

6 Diskussion

6.1 Material und Methode

6.1.1 Auswahl der Untersuchungsmaterialien und Durchführung

Die physikalisch- mechanischen Eigenschaften sind ein wichtiger Teil bei der Bewertung von Füllungsmaterialien. So können Produkterweiterungen, wie die Veränderung der Viskosität bei Hybridkompositen mit bewährten Systemen verglichen und eingeordnet werden. Zu den Vertretern der stopfbaren Hybridkomposite zählen Tetric Ceram HB (Ivoclar Vivadent AG), Solitaire 2 (Heraeus Kulzer GmbH) und SureFil (Dentsply DeTrey GmbH). Zu den fließfähigen Hybridkompositen zählt Tetric Flow (Ivoclar Vivadent AG). Die vorliegende Arbeit charakterisiert diese neueren Füllungsmaterialien im Vergleich zu den bewährten Hybridkompositen Herculite XRV (Kerr- Sybron GmbH) und Tetric Ceram (Ivoclar Vivadent AG) anhand werkstoffkundlicher Kenndaten, wie Biegefestigkeit und E-Modul, Wasseraufnahme und Löslichkeit, Aushärtungstiefe und Härte, Polierbarkeit und Röntgenopazität. Erst durch die Einhaltung festgelegter, standardisierter Normen, wie sie in der EN ISO 4049 für zahnärztliche Füllungskunststoffe beschrieben sind, ist eine einfache Reproduzierbarkeit der Untersuchungen und eine Vergleichsmöglichkeit mit anderen Autoren gegeben.

In-vitro- Daten ersetzen keine klinische Studien. Klinische Studien sind zur endgültigen Absicherung dieser neuen Materialien unabdingbar, zeigen diese doch erst Belastungen, die unter Laborbedingungen schwer zu simulieren sind. Gerade die unterkritische Langzeitbelastung von Restaurationsmaterialien kann zur Füllungsfraktur führen. Die schnelle Markteinführung und große Anzahl neuer und bewährter Restaurationsmaterialien überfordert aber die Möglichkeiten eines direkten Vergleiches in klinischen Studien. Vor der klinischen Anwendung neuer Materialien muss anhand von In-vitro- Daten beurteilt werden, ob es sinnvoll ist, klinische Studien durchzuführen. Spaltbildung, Frakturen und Verschleiß sind bei zahnfarbenen Füllungen, besonders im Seitenzahnggebiet, die Hauptprobleme in der täglichen Praxis. Die Spaltbildung hängt nicht nur vom Material selbst ab, sondern auch vom Adhäsiv, während Frakturen und Verschleiß materialbezogen sind.

6.1.2 Herstellung der Proben

Bereits das Füllen der Formen zeigte erste Unterschiede zwischen den Materialien auf. Tetric Flow ließ sich aufgrund seiner fließfähigen Konsistenz sehr gut verarbeiten, benetzte alle Oberflächen der Form. Das vollständige Füllen der Form mit den stopfbaren Kompositmaterialien SureFil und Tetric Ceram HB benötigte einen höheren Zeitaufwand. Wurden nach der Herstellung Blasen in den Kunststoffen erkannt, so wurden diese Proben verworfen und neue hergestellt. Bei der Herstellung der Proben wurde immer gleich vorgegangen und versucht, so weit wie möglich zu standardisieren. Trotzdem könnten folgende Faktoren bei der Herstellung dazu geführt haben, die Ergebnisse zu verfälschen.

1. Blasen, die eventuell in der Mitte der Probe eingeschlossen waren, konnten nicht erkannt werden. Mikroporositäten konnten sowohl beim industriellen Füllen der Kartusche, als auch beim individuellen Einfüllen in die Form entstehen.

2. Da mittels der Form mehrere Proben nacheinander hergestellt wurden, war der zuerst in die Form eingebrachte Kunststoff dem Licht am längsten ausgesetzt. Bei der anschließenden Aushärtung wurden die Proben von beiden Seiten polymerisiert, um eine vollständige Aushärtung zu erzielen. Somit scheint es von untergeordneter Rolle zu sein, dass einige Proben dem Tageslicht etwas länger ausgesetzt waren als andere [109].

3. Das Entfernen aus der Form führte in einigen Fällen dazu, dass es zu Abplatzungen am Probenrand kam. Bei sichtbarem Probensubstanzverlust wurden diese neu angefertigt. Minimale Abplatzungen konnten aber nicht verhindert werden. Durch das manuelle Entfernen der Pressfahne mit dem Skalpell kam es auch hier zu geringen Abweichungen der Außenkante.

6.1.3 Lagermedium und Temperaturwechselbelastung

Die Probekörper wurden in destilliertem Wasser aufbewahrt. Diese Art der Lagerung hat sich bewährt und ist in vielen in anderen Studien beschrieben worden [27, 90, 105, 110, 209, 215]. VIOHL und GEBHARDT [209] beschrieben, dass die wesentliche Wassermenge, meistens fast 75 % der Gesamtmenge, in den ersten 24 Stunden aufgenommen wird. Diese Einschätzung bestätigt die Norm, wo die Biegefestigkeit nach 24 Stunden gemessen wird. Da Speichel zu 99 % aus Wasser besteht, kann Wasser mit einem pH-Wert von 7 als adäquater Speichelerersatz eingesetzt werden. Der pH-Wert des Speichels variiert zwischen 5,5 bis 6,0 und steigt bei Stimulation auf Werte bis 7,8 an. Bei Nahrungsaufnahme kommt es ebenfalls zu einer spezifischen Änderung des pH-Wertes, die bei der Lagerung in Wasser unberücksichtigt bleiben. Änderungen des pH-Wertes können den Alterungsprozess beschleunigen.

Um Alterungsprozesse darstellen zu können, wurden die Probekörper einem Temperaturwechselbad von 5000 Zyklen zwischen + 5 °C und + 55 °C unterzogen, welches Gewohnheiten der Nahrungsaufnahme und Kauens simulieren soll. SOLTESZ et al. [187] beschreibt so eine beschleunigte Alterung von Kompositen durch einen Temperaturlastwechsel. Bei der Nahrungsaufnahme werden in der Mundhöhle Temperaturen von -2 °C bis etwa 80 °C erreicht [149]. Daraus folgende Wechselbelastungen wie Expansion und Kontraktion wirken besonders auf Zahnfüllungs- bzw. Zahnersatzmaterialien. Aufgrund unterschiedlicher thermischer Ausdehnungskoeffizienten der Matrix und der Füllstoffe kann es dabei zu Spannungen und zu einem Herauslösen von Füllstoffen an der Oberfläche kommen. Resultierende Spannungen können zu Riss- und Spaltbildungen innerhalb der Füllung oder in Grenzschichten führen.

6.1.4 Biegefestigkeit und E-Modul

Zur Bestimmung von Biegefestigkeit und E-Modul gab es zwei Messserien. Bei der ersten Messserie erfolgte die Untersuchung nach 24 h Wasserlagerung bei 37 °C. Diese Versuchsreihe entsprach damit der Norm für zahnärztliche Füllungskunststoffe EN ISO 4049 [47]. Um signifikante Unterschiede erfassen zu können, wurde der Stichprobenumfang auf 10

Prüfkörper (Norm 5) erhöht. Um eventuelle Alterungsvorgänge zu beobachten und damit einen näheren Praxisbezug zu erreichen, wurden bei einer zweiten Messserie die Proben zunächst für 30 Tage bei 37 °C im Wasser gelagert und anschließend einem Temperaturlastwechsel von 5000 Zyklen zwischen +5 und +55 °C unterworfen. Die anschließende Untersuchung erfolgte gemäß EN ISO 4049, auch hier wurde die Probenanzahl auf zehn erhöht. Der einfachen Durchführung des Biegeversuches stehen auch Nachteile gegenüber. So können Mikroporositäten, Luftblasen im Innern des Prüfkörpers, winzige Kantendefekte eine vorzeitige Fraktur auslösen. Nach Sichtprüfung wurden von vornherein zweifelhafte Prüfkörper aussortiert. Eine der Fehlerquellen stellt die manuelle Ausrichtung des Probekörpers in der Prüfeinrichtung dar. Wird der Probekörper schräg auf die Walzen gelegt, resultiert daraus eine größere Länge des Probekörpers, die in die Berechnung der Biegefestigkeit nicht eingeht. Eine korrekte Ausrichtung des Prüfkörpers ist jedoch nach visueller Einschätzung sicher zustellen.

6.1.5 Wasseraufnahme und Löslichkeit

Die Prüfkörper wurden nach EN ISO 4049 mit einem Durchmesser von $15 \pm 0,1$ mm und einer Höhe von $1,0 \pm 0,1$ mm hergestellt. Das fließfähige Komposit Tetric Flow ließ sich am einfachsten applizieren und zeigte eine gute Benetzbarkeit. Die Probekörper zeigten hier in Höhe ($h = 1,07$) und Durchmesser ($d = 15,1$) die geringsten Abweichungen. SureFil ließ sich durch die hohe Viskosität schwer in die Form einbringen. Im Gegensatz zum Amalgam kann es nicht kondensiert werden, die Dichte bleibt gleich. Trotz Presse zeigen die Prüfkörper eine Höhe von 1,2 mm, wobei mehr Probekörper als $n = 10$ angefertigt und noch größere Abweichungen $\pm 0,3$ mm dann verworfen wurden. Auch bei den anderen stopfbaren Kompositen Solitaire 2 und Tetric Ceram HB mussten wegen größerer Abweichungen Probekörper verworfen werden. In der Praxis kann das bei schlecht sitzender Matrizechnik zu Überstopfungen der stopfbaren Komposite führen.

Eine unvollständige Polymerisation führt zu einem Herauslösen der Restmonomeranteile und damit zu einer Erhöhung der Löslichkeit [45, 146, 147]. In der vorliegenden Untersuchung ist von einer vollständigen Polymerisation auszugehen. Trotz optimaler Polymerisationsbedingungen reagieren aber nicht alle Doppelbindungen. Der Anteil dieser

Restdoppelbindungen liegt zwischen 25 % und 55 %, da ein Teil der Doppelbindungen nicht mehr reagieren kann [67]. Restmonomere wie TEGDMA stellen davon einen Anteil von circa 10 % [59].

Die Absenkung des pH-Wertes führt zu einer erhöhten Löslichkeit [142, 144]. Diese pH-Wert-Änderung kann im Mund durch die tägliche Ernährung hervorgerufen werden, z.B. säurehaltige Getränke. Ethanol als anderes Lagermedium führt, verglichen mit Wasserlagerung, nach sieben Tagen Lagerung zu einer erhöhten Löslichkeit [60]. Somit ist die Löslichkeit im Mund einem individuell schwankenden pH-Wert ausgesetzt.

Eine vollständige Trocknung vor der Wasserlagerung für die Masse m_1 war bei allen Kompositen nach 5 Tagen erreicht, der Masseverlust war dann nicht größer als 0,1 mg. Die Masse m_2 ergab sich nach EN ISO 4049 nach 7 Tagen. Nach VIOHL und GEBHARDT [209] ist die Wasseraufnahme nach 1-5 Tagen weitestgehend abgeschlossen. Auch ORTENGREN [143] fand nach sieben Tagen die maximal gelöste Monomerkonzentration im Lagermedium. Die Masse m_3 des wieder getrockneten war nach 5 Tagen stabil.

Nach VIOHL und GEBHARDT [209] käme es nach 1 bis 5 Tagen nur noch zu einer sehr geringen Löslichkeit. Diese würde unter anderem von der Zeit, der Temperatur und der Probenform abhängen. Die Messung der Löslichkeit wird als Nachweis der Materialqualität gesehen. Wasseraufnahme und Löslichkeit sind abhängig vom Verhältnis der Oberflächen zum Volumen. In dem vorliegenden Versuch waren sowohl Ober- als auch Unterseite des Prüfkörpers dem Wasser ausgesetzt, so dass die benetzte Fläche im Verhältnis zum Volumen groß war. In der Mundhöhle stellt es sich eher so dar, dass die dem Speichel ausgesetzte Fläche im Verhältnis zum Volumen kleiner ist. Es ist daher anzunehmen, dass die Löslichkeit in vivo kleiner ist, als im Rahmen der vorliegenden Untersuchung.

6.1.6 Röntgenopazität

Nach VIETH [204, 205] erschwert eine große Anzahl von Störfaktoren die vollständige Reproduzierbarkeit der Ergebnisse. Spannungsabhängig findet für die verschiedenen kontrastgebenden Stoffe eine unterschiedliche Verringerung ihrer Absorptionskoeffizienten statt, was zu einer unterschiedlichen Einschätzung des Schwärzungsgrades führt [15, 28, 116,

169]. Auch die Art des Röntgengerätes beeinflusst die Schwärzungsdichte. So produziert ein Mehrphasengerät mit einer konstanten Spannung weniger niederenergetischer Strahlung als ein Einphasengerät [26]. Das führt zu einer Verringerung des Absorptionskoeffizienten und einem höheren Schwärzungsgrad. Durch eine zunehmende Vergrößerung des Fokus-Film-Abstandes verringert sich nach dem quadratischen Abstandsgesetzes die Intensität der Strahlung [58, 169]. Der Einfallswinkel der Röntgenstrahlung, sowie der Abstand Film-Objekt beeinflussen ebenso Detailgenauigkeit, Schärfe und Kontrast [3, 58, 116].

Bei allen Versuchen zur Bestimmung der Opazität wurde eine Spannung von 65 kV gewählt, um den Einfluss der gewählten Spannung auf den Schwärzungsgrad konstant zu halten. Die verwendete Entfernung von 40 cm, sowie die Position in Rechtwinkeltechnik bieten den Vorteil eines weniger stark verzerrten Röntgenbildes. Die geometrische Unschärfe wird verringert [3, 14]. Durch den direkten Objekt- Film-Abstandes kommt es zu einer guten Reproduzierbarkeit. Durch die verwendete Bleiplatte kommt es aufgrund der Absorption der rückstrahlenden Streustrahlung zu einer verbesserten Bildqualität [28]. Die in Vorversuchen ermittelte Belichtungszeit von 0,4 s ist mit der Expositionszeit im Seitenzahngebiet zu vergleichen. Die Entwicklung des Films spielt für seine Schwärzung eine entscheidende Rolle. Die Zeit in der Entwicklerlösung, die Temperatur sowie das Alter der Entwicklerlösung führen zu einer Verstärkung des Grauschleiers [156]. Die Entwicklung in einem Entwicklungsautomaten mit frisch angesetzten Entwickler- und Fixierlösungen, sowie die Entwicklung spätestens 15 min nach Belichtung schaffen hier reproduzierbare Verhältnisse. Es treten trotz aller Sorgfalt röntgenbedingte Variationen auf, die einen Vergleich mit einem Referenzmaterial bekannter Röntgenopazität nötig machen. Eine Aluminiumlegierung mit 99,5 % Al ist als Referenzmaterial anerkannt und empfohlen [75, 107, 213]. Die reproduzierbare densitometrische Messung ist der visuellen Beurteilung von Grauwerten vorzuziehen [15].

6.1.7 Polymerisationstiefe

Die Polymerisations- oder auch Durchhärtungstiefe ergibt sich durch Vermessen der ausgehärteten Schicht. Das Entfernen des nicht-polymerisierten Kunststoffes erfolgte mittels Kunststoffspatel durch den sogenannten Kratztest [164]. Die Unterscheidung zwischen

vollständig und unvollständig polymerisiertem Anteil erwies sich als schwierig und wurde subjektiv beurteilt. Zur Verbesserung der Aussagekraft wurden 5 Probekörper hergestellt. Die Messung des Zylinders mittels Tasterzirkel war wegen der nicht-planen Unterseite ungenau. Die Aushärtungstiefe schien nicht im ganzen Zylinder gleich zu sein, da keine plane Unterseite erreicht wurde. Ein opakere und damit weniger lichtdurchlässiges Komposit polymerisiert in geringerer Tiefe als ein helles Komposit. Um die Materialien miteinander vergleichen zu können, wurden nur Proben der Farbe A3 verwendet. Der Abstand zwischen Aushärtungslampe und Kompositmaterial war immer gleich, ebenso die Lichtintensität, die vor jedem Versuch gemessen wurde, um eine einheitliche Aushärtung zu gewährleisten.

Für die Praxis ist nicht so sehr die absolute Aushärtungstiefe relevant, als vielmehr eine Mindestaushärtungstiefe, die durch die EN ISO 4049 vorgegeben ist.

6.1.8 Vickershärtemessung

Die Härteprüfung stellt ein Verfahren zur Bestimmung plastischer Verformung dar. Die Härteprüfung gilt als zerstörungsfreies Prüfverfahren. Je tiefer der Messkörper in das Material eindringt, umso weicher ist es und um so kleiner ist die Fließgrenze des Materials. Ein weiterer Vorteil der Härteprüfung sind die einfachen Prüfkörper. Die Form für die Probekörperherstellung wurde für die vorliegende Arbeit entwickelt. Die zugrunde liegende Idee, war durch die Tatsache vorgegeben, dass eine Kompositschichtung nicht 2 mm überschreiten sollte. Von praktischem Interesse ist daher auch nur die Härte, die in 2 mm Tiefe erreicht wird. Die Proben wurden nur von einer Seite für 40 s bestrahlt. Durch die Härtemessung sowohl an der Oberseite, als auch an der Unterseite konnte der Härteabfall bestimmt werden. Durch dieses Härteprofil konnte der Polymerisationsgrad eines Materials abgeschätzt werden und ergänzt so das Ergebnis der Prüfung der Polymerisationstiefe. Die Härte von Kompositen wird häufig mit der Vickershärtemessung bestimmt (EN ISO 65071 [39]). Dieses Verfahren ist nicht Bestandteil der EN ISO 4049 für zahnärztliche Füllungsstoffe, dennoch ergänzte es die werkstoffkundliche Untersuchung.

6.1.9 Polierbarkeit

Die zur Politur verwendeten Instrumente müssten abrasiv genug sein um Matrix und Füllstoffe gleichmäßig abzutragen, ohne dabei die Füllungsrän­der und den angrenzenden Schmelz zu beschädigen. Als unumstritten hervorragend zur Politur geeignet werden Soflex-Scheiben (3M Espe AG, Seefeld, Deutschland) bewertet [101, 137]. Aluminiumoxid-beschichtete Polierscheiben eignen sich aber nur zur Politur von Glat­flächen und kommen daher hauptsächlich zur Politur von Frontzahnfüllungen zum Einsatz. In der vorliegenden Untersuchung wurden die Soflex-Scheiben während der Politur feucht gehalten und mit niedriger Umdrehungszahl bearbeitet. Die Politur galt beendet, als die Kompositoberfläche einheitlich glatt und glänzend erschien. Wegen der Praxisrelevanz wurde die Politur bewusst nur visuell geprüft. Das Tastschnittverfahren wird zur Bestimmung der Oberflächenrau­higkeit angewandt. Das Oberflächen-Tastschnittverfahren ist derzeit das einzige Messverfahren, dass in der Lage ist, genormte und nicht genormte Oberflächenkennwerte zu berechnen und zur Anzeige zu bringen. Die Rau­higkeitsmessung mit dem Messgerät Dektak³St (Veeco Instruments GmbH, Mannheim, Deutschland) erfolgte auf einer Strecke von 2 mm und drei bis vier Messwerten pro Probekörper. Einige Messwerte variieren stark, da diese an zufällig ausgewählten Punkten gemessen wurden. Die Rau­higkeitsmessung ist nur eine Stichprobenmessung. Es wurde auf Bereichen gemessen, die möglichst keine Löcher bzw. grobe Vertiefungen aufwiesen. Es ist keine auszureichende Beurteilung der gesamten Fläche möglich. Zu weiteren Nachteilen zählt, dass die Berechnung der Oberflächen-Kennwerte aus einem zweidimensionalen Profilschnitt erfolgt, obwohl die Oberfläche dreidimensional ist. Der Arithmetische Mittenrauhwert (R_a) lässt bei Profilausreißer weitgehend unberücksichtigt, wodurch die Messwerte an unterschiedlichen Flächenausschnitten relativ konstant bleiben. Die Beurteilung der Politur mittels REM erfolgte visuell und ist damit rein subjektiv und damit nicht standardisierbar. Dennoch ist ein Vergleich vor und nach Wasserlagerung möglich.

6.2 Ergebnisse

6.2.1 Biegefestigkeit und E-Modul

Die Mittelwerte der sechs untersuchten Komposite liegen in der ersten Messserie zwischen 93 MPa und 109 MPa. Es gibt keinen signifikanten Unterschied zwischen den Biegefestigkeiten der bewährten Hybridkomposite Herculite XRV und Tetric Ceram normaler Viskosität und den geprüften fließfähigen und stopfbaren Kompositmaterialien. Die EN ISO 4049 fordert eine Mindestbiegefestigkeit von 80 MPa für Komposite, die für die Restauration von Okklusalfächen vorgesehen sind [47]. Nach HICKEL [84] zeigen Materialien mit einer Biegefestigkeit von über 90 MPa bis 100 MPa in vivo keine nennenswerten Frakturen. Alle untersuchten Kompositmaterialien der Messserie 1 entsprechen diesen Anforderungen und können daher für die Restauration von Kauflächen eingesetzt werden.

Handelsübliche Kompositmaterialien unterscheiden sich sowohl in der Zusammensetzung der Matrix, als auch im Füllkörpergehalt (Tab.6). Das machte den Vergleich und die Ursachenerklärung der Tendenzen schwierig. Der Vergleich der Tetric- Gruppe erschien interessant, da hier bei allen Materialien unterschiedlicher Viskosität die gleichen Inhaltsstoffe vorlagen, nur zu unterschiedlichen Anteilen. Den entgeltigen Beweis, welcher Inhaltsstoff in welchem Umfang für die Beeinflussung von Materialeigenschaften verantwortlich ist, blieb diese Arbeit schuldig. Es müssten Untersuchungen mit experimentellen Kompositen durchgeführt werden, bei denen zur Materialcharakteristik jeweils nur ein Inhaltsstoff verändert wird. REED et al. [154] belegten, dass UDMA in einer Komonomermischung aus Bis-GMA und UDMA einer höhere Konversionsrate der Matrix bewirken kann. ASMUSSEN und PEUTZFELDT [5] zeigten, dass in einer Komonomermischung aus Bis-GMA, UDMA und TEGDMA, die Biegefestigkeit mit der Erhöhung des UDMA-Gehaltes stieg und mit der Erhöhung des TEGDMA-Gehaltes sank. Tendenziell zeigte auch in dieser Studie das Komposit mit dem größten Anteil an UDMA, hier Tetric Flow, die höchste Biegefestigkeit.

Nach Wasserlagerung und Temperaturlastwechsel zeigten sich alle Werte für die Biegefestigkeit tendenziell verringert. Es bestand aber kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Biegefestigkeiten des jeweiligen untersuchten Kompositmaterials vor und nach Wasserlagerung und Temperaturlastwechsel. Innerhalb der Messserie 2 war auch kein statistisch signifikanter Unterschied zwischen den Kompositmaterialien festzustellen. Auffällig war hier das stopfbare Komposit Solitaire 2, bei dem der Wert für die Biegefestigkeit nach Wasserlagerung und Thermocycling unter 80 MPa lag. Damit sollte Solitaire 2 nicht im kaulasttragenden Bereich eingesetzt werden. Für alle anderen Füllungen wäre Solitaire 2 geeignet. Die Grenze für Füllungskunststoffe ohne Kauflächenbeteiligung liegt nach EN ISO 4049 bei 50 MPa. Das entspricht einem Kunststoffe des Typs 1, Klasse 2. Solitaire 2 ist 2005 vom Markt genommen worden und steht daher nicht mehr als restauratives Füllungsmaterial zur Verfügung. Auch KOLLMANNSPERGER [110] fand heraus, dass lichthärtende Kunststoffe nach 1 Tag, 3 Tagen, 1 Monat und 3 Monaten Lagerung in 37 °C warmem Wasser keine signifikante Änderung der Biegefestigkeit zeigten. Nach den Ergebnisse von CHUNG und GREENER [27] nahm bei vielen Materialien die Biegefestigkeit mit längerer Lagerung in 37 °C warmen destilliertem Wasser ab. Bei anderen Füllungskunststoffen in diesen Studien hingegen gab es kaum Veränderungen oder geringe Erhöhungen der Biegefestigkeit.

Der E-Modul ist ein Maß für den Widerstand eines Materials gegenüber elastischer Verformung. Materialien mit kleinem E-Modul haben eine geringe Steifigkeit und geben bei Belastung stärker nach. Je starrer ein Körper ist, umso höher ist der E-Modul. Bei der ersten Messserie nach eintägiger Wasserlagerung zeigte das fließfähige Komposit Tetric Flow mit 5,16 GPa den geringsten E-Modul der untersuchten Materialien. Das Material unterschied sich signifikant von Herkulite XRV, Tetric Ceram HB und SureFil. Der höchste E-Modul wurde bei dem stopfbaren Komposit SureFil mit 12,6 GPa gemessen. Er unterschied sich signifikant von allen anderen untersuchten Kompositmaterialien. Das stopfbare Komposit Tetric Ceram HB zeigte den zweithöchsten E-Modul mit 10,1 GPa und unterschied sich signifikant von Tetric Flow, Tetric Ceram, Solitaire 2 und SureFil.

Nach 30-tägiger Wasserlagerung und künstlicher Alterung war keine signifikante Veränderung des E-Moduls des jeweiligen Kompositmaterials eingetreten. Tetric Flow

unterscheidet sich in Messserie 2 nun signifikant von Herkulite XRV, Tetric Ceram HB, SureFil und Tetric Ceram. Tetric Ceram HB unterschied sich im Vergleich zu Messserie 1 nur noch signifikant von Tetric Flow, SureFil und Solitaire 2. SureFil unterschied sich mit dem gemessenen E-Modul signifikant von allen anderen Materialien. Innerhalb der Gruppe der stopfbaren Komposite unterschieden sich sowohl in Messserie 1, als auch in Messserie 2 alle Materialien signifikant voneinander. Stopfbare, fließfähige und normalvisköse Komposite sind durch das E-Modul nicht als Gruppen voneinander zu unterscheiden. Generell steigt das E-Modul mit steigendem Füllstoffgehalt. Auch HILSCHMANN [87] beschrieb in ihrer Arbeit einen Zusammenhang zwischen steigendem Füllstoffgehalt und steigendem E-Modul. Das stopfbare Komposit Solitaire 2 hat ein im Vergleich zu den anderen „Condensables“ geringeres E-Modul, da die Erhöhung der Viskosität nicht durch Erhöhung des Füllstoffanteils erreicht wurde, sondern durch die Füllkörperform. Tetric Flow ist aufgrund des niedrigeren E-Moduls besonders für Füllungen am Zahnhalsbereich zu empfehlen, da es elastischer ist alle normalvisköse Hybridkomposite und „Condensables“. ASMUSSEN und PEUTZFELD [5] konnten zeigen, dass der E-Modul mit dem UDMA-Gehalt sinkt und von dem TEGDMA-Anteil nicht beeinflusst wird. FINGER et al. [61] untersuchte Kunststoffe nach 24 Stunden und nach einem Monat Wasserlagerung und stellte fest, dass die meisten einen leicht geringeren oder gleichen E-Modul hatten, da es während dieser Zeit noch zu keinen signifikanten Alterungsvorgängen kam. Bei den Untersuchungen von SOLTESZ et al. [187] zeigten sich nach vier Wochen Thermocycling nur geringe Abnahmen oder keine Veränderungen von Biegefestigkeit und E-Modul.

Die in dieser Arbeit ermittelten Biegefestigkeiten und E-Module liegen in der in der Literatur angegebenen Größenordnungen. Die von den Herstellern angegebenen Werte liegen für die Biegefestigkeit für Tetric Flow bei 110 MPa [196], Tetric Ceram 130 MPa [196], Tetric Ceram HB 150 MPa [196], Solitaire 2 120 MPa [183] und für SureFil bei 125 MPa [194][194]. Für den E-Modul lagen folgende Werte nach Herstellerangaben vor: Tetric Flow 5300 MPa [196], Tetric Ceram 9400 MPa [196], Tetric Ceram HB 12000 MPa [196], Solitaire 2 8000 MPa [183] und SureFil 11440 MPa [194]. HICKEL gab eine Biegefestigkeit für Hybridkomposite von 126,6 MPa, für fließfähige Komposite von 113,8 MPa und für stopfbare Komposite von 113,9 MPa an [84]. ILIE et al beschrieben für Hybridkomposite eine Biegefestigkeit von 124 MPa und ein E-Modul von 10,8 GPa und für stopfbare

Komposite eine Biegefestigkeit von 108,8 MPa und ein E-Modul von 11,5 GPa [90]. ILIE et al. [91] bestätigten diese Werte in einer neueren Studie, in der Mittelwerte für die Biegefestigkeit von Kompositen zwischen 76,4 MPa und 139,9 MPa und der E-Modul zwischen 2,3 GPa und 11,3 GPa angegeben wurden. Ein Vergleich der Werte sollte kritisch erfolgen, da die Prüfkörpermaße variieren. So wurde zur Bestimmung von der Biegefestigkeit und E-Modul oft ein Prüfkörpermaß von 16 mm x 2 mm x 2 mm verwendet [90, 91, 164].

Biegefestigkeit und E-Modul sind wichtig, um die Kaubelastbarkeit vorhersagen zu können. Dabei wird noch immer diskutiert, ob der Elastizitätsmodul möglichst hoch oder dem Schmelz und Dentin ähnlich sein soll. Die Mundhöhle ist ein komplexes System und deshalb kann man bei in- vitro- Versuchen die tatsächliche Situation nur unzureichend darstellen. Auch individuelle Unterschiede (z.B. Speichelzusammensetzung, Essgewohnheiten Temperatur der Speisen, Größe und Lage der Füllungen, Bruxismus) beeinflussen die Haltbarkeit eines Füllungsmaterials in der Praxis wesentlich..

6.2.2 Wasseraufnahme und Löslichkeit

Die Wasseraufnahme ist grundsätzlich eine unerwünschte Eigenschaft und sollte daher möglichst gering sein [206]. Ein durch die Wasseraufnahme verursachter Quelleffekt, der der Polymerisationsschrumpfung entgegenwirkt, kann nicht exakt eingestellt werden. Ist der Quelleffekt größer als die Polymerisationsschrumpfung kann es zu Spannungen kommen, was Hypersensibilitäten oder Frakturen der Zahnhartsubstanz verursachen kann. Die Füllungskomposite sollten daher volumenstabil sein. Der Polymerisationsschrumpfung kann durch Verbesserung der Adhäsivtechnik und Herstellen neuer, schrumpfungärmerer Füllungskunststoffe entgegengewirkt werden.

Alle untersuchten Komposite entsprechen der EN ISO 4049, die eine höchstzulässige Wasseraufnahme von $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ festlegt. Die ermittelten Werte lagen zwischen $8,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ und $18,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ und damit weit unter diesem festgelegten Grenzwert. Zwischen der Wasseraufnahme von „Flowables“, „Condensables“ und normalviskosen Hybridkompositen bestand kein signifikanter Unterschied. Die stopfbaren Komposite Tetric Ceram HB und SureFil wiesen die geringste Wasseraufnahme auf. Das fließfähige Komposit Tetric Flow nahm von den untersuchten Kompositmaterialien die größte Wassermenge auf. Die

zweitgrößte Wasseraufnahme war bei Solitaire 2 zu beobachten. Es kann vermutet werden, dass in die verwendeten porösen Siliziumdioxidgläser mit einer durchschnittlichen Größe von 8 μm Wassermoleküle eingelagert wurden. Eine Aussage über eine Abhängigkeit zwischen der Wasseraufnahme und dem Füllkörpergehalt und der Füllkörpergeometrie konnte diese Studie nicht treffen. Tendenzen zu interpretieren wäre aufgrund der fehlenden Signifikanz rein spekulativ.

Die Werte der vorliegenden Untersuchung entsprechen denen anderer Arbeiten nach EN ISO 4049. ILIE et al. [90] gab eine Wasseraufnahme für stopfbare Komposite von $16,3 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ und für Hybridkomposite von $14,8 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ an. Interne wissenschaftliche Untersuchungen der jeweiligen Hersteller beschreiben folgende Wasseraufnahmen: Tetric Flow $24,3 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ [196], Tetric Ceram $21,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ [196], Tetric Ceram HB $16 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ [196] und Solitaire 2 $24,0 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ [183]. Die in dieser Arbeit angegebenen Werte sind gering niedriger, der Trend ist bestätigt.

Die Wasserlöslichkeit eines Komposites darf nach EN ISO 4049 nicht mehr als $7,5 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ betragen. Alle untersuchten Komposite entsprechen diesen Anforderungen an einen zahnärztlichen Füllungswerkstoff. Die Löslichkeiten der untersuchten Materialien liegen zwischen $-0,41 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ und $3,22 \mu\text{g}/\text{mm}^3$. Die Komposite Tetric Ceram HB und SureFil hatten nach der Wasserlagerung ein größeres Gewicht als vor der Wasserlagerung, wodurch negative Werte zustande kamen. Der molekulare Einbau von Wassermolekülen kann diesen Effekt erklären, der der dann Löslichkeit entgegenwirkt. Es konnte kein signifikanter Unterschied zwischen Kompositen der verschiedenen Konsistenz festgestellt werden. Nur zwischen den stopfbaren Kompositen Tetric Ceram HB ($-0,41 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) und Solitaire2 ($3,22 \mu\text{g}/\text{mm}^3$) bestand ein signifikanter Unterschied. Da die organische Matrix bei beiden Kompositen ähnlich zusammengesetzt ist (Tab.6), scheidet sie als Ursachenerklärung aus. Der Füllstoffgehalt ist bei Solitaire 2 im Vergleich zu Tetric Ceram HB erniedrigt, aber mit 75 % wesentlich höher als bei Tetric Flow mit 63,8 %. Ob die porösen Füllkörper von Solitaire 2 einen Einfluss haben, müssen weiterführende Untersuchungen zeigen. Wie schon bei der Biegefestigkeit zeigte Solitaire 2 im Vergleich schlechtere Werte. Solitaire 2 wurde 2005 vom Markt genommen.

Nach ORTENGREN [142, 143] geht das Verdünnermonomere TEGDMA am meisten in Lösung. Diese Feststellung wurde in dieser Studie nicht bestätigt, demnach müsste Tetric Flow mit dem höchsten TEGDMA-Gehalt von 7,3 % eine relativ hohe Löslichkeit aufweisen. In dieser Studie hatte Tetric Flow aber die drittniedrigste Löslichkeit. UDMA geht in kleinen, aber noch messbaren Mengen in Lösung, wohin gegen BIS-GMA nur noch nachgewiesen werden kann [144]. FINGER [61] gab an, dass es bei den heutigen hochfunktionellen Methakrylaten nur zu einer geringen Löslichkeiten und Wasseraufnahme käme. Auch Homogenitätsstörungen beeinflussen die Löslichkeit und Wasseraufnahme. Wasser dringt entlang der Mikroporositäten ein, steigert somit die Wasseraufnahme und vergrößert die Oberfläche zum Herauslösen von Monomer.

Um einen Zusammenhang zwischen Füllstoffanteil und Füllkörperform, sowie der Löslichkeit der Monomerzusammensetzung müssen weitere Untersuchungen mit experimentellen Kompositmaterialien unternommen werden.

6.2.3 Röntgenopazität

Komposite für Seitenzahnrestorationen müssen eine adäquate Röntgenopazität zur röntgenologischen Beurteilung aufweisen. Die EN ISO NORM 4049 gibt als Kriterium für die Radioopazität von Kunststoffen an, dass die bestimmte Radioopazität gleich oder größer der Radioopazität der gleichen Dicke Aluminium sein soll. Dentin entspricht 100 %-Al bis 106 %-Al [71], was bedeutet, dass 1 mm Dentin 1 mm des Stufenkeils entspricht. Diese Forderung ist als kritisch zu beurteilen, da sie klinisch nicht ausreichend ist. In der Literatur wird ein Optimum zwischen 250 %-Al und 300 %-Al zur röntgenologischen Diagnostik von Randspalten und Überschüssen angegeben [88, 113, 125]. Dieser Forderung entsprechen die Komposite SureFil (250 %-Al), Tetric Flow (250 %-Al) und Herculite XRV (250 %-Al). Die Kompositmaterialien Tetric ceram (400 %-Al) und Tetric ceram HB (350 %-Al) übertreffen diese Forderung. Nur Solitaire 2 (200 %-Al) erfüllt nicht diese Anforderung und erreicht die Röntgenopazitätswerte des Schmelzes (215 %-Al) [75]. Ein Röntgenkontrast, wie derjenige von Amalgam mit mehr als 1200 %-Al ist bezüglich der Sekundärkariesdiagnostik ungünstiger als der eines Restaurationsmaterials mit schmelzähnlichem Kontrast.

Wenn ein Hersteller Angaben über die Radiopazität macht, so darf der ermittelte Aluminiumäquivalenzwert nicht mehr als 0,5 mm dem Aluminiumäquivalents des Herstellers unterbieten. Unterste Grenze bleibt trotzdem ein Aluminiumäquivalenzwert von 100 %-Al. Die Werte von Tetric Ceram, Herculite XRV und SureFil entsprechen den Herstellerangaben. Bei Tetric Flow ist der ermittelte Wert für die Röntgenopazität 30 %-Al niedriger, bei Solitaire 2 und Tetric Ceram HB 20 %-Al höher als der vom Hersteller angegebene Wert, was mit unterschiedlichen Bestimmungsmethoden für die optische Dichte zu erklären ist. Die Bestimmung mittels Aluminiumstufenkeil kann nur in Schritten von 0,5 mm erfolgen, bei der Berechnung der relativen Röntgenopazität können genaue Werte ermittelt werden. Alle untersuchten Kompositmaterialien entsprechen der zahnärztlichen Norm. Wie in der Literaturübersicht beschrieben, wird die Röntgenopazität neben dem absoluten Füllstoffgehalt, auch von den verwendeten Elementen beeinflusst. HEIN [75] beschreibt für Ytterbiumtrifluorid eine deutlich höhere instrinsische Röntgenopazität als Bariumglasfüllstoffe.

Tetric Ceram und Tetric ceram HB weisen einen etwa gleichen Anteil an Barium- Ionen auf. Tetric Ceram zeigt die größere Röntgenopazität (400 %-Al) durch einen Gewichtsanteil an Ytterbiumtrifluorid von 17 % bei einem Gesamtfüllstoffanteil von 78 %. Der Gesamtfüllstoffgehalt liegt bei TetricCeram HB mit 80,4 % zwar höher, der Anteil an Ytterbiumtrifluorid liegt aber bei 12 %, daher hat das stopfbare Komposit Tetric Ceram den zweithöchsten Wert. Der Gesamtfüllstoffgehalt beträgt bei Tetric Flow 67,8 %. Durch den hohen Anteil von 14,6 % Ytterbiumfluorid wird dennoch eine Röntgenopazität von 250 %-Al erreicht, die gleich der von SureFil ist, obwohl SureFil einen Füllkörperanteil von 82 % hat. Der kontrastgebende Füllstoff bei SureFil ist Barium-Aluminium-Fluoro--Borosilikat, den Restfüllstoff macht hochdisperses Siliziumdioxid aus. Bei Solitaire 2 liegt der Füllstoffgehalt bei 75 %, die Röntgenopazität liegt aber mit 200 %-Al noch unter der von Tetric Flow und SureFil. Bei Solitaire 2 ist der kontrastgebene Füllstoff Barium-Fluoro-Aluminium-Borosilikat. Ein großer Anteil am Restfüllstoff macht aber poröses Siliziumdioxid für die Steifigkeit aus. Zusammenfassend kann gesagt werden, dass für die Radiopazität die Ordnungszahl der verwendeten Elemente größeren Einfluss hat, als der prozentuale Gewichtsanteil. Die Konsistenz der Komposite hat keinen Einfluss auf die Radiopazität.

In der Praxis kann die Röntgenopazität von Füllungskunststoffen nicht isoliert betrachtet werden. Hier kommt es zu einer Überlagerung durch Hartschichten und Weichteile. Für die röntgenologische Beurteilung einer Füllung spielen neben Aufnahmeparametern auch die Größe und Lokalisation eine Rolle. So sind Füllungen gleicher Dimensionierung und Größe im Frontzahnbereich leichter als im Seitenzahnbereich auszumachen [1, 177]. Gleichzeitig wirkt sich der Überlagerungseffekt durch dickere Schmelz- und Dentinschichten stärker aus [53].

6.2.4 Polymerisationstiefe

Die Polymerisationstiefe ist ein Maß für die Reaktivität der Monomere und des Initiatorsystems. Es ist wichtig, dass in der vom Hersteller angegebenen Polymerisationszeit eine ausreichende Polymerisationstiefe erreicht wird. Gemäß EN ISO 4049 entspricht dann ein Füllungskunststoff den Anforderungen, wenn seine Polymerisationstiefe größer als 1,5 mm ist. Dieser Wert ist ein theoretischer Wert, der sich aus der Hälfte der gemessenen, tatsächlichen Polymerisationstiefe errechnet. Alle untersuchten Füllungskunststoffe wiesen eine Mindestaushärtungstiefe von 1,5 mm auf. Die Vermutung, dass Tetric Flow aufgrund seiner höheren Transparenz eine höhere Durchhärtungstiefe zeigen würde, konnte nicht bestätigt werden. SureFil zeigte mit 4,59 mm eine abweichend hohe Polymerisationstiefe. Zum Vergleich der Werte wurde nur Kompositen mit der Farbe A3 gewählt, dennoch gab es Farbabstufungen. Die Farbe A3 erschien bei SureFil heller als die der zu vergleichenden Materialien. Es ist kein Zusammenhang zwischen den Kompositen unterschiedlicher Viskosität herzustellen. Nach ERNST [48] ist die Polymerisation neben der Farbe des Kompositmaterials auch von der Dichte abhängig. Die Dichte ist nach Herstellerangaben bei Tetric Flow $1,83 \text{ g/cm}^3$ [196], bei Tetric Ceram und Tetric Ceram HB $2,25 \text{ g/cm}^3$ [196], und bei Solitaire 2 $1,89 \text{ g/cm}^3$ [183]. In der vorliegenden Untersuchung schien der Einfluss der Dichte untergeordnete Bedeutung zu haben, da Tetric Ceram mit einer im Vergleich zu den anderen Materialien höheren Dichte trotzdem eine hohe Polymerisationstiefe von 3,87 mm aufwies. In der zahnärztlichen Praxis wird eine maximale Schichtstärke von 2 mm empfohlen [106], um der Polymerisationsschrumpfung mit der Schichttechnik entgegen zu wirken, die tatsächlich erreichbare Polymerisationstiefe ist wesentlich größer. Die meisten Photonen kommen nach 2 bis 3 mm zum Stillstand, trotzdem können einige in Tiefen von 6 mm

gelangen [43]. Der Kunststoff polymerisiert bis in diese Tiefen, zeigt aber einen ungenügenden Polymerisationsgrad, der 25 % selten übersteigt [43].

6.2.5 Härteprofil

Der Grad der Polymerisation von Kompositprüfkörpern kann anhand von Härteprofilen überprüft werden. Die Methode der Härtemessung an der Ober- und an der Unterseite eines definiert dicken Kompositprüfkörpers ist ein anerkanntes Verfahren [182, 199]. Aufgrund des Füllstoffgehaltes können die untersuchten Kompositmaterialien in drei Gruppen unterteilt werden. Die erste Gruppe mit einem hohen Füllstoffgehalt wurde von SureFil mit 82 % und Tetric Ceram HB mit 80,4 % gebildet. Die stopfbaren Komposite SureFil und Tetric Ceram HB zeigten mit einer Vickershärte von 77 MPa bzw. 68 MPa auch die größten Härten an der Oberfläche. Die zweite Gruppe beinhaltete die Komposite mit einem Füllstoffanteil bei 75%. Hierzu zählten die normalviskösen Hybridkomposite Herculite XRV und Tetric Ceram HB und das zu den stopfbaren Komposit zählende Solitaire 2. Bei Solitaire 2 ist die Viskosität nicht durch Erhöhung des Füllstoffanteils erreicht, sondern durch die Füllstoffgeometrie und einen erhöhten Anteil hochdispersen Siliziumdioxid. Die Oberflächenhärten lagen zwischen 49 MPa und 54 MPa. Die niedrigste Vickershärte wurde mit 33 MPa bei Tetric Flow gemessen. Es bildet die dritte Gruppe mit erniedrigtem Füllstoffanteil, der mit 63,8 % angegeben ist. Es ist eine Korrelation zwischen Füllstoffgehalt und Härte anzunehmen. Die von REED et al. [154] beschriebene höhere Konversionsrate der Matrix durch einen erhöhten UDMA- Anteil scheint für die Härte von untergeordneter Bedeutung zu sein. Denn Tetric Flow besitzt mit dem höchsten Anteil von UDMA von 14,2 % trotzdem die niedrigste Härte. Für YEARN [221] muss ein polymerisiertes Komposit mindestens 75 % seiner Oberflächehärte erreichen. Für eine adäquate Füllungstherapie muss in der Tiefe von 2 mm eine ausreichende Polymerisation gewährleistet sein. Der Härteabfall kann ein Maß für die Polymerisationsreaktion sein. Das stopfbare Komposit SureFil zeigt sowohl an der Oberfläche, als auch in der Tiefe von 2 mm die größte gemessene Härte, gefolgt vom stopfbaren Komposit TetricCeram HB. Der Forderung nach 75 % der Oberflächenhärte entsprechen die Komposite SureFil, Tetric Ceram und Tetric Flow. Neben dem Härteabfall sind die Absolutwerte zu berücksichtigen. Tetric Flow zeigt die niedrigste Härte, auch wenn die Differenzen sich verringert haben. Solitaire 2 zeigt in 2 mm Tiefe nur noch 55,5 % der

Oberflächenhärte. Ob das ein Problem der Füllstoffgeometrie ist kann nur vermutet werden. Vielleicht kommt es zu verzögerten Polymerisationsverläufen durch die im Vergleich mit 8 μm größeren, porösen Füllkörper. Selbst wenn eine Verlängerung der Polymerisationszeit eine Erhöhung der Härte in 2 mm Tiefe bewirkt, wäre das im klinischen Gebrauch nicht praktikabel. Wie oben beschrieben ist Solitaire2 2005 vom Markt genommen worden. Die gemessenen Werte entsprechen denen anderer Autoren. So gibt der Hersteller von Solitaire2 eine Oberflächenhärte von 57 MPa an [183]. ILIE et al. [90] beschrieben für normalvisköse Hybridkomposite eine Vickershärte von 61,4 MPa und für stopfbare Komposite eine Härte von 67,7 MPa. Auch neuere Studien zu Kompositen bestätigen eine Vickershärte zwischen 21,6 MPa und 102,7 MPa [91]. Es gibt keinen Zusammenhang zwischen der Aushärtungstiefe und der Härte [43].

6.2.6 Politur

Hohe Oberflächenhärte und gute Polierbarkeit von Füllungsmaterialien führten zu einer geringeren Adhäsion von Bakterien und Glucanen [103], wodurch die Gefahren von Plaquebildung und Kariogenese verringert sind. Die Polierbarkeit eines Kunststoffes hängt von der Art und der Größe der Füllstoffe ab. Generell gilt, je größer die Füllstoffe, desto schlechter die Politur. Nicht die mittlere Partikelgröße, sondern die maximale ist für die Rauigkeit verantwortlich. Um bessere Politurergebnisse zu erzielen, wird durch die Reduktion der mittleren Partikelgröße auch die maximale Partikelgröße eingestellt. So wurden bei Tetric Ceram die Poliereigenschaften durch Reduktion der mittleren Füllstoffgröße von 1,5 μm auf 1 μm und die maximale Füllkörpergröße von 7 μm auf 3 μm verbessert [196]. Die Messung der Polierbarkeit der Komposite der Messserie 1 erfolgte nach 24-stündiger Wasserlagerung. Nach 30-tägiger Wasserlagerung und 5000 Temperaturlastwechseln zwischen +5 °C und +55 °C wurde die Veränderung der Politur in Messserie 2 überprüft. Optimal polierte Oberflächen zeigen Tetric Flow und Tetric Ceram. Die anderen Komposite unterschieden sich nicht weiter, auch sie zeigten gute Poliereigenschaften. Auch nach künstlicher Alterung blieb die gute Politur erhalten. SureFil bildete hier eine Ausnahme, da die Messung nach Thermocycling eine rauere Oberfläche ergab. Die drei Messungen der Rauigkeit an der Oberfläche eines Prüfkörpers waren Stichproben und ermöglichten keine ausreichende Beurteilung der gesamten Fläche. Die Rauigkeitswerte stellten einen Trend

dar. Die stopfbaren Hybridkompositen zeigten innerhalb der sechs Hybridkomposite eine größere Rauigkeit. Die Polierbarkeit war trotzdem als sehr gut einzustufen. Das fließfähige Komposit Tetric Flow und das normalvisköse Komposit Tetric Ceram zeigten die geringsten Rauigkeiten und damit die besten Poliereigenschaften. Alle modernen Hybridkomposite zeigen eine Partikelgröße um 1 bis 2 μm und weisen daher auch ähnliche Poliereigenschaften auf. Die gemessenen Werte entsprachen der Arbeit von METZGER [137], bei der ein arithmetische Mittenrauhwert (R_a) für Komposite zwischen 80 nm und 130 nm angegeben wird.

Die Beurteilung mit dem Rasterelektronenmikroskop bestätigten die Rauigkeitsmessungen. Es war keine Verschlechterung nach 30-tägiger Wasserlagerung und Thermocycling festzustellen. Rasterelektronenmikroskopisch sichtbare Mikroporositäten der Füllungs Oberfläche, könnten auf Lufteinschlüsse, die bei der Applikation des Füllungsmaterials auftreten, beruhen.

In der Praxisrealität müssen Füllungen teilweise unter erheblich zeitlichem Druck gelegt und ausgearbeitet werden, was sich negativ auf die Politur auswirkt [158]. Die Morphologie der Füllungen im Mund ist nicht mit den planen Probekörpern zu vergleichen. Auch Platzverhältnisse und Unübersichtlichkeit erschweren die Politur im Mund. Die Beurteilung, ob eine Politur ausreichend ist, kann im Mund nur unzureichend entschieden werden. Bei einer guten Politur kommt es zu einer geringeren Verfärbungstendenz und Plaqueakkumulation.