophoben Festkörpern wird die Kohäsion im Vergleich zu einer glatten Oberfläche verstärkt, was bedeutet, dass der Kontaktwinkel größer ausfällt [51, 52]. Bei rauen, hydrophilen Oberflächen verhält es sich genau umgekehrt: sie werden noch hydrophiler, einhergehend mit einem kleineren Kontaktwinkel [53]. Ähnlich verhält es sich mit der Umgebungstemperatur: steigt sie an, steigt auch die Oberflächenspannung an, ein größerer Kontaktwinkel kann aufrechterhalten werden. Ab einer kritischen Temperatur gilt dies nicht mehr, da Prozesse wie Hydrolyse, Pyrolyse oder Oxidation die Struktur der Flüssigkeit stören. Wenn für längere Zeit eine enorm hohe Umgebungsfeuchtigkeit einwirkt, steigen die Benetzungseigenschaften, der Kontaktwinkel fällt kleiner aus [54].

Um ein Flowable zum Aufbau von Höckerabhängen nutzen zu können, muss es also gelingen, einen konvexen Tropfen wie bei der Aufwachstechnik nach PAYNE und LUNDEEN zu erzeugen, der gleichzeitig die Kavitätenwände gut benetzen muss. Dabei gilt es zu beachten, dass Flowables keine reinen Flüssigkeiten darstellen und somit „träger“ reagieren. Das richtige Timing bei der Lichthärtung spielt eine große Rolle: die Lichthärtung sollte so erfolgen, dass die Höckerabhänge je einen Kontaktwinkel von circa $50 - 70^\circ$ zum Kavitätenboden bzw. zum tiefsten Punkt der entstehenden Fissur bilden. So entstehen Fissurenwinkel von circa $100 - 140^\circ$, was dem Aufbau von natürlichen Zähnen entspricht [55]. Bei zu großen Kontaktwinkeln der Höckerabhänge besteht die Gefahr, dass Fehlstellen durch den „überhängenden Tropfen“ verbleiben, die im Nachhinein nur

schwer oder gar nicht mit Komposit aufzufüllen sind. Zu große Kontaktwinkel können entstehen, wenn bei gleichbleibender flüssiger Phase (Flowable) der Festkörper (Zahn) eine sehr geringe Oberflächenenergie aufweist. Bei zu kleinen Kontaktwinkeln der Höckerabhänge lassen sich dagegen keine schönen konvexen Höckerabhänge gestalten, da die Konvexität bzw. Krümmung zu schwach wird. Dies tritt auf, wenn der Festkörper (Zahn) bei gleichbleibender flüssiger Phase (Flowable) über eine sehr große Oberflächenenergie verfügt.

5. Zielsetzung

Ziel der vorliegenden Studie war es, zu prüfen, ob ästhetisch ansprechende und funktionelle Füllungen mit Flowable-Kompositen (Clearfil Majesty ES Flow - Kuraray Noritake, Tokio, Japan) nach einer modifizierten Technik nach PAYNE und LUNDEEN [56] gelingen können. Dazu sollten Kontaktwinkel gemessen werden, die sich nach dem Auftragen von Flowable auf Dentin aufgrund der Grenzflächenenergie zwischen dem fließfähigen Komposit und dem Dentin bilden. Auswirkungen bei Veränderung verschiedener Parameter sollten untersucht werden, inwiefern sich der Kontaktwinkel nach einer 2-minütigen Wartezeit ohne Lichthärtung ändert und wie der Kontaktwinkel zwischen Dentin und Flowable bei stetig zunehmender Flowable-Menge auf senkrecht bzw. waagrecht ausgerichteten Dentinproben (analog einem Kavitätenboden und einer Kavitätenwand) beeinflusst wird. Das Verhalten beim Auftragen von Flowable-Komposit über eine freie Kante (analog einem Füllungsrand, z.B. Black V-Kavität) hinaus sollte ebenfalls untersucht werden. Gleichzeitig wurde die Auswirkung der bei Füllungen nötigen Vorbehandlung des Dentins auf die Kontaktwinkel bestimmt.

In einem weiteren Schritt sollten Versuche an Kunststoffzähnen durchgeführt werden. Zwei verschiedene Füllungstechniken sollten in Bezug auf nötigen Zeitaufwand, Ästhetik und Reproduzierbarkeit beurteilt und verglichen werden: die klassische Schichttechnik mit Kondensables und die modifizierte Aufwachstechnik nach PAYNE und LUNDEEN mit Flowables. Außerdem sollten die bei den Füllungen entstandenen Fissurenwinkel vermessen werden. Zusätzlich zu den zwei genannten Techniken sollte in diesem Versuch eine Mischform der ersten beiden Varianten getestet und ausgewertet werden. Ein letzter Versuch sollte zeigen, ob mit Flowable-Kompositen eine gesamte Zahnkrone wiederaufgebaut werden kann, um auch hierfür Funktionalität und Ästhetik zu beurteilen. Die Anwendbarkeit z.B. als provisorische Übergangslösung nach Fraktur von Zahnhöckern vor prothetischer Versorgung des Zahns mittels Krone und ggf. Stiftaufbau sollte ebenfalls beurteilt werden.

6. Material und Methode

6.1. Kontaktwinkel

Bei dieser Versuchsreihe wurde untersucht, inwiefern sich Kontaktwinkel auf freigelegtem Dentin in Abhängigkeit verschiedener Parameter wie Zeit, Probenmenge und Ausrichtung der Flowable-Probe ändern. 60 extrahierte, gereinigte und in Wasser gelagerte Zähne wurden komplett in Gips eingebettet und zu Quadern (Höhe 1,5 cm) getrimmt. Das Dentin wurde dabei so freigelegt, dass das Flowable bei den Versuchen auf eine plane Fläche von circa 35 - 40 mm² aufgebracht werden konnte (Abb. 21).

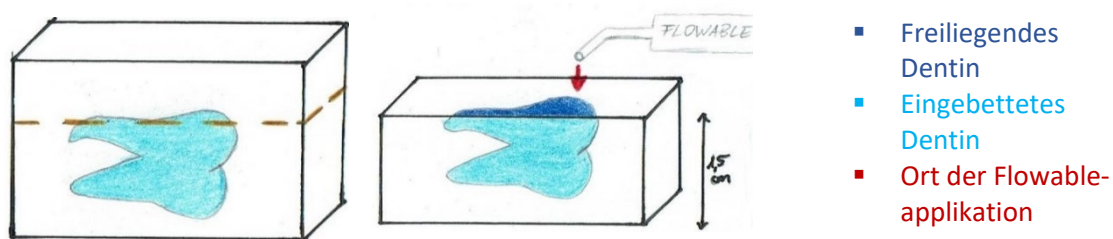


Abb. 21: Vorbereitung der Dentinquader

Auf die Flowable-Spritze wurde eine Skalierung mittels Millimeterpapier aufgebracht, dann die Spritze in Gips so eingebettet, dass die Spitze der Kanüle mit 0,1 mm Abstand auf die Dentinfläche der getrimmten Zahnquader traf (Abb. 22). Jede Probe umfasste 27 mg Flowable-Komposit (Clearfil Majesty ES Flow) entsprechend einem Volumen von 15 µl (Abb. 22). Bei allen Versuchen wurden 4 Reihen à 15 Proben mit verschiedener Dentinvorbehandlung durchgeführt:

- a) Ohne (Kontrolle)
- b) SÄT¹⁰: 40%-ige Phosphorsäure (Henry Schein, Melville, USA)
- c) SÄT + Adhäsiv (Syntac - Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein)
- d) SÄT + Adhäsiv + Bonding (Heliobond - Ivoclar Vivadent) mit Lichtpolymerisation für 10 s.



Abb. 22: Versuchsaufbau für reproduzierbare Abgabe von Flowable

¹⁰ SÄT = Säure-Ätz-Technik (mit 40% Phosphorsäure, für 15 s)

Die Proben wurden fotografisch mittels Spiegelreflexkamera (Nikon D 600, 24,3 Megapixel Auflösung) und Stativ erfasst (bei den Versuchen 2-4 mittels Reihenaufnahmen) und anschließend mit einem Bildbearbeitungsprogramm Inkscape™ 0.92.2 [GPLv2] vermessen. Die auf den Fotos gemessenen Kontaktwinkel wurden mittels der Tangenten-Methode bestimmt. Die gemessenen Probendurchmesser wurden über eine mm-Skala geeicht, sodass mit den absoluten Längswerten gearbeitet werden konnte.

6.1.1. Kontaktwinkel und Zeit

Die zeitliche Änderung des Kontaktwinkels α aller Flowable-Proben wurde erfasst. Die Dentinfläche wurde nach der entsprechenden Vorbehandlung (a - d, je n =15) mit einer 27 mg Flowable-Probe beschickt, gemessen wurde der Kontaktwinkel sofort und nach 2 Minuten. Außer α wurde auch der Kontaktwinkel β auf der anderen Seite gemessen und in die Ermittlung der durchschnittlichen Kontaktwinkelwerte einbezogen (Abb. 23, Abb. 24).

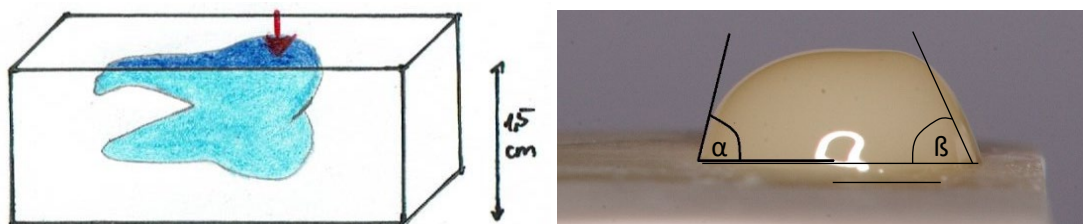


Abb. 23: Schemazeichnung der Dentinprobe und Messung des Kontaktwinkels

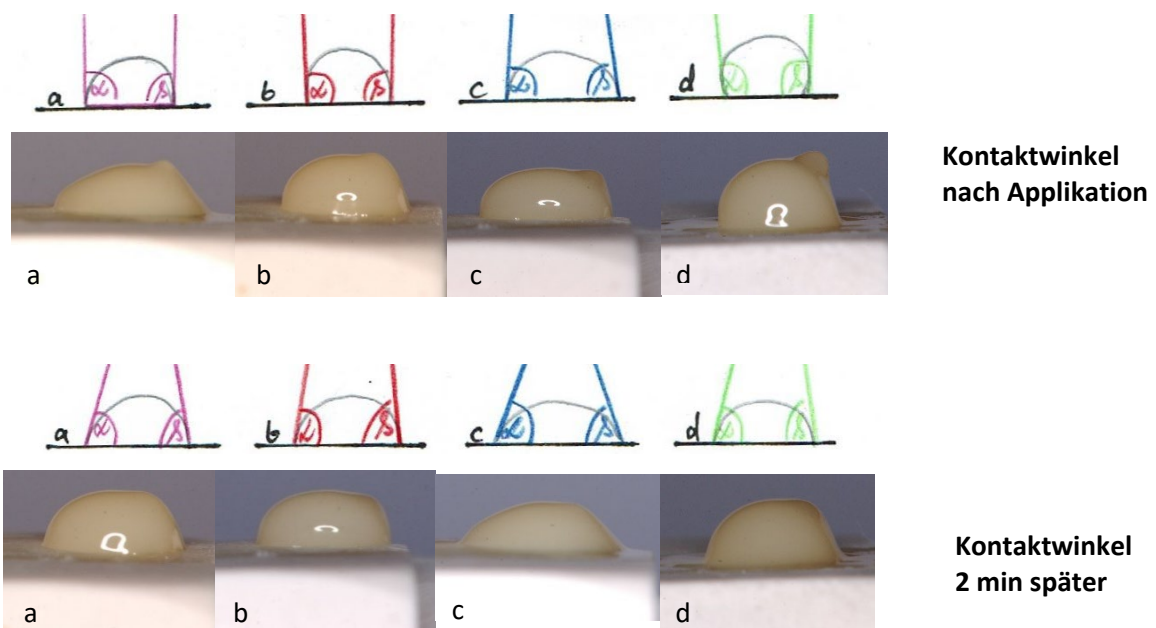


Abb. 24: Kontaktwinkel nach Applikation der Flowable-Probe (oben) und nach 2 Minuten (unten) für die verschiedenen Vorbehandlungen a-d

6.1.2. Kontaktwinkel und Probenmenge (horizontal)

Veränderungen des Kontaktwinkels wurden untersucht, die sich bei Änderungen des Volumens und somit der Kompositmenge auf einer horizontal freiliegenden Dentinstelle analog eines Kavitätenbodens ergeben. Beim Auftragen der 27 mg Flowable-Probe auf die entsprechend vorbehandelten, horizontal freigetrimmten Dentinquader (a - d, je n =15) wurde der jeweilige Probendurchmesser mittels Reihen fotografie (6 Aufnahmen im Abstand von 0,5 s) festgehalten. Das Applizieren der Flowablemenge von 0 auf 27 mg dauerte 3 Sekunden. 6 Fotografien wurden erstellt, anhand derer Änderungen von Kontaktwinkel und Durchmesser vermessen wurden (Abb. 25).

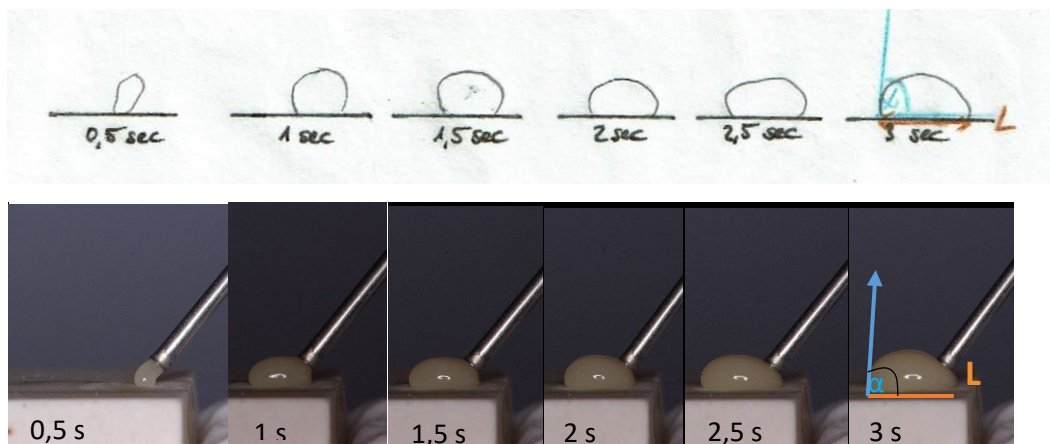


Abb. 25: Versuchsablauf: Kontaktwinkel auf horizontalen Untergrund bei steigendem Durchmesser

6.1.3. Kontaktwinkel und Probenmenge (vertikal)

Für den nächsten Versuch wurden die Proben um 90° gedreht, sodass die freigetrimmte Dentinfläche vertikal lag (analog einer Kavitätenwand). Alle gedrehten Dentinquader wurden auf eine Höhe von 2 cm gebracht und so angeordnet, dass die Flowable-Spritze im Abstand von 0,1 mm auf den oberen Teil des freigelegten Dentins traf (Abb. 26).

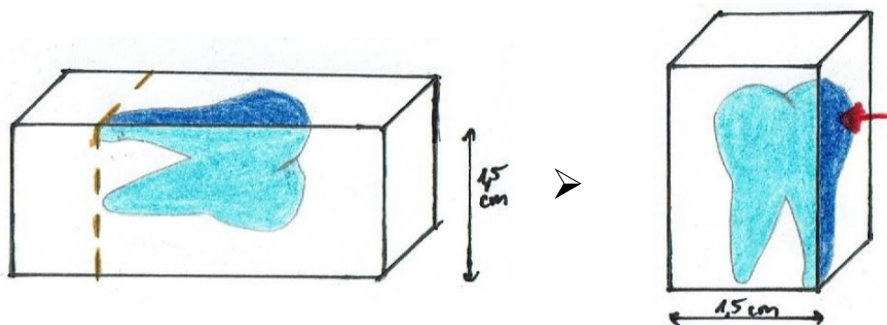


Abb. 26: Schemazeichnung der Dentinprobe

Auch hier wurden die Änderungen des Kontaktwinkels, sowie die Mengen- und Volumenänderungen (0 - 27 mg) der Flowable-Proben während des Applizierens über einen Zeitraum von 3 Sekunden fotografisch dokumentiert (6 Aufnahmen im Abstand von 0,5 s). Die 27 mg Flowable-Portionen wurden auf die entsprechend vorbehandelten Dentinflächen (a - d, je n = 5) aufgetragen und Änderungen von Kontaktwinkel und Durchmesser untersucht (Abb. 27).

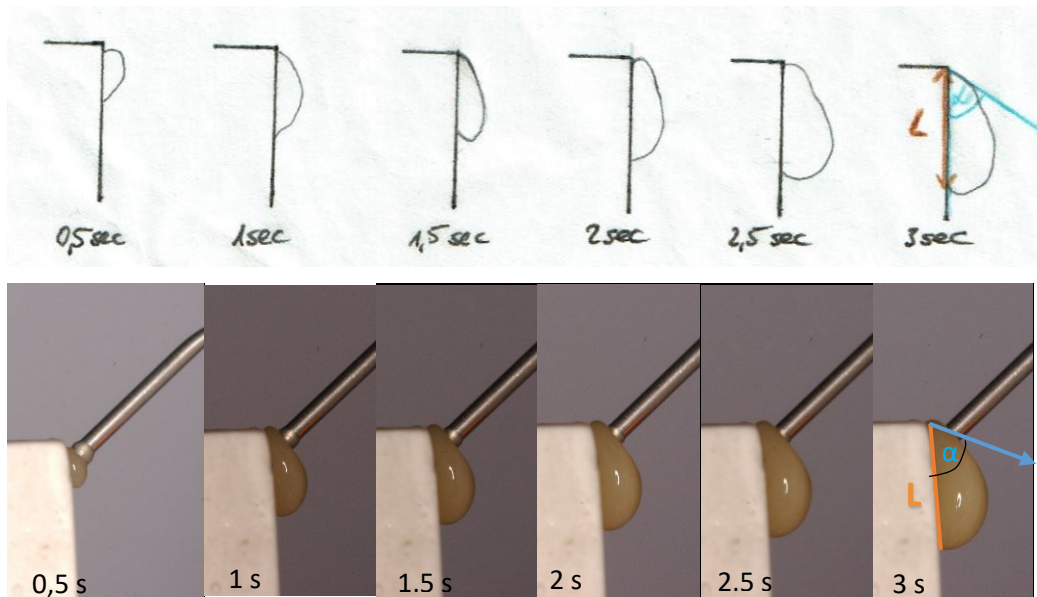


Abb. 27: Versuchsablauf: Kontaktwinkel auf vertikalen Untergrund bei steigendem Durchmesser

6.1.4. Kontaktwinkel und Probenmenge (freie Kante)

Es wurde bestimmt, ab wann die Schwerkraft stärker als die Oberflächenspannung einer über eine Kante hinaus in der Luft frei schwebenden Flowable-Probe ist und somit der gebildete Kontaktwinkel abknickt. Für diesen Versuch wurden die Dentinquader so bearbeitet, dass das Dentin horizontal plan bis zu einer Kante freigelegt wurde und die Quader am Ende wieder eine Höhe von 1,5 cm aufwiesen. Die im Gips platzierte Flowable-Spritze traf so wieder mit 0,1 mm Abstand auf die Dentinfläche der Zahnquader (Abb. 28).

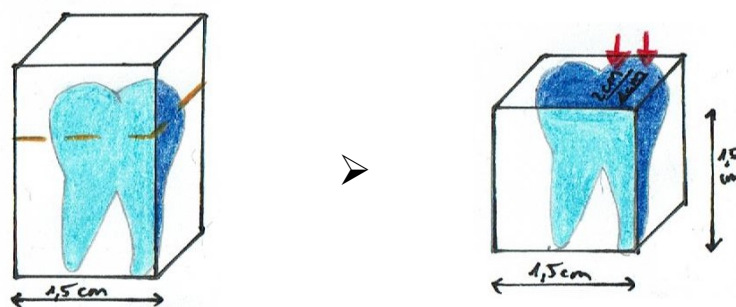


Abb. 28: Schemazeichnung der Dentinprobe

Nach den entsprechenden Vorbehandlungen wurden die 27 mg Flowable-Proben (a - d, je n = 5) 1 mm vor einer 90°-Kante aufgebracht und fotografisch festgehalten (6 Aufnahmen im Abstand von 0,5 s). Durchmesser und Kontaktwinkel wurden bestimmt, ab denen die Schwerkraft an der Kante überwog und die Flowable-Probe abknickte (analog eines Füllungsrandes, z.B. Black V-Kavität) (Abb. 29). Erweitert wurde dieser Versuch um eine weitere Reihe (a - d, je n = 5) mit einem Abstand von 2 mm zur freien Kante, bei denen ebenfalls Durchmesser und Kontaktwinkel ermittelt wurden, ab denen die Flowable-Probe abknickte.

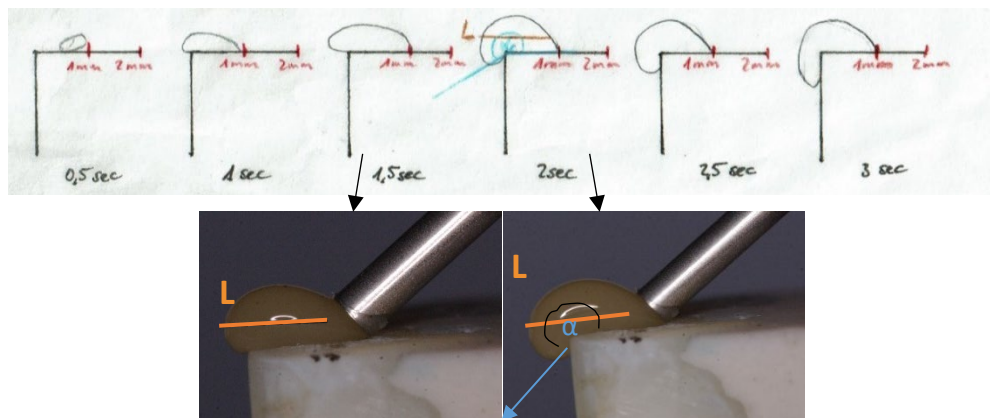


Abb. 29: Abknicken der Flowable-Probe an einer freien Kante (Abstand von Kante 1 mm)

6.2. Flowable-Füllungen

Für die Erstellung einer Flowable-Füllung nach dem Prinzip der Aufwachstechnik nach PAYNE und LUNDEEN wurde der Ablauf an Kunststoffzähnen mit zuvor präparierten Black I- (o¹¹) (n = 42) und Black II-Kavitäten (mod)¹² (n = 23) erprobt und dokumentiert (Abb. 30).

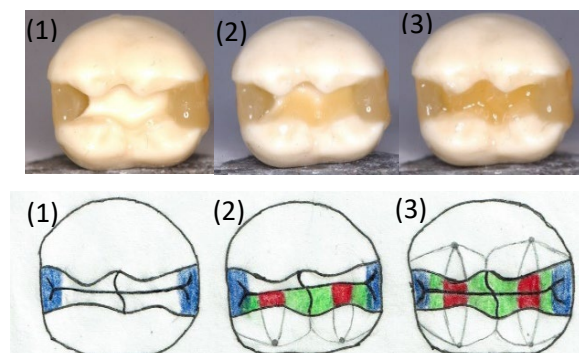


Abb. 30: Ablauf einer mod-Füllung an einem Unterkiefer-Molaren: (1) Auffüllen des mesialen und distalen Kastens, (2) Anlegen der zentralen Höckerabhänge, (3) Anlegen der Randleisten und Vervollständigen der Zwischenräume

¹¹ o = okklusal (einflächige Kavität)

¹² mod = mesial okklusal distal (dreiflächige Kavität)

Nach dem Anlegen einer Matrize und dem Applizieren und Aushärten des Bonding-Materials wurden in einem ersten Schritt der mesiale und distale Kasten gefüllt (1). Als Zweites erfolgte die Erstellung der oralen und vestibulären zentralen Höckerabhänge. Um am Ende v-förmige Fissuren zu erhalten, wurden die einzelnen „Flowable-Portionen“ möglichst tropfenförmig von der Tiefe der Kavität bis zur Höckerspitze aufgetragen, so dass sich naturgetreue Höckerabhänge erzeugen lassen. Begonnen wurde mit den Tropfen auf der oralen bzw. vestibulären Kavitätenseite (2), daraufhin wurde der nächste Tropfen Flowable zur anderen Kavitätenseite aufgetragen, sodass in der Mitte die Zentralfissur entstanden ist. Je nach Tiefe der Kavität mussten auf beiden Seiten mehrere Tropfen übereinander geschichtet werden, bis die zentralen Höckerabhänge die Okklusion erreichen. Im nächsten Schritt erfolgte das Anlegen der mesialen und distalen Randleiste. Auf Höhe der Randleiste des Nachbarzahns wurde mit einer „Portion“ Flowable die Randleiste wieder hergestellt. Vor dem Lichthärten wurde das an der Matrize haftende Flowable z.B. mittels eines Heidemann-Spatels oder einer Sonde noch leicht von der Matrize weggezogen und so die Randleiste konvex abgerundet. Als Letztes wurden die frei gebliebenen Zwischenräume vervollständigt (3). Dies gelang unter Zuhilfenahme einer dünnen Sonde (zahnärztliche Sonde/ PA-Sonde) nach Einbringen einer geringen Menge Flowable-Komposit in den verbleibenden Hohlräumen. Dabei wurde jede einzeln aufgetragene Flowable-Schicht 40 Sekunden mit der Lichtlampe gehärtet. Diese Füllungsmethode wurde in Bezug auf Anwendungsparameter wie Dauer, Reproduzierbarkeit und Aussehen mit der konventionellen Schichttechnik mit Kondensable-Kompositen verglichen.

6.3. Fissurenwinkel

Bei 3 verschiedenen Füllungsvarianten wurden die Fissurenwinkel gemessen, die sich durch das Aufeinandertreffen der zentralen Abhänge der oralen und vestibulären Höcker ergaben. In Kunststoffzähnen (n = 42) wurden okklusale Kavitäten angelegt, die anschließend mit 3 unterschiedlichen Methoden mit Kondensable-Komposit (Clearfil Majesty Posterior - Kuraray Noritake) und Flowable-Komposit (Clearfil Majesty ES Flow) gefüllt wurden:

- a) Mischform: als Basis wurde eine plane Fläche auf Höhe der Zentralfissur mit Kondensable geschaffen, darüber wurden Höckerabhänge und Fissurenrelief mit Flowable gestaltet.
- b) Reine Flowableform: die komplette Kavität wurde mit Flowable gemäß der Aufwachstechnik nach PAYNE und LUNDEEN in mehreren Schritten gefüllt und ausgestaltet.
- c) Reine Kondensableform: Die komplette Kavität wurde klassisch in Inkrementtechnik mit Kondensable geschichtet und ausgestaltet.

Die Zahnproben wurden im Anschluss in oro-vestibulärerer Richtung von distal aus getrimmt, so dass der Winkel in der entstandenen Hauptfissur gemessen werden konnte (Abb. 31); zur besseren Darstellung der resultierenden Füllungskante wurde diese vor der Fotodokumentation schwarz markiert (Abb. 32). Für jede Methode wurden 14 Zähne gefüllt, dann je Zahn 3 Trimmstellen erzeugt und die 3 entstandenen Hauptfissuren-Winkel mittels InkscapeTM ausgewertet.

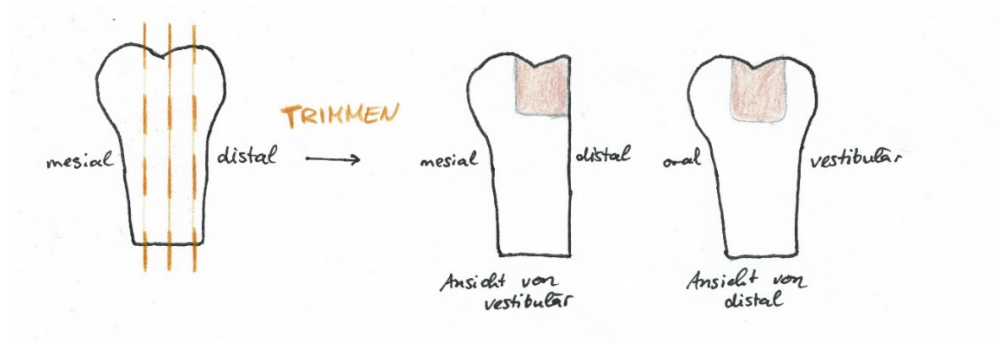


Abb. 31: Herstellung der Zahnproben

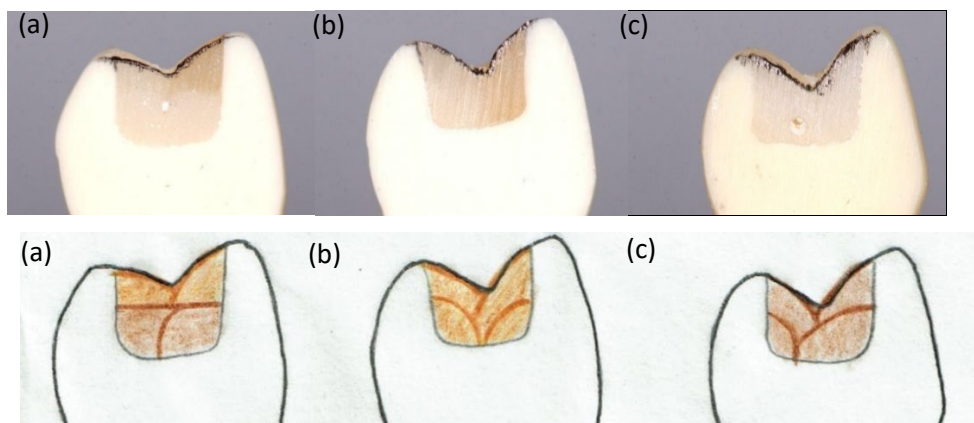


Abb. 32: Fissurenwinkel an gefüllten okklusalen Kavitäten mit (a) Flowable und Kondensable, (b) Flowable, (c) Kondensable

6.4. Modellation einer klinischen Krone mit Flowable-Komposit

Analog der oben beschriebenen Füllungstechnik wurde untersucht, ob es gelingen kann, eine vollständige Krone mit Flowable-Komposit (ebenfalls angelehnt an die Aufwachstechnik nach PAYNE und LUNDEEN) zu rekonstruieren. Nach dem Abtrennen der klinischen Krone von Kunststoffzähnen ($n = 8$) 2 mm über der Schmelz-Zement-Grenze wurde folgendermaßen vorgegangen: (1) Aufbau der Höckerkegel an den Stellen der späteren Höckerspitzen, (2) Modellation der peripheren Höckerabhänge, (3) Modellation der seitlichen Höckerabhänge, (4) Modellation der zentralen Höckerabhänge, (5) Modellation der Randleisten und Vervollständigung der Zwischenräume. Die Umsetzung wurde sowohl an losen Kunststoffzähnen, als auch für den

Unterkiefer (horizontale Lagerung) und für den Oberkiefer (vertikale Lagerung) getestet (Abb. 33). Anhand der unterschiedlichen Patientenerlagerung sollten Einflüsse der Schwerkraft untersucht werden und Rückschlüsse auf die Anwendbarkeit im klinischen Alltag gezogen werden.

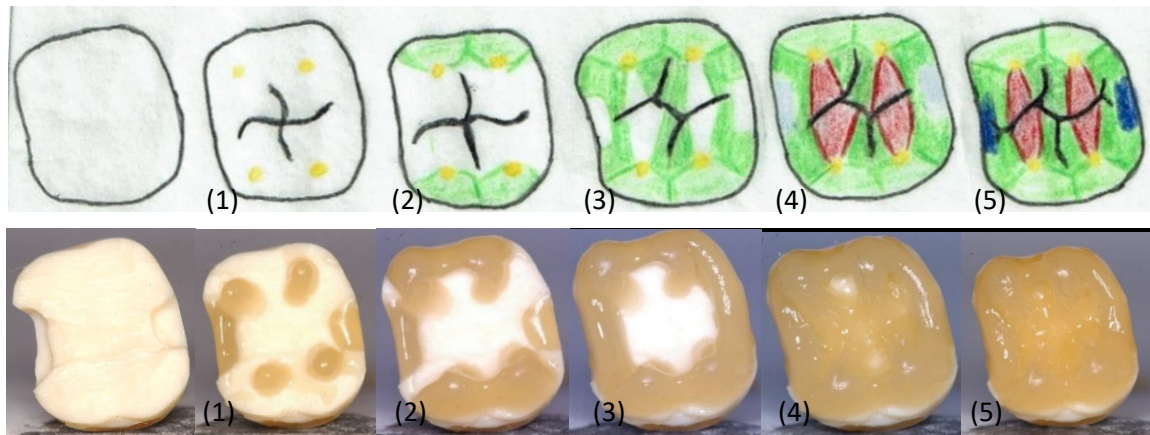


Abb. 33: Rekonstruktion der klinischen Krone eines Oberkiefer-Molaren: (1) Höckerspitzen, (2) periphere Höckerabhänge, (3) laterale Höckerabhänge, (4) zentrale Höckerabhänge, (5) Randleisten und Vervollständigung der Zwischenräume

6.5. Statistische Methoden

Der deskriptive Anteil der Statistik wurde mit MS Excel (Microsoft, Redmond, USA) erstellt. Die vergleichende Statistik erfolgte über den Student's t-Test. Als statistisches Signifikanzniveau ist $p \leq 0,05$ festgelegt und in den Grafiken mit „*“ markiert.

7. Ergebnisse

7.1. Kontaktwinkel

7.1.1 Kontaktwinkel und Zeit

Es wurden die Kontaktwinkeländerungen des Flowables auf einer planen Dentinfläche nach einer Wartezeit von 2 Minuten ohne Lichthärten beurteilt: die Kontaktwinkel direkt nach dem Auftragen der Flowable-Probe lagen unabhängig von der erfolgten Vorbehandlung größtenteils bei 90 - 95°. Nach 2 Minuten war der Kontaktwinkel um circa 10 - 25° kleiner (Abb. 34).

Bei den Proben ohne Vorbehandlung (a) verkleinerte sich der Kontaktwinkel α innerhalb der 2 Minuten um circa 15° von $90,6 \pm 4,3^\circ$ auf $75,8 \pm 3,6^\circ$, bei den Proben mit Vorbehandlung mit SÄT (b) betrug die Änderung des Kontaktwinkels circa 10° von $91,9 \pm 3,7^\circ$ auf $81,1 \pm 4,9^\circ$. Bei den mit SÄT und Adhäsiv vorbehandelten Dentinquadern (c) war eine Abnahme des Kontaktwinkels um circa 20° zu verzeichnen, nämlich von $86,3 \pm 3,6^\circ$ auf $65,9 \pm 3,2^\circ$. Bei den mit SÄT, Adhäsiv und Bonding vorbehandelten Proben (d) fiel der Winkel von durchschnittlich $94,0 \pm 3,1^\circ$ um rund 24° ab auf $70,3 \pm 2,5^\circ$.

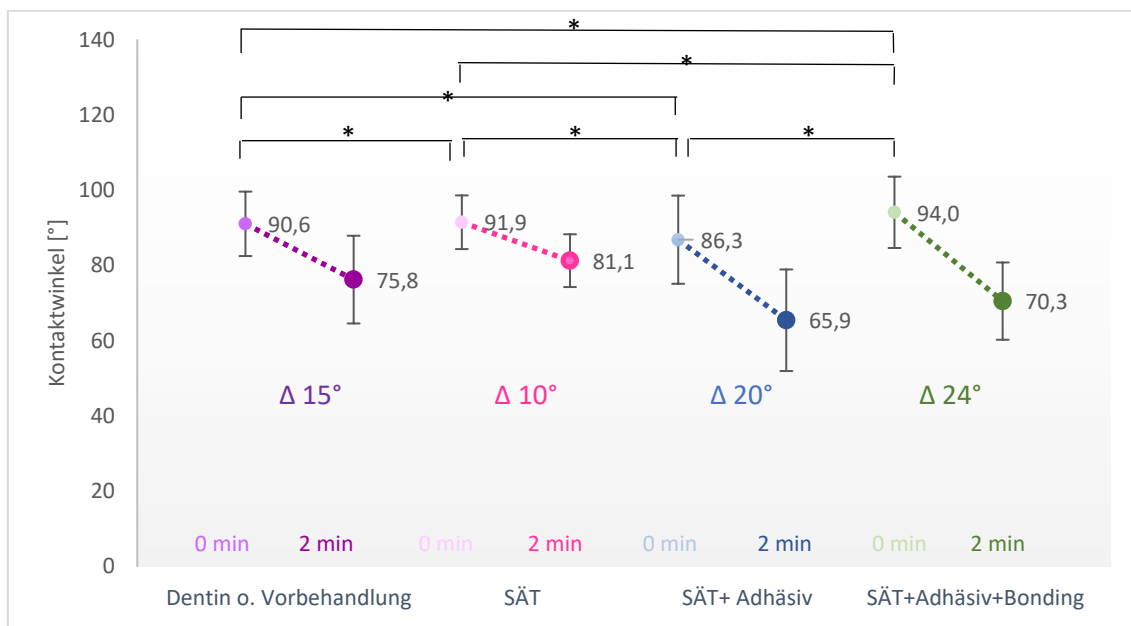


Abb. 34: gemessene Kontaktwinkel (Mittelwerte mit Standardabweichung) im Überblick

7.1.2. Kontaktwinkel und Probenmenge (horizontal)

Die Auswirkungen auf den Kontaktwinkel α bei Veränderung der Flowablemenge und somit des Probendurchmessers d auf einem horizontalen Untergrund ergaben mit zunehmenden Volumen eine

Abnahme der Kontaktwinkel. Die Durchmesser-Kontaktwinkel-Kurven zeigten alle eine nicht-linear fallende Funktion (Abb. 35, Tab. 2, S. 31).

Bei den Proben ohne Vorbehandlung (a) und mit SÄT-Vorbehandlung (b) nahm der Durchmesser d um circa 1,5 mm zu, während sich der Kontaktwinkel α um 1 - 2° verkleinerte: Bei steigendem Durchmesser von $2,7 \pm 0,4$ mm auf $4,2 \pm 0,3$ mm änderte sich der Kontaktwinkel bei den Proben ohne Vorbehandlung (a) um gut 2°: er fiel von $94,6 \pm 3,5^\circ$ auf $92,7 \pm 3,8^\circ$. Bei den Proben mit Vorbehandlung mit SÄT (b) zeigte sich ein ähnliches Bild: eine Änderung des Durchmessers von $2,7 \pm 0,4$ mm auf $4,2 \pm 0,4$ mm hatte eine Kontaktwinkeländerung von knapp 1° zu Folge: der Kontaktwinkel nahm von $95,0 \pm 3,1^\circ$ auf $94,1 \pm 3,3^\circ$ ab. Die Kontaktwinkeländerungen waren ausgeprägter bei den Proben mit Vorbehandlung mit SÄT und Adhäsiv (c) bzw. mit SÄT, Adhäsiv und Bonding (d). In beiden Fällen betrug die durchschnittliche Zunahme des Durchmessers circa 1,3 mm: in beiden Fällen stieg der Durchmesser von $3,1 \pm 0,3$ mm auf $4,4 \pm 0,4$ mm. Bei den Proben c ging dies mit einer Kontaktwinkelverkleinerung von $87,8 \pm 3,4^\circ$ auf $76,9 \pm 4,5^\circ$ einher, also sank er um knapp 11°. Bei den Proben d fiel der Kontaktwinkel von $91,8 \pm 3,4^\circ$ auf $80,1 \pm 3,0^\circ$, er verkleinerte sich um rund 11,5°. Nach Beendigung der Probenapplikation waren die Durchmesser der Proben auf 4,2 - 4,4 mm gestiegen, die Proben waren 1,6 - 1,7 mm hoch.

Die Kontaktwinkel α nahmen während der Probenapplikation unterschiedlich stark ab. Im Durchschnitt sanken die Kontaktwinkel bei den Proben (a) um $0,6^\circ/s$, bei den Proben (b) um $0,3^\circ/s$, bei den Proben (c) um $3,6^\circ/s$ und bei den Proben (d) um $3,9^\circ/s$. Ab einem Durchmesser von 4,3 mm sank der Kontaktwinkel bei den Proben c deutlicher: er fiel innerhalb von 0,5 s um $2,7^\circ$ ab, gleichbedeutend mit einer Änderung um $5,4^\circ/s$. Bei den Proben d wurde der Kontaktwinkel ab einem Durchmesser von 4,2 mm deutlich kleiner: er sank innerhalb von 0,5 s um $5,8^\circ$ ab, entsprechend einer Änderung um $11,6^\circ/s$.

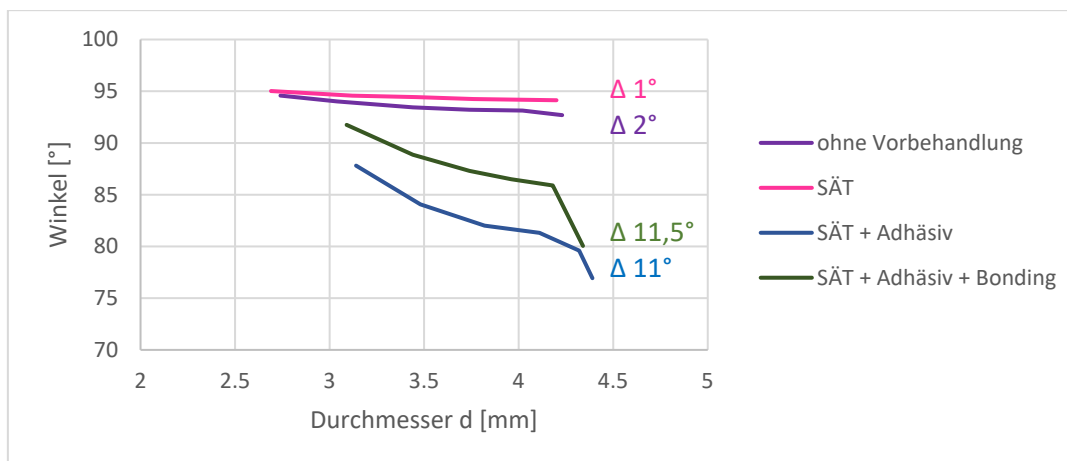


Abb. 35: Kontaktwinkeländerungen (horizontal) bei steigendem Durchmesser

Zeit [s]	Ohne Vorbehandlung		SÄT		SÄT+Adhäsiv		SÄT+Adhäsiv+Bonding	
	α [°]	L [mm]	α [°]	L [mm]	α [°]	L [mm]	α [°]	L [mm]
0,5	94,6 ± 3,5	2,7 ± 0,4	95,0 ± 3,1	2,7 ± 0,4	87,8 ± 3,4	3,1 ± 0,3	91,8 ± 3,4	3,1 ± 0,3
1	94,0 ± 3,6	3,0 ± 0,4	94,6 ± 3,3	3,1 ± 0,4	84,1 ± 4,2	3,5 ± 0,4	88,9 ± 3,2	3,4 ± 0,3
1,5	93,5 ± 3,8	3,4 ± 0,4	94,4 ± 3,2	3,5 ± 0,5	82,0 ± 4,1	3,8 ± 0,4	87,3 ± 3,4	3,7 ± 0,3
2	93,2 ± 3,8	3,7 ± 0,3	94,3 ± 3,3	3,8 ± 0,4	81,3 ± 4,0	4,1 ± 0,3	86,5 ± 3,0	4,0 ± 0,3
2,5	93,1 ± 3,8	4,0 ± 0,3	94,2 ± 3,3	4,0 ± 0,4	79,6 ± 3,7	4,3 ± 0,3	85,9 ± 3,0	4,2 ± 0,3
3	92,7 ± 3,8	4,2 ± 0,3	94,1 ± 3,3	4,2 ± 0,4	76,9 ± 4,5	4,4 ± 0,3	80,1 ± 3,0	4,3 ± 0,4

Tab. 2: Mittelwerte der gemessenen Kontaktwinkel α und Durchmesser d über die Zeit (je n = 15)

7.1.3 Kontaktwinkel und Probenmenge (vertikal)

Bei der vertikalen Testreihe wurde bei den Proben ohne Vorbehandlung (a) bei durchschnittlich steigendem Durchmesser um 1,0 mm von $2,3 \pm 0,1$ mm auf $3,3 \pm 0,3$ mm der Kontaktwinkel um circa $10,5^\circ$ kleiner. Er sank von $85,0 \pm 3,8^\circ$ auf $74,4 \pm 1,4^\circ$. Bei den mit SÄT vorbehandelten Proben (b) zog eine Durchmesserzunahme um 1,0 mm von $2,3 \pm 0,6$ mm auf $3,3 \pm 0,6$ mm eine Kontaktwinkelabnahme um etwa $7,5^\circ$ nach sich. Der Kontaktwinkel fiel von $86,9 \pm 1,9^\circ$ auf $79,4 \pm 5,4^\circ$. Bei den mit SÄT und Adhäsiv vorbehandelten Proben (c) führte die Vergrößerung des Durchmessers um 1,3 mm von $2,9 \pm 0,2$ mm auf $4,2 \pm 0,2$ mm zu einer Verringerung des Kontaktwinkels um etwa 16° . Der Kontaktwinkel reduzierte sich dabei von $80,4 \pm 1,3^\circ$ auf $64,4 \pm 1,9^\circ$. Bei den mit SÄT, Adhäsiv und Bonding vorbehandelten Proben (d) ergab eine Durchmesseränderung um 1,3 mm von $2,6 \pm 0,3$ mm auf $3,9 \pm 0,2$ mm eine Änderung des Kontaktwinkels um circa $21,5^\circ$. Der Kontaktwinkel nahm von $81,5 \pm 3,7^\circ$ auf $60,1 \pm 3,2^\circ$ ab (Abb. 36, S. 32, Tab. 3, S. 32). Am Ende der Probenapplikation betrug der Probendurchmesser 3,3 - 4,2 mm und die Breiten 1,7 - 2,1 mm.

Während der Probenapplikation mit zunehmenden vertikalen Durchmesser war die Kontaktwinkelabnahme nicht gleichmäßig, die gemittelten Durchmesser-Kontaktwinkel-Kurven ergaben eine nicht-linear fallende Funktion. Die Kontaktwinkel nahmen im Mittel um (a) $3,5^\circ/s$, (b) $2,5^\circ/s$, (c) $5,3^\circ/s$ und (d) $7,1^\circ/s$ ab. Ab einem Durchmesser von 3,5 mm sank der Kontaktwinkel bei den Proben c deutlicher: er fiel innerhalb von 0,5 s um circa 5° ab, gleichbedeutend mit einer Änderung um $10^\circ/s$. Bei den Proben d wurde der Kontaktwinkel ab einem Durchmesser von 3,8 mm deutlich kleiner: er sank innerhalb von 0,5 s um 9° ab, entsprechend einer Änderung um $18^\circ/s$.

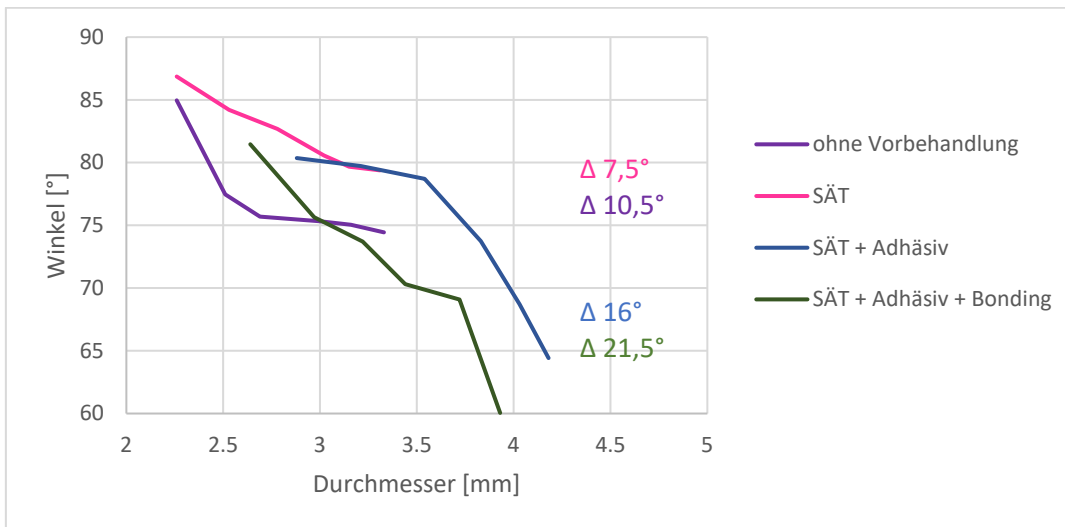


Abb. 36: Kontaktwinkeländerungen (vertikal) bei steigendem Durchmesser

Zeit [s]	Ohne Vorbehandlung		SÄT		SÄT+Adhäsiv		SÄT+Adhäsiv+Bonding	
	α [°]	L [mm]	α [°]	L [mm]	α [°]	L [mm]	α [°]	L [mm]
0,5	85,0 ± 3,8	2,3 ± 0,1	86,9 ± 1,9	2,3 ± 0,6	80,4 ± 1,3	2,9 ± 0,2	81,5 ± 3,7	2,6 ± 0,3
1	77,5 ± 1,2	2,5 ± 0,2	84,2 ± 2,2	2,5 ± 0,6	79,7 ± 1,3	3,2 ± 0,2	75,6 ± 4,2	3,0 ± 0,3
1,5	75,7 ± 1,6	2,7 ± 0,2	82,7 ± 1,7	2,8 ± 0,6	78,7 ± 1,0	3,5 ± 0,2	73,7 ± 3,3	3,2 ± 0,3
2	75,3 ± 1,5	3,0 ± 0,3	80,6 ± 5,0	3,0 ± 0,6	73,7 ± 2,7	3,8 ± 0,2	70,3 ± 2,3	3,4 ± 0,3
2,5	75,0 ± 1,5	3,2 ± 0,3	79,7 ± 5,2	3,2 ± 0,6	68,7 ± 2,8	4,0 ± 0,2	69,1 ± 3,1	3,7 ± 0,2
3	74,4 ± 1,4	3,3 ± 0,3	79,4 ± 5,4	3,3 ± 0,6	64,4 ± 1,9	4,2 ± 0,2	60,1 ± 3,2	3,9 ± 0,2

Tab. 3: Mittelwerte der gemessenen Kontaktwinkel α und Durchmesser d über die Zeit (je n = 5)

7.1.4. Kontaktwinkel und Probenmenge (freie Kante)

Bei den Versuchen zu Kontaktwinkeln und deren Abknicken an einer freien Kante reichten die Proben a und b fast so weit über die Kante ins Freie hinaus, wie sie vor der Kante (1 mm) der Dentinoberfläche auflagen: ohne Vorbehandlung (a) knickten die Proben bei einem durchschnittlichen Probendurchmesser von $1,9 \pm 0,2$ mm und einem Kontaktwinkel von $199,4 \pm 5,5^\circ$ ab, die mit SÄT vorbehandelten Proben (b) bei einem durchschnittlichen Durchmesser von $1,9 \pm 0,1$ mm und einem Kontaktwinkel von $210,4 \pm 2,0^\circ$. Bei einem Durchmesser von durchschnittlich $1,7 \pm 0,1$ mm gaben die Proben mit Vorbehandlung mit SÄT und Adhäsiv (c) bei einem Kontaktwinkel von $188,3 \pm 3,4^\circ$ der Schwerkraft nach. Bei den Proben mit Vorbehandlung mit SÄT, Adhäsiv und Bonding (d) lagen die Werte bei einem durchschnittlichen Durchmesser von $1,7 \pm 0,1$ mm und einem Kontaktwinkel von $191,2 \pm 0,3^\circ$. Abb. 37 zeigt in einer Grafik nochmals die Winkel und Durchmesser und den Punkt des Abknickens (S.33, s. Pfeile).

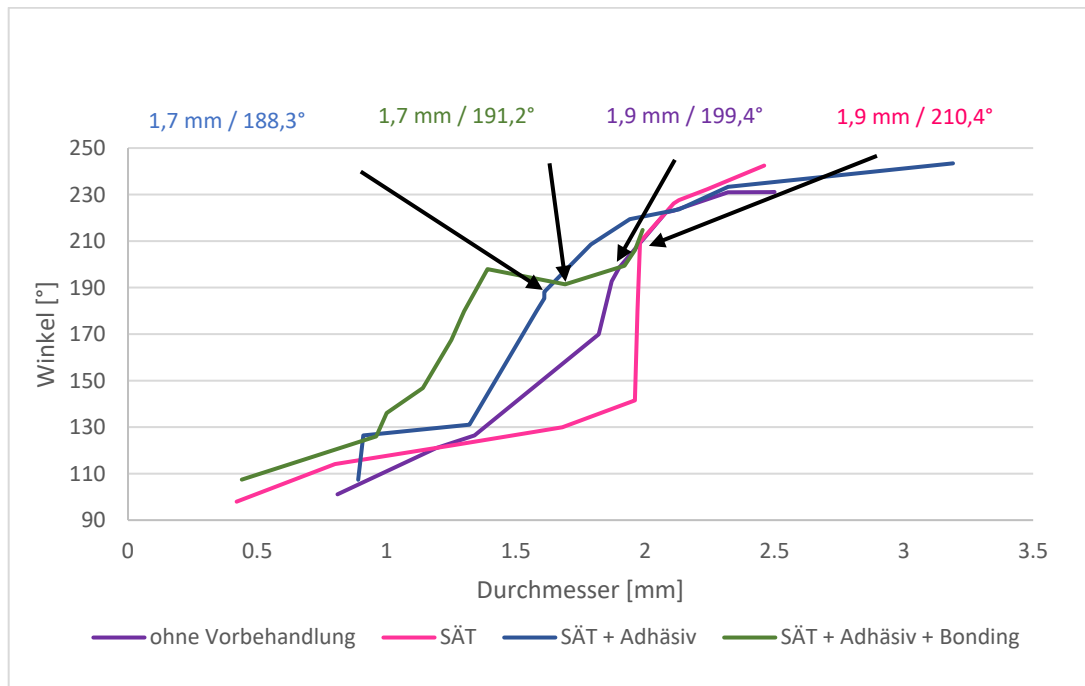


Abb. 37: Kontaktwinkeländerungen bei steigendem Durchmesser während des Auftragens einer Flowable-Probe auf das Dentin mit 1mm Abstand zu einer freien Kante (Pfeile markieren Punkt des Abknickens)

Das Abknicken der Flowable-Proben wurde auch mit 2 mm Abstand von der freien Kante untersucht. Bei Verdopplung des Abstands zur freien Kante lagen die Kontaktwinkel beim Abknicken der Probe rund 5 - 15° niedriger. Die absoluten Durchmesser, bei denen die Flowable-Probe der Schwerkraft nachgab, wurden durch den steigenden Abstand von der Kante größer. Die relative Größe der Durchmesser, die die Flowable-Probe überstand, bevor sie abknickte, nahm mit steigendem Abstand zur freien Kante ab (Tab. 4).

Abstand zur Kante	Ohne Vorbehandlung		SÄT		SÄT+Adhäsiv		SÄT+Adhäsiv +Bonding	
	α [°]	L [mm]	α [°]	L [mm]	α [°]	L [mm]	α [°]	L [mm]
1 mm	199,4 ± 5,5	1,9 ± 0,2	210,4 ± 2,0	1,9 ± 0,1	188,3 ± 3,4	1,7 ± 0,1	191,2 ± 0,3	1,7 ± 0,1
2 mm	187,5 ± 2,9	2,7 ± 0,1	206,6 ± 5,3	2,9 ± 0,3	176,9 ± 4,3	2,6 ± 0,2	182,9 ± 2,3	2,4 ± 0,1

Tab. 4: Kontaktwinkel α und Durchmesser d beim Abknicken der Flowable-Proben an einer Kante im Abstand von 1 und 2 mm (n=12)

7.2. Flowable-Füllungen

Bewertet und verglichen wurden Dauer der Herstellung, Aussehen und Reproduzierbarkeit der Flowable-Füllungen und der konventionellen Füllungen. Bei der Herstellung gab es keine

gravierenden Zeitunterschiede: beide Varianten sind bei okklusalen Kavitäten nach circa 4 - 5 Minuten, bei mod-Kavitäten nach circa 7 - 8 Minuten zur Ausarbeitung und Politur bereit. Dabei wurde jedes Inkrement 40 Sekunden lichtgehärtet, die Zeit zum Anlegen einer Matrize und Verkeilen wurde nicht mit berücksichtigt. Die konventionell geschichteten Kondensable-Füllungen dauerten $4:12 \pm 0:37$ Minuten (o-Kavitäten) bzw. $7:45 \pm 0:44$ Minuten (mod-Kavitäten). Die tropfenförmig geschichteten Flowable-Füllungen lagen bei $4:51 \pm 1:02$ Minuten (o-Kavitäten) bzw. $8:26 \pm 0:35$ Minuten (mod-Kavitäten). Auch beim anschließenden Ausarbeiten der gelegten Füllungen ließen sich keine größeren Unterschiede im Zeitaufwand ausmachen. Die konventionell geschichteten Füllungen waren innerhalb von $1:21 \pm 0:09$ Minuten (o-Kavitäten) bzw. $2:36 \pm 0:17$ Minuten (mod-Kavitäten) ausgearbeitet und poliert, die Flowable-Füllungen innerhalb von $0:57 \pm 0:11$ Minuten (o-Kavitäten) bzw. $2:28 \pm 0:10$ Minuten.

Die Reproduzierbarkeit war bei beiden Techniken ähnlich gut: mit etwas Übung konnten anatomisch korrekte, randdichte und ästhetisch wirkende Füllungen hergestellt werden. Bei der Flowable-Füllung (Abb. 38) konnten die gewünschten konvexen Höckerabhänge und schöne Verläufe der Hauptfissur erzeugt werden, dafür gestaltete sich das Anlegen von Parafissuren schwieriger. Dadurch ergaben sich vereinzelt vollgeschwemmte Bereiche statt klar definierter lateraler Höckerabhänge. Umgekehrt ergaben sich bei den Kondensable-Füllungen (Abb. 39) teils Schwierigkeiten bei der kantenfreien, wirklich konvexen und „hügelfreien“ Gestaltung der Höckerabhänge. Die Fissuren wirkten dadurch weniger natürlich, sondern eher „eingeritzt“.

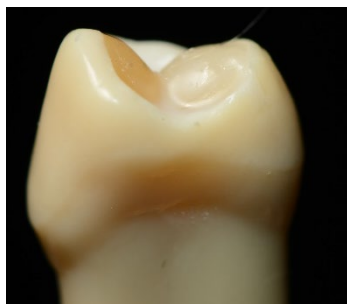


Abb. 38: Flowable-Füllung (Clearfil Majesty ES Flow)

Abb. 39: Kondensable-Füllung (Clearfil Majesty Posterior)

7.3. Fissurenwinkel

Die Fissurenwinkel an den okklusalen Füllungen betragen im Mittel $90 \pm 20^\circ$, für jede Füllungsmethode wurden 14 Zähne mit Füllungen versehen und je an 3 Stellen pro gefüllten Zahn die Hauptfissuren-Winkel mit folgenden Ergebnissen bestimmt: bei der Mischform (a) wurde ein durchschnittlicher Winkel von $110,2 \pm 5,0^\circ$ gemessen, bei der reinen Flowableform (b) waren es $91,2 \pm 4,3^\circ$ und bei der reinen Kondensableform (c) $85,3 \pm 4,0^\circ$.

7.4. Modellation einer Krone mit Flowable-Komposit

Der Aufwachstechnik nach PAYNE und LUNDEEN folgend ließen sich die klinischen Kronen in vitro an frei drehbaren Kunststoffzähnen rekonstruieren. Auch bei horizontaler Positionierung der Kunststoffzähne in Analogie zur Lagerung eines Patienten für das Arbeiten im Unterkiefer gelang ein akzeptables und reproduzierbares Ergebnis. Bei vertikaler bzw. schräger Ausrichtung der Kunststoffzähne, analog zum Arbeiten im Oberkiefer eines Patienten, ließ sich die Zahnform einer klinischen Krone aufgrund der Schwerkraft, die das Flowable-Komposit wegfließen ließ, nicht zufriedenstellend wiederherstellen. Unabhängig von der Positionierung der Kunststoffzähne dauerte die Rekonstruktion einer kompletten klinischen Krone ungefähr 18 - 20 Minuten.

8. Diskussion

8.1. Kontaktwinkel

Hinterfragt werden sollte, ob der Kontaktwinkel Abhängigkeiten von der Vorbehandlung des Zahns, Zeit und Durchmesser und somit Menge der Flowable-Proben zeigt. Auch wenn jede zu füllende Dentinfläche im klinischen Gebrauch immer mit SÄT, Adhäsiv und Bonding vorbehandelt wird, war es wichtig, zu untersuchen, inwieweit es Auswirkungen auf den Kontaktwinkel hat, ob der Untergrund hydrophil wie die reine Dentinfläche oder das geätzte Dentin ist, oder eher hydrophob wie nach der Behandlung mit einem amphiphilen Haftvermittler bzw. dem hydrophoben Bonding. Könnten konvexe Formen nämlich nur auf hydrophilen Untergrund erzeugt werden, wäre die Anwendung in der Praxis schwer möglich, da kein dichter, adhäsiver Verbund zwischen Komposit und Kavität hergestellt werden könnte. Die Oberflächenspannung des Flowables muss beim Legen einer Füllung also im Vergleich zur Oberflächenenergie des vorbehandelten Dentins groß genug sein, damit konvexe Formen für die Gestaltung schöner, natürlich wirkender Höckerabhänge aufrechterhalten werden können. Gleichzeitig darf die Oberflächenspannung des Flowables nicht zu groß sein, um zeitgleich eine gewisse Benetzung des vorbehandelten Dentins zu ermöglichen, was in Bezug auf Randschluss und zur Vermeidung von postoperativen Hypersensitivitäten durch Nanoleakages essentiell ist.

8.1.1. Kontaktwinkel und Zeit

Unabhängig von der Vorbehandlung lagen die Kontaktwinkel auf Dentinflächen bei Applikation einer 27 mg Flowable-Probe bei ungefähr 85 - 95°. Somit kann die Methode also bei adäquater Vorbehandlung des Dentins angewendet werden: die Oberflächenenergie des hydrophob vorbehandelten Dentins ist niedrig genug, dass die kohäsiven Kräfte überwiegen und es nicht direkt zu einer vollständigen Benetzung des Dentins kommt. Folglich zerfließt das Flowable nicht sofort, es kann zumindest für kurze Zeit ein Kontaktwinkel im Bereich von $90 \pm 5^\circ$ aufrechterhalten werden.

Unterschiede zeigten sich jedoch in der Änderung des Kontaktwinkels nach 2 Minuten: wird dem Komposit Zeit gegeben, tritt aufgrund der Schwerkraft mehr und mehr die Benetzung zwischen Flowable und Dentin zutage, der Kontaktwinkel nimmt ab. Dies ist darauf zurückzuführen, dass sich durch die einwirkende Schwerkraft die Spannungsverhältnisse im Flowable-Dentin-System verändern. Während die Kontaktwinkel bei den hydrophil vorbehandelten Dentinflächen (a und b) um 10 - 15° kleiner geworden sind, war die Abnahme bei den hydrophob vorbehandelten Dentinflächen (c und d) mit 20 - 25° fast doppelt so groß. Die benetzende Eigenschaft des Flowables ist also ausgeprägter auf hydrophoben Flächen, was nicht überrascht, da die Oberflächenenergie

durch die hydrophobe Vorbehandlung erhöht und somit ähnlicher der Oberflächenspannung des Flowables wird. In der Praxis kann dies unterschiedlich für die jeweiligen Zwecke genutzt werden. Bei Anwendung der Lining-Technik wird die anfängliche, konvexe Flowableform bewusst durch das Verteilen des Flowables mit einer Sonde oder einem kleinen Bürstchen aufgelöst - dem System wird Energie zugeführt, wodurch die Benetzung beschleunigt wird. Im Rahmen des Aufbaus der Fissuren und konvexen Höckerabhänge bedeutet dies umgekehrt, dass der höhere, anfängliche Spannungsunterschied im Flowable-Dentin-System genutzt werden muss, um die Gestaltung eines konvexen Höckerabhanges zu ermöglichen. Unmittelbar nach einer kurzen Überprüfung der Formgebung sollte sofort die Lichtpolymerisation erfolgen, da das Flowable im Gegensatz zum Kondensable seine Form dauerhaft nicht eigenständig beibehält. Nur durch zügiges, zumindest kurzzeitiges Anhängen des Flowables für circa 2 - 3 Sekunden mit einer Lichtlampe kann die konvexe Form des „Flowable-Tropfens“ erhalten werden und zu spitze Winkel bzw. das Kollabieren des „Flowable-Tropfens“ vermieden werden, bevor sich die Spannungsverhältnisse im Flowable-Dentin-System durch die Schwerkraft in Richtung Benetzung verschieben.

Beim Legen von Füllungen im Mund des Patienten gilt es dies noch mehr zu beachten: es wird im Gegensatz zu dieser Versuchsreihe immer eine gewisse „Bewegung“ durch Schlucken, Atmung und Bewegungen des Patienten und somit eine Krafteinwirkung auf das Flowable geben. So wird dem Flowable-Dentin-System Energie zugeführt, die Benetzung des Dentins durch das Flowable schreitet schneller voran. Durch konstante Kräfte können die thixotropen¹³ Eigenschaften des Flowables zu einem stärkeren „Fließen“ des Komposits und somit zu einem schnelleren Kollabieren des konvexen „Flowable-Tropfens“ führen. Ausgenutzt wird die Thixotropie von Kompositen z.B. beim Einsetzen vom Keramikinlays. Mittels Schall wird das Komposit in einen fließfähigeren Zustand versetzt, um das Inlay exakt in der richtigen Position einsetzen zu können [57]. Diese verstärkte Fließfähigkeit ist bei der Gestaltung von konvexen Höckerabhängen natürlich unerwünscht, weshalb beim Legen von Füllungen mit Flowable-Komposit solche Krafteinwirkungen vermieden werden sollen. Bei normalen, kleineren Bewegungen des Patienten ist jedoch nicht davon auszugehen, dass die thixotropen Eigenschaften des Flowables das spätere Ergebnis beeinflussen.

8.1.2. Kontaktwinkel und Probenmenge (horizontal)

Bei diesem Versuch wurde die Flowable-Probe verteilt auf 6 Schritte à 2,5 µl kontinuierlich alle 0,5 Sekunden aufgetragen. Wie im vorigen Versuch zeigten die ersten beiden Proben (a und b) stabilere Kontaktwinkel und behielten ihre konvexe Form größtenteils bei, was bei der Gestaltung von

¹³ Thixotropie: Abhängigkeit der Fließfähigkeit eines Stoffes von mechanischer Krafteinwirkung

Höckerabhängigen erwünscht ist. Ohne Vorbehandlung (a) verkleinerte sich der Kontaktwinkel um $0,6^\circ/s$, bei reiner Vorbehandlung mit SÄT um circa $0,3^\circ/s$. Der Durchmesser vergrößerte sich in der Zeit um circa 1,5 mm. Solange die konvexe Form des Flowables aufrechterhalten werden kann, ist davon auszugehen, dass die Oberflächenspannung des Flowables größer ist als die Oberflächenenergie des Dentins. Bei den Varianten (c) und (d) nahm der Durchmesser während des Auftragens der Proben im Mittel nur um 1,3 mm zu, dafür gab es eine schnellere Änderung der Kontaktwinkel, was auf die bessere Benetzung zwischen hydrophoben Flowable und hydrophob vorbehandelten Dentin zurückzuführen ist. Bei den Proben c und d wurde durch die hydrophobe Vorbehandlung mit Adhäsiv und Bonding Energie zugeführt. Die resultierende höhere Oberflächenenergie des Dentins ist maßgeblich verantwortlich dafür, dass höhere Adhäsionskräfte zwischen Flowable und Dentin auftreten und so der Kontaktwinkel schnell kleiner wird. Bei Vorbehandlung mit SÄT und Adhäsiv (c) reduzierte sich der Kontaktwinkel um $3,6^\circ/s$. Nach Vorbehandlung mit SÄT, Adhäsiv und Bonding waren die Änderungen am größten: der Kontaktwinkel verkleinerte sich um $3,9^\circ/s$. Bei den Proben a und b lagen die Ausgangskontaktwinkel etwas höher und die Anfangsdurchmesser etwas niedriger im Vergleich zu den Proben c und d: aufgrund der geringeren Oberflächenenergie des hydrophil vorbehandelten Dentins bei den Proben a und b bildet das Flowable eine konvexere, kugelhähnlichere Form und hat deshalb weniger Kontaktfläche zum Untergrund. Trotz der etwas stärkeren Zunahme der Durchmesser im Verlauf der Flowableapplikation bei den Proben a und b blieben die Enddurchmesser kleiner als bei den hydrophob vorbehandelten Proben c und d. Die größeren Anfangsdurchmesser bei den Proben c und d lassen sich mit der besseren Benetzung zwischen 2 hydrophoben Phasen begründen. Die Durchmesser der Proben c und d nahmen während der Probenapplikation zwar weniger stark zu als bei den Proben a und b, dafür erfolgte aber relativ gesehen mehr Höhenzuwachs. Absolut gesehen wiesen die Proben c und d nach der Flowableapplikation einen größeren Enddurchmesser und eine geringere Endhöhe als die Proben a und b auf, was ebenfalls mit der besseren Benetzung und somit höheren Oberflächenenergie des hydrophob vorbehandelten Dentins zu begründen ist.

Mit zunehmendem Volumen während des Auftragens der Flowable-Probe nahm der Kontaktwinkel ab. So zeigten die Durchmesser-Kontaktwinkel-Kurven alle eine fallende Tendenz. Bei der Auswertung der Messungen wurde deutlich, dass die Änderungen nicht linear erfolgten. Daraus lässt sich schließen, dass eine Abhängigkeit zwischen der Zunahme des Durchmessers und der Abnahme des Kontaktwinkels besteht, jedoch keine gleichbleibende Korrelation vorliegt. Die fallenden Kurven unterscheiden sich für die hydrophil vorbehandelten Proben a und b und die hydrophob vorbehandelten Proben c und d: bei den hydrophob vorbehandelten Proben kommt es zwischen 4,2 und 4,3 mm zu einem deutlichen Einbruch, ab dem die Kurven deutlich steiler absinken als zuvor.

Ab Durchmessern dieser Größenordnung ist die Oberflächenenergie des Dentins also groß genug, dass die Adhäsionskräfte und somit die Benetzung des Dentins überwiegen. Folglich nimmt der Kontaktwinkel deutlich schneller ab. Bei den Proben a und b ist im Vergleich dazu keine stärker fallende Kurve zu verzeichnen. Nach Auftragen der kompletten 27 mg Flowable-Probe wurden aufgrund der kleineren Anfangsdurchmesser bei den Proben a und b nur Enddurchmesser von 4,2 mm erreicht, der Kontaktwinkel blieb bis zum Ende des Auftragens des Flowables relativ stabil.

8.1.3. Kontaktwinkel und Probenmenge (vertikal)

Im Unterschied zur horizontalen Testreihe hatte die Volumenänderung bei der vertikalen Testreihe stärkere Kontaktwinkelabnahmen zur Folge. Bereits die Ausgangswerte der Kontaktwinkel lagen rund 10° niedriger. Diese Ergebnisse sind auf den stärkeren Einfluss der Schwerkraft zurückzuführen, da es bei diesem Versuchsaufbau keinen „Boden“ gibt, auf dem die Flowable-Probe aufliegt. Durch die Neigung des Untergrunds bekommt der „Flowable-Tropfen“ eine asymmetrische Form, im oberen Abschnitt wird der Kontaktwinkel kleiner, während im unteren Anteil der Winkel vergleichsweise größer wird. Dieses Phänomen wird als Kontaktwinkelhysterese bezeichnet [43]. Für diese Versuchsreihe wurden nur die für Füllungen relevanten oberen Kontaktwinkel beachtet.

Im Einzelnen sanken die Kontaktwinkel bei einer Durchmesserzunahme von 1,0 - 1,3 mm ohne Vorbehandlung (a) um $3,5^\circ/s$, bei Vorbehandlung mit SÄT (b) um $2,5^\circ/s$, bei Vorbehandlung mit SÄT und Adhäsiv (c) um $5,3^\circ/s$ und bei Vorbehandlung mit SÄT und Adhäsiv und Bonding (d) um $7,3^\circ/s$. Analog zum obigen Versuch ist die stärkere Abnahme des Kontaktwinkels bei den Proben c und d auf die höhere Oberflächenenergie des hydrophob vorbehandelten Dentins zurückzuführen. Anders verhielt es sich mit der Zunahme der Durchmesser: bei der vertikalen Testreihe nahmen bei den Proben a und b die Durchmesser mit 1,0 mm weniger stark zu als bei den Proben c und d, die einen Durchmesserzuwachs von 1,3 mm verzeichneten. Aufgrund der geringeren Oberflächenenergie bei den hydrophil vorbehandelten Flächen (Proben a und b) kann die Oberflächenspannung des Flowables besser der Schwerkraft entgegenwirken, somit bleibt nicht nur der Kontaktwinkel stabiler, auch der Durchmesser wächst dadurch nicht so schnell an. Bei den Proben mit hydrophober Vorbehandlung (c und d) bewirkt der Einfluss der Schwerkraft in Kombination mit der besseren Benetzung der Dentinoberfläche eine schnellere Zunahme des Durchmessers. Analog zur horizontalen Testreihe lagen die Anfangs- und Enddurchmesser der Proben c und d höher als die der Proben a und b, was wiederum auf die höhere Oberflächenenergie des Dentins und die somit bessere Benetzung zurückzuführen ist.

Auch die Durchmesser-Kontaktwinkel-Kurven verhielten sich ähnlich wie beim vorherigen Versuch. Es ergaben sich nicht-linear fallende Kurven, die eine Abhängigkeit zwischen Durchmesser der Flowable-Probe und resultierendem Kontaktwinkel aufzeigten. Auch hier gab es bei den Proben c und d einen Durchmesserbereich (3,5 - 3,8 mm), ab dem die Oberflächenenergie des hydrophob vorbehandelten Dentins die Oberflächenspannung des Flowables überstieg und somit der Kontaktwinkel deutlich schneller abfiel. Bei den Proben a und b wurden lediglich Enddurchmesser von 3,3 mm insgesamt erreicht. Hier wird noch deutlicher, dass bei hydrophil vorbehandelten Flächen mehr kohäsive Kräfte wirken, wodurch der „Flowable-Tropfen“ eher volumetrisch in allen Dimensionen (Länge, Höhe und Breite) unter Beibehalten seiner Form wächst. Während der Kontaktwinkel anfangs aufgrund der Schwerkraft und des Auftragens der Flowable-Probe auch bei den Proben a und b deutlich sinkt, nimmt der Kontaktwinkel gegen Ende hin weniger stark ab. Die vorwiegenden Kohäsionskräfte bewirken eher eine Abstoßung zwischen Flowable und Dentin - einhergehend mit dem Bestreben des Flowables, eine möglichst kleine Oberfläche, also eine möglichst kugelhähnliche Form einzunehmen. Bei den Proben a und b reichte die Oberflächenenergie des Dentins also nicht aus, dass die benetzenden Eigenschaften des Flowables überwiegen.

Die Versuche mit horizontaler und vertikaler Durchmesseränderung zeigten, dass die hydrophil vorbehandelten Dentinflächen (a und b) leicht höher im Ausgangskontaktwinkel lagen und zugleich der Kontaktwinkel weniger stark abnahm als bei den hydrophob vorbehandelten Flächen (c und d). Zurückzuführen ist dies darauf, dass die vorherrschenden Grenzflächenenergien innerhalb des Flowable-Dentin-Systems danach streben, auf ein möglichst niedriges Energielevel zu kommen: bei den Proben a und b mit hydrophil vorbehandelten Dentinflächen ist das Energielevel bei einem größeren Kontaktwinkel günstiger, gleichbedeutend mit einer schlechteren Benetzung. Umgekehrt ist das Energieniveau bei den Proben c und d mit hydrophob vorbehandelten Dentinflächen bei einem kleineren Kontaktwinkel günstiger, mit einer besseren Benetzung des Dentins durch das Flowable [43]. Die Ausgangskontaktwinkel bei der vertikalen Testreihe lagen rund 10° niedriger als bei der horizontalen Reihe und fielen ungefähr um das Doppelte schneller ab, was mit dem stärker zutage tretenden Einfluss der Schwerkraft aufgrund des fehlenden „Bodens“ zu begründen ist. Nach vollständiger Applikation der 27 mg Flowable-Proben ergaben sich im horizontalen Versuchsaufbau ohne stützende Kavitätenwand Endkontaktwinkel von circa $75 - 95^\circ$, im vertikalen Versuchsaufbau ohne stützenden Kavitätenboden Endkontaktwinkel von circa $60 - 80^\circ$. Wird ein Höckerabhang im Rahmen einer Kompositfüllung mit Flowable-Komposit tropfenförmig angelegt, entspricht diese Situation einer Kombination der beiden obigen Versuche: auf dem Boden der Kavität wird angesetzt und dann der „Flowable-Tropfen“ entlang der Kavitätenwand nach koronal gezogen. Somit sind beim Aufbau der Höckerabhänge Kontaktwinkel zu erwarten, die ebenfalls im Bereich $60 - 95^\circ$

liegen. Die Winkel liegen damit in einem akzeptablen Rahmen; bei natürlichen Zähnen betragen die Winkel der Höckerabhänge zum tiefsten Punkt der Fissur circa 50 - 70° [55]. Es gilt jedoch zu beachten, dass in diesen Versuchen die Flowable-Portionen statisch auf eine ebenfalls unbewegte, plane Fläche aufgetragen wurden, während beim Legen einer Füllung an einem Punkt (Kavitätenboden) mit dem Flowable angesetzt wird und zu einem Endpunkt (inzisaler Teil einer Kavitätenwand) dynamisch gezogen wird.

8.1.4. Kontaktwinkel und Probenmenge (freie Kante)

Eher weniger überraschend war, dass die hydrophilen Proben (a und b) die Oberflächenspannung über einen „längeren“ Durchmesser und einen größeren Kontaktwinkel hinweg hielten, bevor die Proben abknickten. Dies bestätigte die Ergebnisse der vorherigen Versuche. Dass die Proben nicht sofort nach Überschreiten der Kante abknickten, sondern erst bei einem Durchmesser von 1,7 - 1,9 mm der Schwerkraft nachgaben, zeigte, dass bis zum jeweiligen Durchmesser die Oberflächenspannung des Flowables groß genug war, um die Form des „Flowable-Tropfens“ beizubehalten, was als Ausdruck für die kohäsiven Tendenzen des Flowables zum Untergrund zu sehen ist. Ein Zerfließen der Proben erfolgte erst ab Durchmessern größer 1,7 - 1,9 mm: durch den stärker zutage tretenden Einfluss der Schwerkraft mit zunehmenden Probenvolumen verändern sich die Energielevel im Flowable-Dentin-System dahingehend, dass die benetzenden Eigenschaften des Flowables überwiegen und die Flowable-Proben abknicken. Für Flowablefüllungen bedeutet dies, dass auch an einer freien Kante, wie z.B. am zervikalen Rand bei Black V-Kavitäten, Flowable in gewissem Maße überschüssig aufgetragen werden kann, um eine konvex gewölbte Füllung zu erhalten. Die Grenzflächenenergien im Flowable-Dentin-System sind, wenn bestimmte Zeit- und Mengenvorgaben beachtet werden, so ausgerichtet, dass auch über eine freie Kante hinaus ohne „stützenden“ Boden der Kontaktwinkel trotz stärkerem Einfluss der auftretenden Schwerkraft nicht sofort kollabiert. Damit wird ein unkontrolliertes Zerfließen des Flowables an Füllungsändern verhindert.

Im zweiten Teil konnte gezeigt werden, dass bei steigendem Abstand zur Kante sowohl die Kontaktwinkel als auch die relative Länge der Durchmesser der Flowable-Proben beim Abknicken weiter abnahmen, das heißt umso mehr Komposit-Gesamtmenge wegen des größeren Abstands von 2 mm aufgetragen werden musste, desto schneller gab das Flowable der Schwerkraft nach. Folglich ist die Menge des aufgetragenen Flowables neben des Einflusses der Schwerkraft maßgeblich entscheidend dafür, wie schnell die Oberflächenspannung des Flowables in Relation zur Oberflächenenergie des Dentins klein genug wird und der „Flowable-Tropfen“ seine Form nicht mehr aufrecht erhalten kann.

Anhand der Erkenntnisse dieses ersten Versuchs wurde überlegt, welche Flowable-Menge optimal ist, um eine Füllung möglichst effizient zu legen. Dabei muss in der Kompositmenge ein Kompromiss gefunden werden: der Kontaktwinkel bleibt umso länger groß, desto weniger Flowable aufgetragen wird. Allerdings sind dann möglicherweise sehr viele Schichtungen übereinander nötig, was zeitlich gesehen nicht praktikabel ist. Außerdem gilt es zu beachten, dass Kompositsschichten idealerweise eine Stärke von 1 - 2 mm nicht überschreiten sollten. Nur so kann bei einer Kavitätentiefe von durchschnittlich 3 - 4 mm von einer sicheren Aushärtung des applizierten Flowables ausgegangen werden. Größere Flowable-Inkremente können gegebenenfalls nicht sicher komplett durchgehärtet werden - mit ungünstigen Auswirkungen in puncto Zugspannungen, die durch die auftretende Polymerisationsschrumpfung entstehen, und erhöhtem Restmonomergehalt. Es muss also ein Mittelmaß für die Menge jedes Flowable-Inkrementes geben, sodass genug Zeit ist, um das Flowable verarbeiten zu können, ohne dass es zerfließt, und gleichzeitig nicht zu viele Einzelschichten nötig werden. Die gesamten Kontaktwinkelmessungen legen den Schluss nahe, dass die bei den Versuchen verwendete Flowable-Menge von 27 mg die genannten Bedingungen gut erfüllt. Die Enddurchmesser der Flowable-Proben lagen bei circa 3,3 - 4,4 mm, gleichzeitig entstand beim Auftragen eine Höhe bzw. Breite von 1,6 - 2,1 mm. Als optimale Flowable-Mengen werden nach diesen Erkenntnissen 25 - 27 mg Flowable pro Inkrement gesehen. So wird die geforderte maximale Schichtdicke von 1 - 2 mm eingehalten und gleichzeitig ein adäquates Zeitmanagement ermöglicht. Gleichzeitig sind die auftretenden Grenzflächenenergien gering genug, dass eine konvexe Form des Flowables gewährleistet ist. Je nach Tiefe der Kavität sollten dementsprechend mehrere Inkremente eingeplant und übereinander appliziert werden, sodass die Schichtstärken ähnlich wie bei der klassischen Mehrschichttechnik nicht überschritten werden.

8.2. Ablauf einer Flowable-Füllung

Zeitlich und ästhetisch gesehen stellte es kein größeres Problem dar, an Kunststoffzähnen mit okklusalen oder mod-Kavitäten konvex geformte Höckerabhänge und anatomisch korrekte Fissuren mit Flowable-Kompositen zu erzeugen. Beim Füllen der Kavitäten konnte, im Gegensatz zu den planen Flächen bei den Kontaktwinkelversuchen, nun auch das Flowable von einem festen Punkt (Kavitätenboden) tropfenförmig zu einem anderen Punkt (inzisaler Teil der Kavitätenwand) appliziert werden, wie es bereits oben beschrieben wurde und wie es unter realen Bedingungen stattfindet.

Mit durchschnittlich nicht einmal einer Minute Zeitunterschied, ist sowohl die Anwendung der konventionellen als auch die der neuen Technik rechtfertigbar. Somit bringt die Anwendung von

Flowables für Füllungen keine Zeitersparnis. Eine Reduzierung des Zeitaufwands beim Legen von Füllungen kann durch eine Verkürzung der Polymerisationszeiten erfolgen. Durch die Verwendung hocheffektiver LED-Lichtlampen und aufgrund der mehrfachen Durchhärtung jedes Inkrements beim Auftragen der Komposit-Inkrementen nebeneinander und übereinander ist eine Verkürzung der Polymerisationszeit jedes einzelnen Inkrements auf 20 Sekunden denkbar. Trotz der kürzeren Polymerisationszeit jedes einzelnen Inkrements kann eine sichere Durchhärtung der gesamten Kompositfüllung gewährleistet werden [58]. Bei einer Polymerisationszeit von 20 Sekunden pro Inkrement ergibt sich rechnerisch eine Zeitersparnis von 3:30 Minuten (mod-Kavitäten) und von 1:45 Minuten (o-Kavitäten). Das Legen einer mod-Füllung würde somit nur noch circa 4:15 Minuten (Kondensable) bzw. 4:56 Minuten (Flowable) dauern, das Legen einer okklusalen Füllungen nur noch circa 2:27 Minuten (Kondensable) bzw. 3:06 Minuten (Flowable).

Vorteile bringt die Flowable-Technik z. B. bei der Anzahl der verwendeten Instrumente. Beim Arbeiten mit Flowable ist zahnärztliches Grundbesteck ausreichend. Als hilfreich wurden auch ein Heidemannspatel sowie ein Greenstein-Instrument (z.B. von Carl Martin, Solingen, Deutschland) erachtet. Bei Verwendung eines Kondensable-Komposits empfiehlt es sich dagegen, speziell beschichtete Instrumente zu verwenden (z.B. mit Titan-Nitrid - Garrison Dental Solutions, Spring Lake, USA), da diese mit ihrer Antihaf-Oberfläche nicht so stark am Komposit kleben und sich so das Komposit besser verarbeiten lässt. Nachteil ist, dass diese Instrumente preislich teurer liegen und ausschließlich für Kompositfüllungen verwendet werden sollten [59]. Verglichen mit der Vielzahl an Instrumenten (Heidemann-Spatel, Kugelstopfer, Planstopfer, Instrumente für die okklusale Fissurengestaltung), die für das Schichten von Füllungen mit Kondensables verwendet werden, kann beim Arbeiten mit Flowable der Instrumentenwechsel reduziert und somit auch leichter Ordnung auf dem Schwebetisch gehalten werden.

Die Reproduzierbarkeit und Ästhetik der neuen Methode wurde ebenfalls beurteilt. Das Aussehen ist natürlich immer subjektiv und deshalb schwer zu bewerten. Schwierigkeiten ergaben sich hauptsächlich beim Ausformen einer „abgerundeten“ Randleiste. Durch die gute Benetzung zwischen Flowable und Matrizenbändern sollte während bzw. direkt nach dem Abrunden mit einem Handinstrument (z.B. PA-Sonde, Heidemann-Spatel) sofort die Lichthärtung erfolgen. So entstehen nur kleine Kanten im Bereich der Randleiste, die an eher gut zugänglichen Stellen liegen und nach der Aushärtung mit einem Schleifer bearbeitet werden können. Subjektiv empfundene Unterschiede zwischen der Ästhetik der zwei verschiedenen Füllungsmethoden sind nicht zu vermeiden, da jeder persönliche Werte und Maßstäbe hat, was als schön oder ästhetisch ansprechend gesehen wird. Bedingt durch die unterschiedliche Konsistenz von Flowable- und Kondensable-Kompositen weisen

die Ergebnisse auch verschiedene Stärken und Schwächen auf. Letztlich ist es eine individuelle und persönliche Entscheidung, ob eher zu viele Kanten bei den Kondensable-Füllungen oder zu weiche, fließende Übergänge bei den Flowable-Füllungen als störend empfunden werden. Mit etwas Übung steht die neu untersuchte der konventionellen Art und Weise jedoch nicht nach, es können konvexe Höckerabhänge mit klar abgegrenzten Fissuren erzeugt werden. Es gilt jedoch einige Einschränkungen zu treffen: wie schnell und zuverlässig reproduzierbare Ergebnisse erzeugt werden können, hängt in jedem Fall von der Erfahrung des Behandlers ab. Im Vergleich zur jahrelangen Erfahrung mit der Inkrementtechnik ist bei Einführung einer solchen neuen Technik weit mehr Standardisierung, Übung und Forschung nötig, um die Praxistauglichkeit endgültig einschätzen zu können.

Mit Blick auf die Funktionalität lässt sich feststellen: auch mit Flowable-Füllungen lässt sich eine statisch und dynamisch korrekte Okklusion erzeugen. Erstrecken sich die Füllungen jedoch über ganze Quadranten und beinhalten die Rekonstruktion der funktionellen Kaufläche, erfolgt die vertikale Abstützung im Seitenzahnbereich dann hauptsächlich über punktförmige Okklusionspunkte, die aus Komposit aufgebaut sind. Dies ist schon bei Kondensables auf die Dauer problematisch, da sie sich schneller abnutzen als natürlicher Zahnschmelz. Somit kann es zu einer Absenkung des Bisses und in der Folge möglicherweise zu Kiefergelenksproblemen kommen. Bei Flowables ist die Abnutzung wegen des geringeren Füllstoffgehalts noch ausgeprägter, weshalb von dauerhaft geplanten, ausgedehnten Kauflächenrekonstruktionen mit Flowables eher abzuraten ist [7].

8.3. Fissurenwinkel

Die Fissurenwinkelmessungen (Mischvariante, reine Flowablevariante, reine Kondensablevariante), die als objektives Maß der Beurteilung der Ästhetik dienen sollten, ergaben Werte im Bereich von $90 \pm 20^\circ$. Bei der Gestaltung von Fissuren beim Legen einer Füllung gilt es den natürlichen Zahn möglichst naturgetreu wieder aufzubauen: leicht stumpfe Winkel mit konvex verlaufenden Höckerabhängen sind anzustreben, da sie leichter zu reinigen sind. In zu spitzen oder gar ampullenförmigen Fissuren gibt es für die Zahnbürste eine deutlich schlechtere Reinigungsmöglichkeit, da die Borsten den Boden der Fissuren nicht erreichen können [60]. Da eine „Füllungsfissur“ nicht erneut von Karies befallen werden kann, scheint der Winkel, den die Höckerabhänge beim Aufeinandertreffen bilden, zunächst von untergeordneter Bedeutung. Jedoch werden auch solche enge, spitzwinklige Fissuren aufgrund der mangelnden Reinigungsmöglichkeit vermehrt mit Biofilm besiedelt, was der oralen Gesundheit im Gesamten nicht zuträglich ist und vermieden werden soll. Ebenso wenig können zu flache Fissurenwinkel von Vorteil sein: zwar ist dann eine gute Reinigungsmöglichkeit gegeben, aber zu flache und wenig konvexe Höckerabhänge

können zu myofunktionellen Problemen führen. Bei zu flachen Höckerabhängen kommt es zu einer steileren Kompensationskurve des Kondylus, was wiederum zu einer Kompression des Gelenks führt. Dies kann jedoch nur bei starken Abweichungen des okklusalen Reliefs langfristig zu myofunktionellen Problemen führen [55, 61]. Die beiden Methoden mit Flowable lagen mit durchschnittlichen Messwerten zwischen 91 und 110° für die Fissurenwinkel am ehesten in diesem erwünschten, leicht stumpfwinkligen Bereich und waren etwas günstiger als die reine Kondensable-Form mit einem Winkel von circa 85°. Im Vergleich zu einem natürlichen okklusalen Relief mit Fissurenwinkeln von circa 100 - 140° liegen auch die Flowable-Füllungen eher im unteren Bereich [55]. Somit bewegen sich die Fissurenwinkel bei den Füllungen mit Flowable noch in einem akzeptablen Bereich; bei den Füllungen mit Kondensable muss entweder beim Schichten auf eine flachere Gestaltung geachtet werden oder die Höckerabhänge nach Legen der Füllungen mittels eines Diamanten so abgeflacht werden, dass größere Fissurenwinkel resultieren.

8.4. Modellation einer Krone mit Flowable-Komposit

Eine mögliche klinische Indikation für die Modellation einer provisorischen Krone aus Flowable-Komposit ergibt sich nach Verlust mehrerer Höcker oder der gesamten klinischen Zahnkrone: ein Wiederaufbau könnte als provisorische Lösung bis zur definitiven Versorgung des Zahns mit Stiftaufbau und Krone dienen solange der Zahn erhaltungswürdig ist. Diese Methode kann aber keinesfalls empfohlen werden. Nicht nur, dass das ästhetische Ergebnis nicht gut genug ist, auch die oben beschriebene Praktikabilität versagt: bei Anwendung des Verfahrens im Unterkiefer mag die Modellation bei horizontaler Ausrichtung der Zahnreihe zwar gelingen, aber der Zeitaufwand ist mit 18 - 20 Minuten enorm hoch und das ästhetische Ergebnis wenig zufriedenstellend. Im Oberkiefer kann die Methode gar nicht angewendet werden. Durch den stärker zutage tretenden Einfluss der Schwerkraft wird eine formstabile Positionierung des Flowables mangels stützender Wände verhindert, der „Flowable-Tropfen“ fließt aufgrund der schrägen bis vertikalen Ausrichtung der Zahnreihe bei Patientenlagerung für den Oberkiefer zu schnell nach distal weg.

Unabhängig von der Lagerung des Patienten und somit von horizontaler oder vertikaler Ausrichtung der Zahnreihe ist es nicht möglich, adäquate Approximalkontakte zu eventuell vorhandenen Nachbarzähnen auszuformen. Nach Verlust der gesamten klinischen Krone eines Zahns sind im Gegensatz zu den Füllungen keine stabilisierende Wand mehr vorhanden, ein Anlegen von Matrizen ist häufig nicht möglich, da das Band vor allem bei iso- oder subgingival liegenden Stellen immer wieder abrutscht. Selbst wenn die komplette Frakturgrenze noch leicht supragingival liegt, ist die Approximalkontaktgestaltung schwierig: meist zieht sich die Matrize so eng zusammen, dass eine Bombierung der Matrize nicht ausreicht, um einen Kontakt zu den Nachbarzähnen herzustellen.

Im Praxisalltag ließe sich wohl eher eine Modifikation dieser Methode anwenden, bei der erst die orale und vestibuläre Wand des Zahns mit Flowable aufgebaut wird und dann in Form gebracht und glatt ausgearbeitet wird. Im Anschluss kann eine Matrize so angelegt werden, dass auch ein adäquater Approximalkontakt hergestellt werden kann: der Rest des Zahns kann analog einer mod-Kavität aufgebaut werden. Wichtig ist, dass die Komposit-Wände nicht zu dünn aufgebaut werden, ansonsten ist die Gefahr groß, dass sie beim Anlegen der Matrize sofort wieder frakturieren.

9. Ausblick

Ästhetisch-funktionelle Füllungen im Seitenzahnbereich mit Flowable-Kompositen sind gut möglich, wenn auch unter gewissen Bedingungen, die streng eingehalten werden müssen. Dazu zählt unter anderem die richtige Lagerung des Patienten bei der Behandlung: die Zahnreihen sollten sowohl im Unterkiefer als auch im Oberkiefer so gut es geht horizontal ausgerichtet sein, um die Auswirkungen der Schwerkraft beim Legen der Füllung möglichst gering zu halten. Dies heißt, dass der Patient bei Behandlungen im Unterkiefer aufrecht im Behandlungsstuhl sitzen sollte, bei Behandlungen im Oberkiefer sollte der Patient dagegen liegend und mit möglichst weit überstrecktem Kopf gelagert werden. Parameter, wie die Größe der zu rekonstruierenden Kavität, das Zeitmanagement und eine gewisse Übung und Erfahrung im Umgang mit Flowable-Kompositen sind als weitere Bedingungen für Füllungen mit Flowable-Kompositen zu nennen. Ein großer Vorteil der Komposite ist, dass mit ein- und demselben Material sowohl eine dichte Benetzung der Kavitätswände als auch ein konvexer Aufbau der Höckerabhänge gleichzeitig gelingen kann. Für die Ausnutzung der thixotropen, fließenden Eigenschaften des Flowables bei der Lining-Technik kann einfach abgewartet werden, bis sich der Winkel mit der Zeit verkleinert. Sinnvoller ist es mit einer Sonde oder Ähnlichem nachzuhelfen und so dem System Energie zuzuführen, sodass die Benetzung schnell erfolgen kann. Für die korrekte und ästhetische Formgebung der Höckerabhänge und Fissuren sollte die Kanüle des Flowables immer im bereits applizierten, noch nicht gehärteten Flowable verbleiben: je nachdem, wie die Kanüle bewegt wird, lässt sich die Form der späteren Höckerabhänge gestalten. Für die Übertragung auf reale Bedingungen müssen weitere Versuche an echten Zähnen durchgeführt werden. Bei den hier durchgeführten Studien wurden Füllungen an Kunststoffzähnen gelegt, die Versuche zu den Kontaktwinkeln erfolgten zwar an echten Zähnen, aber dafür lagen keine Kavitäten im engeren Sinn vor, sondern nur plane Flächen, die bestimmten Arealen einer Kavität entsprechen sollten. Außerdem fehlten Bedingungen, die im Mund in jedem Fall - aber auch bei den herkömmlichen geschichteten Füllungen mit Kondensables - vorliegen: Temperaturschwankungen, Bewegungen des Patienten während des Legens der Füllung und ganz andere intraorale Abstützungs- und Sichtmöglichkeiten bzw. -schwierigkeiten zum korrekten Applizieren des Flowable-Komposits.

Weiterhin gilt es die Werkstoffeigenschaften der Komposite im Auge zu behalten. So ist bei klassischen Flowable-Kompositen aufgrund des geringeren Füllkörperanteils mit vermehrter Zugspannung auf die Höcker und mit stärkerer Abrasion zu rechnen [35, 46, 62, 63]. Der Einsatz der weniger stabilen Flowables im Seitenzahnbereich, der hohen mechanischen Belastungen ausgesetzt ist, wird deshalb als kritisch gesehen [64]. Voraussetzung für den Einsatz von Flowable-Kompositen

in kautragenden Anteilen des Seitenzahnbereichs ist also die Weiterentwicklung und Optimierung der mechanischen Eigenschaften dieser fließfähigen Komposite. Mehr Studien, wie sie BALOS et al. [65] durchgeführt haben, sind nötig, um fließfähige Komposite mit mechanischen Eigenschaften zu entwickeln, die den Kondensables in nichts nachstehen, sie sogar noch übertreffen. Als ein Beispiel für ein weiterentwickeltes Flowable lässt sich das Enamel plusHRi FlowHF (Loser & Co, Leverkusen, Deutschland) anführen, das mit einem Füllstoffgehalt von 77 %, einer Vickers-Härte von 770 MPa und einer guten Röntgensichtbarkeit überzeugt. Laut Anwenderbeschreibungen ist das Material auch ästhetisch überzeugend [66]. Im Vergleich dazu hat ein konventionelles Flowable-Komposit (z.B. Clearfil Majesty ES Flow) nur eine Härte von 373 MPa [67]. Als ein weiteres Beispiel für weiterentwickelte Flowable-Komposite sind die fließfähigen Bulk-Fill Komposite zu nennen. In einer Studie von JANG et al. [68] konnte gezeigt werden, dass bei fließfähigen Bulk-Fill Kompositen, wie dem SDR (Dentsply Sirona, York, USA), sogar Schichtstärken von 4 mm durchhärtet werden können. Materialien wie diese werden in weiteren Studien zu testen sein, um abschließend eine konkrete Empfehlung bezüglich der Anwendung von Flowables bei ausgedehnteren Füllungen im Seitenzahnbereich abgeben zu können. Aufgrund der variierenden Zusammensetzung verschiedener Flowables, die folglich auch durch leicht unterschiedliche Oberflächenspannungen gekennzeichnet sind, braucht es weitere Versuche, um herauszufinden, welche Flowables eine optimale Oberflächenspannung für die Gestaltung konvexer Höckerabhänge aufweisen. Im klinischen Alltag anwendbar sind diese Flowables nur dann, wenn die mechanischen Eigenschaften gut genug sind, eine Langzeitstabilität der Füllungen zu gewährleisten. In Zukunft wird außerdem zu prüfen sein, ob bei Verwendung von Flowable-Kompositen eine Einstellungshilfe (Okklusionsschlüssel, okklusale Matrix) für die Okklusion anwendbar und von Vorteil sein kann.

10. Literaturverzeichnis

- [1] Bengtsson UG, Hylander LD (2017) Increased mercury emissions from modern dental amalgams. *Biometals*. 30: 277-283
- [2] Hahn P (2017) Amalgam – eine aktuelle Bestandsaufnahme. DGZ-Fachinformation
- [3] Buonocore MG (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 34: 849-853
- [4] Buonocore MG (1973) Sealing of pits and fissures with an adhesive for caries prevention. *J Can Dent Assoc (Tor)*. 39: 841-850
- [5] Bowen RL (1956) Use of epoxy resins in restorative materials. *J Dent Res*. 35: 360-369
- [6] Ilie N, Hickel R (2011) Resin composite restorative materials. *Aust Dent J*. 56: 59-66
- [7] Baroudi K, Rodrigues JC (2015) Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *J Clin Diagn Res*. 9: 18-24
- [8] Gängler P, Hoffmann T, Willershausen B, Schwenzer N, Ehrenfeld M (2010) *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*, 3. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, S.34-42/ S.139/ S.178-190
- [9] Schroeder HE (2000) *orale Strukturbiologie*, 5. Auflage, Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, S. 37-123/ S.170-186
- [10] Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ (2012) *Zahnärztliche Propädeutik – Einführung in die Zahnheilkunde*, 12. Auflage, Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, S. 24-27/ S. 39-44/ S.105-111/ S. 207
- [11] Schroeder HE (1997) *Pathobiologie oraler Strukturen*, 3. Auflage, Karger-Verlag, Freiburg i. B., S.92
- [12] Sun M, Wu N, Chen H (2017) Laser-assisted Rapid Mineralization of Human Tooth Enamel. *Sci Rep*. 7: 9611
- [13] Kappert HF, Eichner K (2008) *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*, 8. Auflage, Band 2: Werkstoffe unter klinischen Aspekten, Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, S. 140-240
- [14] Kaur J, Kapoor D, Garg D, Sunil MK, Sawhney A, Malaviya N, Tripathi S, Arora S (2015) Evaluation of Microleakage of Dental Composites Using Bonding Agents with Different Placement Techniques: An Invitro Study. *J Clin Diagn Res*. 9: 61-64
- [15] <http://www.zahnarzt-dr-gerstmann.de/kcerec.htm> [Abfrage: 05.09.2017]
- [16] Kern M (2016) Biomechanische Merkmale im Fokus. *Zahntechnik Wirtschaft Labor* 5: 24-30

- [17] Sofan E, Sofan A, Palaia G, Tenore G, Romeo U, Migliau G (2017) Classification review of dental adhesive systems: from the IV generation to the universal type. *Ann Stomatol (Roma)*. 8: 1-17
- [18] Zimmerli B, Strub M, Jeger F, Stadler O, Lussi A (2010) Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*. 120: 972-986
- [19] Huyang G, Debertin AE, Sun J (2016) Design and development of self-healing dental composites. *Mater Des*. 94: 295-302
- [20] Yeolekar TS, Chowdhary NR, Mukunda KS, Kiran NK (2015) Evaluation of Microleakage and Marginal Ridge Fracture Resistance of Primary Molars Restored with Three Restorative Materials: A Comparative in vitro Study. *Int J Clin Pediatr Dent*. 8: 108-113
- [21] Reddy SN, Jayashankar DN, Nainan M, Shivanna V (2013) The effect of flowable composite lining thickness with various curing techniques on microleakage in class II composite restorations: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract*. 14: 56-60
- [22] Majety KK, Pujar M (2011) In vitro evaluation of microleakage of class II packable composite resin restorations using flowable composite and resin modified glassionomers as intermediate layers. *J Conserv Dent*. 4: 414-417
- [23] Frese C, Wolff D, Staehle HJ (2014) Proximal box elevation with resin composite and the dogma of biological width: clinical R2-technique and critical review. *Oper Dent*. 39: 22-31
- [24] Jafarzadeh M, Malekafzali B, Tadayon N, Fallahi S (2010) Retention of a Flowable Composite Resin in Comparison to a Conventional Resin-Based Sealant: One-year Follow-up. *J Dent (Tehran)* 7: 1-5
- [25] Sooraparaju SG, Kanumuru PK, Nujella SK, Konda KR, Reddy KB, Penigalapati S (2014) A comparative evaluation of microleakage in class v composite restorations. *Int J Dent*. 2014: 685643
- [26] McCoy RB, Anderson MH, Lepe X, Johnson GH (1998) Clinical success of class V composite resin restorations without mechanical retention. *J Am Dent Assoc*. 129: 593-599
- [27] Kappert HF, Eichner K (2000) *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*, 7. Auflage, Band 1: Grundlagen und Verarbeitung, Georg Thieme Verlag, Stuttgart - New York, S. 173 - 209
- [28] <http://www.wissen-digital.de/Polymerisation> [Abfrage: 05.09.2017]
- [29] Roulet JF (1987) *Degradation of dental polymers*. Karger-Verlag, Basel – New York, S. 43-50
- [30] Hellwig E, Klimek J, Attin Th (2013) *Einführung in die Zahnerhaltung*, 6. Auflage, Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, S. 193-246
- [31] Donly KJ, Dowell A, Anixiadas C, Croll TP (1990) Relationship among visible light source, composite resin polymerization shrinkage, and hygroscopic expansion. *Quintessence Int*. 21: 883-886

- [32] Versluis A, Tantbirojn D, Douglas WH (1998) Do dental composites always shrink toward the light? *J Dent Res.* 77, 1435-1445
- [33] Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL (1987) Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 66: 1636-1639
- [34] Versluis A, Douglas WH, Cross M, Sakaguchi RL (1996) Does an incremental filling technique reduce polymerization shrinkage stresses? *J Dent Res.* 75: 871-878
- [35] Bicalho AA, Pereira RD, Zanatta RF, Franco SD, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ (2014) Incremental filling technique and composite material--part I: cuspal deformation, bond strength, and physical properties. *Oper Dent.* 39: 71-82
- [36] Bicalho AA, Valdívía AD, Barreto BC, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ (2014) Incremental filling technique and composite material--part II: shrinkage and shrinkage stresses. *Oper Dent.* 39: 83-92
- [37] Zeppenfeld W (2013) Okklusal korrekte Gestaltung großer Kompositrestaurationen mit minimalen Einschleifkorrekturen. *Das Deutsche Zahnärzteblatt* 122: 79-82
- [38] Hamilton JC, Krestik KE, Dennison JB (1998) Evaluation of custom occlusal matrix technique for posterior light-cured composites. *Oper Dent.* 23: 303-307
- [39] Geddes A, Craig J, Chadwick RG (2009) Preoperative occlusal matrix aids the development of occlusal contour of posterior occlusal resin composite restorations--clinical rationale and technique. *Br Dent J.* 206: 315-317
- [40] Martos J, Silveira LF, Ferrer-Luque CM, Gonzalez-López S (2010) Restoration of posterior teeth using occlusal matrix technique. *Indian J Dent Res.* 21: 96-99
- [41] Zöllner A, Diemer C (2007) Die Kauflächengestaltung. *Zahntechnik Wirtschaft Labor* 3: 32-34
- [42] Lundeen RW: Originalaufnahmen aus Technikerkurs in 1980ern. *Dentallabor Hartwich* [erhalten 05.09.2017]
- [43] <https://www.imeter.de/imeter-methoden/dichte/24-bereich-anwendungen/oberflaechen-und-grenzflaechenspannung.html> [Abfrage: 13.02.2021]
- [44] <https://www.kruss-scientific.com/de-DE/know-how/glossar/oberflaechenspannung> [Abfrage: 13.02.2021]
- [45] https://wiki.polymerserviceemerseburg.de/index.php/Oberfl%C3%A4chenspannung_und_Grenzfl%C3%A4chenspannung#Beispiel:_Bestimmung_der_Oberfl.C3.A4chenspannung_bzw._Grenzfl.C3.A4chenenergie_durch_Kontaktwinkelmessung_am_liegenden_Tropfen [Abfrage: 24.08.19]
- [46] Young T (1805) An Essay on the Cohesion of Fluids *Phil. Trans. R. Soc. Lond.* 95: 65-87
- [47] Dussan V. E. B. (1979) On the spreading of liquids on solid surfaces: static and dynamic contact lines. *Annu. Rev. Fluid Mech.* 11: 271-400

- [48] Xie L, Wang J, Huang J, Cui X, Wang X, Liu Q, Zhang H, Liu Q, Zeng H (2018) Anisotropic Polymer Adsorption on Molybdenite Basal and Edge Surfaces and Interaction Mechanism With Air Bubbles. *Front Chem.* 6: 361
- [49] <http://www.physik.wissenstexte.de/OFS.html#gravi> [Abfrage: 05.09.2017]
- [50] Style RW, Hyland C, Boltyanskiy R, Wettlaufer JS, Dufresne ER (2013) Surface tension and contact with soft elastic solids. *Nat Commun.* 4: 2728
- [51] Bottiglione F, Carbone G (2015) An effective medium approach to predict the apparent contact angle of drops on super-hydrophobic randomly rough surfaces. *J Phys Condens Matter.* 27: 015009
- [52] <https://cdn2.hubspot.net/hubfs/516902/Pdf/Attension/Tech%20Notes/AT-TN-07-Surface-roughness-CA-wettability.pdf> [Abfrage: 06.10.2018]
- [53] Brochard-Wyart F, Quere D, de Gennes PG, Pierre-Gilles De Gennes (2004) *Capillarity and Wetting Phenomena*, 1. Auflage, Springer-Verlag, New York, S. 107-138/ S. 215-259
- [54] Zisman WA (1964) Relation of the Equilibrium Contact Angle to Liquid and Solid Constitution *Advances in Chemistry*, Vol. 43: 1-51
- [55] Ecke E (2012) Bedeutung der Höckergradneigung für die funktionelle Okklusion. *Med. Dissertation.* Universität Greifswald.
- [56] Payne EV, Lundeen HC (1985) *Die Aufwachstechnik. Aufwachstechnik Theoretische Grundlagen und Praxis / Buchverf. Schulz HH*, 1. gebundene Auflage, Neuer Merkur GmbH - München
- [57] <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/cosmetic-dentistry/grundlagen/kompositfuellung-zeit-gespart-qualitaet-gesteigert> [Abfrage: 06.09.2020]
- [58] Krämer N, Lohbauer U, García-Godoy F, Frankenberger R (2008) Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent.* 21: 135-42
- [59] <https://www.garrisondental.com/de/instruments/composite-instruments> [Abfrage: 06.10.2018]
- [60] Roulet JF, Fath S, Zimmer S (2017) *Zahnmedizinische Prophylaxe: Lehrbuch und Praxisleitfaden*, 5. Auflage, Urban & Fischer, München - Jena, S.26/27
- [61] Mack PJ (1989) A computer analysis of condylar movement as determined by cuspal guidances. *J Prosthet Dent.* 61: 628–633
- [62] Rosatto CM, Bicalho AA, Veríssimo C, Bragança GF, Rodrigues MP, Tantbirojn D, Versluis A, Soares CJ (2015) Mechanical properties, shrinkage stress, cuspal strain and fracture resistance of molars restored with bulk-fill composites and incremental filling technique. *J Dent.* 43: 1519-1528
- [63] Shinkai K, Suzuki S (2014) Effect of cyclic impact loading on the surface properties of flowable resin composites. *Dent Mater J.* 33: 874-879

- [64] Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P (2006) Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 11: 215-220
- [65] Balos S, Pilić B, Petronijević B, Marković D, Mirković S, Sarcev I (2013) Improving mechanical properties of flowable dental composite resin by adding silica nanoparticles. *Vojnosanit Pregl*. 70: 477-483
- [66] <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/endodontologie/fuellungstherapie/die-kompositfuellung-mit-flow> [Abfrage 06.10.2018]
- [67] <https://www.kuraraynoritake.eu/de/clearfil-majesty-es-flow.html> [Abfrage: 24.08.19]
- [68] Jang J-H, Park S-H, Hwang I-N (2015) Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Bulk-Fill Resin Composites and Highly Filled Flowable Resin. *Oper Dent*. 40: 172-180

11. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich bei der Anfertigung dieser Arbeit unterstützt haben.

Allen voraus gilt mein besonderer Dank meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Axel Voß für die freundliche Bereitstellung eines Themas im zahnmedizinischen Bereich. Seine kreativen Hinweise und Anregungen waren mir stets eine wertvolle Hilfe um diese Arbeit in allen Zügen auszuarbeiten und zu Papier zu bringen.

Außerdem möchte ich mich herzlich bei Herrn Achim Greß für die Bereitstellung seines Kamera-Equipments bedanken, sowie bei Herrn Andreas Hartwich für die freundliche Überlassung von Originalaufnahmen der Aufwachstechnik nach Lundeen.

Schließlich gilt mein Dank meiner Familie und meinen Freunden, die mich auf meinem Lebensweg immer geduldig unterstützt haben.

12. Ehrenwörtliche Erklärung

„Hiermit erkläre ich, dass die vorliegende Dissertation von mir in allen Teilen selbstständig angefertigt wurde und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt wurden. Darüber hinaus erkläre ich, dass die Dissertationsschrift weder vollständig, noch teilweise einer anderen Fakultät mit dem Ziel vorgelegt wurde, einen akademischen Grad zu erwerben.“

Ort, Datum:

Unterschrift:

13. Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Katja Mittelmaier
 Geburtsdatum und -ort: 25.05.1992, Weiden in der Oberpfalz
 Adresse: Siechenstraße 25, Weiden in der Oberpfalz
 Staatsangehörigkeit: deutsch
 Familienstand: ledig

Schulbildung

09/1998 – 08/2002 Grundschule in Luhe-Wildenau
 09/2002 – 05/2011 Kepler-Gymnasium in Weiden i. d. Opf., Allgemeine Hochschulreife

Studium

10/2011 - 11/2016 Studium der Zahnmedizin an der Friedrich-Alexander-Universität in Erlangen, Staatsexamen Zahnmedizin mit der Gesamtnote „gut“
 06/2017 – 06/2020 Postgraduiertes Studiengang Master of Science Kieferorthopädie (M. Sc.) an der Danube Private University in Krems (Donau)

Berufliche Laufbahn

03/2017 - 06/2018 Assistenz Zahnärztin in der Gemeinschaftspraxis Dres. Heigl in Nabburg
 07/2018 - 07/2019 Assistenz Zahnärztin in der Gemeinschaftspraxis Dres. Weiser in Weiden
 08/2019 - heute angestellte Zahnärztin in der Gemeinschaftspraxis Dres. Weiser in Weiden