

2 Literaturübersicht

2.1 Komposite

Die Herstellung eines klinisch brauchbaren Füllungskunststoffes gelang erst durch die Arbeiten von BOWEN [19]. Er entwickelte durch Synthese eines höhermolekularen Monomers, dem Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat (Bis-GMA), dem Beifügen von Silikatpartikeln und einer Verbundphase zwischen diesen Partikeln und der Matrix in den sechziger Jahren des 20. Jahrhunderts einen neuartigen Füllungswerkstoff [19, 20]. Basierend auf dieser Zusammensetzung wurden die ersten gefüllten Kunststoffe, die sogenannten Komposite, auf dem Markt eingeführt. Die Vorteile dieser neuen Füllungskunststoffe im Vergleich zu reinen Akrylatkunststoffen waren die Reduktion der Polymerisationsschrumpfung, die Erhöhung der Abriebfestigkeit und ein niedrigerer Restmonomergehalt [67]. An der Zusammensetzung zahnärztlicher Komposit- Füllungswerkstoffe, bestehend aus einer Kunststoffmatrix, einem Füllkörpersystem und einer Verbundphase, hat sich bis heute prinzipiell nichts geändert. Eine gute Übersicht neuer Füllungsmaterialien bzw. Materialtypen bietet die Einteilung nach HICKEL [83], die in Tabelle 1 dargestellt ist. Die Materialien werden in direkte und indirekte sowie in zahnfarbene und metallische Füllungsmaterialien eingeteilt. Um die Klassifikation bei zahnfarbenen, direkten Füllungswerkstoffen übersichtlich zu gestalten, schlägt HICKEL [83] weiterhin vor, die Materialien nach dem Wassergehalt bzw. der möglichen Säure-Base-Reaktion während des Abbindens einzuteilen. Tabelle 2 zeigt die beiden Hauptgruppen mit ihren Unterteilungen bei den plastisch verarbeitbaren, zahnfarbenen Materialien: Glasionomermemente (GIZ) und Kompositmaterialien.

Tab. 1. Einteilung der Füllungsmaterialien nach HICKEL [83]

Material	Direktes Füllungsmaterial (plastisch verarbeitbar)	Indirekte Restauration (Inlay/ Teilkrone/ Krone)
Zahnfarben	Mikrofüller- Komposite Hybrid- Komposite Kopolymere und PAMR Hybridionomere Konventionelle GIZ Hochvisköse GIZ Ormocer	Mikrofüller- Komposite Hybrid- Komposite Polyglas (Polymerglas) Ceromere Keramik Glaskeramik Verblendete Metall- Keramik
Metallfarben	Amalgam Stopfgold Metallverstärkte GIZ/ Cermet Galliumalloys Silber- Zinn- Legierung	Hochgoldhaltige Legierungen Goldreduzierte Legierungen Nichtedelmetall- Legierungen Palladium-Basis- Legierungen Titan

Tab.2. Einteilung direkter zahnfarbener Füllungsmaterialien nach HICKEL [83]

Glasionomerezemente (enthalten Wasser)	Komposite (kein Wasser zugefügt)
Konventionelle GIZ Metallverstärkte GIZ Hochvisköse GIZ Kunststoffmodifizierte GIZ (Hybridionomere)	Hybrid- Komposite Mikrofüller- Komposite Kompomere Polyacrylsäuremodifizierte Kunststoffe

2.1.1 Klassifikation und Eigenschaften

Kompositmaterialien können nach Art der Füllstoffe, der Kunststoffmatrix, der Indikation oder ihrem Verhalten eingeteilt werden. Die meisten Klassifikationen unterscheiden die Füllstoffe, da diese den wesentlichen Einfluss auf die Eigenschaften eines Kompositmaterials ausüben.

2.1.1.1 Einteilung nach Füllstoffarten

Die bekannteste, diese ist auch Grundlage vieler weiterer Klassifikationen, ist die Einteilung nach LUTZ und PHILLIPS [126]. Sie klassifiziert die Kompositmaterialien nach Art des enthaltenen Füllstofftyps, der charakterisierenden Komponente. Die Unterteilung erfolgt in Makrofüllerkomposite, homogene und inhomogene Mikrofüllerkomposite und Hybridkomposite [126].

Makrofüllerkomposite

Makrofüllerkomposite waren die ersten Komposite, die klinisch eingesetzt wurden. Sie haben heute nur noch historische Bedeutung und werden nicht mehr verwendet [123]. Die Größe der Füllkörper war durch den damaligen Entwicklungsstand des Mahlprozesses definiert. Diese Kompositmaterialien zeigten mittlere Füllkörpergrößen von 5 bis 10 μm [49, 92]. Durch die verwendeten Makrofüller aus Quarz, Glas oder Keramik wurden gute physikalische Werte, wie eine hohe Biegefestigkeit, erreicht. Die Füllkörper waren noch so groß und scharfkantig, dass ihr durch Abrieb bedingter Verlust gleichbedeutend mit einem deutlichen Höhenverlust war. Durch das schlechte Verschleißverhalten zeigten sich Oberflächenrauigkeiten [78], die zu starken Verfärbungen und Plaqueakkumulationen führen konnten [126].

Inhomogene Mikrofüllerkomposite

Die weitere Entwicklung von Füllungsmaterialien stützte sich dann auf die notwendige Verkleinerung der Füllkörper, um eine größere Abrasionsstabilität zu erreichen und die Politureigenschaften zu verbessern. Die in der Klassifikation von LUTZ und PHILLIPS [126] beschriebenen homogenen Mikrofüllerkomposite gab es in praxi nie. Sie stellen eine theoretische Kompositklasse dar. Mikrofüllerkomposite zeichnen sich durch die Verwendung von hochdispersen Siliziumdioxidpartikeln aus. Diese in flammenpyrolytischer Herstellung aus flüssigen organischen Siliziumverbindungen erzeugten Mikrofüllkörper haben eine Größe von 0,01- 0,04 μm [92, 93, 126, 140, 159]. Sie weisen eine optimale Polierbarkeit auf [218]. Der Möglichkeit zur Hochglanzpolitur stehen die im Vergleich zu den Makrofüllerkompositen verringerten mechanischen Eigenschaften, sowie eine erhöhte Wasseraufnahme, eine Erhöhung des thermischen Expansionskoeffizienten und eine größere Polymerisationsschrumpfung gegenüber [49, 126, 174]. Die Druckfestigkeit ist dagegen erhöht [93]. Bei Zugabe von Mikrofüllern in eine organische Matrix erhöht sich die Viskosität rasch. Durch die Verwendung von Vorpolymerisaten wird ein akzeptabler Füllstoffgehalt von bis zu 75 % Masseanteil erreicht, wodurch die Polymerisationsschrumpfung verringert, die Abrasionsstabilität erhöht und die mechanischen Eigenschaften verbessert werden. Mikrofüllerkomposite mit Vorpolymerisaten als organische Füllstoffe werden inhomogene Mikrofüllerkomposite genannt. Die Vorpolymerisate sind splitterförmig, kugelförmig oder bestehen aus Füllkörperagglomeraten [117]. Durch die exzellente Polierfähigkeit [93] und ein geringeres Elastizitätsmodul eignen sich Mikrofüllerkomposite besonders für den Einsatz im Frontzahngebiet und für Klasse- V- Füllungen [49].

Hybridkomposite

Hybridkomposite vereinen zum großen Teil die guten mechanischen Eigenschaften der Makrofüllerkomposite mit den guten Abrasions- und Poliereigenschaften der Mikrofüllerkomposite. Bei Hybridkompositen werden Makrofüllstoffe mit als Mikrofüller eingesetzten hochdispersen Siliziumdioxidpartikeln kombiniert. Hybridkomposite zeigen ein gutes Polierverhalten. Die Möglichkeit zur Hochglanzpolitur der Mikrofüllerkomposite wird dennoch

nicht erreicht. Werden die Hybridkomposite nach der mittleren Füllkörpergröße der enthaltenen Makrofüllkörper klassifiziert, ist eine weitere Unterteilung möglich. Während bei dem Oberbegriff "Hybridkomposit" mittlere Füllkörpergrößen von bis zu 10 μm enthalten sind, enthält ein "Feinpartikelhybridkomposit" Füllkörper bis zu 5 μm Korn-größe, ein "Feinstpartikelhybridkomposit" bis zu 3 μm und ein "Submikrometerhybridkomposit" eine mittlere Füllkörpergröße von unter 1 μm [49, 119]. Innerhalb der zahnfarbenen, plastischen Füllungsmaterialien haben die Fein-, Feinst- und Submikrometerpartikelhybridkomposite den größten Anteil und gelten heute als universellste Kompositmaterialien. Innerhalb der Gruppe der Hybridkomposite lassen sich die Füllkörpersysteme weiter unterscheiden. Neben kompakten Gläsern werden auch poröse Füllkörper, Fasern und ionenfreisetzende Füllkörper verwendet. KUNZELMANN [119] unterscheidet sechs Gruppen von Füllstoffsystemen, die in Tabelle 3 gezeigt werden .

Tab. 3. Einteilung der Komposite anhand der Füllkörpersysteme nach KUNZELMANN [119]

Füllkörpersystem	Beispiele
Quarz + SiO ₂	Pertac II, (3M Espe AG, Seefeld, Deutschland)
Kompakte Gläser + SiO ₂	TPH Spektrum, (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, Deutschland) Charisma, (Heraeus Kulzer GmbH, Hana, Deutschland)
Kompakte Gläser + SiO ₂ + sphärische, gesinterte Mischoxide	Tetric Ceram, (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)
Poröse Gläser + kompakte Gläser + SiO ₂	Solitaire, (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland)
Fasern + kompakte Gläser + SiO ₂	Alert, (Jeneric Pentron GmbH, Kusterdingen, Deutschland)
Ionenfreisetzende Füllkörper + kompakte Gläser + SiO ₂	Ariston, (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein)

Nanofüllerkomposite

Eine Ergänzung zu den Mikrofüllerkompositen stellen Komposite dar, welche Füllstoffe im Nanometerbereich enthalten. Vertreter dieser neuen Materialgruppe sind Filtek Supreme (3M Espe AG, Seefeld, Deutschland), Grandio (Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland), Simile (Jeneric Pentron GmbH, Kusterdingen, Deutschland) und Tetric EvoCeram (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein). Bei Nanofüllerkompositen agglomerieren winzige Füllkörper von 5 bis 20 nm zu „Clustern“, welche weintraubenartige Agglomerate kleinster Zirkonoxid- oder Siliziumdioxidfüllstoffe darstellen. Diese „Cluster“ erreichen eine Gesamtgröße von 0,6-1,4 µm [52]. Neben den „Clustern“ werden nach Herstellerangaben feinstkörnige Siliziumdioxid-Füllkörper in die Matrix integriert, die sogenannten Nanomere. Nanomere sind frei in der Matrix befindliche, nicht agglomerierten Mikrofüllkörper in Größen um die 20 nm [49, 52]. Durch die Verwendung von Nanomeren konnte der Füllstoffgehalt mit 71 bis 75 % Masseanteil auf den eines Hybridkomposites erhöht werden [52, 130]. Somit konnte eine gegenüber einem konventionellen Mikrofüllerkomposit deutliche Erhöhung des Füllkörpergehaltes erzielt werden, bei besserer Polierbarkeit gegenüber einem Hybridkomposit und einer mit einem Hybridkomposit vergleichbaren Polymerisationsschrumpfung. Die Nanofüllerkomposite stellen eine wesentliche Weiterentwicklung der Mikrofüllerkomposite dar.

2.1.1.2 Einteilung nach der Matrix

Die Entwicklung neuer Monomersysteme erfordert bei neueren Einteilungen, die Monomermatrix als Gliederungsgrundlage stärker zu berücksichtigen. Während es bis vor wenigen Jahren ausreichend war, die Komposite anhand ihres Füllkörpertyps, der Füllkörpergröße bzw. dem Füllgrad zu charakterisieren, muss spätestens seit der Einführung der Kompomere und Ormocere auch das Monomersystem bei der Differenzierung berücksichtigt werden. So ist zum Beispiel die organischen Matrix der Ormocere silikatisch modifiziert, auch organisch-modifiziertes Silikat genannt. Eine Einteilung moderner Komposite auf der Grundlage ihrer Matrix basierend auf Marketing-Informationen nach KUNZELMANN [119] zeigt die Tabelle 4.

Tab. 4. Einteilung der Komposite anhand der organischen Matrix nach KUNZELMANN [119]

Matrix	Eigenschaften	Beispiele
Rein organische Matrix	klassische Dentalmatrix (z.B. Bis-GMA, UDMA, TEGDMA), hydrophob	Tetric Ceram , (Ivoclar Vivadent AG) Charisma, (Heraeus Kulzer GmbH) Z100, (3M Espe AG) TPH- Spektrum, (Dentsply DeTrey GmbH)
	im Vergleich zur klassischen Dentalmatrix hydrophilere Monomerbestandteile, z. B. durch polare Seitengruppen (z.B. COOH = Kompomere)	Dyract AP, (Dentsply DeTrey GmbH) Compoglass, (Ivoclar Vivadent AG) Hytac, (3M Espe AG)
Anorganisch-organische Kopolymere als Matrix	klassische Ormocere, geringe Hydrophilie	Definite, (Degussa Dental GmbH, Hanau, Deutschland)
	modifizierte Ormocere, z.B. durch polare Seitengruppen (z. B. COOH)	Admira, (Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland)

Ormocere

Eine Materialalternative zu den bewährten Hybridkompositen stellen die 1998 auf dem Markt eingeführten Ormocere dar. Der Kunstbegriff Ormocer steht für den angloamerikanischen Terminus „organically modified ceramics“ [80,127]. Die Matrix besteht überwiegend aus dreidimensional vernetzten Verbundpolymeren mit einem Anteil an Bis-GMA, Urethandimethacrylat (UDMA) bzw. Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) [80]. Die monomeren Vorstufen der anorganisch- organischen Kopolymere von Ormoceren sind aus drei Strukturelementen zusammengesetzt. Ein anorganisch- kondensierbares Molekülsegment dient zum Aufbau des anorganischen Netzwerkes. Die Anzahl kondensierbarer Gruppen bestimmt den Grad der Vernetzung. Es können lineare, dimere oder dreidimensionale Strukturen ausgebildet werden. Das anorganisch- kondensierbare Segment ist durch ein variables Verbindungs-

segment an ein organisch- polymerisierbares Segment gekoppelt [219]. Das polymerisierbare Molekül ermöglicht durch lichtinduzierte Polymerisation sowohl eine zusätzliche, querverzweigte, organische Netzwerkmatrix, als auch eine Polymerisationsreaktion mit anderen polymerisierbaren Monomeren. Als anorganische Füllkörper, die wie bei Hybridkompositen silanisiert sind, werden Silikatgläser mit einer mittleren Partikelgröße von 0,7 µm und Mikrofüllern aus pyrogenen Siliziumdioxid von ca. 0,04 µm verwendet [80]. Aufgrund ihrer chemischen Struktur sollen Ormocere das Potenzial zur Reduzierung der Polymerisationsschrumpfung, sowie eine hohe Biokompatibilität besitzen [10, 86, 211, 220]. Die derzeitigen Studienergebnisse können keine Überlegenheit in Bezug auf die physikalischen Eigenschaften im Vergleich zu Hybridkompositen erkennen lassen [49, 86, 186, 215]. Zur Zeit sind zwei Ormocer-Vertreter auf dem Markt: Admira (VOCO GmbH) und Definite (Dentsply DeTrey GmbH).

Kompomere

Die Kompomere wurden 1993/94 auf dem Markt eingeführt. Der Begriff Kompomer setzt sich aus Komposit und Glasionomer zusammen. Das erste Produkt war Dyract gefolgt von Compoglass 1995. Kompomere sind chemisch den Kompositen sehr ähnlich, besitzen aber reaktive, ionenfreisetzende Glaspartikel und saure, polymerisierbare Monomeranteile. Sie enthalten im Gegensatz zu GIZ kein Wasser und werden nicht angemischt. Eine geringe Säure-Base-Reaktion erfolgt erst dann, wenn über Speichel Wasser in die Füllung aufgenommen wird, d. h. nicht während der Abbindereaktion wie bei GIZ und Hybrid-ionomeren üblich [6]. Kompomere müssen im Gegensatz zu GIZ mit Säure-Ätz-Technik verwendet werden, um eine ausreichende Haftung an der Zahnhartsubstanz zu erzielen [46]. Die Gruppe der Kompomere weist eine große Bandbreite bei den physikalisch-mechanischen Eigenschaften auf. So variieren die Mittelwerte der Biegefestigkeit zwischen 30 MPa und 130 MPa [6, 90]. Aufgrund der erheblichen Unterschiede innerhalb dieser Materialgruppe, muss über den klinischen Einsatz im Seitenzahngebiet individuell entschieden werden, da nicht alle Produkte dafür geeignet sind.

2.1.1.3 Einteilung nach der Rheologie

Die Kompositmaterialien variieren aufgrund unterschiedlicher Anforderungen stark in ihrer Konsistenz. Im Allgemeinen nimmt mit der Erhöhung des Füllstoffanteils die Viskosität zu. In der von WILLEMS et al. [217] vorgeschlagenen Einteilung der Komposite wird schon der Füllgrad berücksichtigt, obwohl zu diesem Zeitpunkt weder fließfähige noch stopfbare Komposite auf dem Markt erhältlich waren. Daraus ergaben sich fünf Hauptgruppen mit entsprechenden Untergruppen:

1. Dichtgepackte Komposite
 - a) durchschnittlich hochgefüllte Komposite (< 60 Vol.-%)
 - ultrafeingefüllt (Partikelgröße < 3 µm)
 - feingefüllt (Partikelgröße > 3 µm)
 - b) kompaktgefüllte Komposite (> 60 Vol.-%)
 - ultrafeingefüllt (Partikelgröße < 3 µm)
 - feingefüllt (Partikelgröße > 3 µm)
2. Mikrofeingefüllte Komposite
3. Gemischtgefüllte Komposite
4. Konventionelle Komposite
5. Faserverstärkte Komposite

BAYNE et al. [11] entwickelte eine Klassifikation, die die unterschiedlichen Viskositäten anhand zunehmendem Füllstoffgehalt einteilte. Die neuen Materialgruppen werden hier berücksichtigt, angefangen beim niedrigsten Füllstoffgehalt:

Grübchen- und Fissurenversiegler,

Mikrofüllerkomposite

fließfähige Komposite (Flowables)

Hybridkomposite

stopfbare Komposite (Condensables)

Die fließfähigen und stopfbaren Komposite haben das Angebot der zur Verfügung stehenden Komposite bereichert und auch das Indikationsspektrum vergrößert. Die beiden Materialgruppen sollen im folgenden näher charakterisiert werden.

Stopfbare Komposite (Condensables)

Als Erweiterung zu den konventionellen Feinpartikelhybridkompositen kamen 1997 die sogenannten stopfbaren Komposite (Condensables) auf den Markt. Diese hochviskosen Komposite sollten in erster Linie dem Wunsch des amalgamverarbeitenden Zahnarztes nach einem stopfbaren Material nachkommen [62]. Der angloamerikanische Terminus „Condensables“ zeugt von diesem Ursprung. Der Ausdruck ist jedoch falsch, da im Gegensatz zum Amalgam bei Kompositen kein reduziertes Volumen durch mechanische Kraftereinwirkung zu erreichen ist [122].

Stopfbare Komposite zeigen im Vergleich zu den bekannten Hybridkompositen eine höhere Viskosität und eine reduzierte Klebrigkeit am Applikationsinstrument [7, 122]. Durch die erhöhte Viskosität soll eine bessere Adaption der Matrize an den Nachbarzahn möglich sein, was die Gestaltung eines approximalen Kontaktpunktes verbessern soll [7]. Im allgemeinen nimmt mit der Erhöhung des Füllstoffanteils die Viskosität zu und die Eigenelastizität, die die Polymerisationsschrumpfkraft kompensieren könnte, ab. Dabei ist nicht so sehr der Anteil des Füllstoffes in Gewichtsprozent entscheidend sondern vielmehr der Volumenanteil. Weiterhin spielen Füllstoffpartikelform, -größe und ihre Oberfläche eine entscheidende Rolle für das rheologische Verhalten [198]. Diese Modifikationen waren nötig, da die alleinige Anhebung des Füllkörpergehaltes zu verschlechterten werkstoffkundlichen Eigenschaften führte. LEINFELDER et al. [122] haben die verschiedenen Möglichkeiten der Modifikation der Füllkörper für eine höhere Stopfbarkeit eingeteilt:

- A Zusammenschluss mehrerer Partikel- Agglomerate
- B Füllkörper mit optimiertem Raum zwischen den Partikeln
- C Addition faserförmiger Füllkörper

Ein Beispiel für B ist Solitaire 2 (Heraeus Kulzer GmbH), bei dem ein großer poröser SiO₂-Füllkörper ein Verhaken mit den Oberflächen der Nachbarfüllkörper bei Druckbelastung ermöglichen und somit ein "Aneinandervorbeifließen" der konventionellen Glasfüllkörper verhindern soll [81]. Die Erhöhung der Standfestigkeit führte zu einer Verbesserung der Modellierbarkeit. Mit dem Erreichen einer stopfbaren Konsistenz mussten auch Nachteile, wie die schlechtere Adaption an die Kavitätenwand bzw. die schlechtere Benetzungsfähigkeit der Zahnhartsubstanz [63], in Kauf genommen werden. Die Biegefestigkeit ist deutlich niedriger als die von vergleichbaren Feinpartikelhybridkompositen. Außerdem deutet das Ermüdungsverhalten auf ein höheres Frakturrisiko hin [112]. Der Anspruch einer höheren Verschleißresistenz konnte nicht bestätigt werden [128]. Als Vorteil der hochviskösen Komposite bleibt somit die Option, größere Schichtdicken zu applizieren ("bulk fill"-Technik) [119]. Durch den höheren Füllgrad ergibt sich eine etwas reduzierte Polymerisationsschrumpfung, so dass bei gleicher Nettoschrumpfung größere Inkremente verwendet werden können. Als Inkrementdicke wird der Betrag von 5 mm genannt [194].

Fließfähige Komposite (Flowables)

Ursprünglich wurden niedrig visköse Kompositmaterialien zur besseren Adaption stopfbarer Komposite entwickelt. Die Herstellung von fließfähigen Kompositen (Flowables) wird durch die Erniedrigung des Füllstoffanteils und durch Erhöhung von Viskositätsverdünnern wie TEGDMA erreicht [11, 12, 150, 153]. Das Elastizitätsmodul ist im Vergleich zu Hybridkompositen niedriger, was die Verwendung als Stressbrecher zwischen Zahnhartsubstanz und Hybridkompositmaterial nahe legt. Bei der Polymerisation fließfähiger Komposite treten im Vergleich zu hochviskosen Kompositen weniger Spannungen auf. Ein zusätzliches Nachfließen während der Kontraktion wird ermöglicht [17]. Der geringere Füllstoffgehalt bedingt eine niedrigere Röntgenopazität und Härte, sowie eine höhere Transparenz [18]. Weiterhin vergrößert sich durch die Verminderung des Füllstoffgehaltes die Polymerisationsschrumpfung [120, 185]. Es konnten im Zahnbürstabrasionsverhalten keine Unterschiede zwischen Hybridkompositen und fließfähigen Kompositen belegt werden [11]. MAZER und RUSSELL [133] verglichen mit Hilfe eines Farbstoffpenetrationsversuchs die Randedichtigkeit eines Hybridkomposites mit der eines fließfähigen Komposites und fanden keine Unterschiede.

Der Vorteil von niedrigviskösen Kompositen soll im besseren Anfließen und Adaptionvermögen liegen [62, 89, 170]. Diese Adaptionsschicht bedeutet für die Haltbarkeit der Restauration mehr Sicherheit im Bereich der Füllungsråder [72]. In einer Zwei-Jahres-Studie mit der Materialkombination Admira Flow/ Admira konnte tendenziell eine bessere Randdichtigkeit als mit höher gefüllten Materialvarianten festgestellt werden [80]. Das Flowable wird ähnlich einem dünnen Liner in die Kavität eingebracht und verbessert durch diese „Composite-bonded-to-flowable“-Technik, kurz CBF genannt, die Randintegrität von Füllungen höher gefüllter Kompositmaterialien [80]. Bei der Verwendung eines ungefüllten Adhäsivs stellt die CBF-Technik eine gute Möglichkeit dar, das gute Adaptionvermögen eines fließfähigen mit der Abrasionsfestigkeit und Modellierbarkeit des standfesteren Materials zu kombinieren [62, 89, 150]. Nach der Einführung der CBF-Technik wurde die Notwendigkeit der Photopolymerisation des Flowables diskutiert. FRANKENBERGER et al. [63] konnten zeigen, dass ohne die Lichthärtung des dünnfließenden Kompositmaterials mehr approximale Überschüsse gebildet werden. Die Schichtdicke sollte bei der CBF-Technik 1 mm nicht überschreiten. Nach der Applikation muss eine Lichthärtung für 40 s erfolgen. Die von LABELLA et al. [120] beschriebenen Werkstoffdaten für Flowables und gefüllte Adhäsive stützen jedoch die Vermutung, dass beim Einsatz gefüllter Adhäsive keine CBF-Technik für die Verbesserung der internen und marginalen Adaption notwendig ist [63, 120].

Das Indikationsspektrum der Flowables ist breit gefächert. Dennoch sollte die einfache Handhabbarkeit nicht zum weiteren Ausdehnen des Indikationsspektrums führen. Eine okklusale Belastung führt zu einer Biegung des Zahnes, die wiederum das Einwirken von Verschiebekräften auf jede im Zahnhalsbereich gelegte Füllung zur Folge hat [100]. Ein fließfähiges Komposit ist gerade durch das verringerte Elastizitätsmodul für Zahnhalsfüllungen geeignet [104]. Im okklusionstragendem Gebiet sind fließfähige Komposite für die Fissurenversiegelung und die erweiterte Fissurenversiegelung einzusetzen [22]. In Kombination mit der CBF-Technik eignen sich die Flowables auch für Klasse I- und Klasse II-Füllungen. Große Vorteile weist das Material bei der parodontalen Verblockung auf. Es entfällt die Modulation mit dem Spatel, denn das Material fließt eigenständig in den Approximalraum. Die drucklose Applikation ermöglicht die Verblockung der gelockerten Zähne in physiologischer Stellung. Auch zum Fixieren von Kieferbruchschielen eignen sich fließfähige Komposite, zum Beispiel bei der Draht-Mesh-Technik bei der Akutversorgung des Frontzahntraumas [115].

Zum adhäsiven Befestigen passgenauer Keramikinserts können diese Komposite ebenfalls eingesetzt werden, obwohl hier dualhärtende Materialien die bessere Alternative darstellen würden. Flowables stellen eine sinnvolle Ergänzung des Kompositespektrums dar. Durch das verringerte E-Modul, die geringere Härte und die erhöhte Polymerisationsschrumpfung sind die momentan verfügbaren Produkte kein kompletter Ersatz für Klasse I- und II-Kavitäten.

2.1.2 Chemie der Komposite

2.1.2.1 Monomermatrix

Die Monomermatrix setzt sich aus unterschiedlichen Monomeren zusammen, die bi-, tri- oder sogar noch höher funktionell sein können. Bevorzugt werden hochmolekulare, langkettige Dimethakrylate [159]. Di- oder Triakrylate sind Di- oder Triester der Methakrylsäure mit hochmolekularen Alkoholen [92, 159, 208]. Die wichtigsten Monomere sind heute das von BOWEN [19, 20] entwickelte BIS-GMA sowie UEDMA. UEDMA wird überwiegend in Abmischung mit Bis-GMA verwendet [188]. Durch die Methakrylgruppe ist eine Polymerisationsreaktion möglich. Diese Reaktion verläuft unter Volumenkontraktion, der sogenannten Polymerisationsschrumpfung, da sich der Abstand zwischen den Kohlenstoffatomen bei der Umsetzung einer Doppelbindung zu einer Einfachbindung reduziert [159, 203]. Durch Verwendung hochmolekularer Methakrylate nimmt die Volumenkontraktion bei der Polymerisationsreaktion mit steigender Kettenlänge ab, da sich das Verhältnis des Molekulargewichtes zur Anzahl der Doppelbindungen erhöht [92, 140]. Verdünnermoleküle wie TEGDMA müssen zur Regulierung der Viskosität hinzugesetzt werden, damit noch hohe Füllgrade mit anorganischen Füllstoffen erreicht werden können [92]. Durch diese niedermolekularen Komomere lässt sich der Fülleranteil auf bis zu 85 % Masseanteil erhöhen [67]. Durch Kopolymerisation mit Monomeren mit bestimmten funktionellen Gruppen oder aromatischen bzw. aliphatischen Ringsystemen können die Polymereigenschaften erheblich beeinflusst werden. So führt der Einbau aliphatischer oder aromatischer Ringsysteme in der Regel zu mechanisch sehr festen und starren Polymeren [95].

2.1.2.2 Anorganische Füllkörper und deren Verbund

Füllstoffe optimieren die physikalisch- mechanischen Eigenschaften der Komposite und verringern das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung. Schon 1953 weist PAFFENBERGER [145] auf die Verbesserung der Dimensionsstabilität bei Kunststoffen durch die Verwendung von Füllstoffen mit niedrigem thermischen Ausdehnungskoeffizienten hin. Die Beimengung anorganischer Partikel zur Kunststoffmatrix verbessert die Festigkeit, die Steifigkeit und vermindert die Wasseraufnahme und den thermischen Ausdehnungskoeffizienten [66, 118, 139, 148]. Als anorganische Füllkörper werden pyrogenes Siliziumdioxid, mikrofeine Barium- oder Strontiumsilikatgläser, feingemahlener Quarz, Zirkoniumdioxidgläser und Yttrium- oder Ytterbiumtrifluorid verwendet [96, 97, 98]. Durch das Füllkörpersystem wird auch die klinische Anforderung an Röntgenopazität erfüllt. Es werden Elemente mit hohen Atommassen zugesetzt, da diese Röntgenstrahlen stärker absorbieren. Überwiegend dienen hierzu barium- oder strontiumhaltige Gläser sowie Zirkoniumdioxid [107, 212]. Weitere röntgendichte Zusatzstoffe stellen die Pigmente Ytterbium- und Yttriumtrifluorid dar [93].

Damit die Eigenschaften der verwendeten Füllstoffe auf das Komposite übertragen werden können, muss ein guter Verbund zwischen Matrixharz und Füllstoff vorhanden sein. Dieser Verbund wird bei den Kompositwerkstoffen durch Silanisierung der anorganischen Füllstoffoberflächen erreicht. Silane besitzen einen hydrophoben und einen hydrophilen Molekülanteil, welcher über eine hydrolysierbare Siliziumgruppe mit der Füllkörperoberfläche reagiert. Der hydrophobe Teil des Haftsilans ist ein organofunktioneller Rest, der den Verbund zur Kunststoffmatrix ermöglicht. Durch Anlagerung der Haftsilane an die hydrophile Oberfläche der Füllstoffe wird deren Oberfläche hydrophob, und die Verbindung mit der hydrophoben Kunststoffmatrix kann erfolgen. Übliche zur Herstellung von Kompositmaterialien verwendete Haftsilane sind Vinyltriethoxysilanol und Methacryloxypropyltrimethoxysilanol [92, 159]. Die Schichtdicke des Silans liegt zwischen 5- 20 nm [95].

2.1.2.3 Weitere Zusätze

Weitere Bestandteile der Kompositmaterialien sind Initiatoren zur Auslösung der Polymerisation [159], Stabilisatoren, Pigmente und UV-Stabilisatoren. Stabilisatoren, auch Inhibitoren oder Antioxidantien genannt, unterbinden eine vorzeitige, nicht gesteuerte Polymerisation, indem reaktive Moleküle inaktiviert werden. Dadurch kann die Lagerfähigkeit der Komposite erhöht werden. Sie werden in geringen Mengen von 300- 1000 ppm zugesetzt [94], da sonst die Aushärtung gehemmt wird. Verwendete Stabilisatoren sind Hydrochinon, Hydrochinonmonomethylether sowie verschiedene Phenole, die sich als wirksam und farbstabil erwiesen haben [210]. Durch Pigmente und optischen Aufhellern gelingt eine Farbnuancierung der zahnärztlichen Kunststoffe. Pigmente sind anorganische oder organische feste Teilchen mit einer Korngröße zwischen 0,01 und 1 μm [98], die gleichmäßig in der Kunststoffmatrix verteilt werden. Sie müssen farbstabil, unlöslich und toxikologisch unbedenklich sein. Hauptsächlich werden anorganische Pigmente eingesetzt, wie Eisenoxide, Aluminiumoxid oder Titandioxid. Für die Farbstabilität werden UV-Stabilisatoren eingesetzt. Sie absorbieren UV-Licht unterhalb von 380 nm [94] und wandeln die Lichtenergie in Wärme um. Dadurch wird ein durch UV-Licht bedingter Zerfallsprozess, der gelbe Verfärbungen hervorrufen würde, verhindert [210].

2.1.3 Aushärtungsmechanismus und Polymerisationsschrumpfung

Kompositmaterialien erhärten durch die Umsetzung der Monomere zu Polymeren in einer radikalischen Polymerisation [92, 98]. Die modernen Füllungskomposite sind alle lichthärtend. Die verwendeten Initiatoren sprechen auf eine Wellenlänge im Bereich von 380-500 nm an. Der in den lichthärtenden Kompositen am häufigsten gebrauchte Photoinitiator ist Kampherchinon, dessen Absorptionsmaximum bei einer Wellenlänge zwischen 460 nm und 470 nm liegt [86, 98, 117]. Als benötigte Lichtintensität wird eine unterste Grenze von 300 bis 400 mW/cm^2 angegeben [162]. Bei der Verwendung herkömmlicher Halogenlampen sollte die Intensität bei 500 mW/cm^2 liegen, um in einer Schichtstärke von 2 mm noch eine akzeptable Härte zu erreichen [152]. Der Luftsauerstoff zeigt eine polymerisationshemmende Wirkung. Die Eigenschaft des Sauerstoffes als Inhibitor wird durch eine dünne, klebrige, nicht

erhärtende Materialschicht an der Oberfläche deutlich. Diese Schicht wird auch Sauerstoffinhibitionsschicht genannt und ermöglicht bei der Schichttechnik den Verbund zwischen den Lagen. An der definitiven Füllungsoberfläche ist die Sauerstoffinhibitionsschicht durch erhöhten Restmonomergehalt nicht erwünscht, sodass eine abschließende Oberflächenbearbeitung erfolgen muss.

Die Polymerisationsschrumpfung von Kompositen wird mit einer Volumenverringerng von 1,7 bis 6 % angegeben [77]. Diese Volumenänderung ist zwar immer gleich, kann aber durch die Applikation verschiedener, nacheinander ausgehärteter Schichten kompensiert werden. Die absolute Polymerisationsschrumpfung hängt von der pro Schicht ausgehärteten Masse an Komposit ab [158]. Die Schichtstärke sollte daher 2 mm nicht überschreiten [101, 106].

Initial kann das Material die Volumenschrumpfung bei der Polymerisationsreaktion durch Fließvorgänge ausgleichen. Ab dem Gel-Punkt kommt es zu einer schlagartigen Zunahme der Polymerisationsgeschwindigkeit, wodurch die Viskosität steigt und ein Nachfließen von Kunststoffmaterial zum Spannungsausgleich verhindert wird [135]. Die im Post-Gel-Zustand entstehenden Spannungen können zum Ablösen von den Kavitätenwänden und zur Randspaltbildung führen oder das Material durch entstehende Volumendefekte schwächen [131]. Ein Randspalt kann das Eindringen von Bakterien, Flüssigkeiten, Molekülen und Ionen ermöglichen [178] und so zu Hypersensitivitäten, Sekundärkaries und Pulpenirritationen führen [155]. Die bei der Aushärtung auftretende Polymerisationsschrumpfung stellt nach wie vor das Hauptproblem der Kompositmaterialien dar [44, 171, 185]. Trotz großer Anstrengungen, schrumpfungssarme Monomersysteme zu entwickeln, konnte diesbezüglich noch kein überzeugender Erfolg erzielt werden [16, 44, 191, 192]. Aus diesem Grund versucht man die Folgen der Polymerisationsschrumpfung durch die Verwendung von Adhäsivsystemen [161], die Schichttechnik, die Säure-Ätz-Technik [16, 24, 134], stressauffangende Zwischenschichten [195, 134, 200, 201], über die Reduktion des Verhältnisses gebundener zu ungebundener Oberfläche, des C-Faktors [55] oder Modulation der Polymerisationskinetik unter Anwendung der Soft-Start-Polymerisation [57, 111, 135, 136, 214] zu vermeiden.

2.2 Indikation und klinische Bewährung

Die American Dental Association (ADA) hat 1998 Stellung zur Indikation und Kontraindikationen von Kompositfüllungen auf der Grundlage einer aktuellen Auswertung der wissenschaftlichen Literatur genommen [2]. Zu den aufgeführten Indikationen im Seitenzahnggebiet zählen Fissuren- und Erweiterte Fissurenversiegelung, Primärversorgung für Klasse- I- und Klasse- II- Kavitäten, Sekundärversorgung kleiner und mittlerer Klasse- I- und Klasse- II- Kavitäten, Klasse- V- Kavitäten und Füllungen bei Patienten mit Allergie gegen Metalllegierungen. Als Kontraindikationen wurden Füllungen angegeben, die hohen Kaubelastungen ausgesetzt sind, ferner Kavitäten, bei denen keine adäquate Feuchtigkeitskontrolle möglich ist und Patienten mit Allergie gegen Kompositbestandteile (inkl. Adhäsivsystem). Auch die Deutsche Gesellschaft für Zahnerhaltung (DGZ) und die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) haben die Anwendung von Kompositen im Seitenzahnbereich differenziert [35]. In einer gemeinsamen Stellungnahme legten sie die Indikationen für kleine Klasse- I- und Klasse- II- Läsionen sowie mittelgroße Klasse- I- und Klasse- II- Kavitäten fest, falls eine schmelzbegrenzte Kavität vorliegt und die okklusale Belastung nicht ausschließlich auf der Restauration erfolgt. Bei großen Defekten werden Kompositfüllungen immer noch als Kompromisslösung betrachtet.

2.3 Werkstoffkundliche Parameter von Kompositmaterialien

Zahnärztliche Komposite müssen bestimmte werkstoffkundliche Parameter aufweisen, um als Füllungsmaterial den physikalischen und chemischen Beanspruchungen in der Mundhöhle zu genügen. Vergleichbare Aussagen lassen sich nur mit standardisierten Prüfverfahren treffen, die durch genau festgelegte Probekörperherstellung und Probekörperdimension, Lagerungsbedingungen und Versuchsaufbauten eine Reproduzierbarkeit der erhaltenen Ergebnisse gestatten [107, 208]. Zur Qualitätssicherung dienen nationale und internationale Normen. Die Mindestanforderungen, die ein Kompositfüllungsmaterial erfüllen muss, um zugelassen zu werden, sind in der EN ISO 4049 [47] beschrieben. Ein Universalhybridkomposit ist in der EN ISO 4049 als Typ I, Klasse 2, Gruppe 1 klassifiziert [47]. Das meint einen lichthärtenden restaurativen Kunststoff, für den der Hersteller die Eignung zur Wiederherstellung von

Okklusalfächen beansprucht. Zu den wichtigen zu untersuchenden werkstoffkundlichen Kenndaten zählen Biegefestigkeit, Wasseraufnahme- und Löslichkeit, Röntgenopazität, sowie die Polymerisationstiefe. Zur weiteren Materialcharakterisierung von Füllungsmaterialien kann die Polierbarkeit herangezogen werden. Die Übertragung werkstoffkundlicher Parameter auf die klinischen Eigenschaften erweist sich oft als problematisch [160].

2.3.1 Biegefestigkeit und E- Modul

Die Prüfung der Biegefestigkeit erfolgt gemäß EN ISO 4049 [47]. Ein lichthärtendes Füllungskomposit für Restaurationen im Front- und Seitenzahnggebiet muss eine Mindestbiegefestigkeit von 80 MPa aufweisen. Festigkeitsuntersuchungen an Verbundwerkstoffen zeigen eine Korrelation zum klinischen Verhalten dieser Füllungswerkstoffe [173, 207]. Bei Messungen der Biegefestigkeit treten sowohl Druck- als auch Zugbelastungen auf, was zu klinisch relevanten Ergebnissen führt [184, 207, 208].

Der Elastizitätsmodul (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 stark nach. Bei Krafteinwirkung deformiert sich das Netzwerk des Polymers, wobei zuerst die sekundären Bindungen, wie Wasserstoffbrückenbindungen, beansprucht werden. Je höher aber der Vernetzungsgrad des Polymers ist, umso größeren Einfluss haben die kovalenten Bindungen. Die mechanischen Eigenschaften werden verbessert [4]. Des Weiteren wird der E-Modul durch den Füllstoffgehalt beeinflusst. Mit steigendem Füllstoffgehalt nimmt der E-Modul und damit die Formstabilität zu [163]. Der optimale E-Modul eines Füllungswerkstoffes wird durch die Indikation bestimmt. So sollte der E-Modul für eine Klasse- V- Füllung niedriger sein [104], als für eine Klasse- II- Füllung, wo es dem Dentin entsprechende oder höhere Werte aufweisen sollte [138, 216]. Ein zu geringer E-Modul im Seitenzahnggebiet führt bei Belastung zu einer Deformation und zu einer Beeinträchtigung der marginalen Integrität [121, 174] Kompomere weisen im Vergleich zu Hybridkompositen einen etwas geringeren E-Modul und eine geringere Biegefestigkeit auf [21, 68]. Bei Ormoceeren sind Biegefestigkeit und E-Modul mit Hybridkompositen vergleichbar [220]. Nach Wasserlagerung kommt es auch hier zu einer geringen Abnahme der Parameter [157].

2.3.2 Wasseraufnahme und Löslichkeit

Die Wasseraufnahme und Löslichkeit eines plastischen zahnfarbenen Füllungsmaterials werden durch die Art der Monomere und Polymere, den Vernetzungsgrad und den Volumenanteil der verwendeten Füllstoffe sowie durch die Verbundphase bestimmt [56, 92, 98, 180, 181]. Die geringe Größe der Wassermoleküle und vor allem sein starkes Dipolmoment ermöglichen eine Diffusion in das Polymernetzwerk [9, 102]. Wassermoleküle bilden an polaren Gruppen der Polymermatrix Wasserstoffbrückenbindungen oder andere schwache polare Bindungen [92, 98, 144]. Je mehr polare Atomgruppen, wie z.B. Karboxyl- oder Hydroxylgruppen, in einer Polymermatrix vorhanden sind, umso leichter kann die Wasseraufnahme erfolgen [98, 144]. Die Wasseraufnahme steigt mit der Anzahl der Ethylenoxidgruppen (-CH₂-CH₂-O-) in der Hauptkette des Komonomers und nimmt mit der Anzahl der Hydrokarbongruppen (-CH₂-) ab [30, 41]. Durch die Wasseraufnahme kann das Füllungsmaterial expandieren [172, 181]. Diese hygroskopisch bedingte Volumenzunahme kann die Polymerisationsschrumpfung teilweise kompensieren [56, 108]. Es kommt zu einer Vergrößerung der Intramolekularabstände. Nach SÖDERHOLM bleibt die Quellung eines Bis-GMA/ TEGDMA Kopolymers hinter der Gewichtszunahme zurück, was mit der Einlagerung von Wasser in Porositäten erklärt wird [179]. Zwischen Wasseraufnahme und Volumenänderung besteht eine Korrelationswahrscheinlichkeit von 90 % [172]. Sobald die Wasseraufnahme die Polymerisationsschrumpfung überkompensiert, bauen sich andererseits Druckspannungen auf, die zur Fraktur der Zahnhartsubstanz führen können. Die Wasseraufnahme erfolgt in der Kunststoffmatrix der Komposite. Der Silanisierungsprozess verringert die Diffusion entlang der Füllstoffoberflächen und damit die Menge der Wasseraufnahme [29]. Bei den heutigen Füllungskunststoffen, deren Füllkörper silanisiert sind, konnte jedoch kein Einfluss mehr auf die Diffusion entlang der Füllkörpergrenzen nachgewiesen werden [9, 60, 102]. Bei steigendem Füllstoffgehalt wird weniger Wasser aufgenommen, da sich der Anteil der Kunststoffmatrix am Komposit verringert [168]. Die Wasseraufnahme wird auch durch die Größe der Oberfläche bestimmt [56, 209]. Mikrogefüllte Kompositmaterialien zeichnen sich gegenüber Hybridkompositen durch einen höheren Monomergehalt aus, der zu einer stärkeren Wasseraufnahme und einer geringeren Farbstabilität führt [40]. Versuche haben gezeigt, dass sowohl die Wasseraufnahme, als auch die Löslichkeit bei Kompomeren im Vergleich zu Hybridkompositen etwas erhöht ist [8, 13],

wobei eine geringe Wasseraufnahme erwünscht ist. Nach der Lichtpolymerisation ist für die Säure-Base-Reaktion zwischen säurelöslichen Glasfüllkörpern und organischen Akrylsäurederivaten Wasser erforderlich [6, 90]. Diese Reaktion verläuft sehr langsam, bewirkt aber durch eine zusätzliche Vernetzung eine nachträgliche Härtung [90]. Bei Ormoceren sind Wasseraufnahme und Löslichkeit mit Hybridkompositen vergleichbar [220].

Die Löslichkeit von Verbundkunststoffen wird im Wesentlichen durch Additive und Restmonomergehalt geprägt [23, 189]. Nach der Arbeit von LUCKENBACH [124] wurde die Wasserlöslichkeit der lichterhärtenden Kompositmaterialien bei verlängerter Aushärtungszeit deutlich kleiner. Eine unvollständige Polymerisation führt zu einer Erhöhung der Löslichkeit [45, 146, 147]. Die Zerstörung des Verbundwerkstoffes durch Löslichkeit geht immer von der Oberfläche aus, wobei Abrasionsprozesse den Abbau beschleunigen [92]. 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. Bei den Kompomeren soll ein Herauslösen von Fluoriden in Wasser eine kariesprotektive Wirkung erreichen. Die Fluoridabgabe ist proportional mit der Wasseraufnahme und indirekt proportional mit der Festigkeit des Materials [90].

2.3.3 Röntgenopazität

Der Vorteil eines radioopaken Füllungskunststoffes besteht in der Wahrnehmung von Sekundärkaries und Randspalten, dem Feststellen von positiven Stufen und Überhängen, sowie der Einschätzung der Nähe zur Pulpa [28]. Auch für die röntgenologische Fremdkörperlokalisation im Falle versehentlichen Verschluckens oder Aspirieren ist eine Röntgenopazität wichtig [71]. Ein zahnfarbener, direkter Füllungskunststoff gilt nach der EN ISO 4049 dann als radioopak, wenn die bestimmte Radioopazität gleich oder größer als die Radioopazität der gleichen Dicke Aluminiums ist [47]. Bevor sich ein Aluminiumstufenkeil als Referenzmaterial durchsetzte, wurde die Röntgenopazität durch visuelle Beurteilung röntgenologischer Abbildungen von Proben gleicher Schichtdicke und Form bestimmt [25]. Diese Untersuchung lässt aber nur einen relativen Vergleich der Materialien zu, der nicht standardisierbar ist. Für eine objektive Beurteilung der Radioopazität bestimmten DEGERING und BUSEMANN [33] die röntgeno-

logisch gewonnenen Schwärzungen mit Hilfe von Densitometern. Bei der Densitometrie wird die Abschwächung von Licht definierter Wellenlänge nach dem Durchtritt durch den entwickelten Röntgenfilm gemessen. Ein Vergleich der Werte verschiedener Studien ist mit dem Verfahren nicht möglich, da jede Variation der Aufnahmeparameter die absoluten Werte der Dichtemessung erheblich beeinflusst [213]. Erst die Einführung eines Aluminiumstufenkeils als Referenzmaterial machte einen Vergleich möglich. Der Aluminiumstufenkeil wird zusammen mit der zu untersuchenden Probe belichtet, so dass gleiche Expositions- und Entwicklungsschwankungen vorzufinden sind. Densitometrisch wird der Schwärzungsgrad der Materialprobe und die Stufe des Aluminiumkeils mit gleicher optischer Dichte ermittelt. Die Aluminiumlegierung hat einen erheblichen Einfluss auf die Röntgenopazitätswerte [28, 70, 213]. Bei Verwendung von Al 95 % ergaben sich 1,8-fach niedrigere Röntgenopazitätswerte als relativ zu Al 99,5 % [75]. Nach EN ISO 4049 wird ein Aluminiumstufenkeil von mindestens Al 98 % verlangt [47], wobei sich ein Aluminiumstandard von Al 99,5 % durchgesetzt hat [75, 107, 213]. Die relative Röntgendichte von Dentin zu Aluminium wird mit Al 100 - 106 % angegeben [71]. Die Angaben für Schmelz schwanken zwischen 197 und 212 % Aluminium. HAAK et al. [71] sehen einen Füllungswerkstoff als ausreichend röntgenopak an, wenn er den Äquivalentwert von Schmelz erreicht. KREJCI et al. [113] fordert eine Mindestabsorption von Al 250 % und LUTZ [125] und MAYER et al. [132] verlangen eine Opazität von Al 300 % für eine adäquate Röntgendiagnostik. In jedem Fall wird die radiologische Diagnostik von Karies erheblich verbessert, wenn die Radioopazität gleich oder höher der des Schmelzes ist [54, 69, 75, 151, 197, 202].

2.3.4 Polymerisationstiefe und Härte

Füllungskompositmaterialien sind aufgrund ihres Füllstoffgehaltes und der Einfärbung mit Pigmenten weniger lichtdurchlässig als reine Methakrylate [107]. Die Polymerisationstiefe ist abhängig vom Lampentyp, von der Intensität des Lichtes, der Bestrahlungszeit, der Kompositzusammensetzung, der Transluszenz und der Farbe [76, 99, 177, 222]. Auch der Abstand und Winkel der Lampe zum auszuhärtenden Komposit bestimmen die Polymerisations- und Aushärtungstiefe [193]. Die EN ISO 4049 verlangt für lichthärtende, nichtopake Füllungsmaterialien eine Mindestpolymerisationstiefe von 1,5 mm [47]. Die Polymerisationstiefe dieser

Norm ist ein errechneter Wert, der sich aus der Hälfte der maximalen Durchhärtung ergibt. YEARN [221] beschrieb als erster das Verfahren zur Bestimmung der Polymerisationstiefe. Er polymerisierte einen Kompositzylinder in einer geeigneten Form und entfernte nachher den weichen, nicht polymerisierten Anteil und bestimmte so die Polymerisationstiefe

Da die Polymerisationstiefe nichts über den Polymerisationsgrad aussagt, wird die Durchhärtungstiefe hinzugezogen. Wesentlichen Einfluss nehmen auch hier die Leistungsfähigkeit des Lichtpolymerisationsgerätes und die Bestrahlungsdauer [50, 66]. Je größer die Anfangsintensität des Lichtes ist, umso eher wird der Gel-Punkt erreicht. So sind bei Hochleistungslampen, wie Plasma- oder Xenonlampen, alle Härtewerte niedriger als die vergleichbaren Werte, die mit einer Halogenlampe erzielt wurden [31, 64, 175]. In einer Schichttiefe von 2 mm sind signifikant mehr Restmonomere als bei der Verwendung von Halogenlampen zu finden [64]. Die Soft-Start-Polymerisation mit Halogenlampen bietet eine gute Polymerisationssteuerung. Dabei wird zu Beginn eine niedrige Lichtintensität zugeführt, um die Phase des Nachfließens, zu verlängern [57, 111]. Erst nach erfolgter initialer Aushärtereaktion wird die Lichtintensität erhöht [111, 136, 214]. MEHL et al. [135] fanden ein Optimum bei 360 mW/cm^2 Startintensität für 10 s und bei 600 mW/cm^2 Endintensität für 30 s. LED-Lampen bieten sich aufgrund der konstanten Lichtemission, der langen Lebensdauer, der geringeren Wärmeentwicklung und dem geringeren Gewicht [51, 99] als Alternative zu herkömmlichen Halogenlampen an. Zur Zeit werden aber noch nicht die Aushärtungs- sowie Polymerisationstiefen von Plasma-lampen erreicht [42, 99, 199].

Hybridkomposite weisen in jeder Schicht höhere Härtewerte auf als Mikrofüller [42]. Je höher der Vernetzungsgrad und anorganischer Füllstoffgehalt sind, umso größer wird die Härte [98]. Unabhängig vom Material nehmen die Härtewerte von der Oberfläche her ab [76, 152]. Die Härte von Kompositen wird häufig nach der Vickers- Methode bestimmt [37].

2.3.5 Ausarbeiten und Polierbarkeit

Die Ausarbeitung einer Füllung beginnt bereits bei der Modellierung, um die weitere Ausarbeitung auf wenige Arbeitsschritte zu beschränken. Eine Kompositfüllung wird wegen der Polymerisationsschrumpfung und der Sauerstoffinhibitionsschicht mit Überschuss modelliert. Durch Schleifen mit Hartmetallinstrumente und/ oder Diamanten mit einer mittleren Korngröße von ca. 25 μm [119] wird die Oberfläche definitiv geformt. Durch Polieren wird die Oberfläche ohne wesentlichen Materialabtrag weiter eingeebnet. Das führt zur Verdichtung der Oberflächenstruktur mit dem Ziel einer Verbesserung der Oralhygiene durch Selbstreinigung, Reduktion der Plaque- und Zahnsteinretention und Verbesserung des ästhetischen Effekts. Ein bewährtes Poliersystem für die Politur von Glattflächen sind die flexiblen mit Aluminium beschichteten Sof-Lex-Scheiben (3M Espe AG, Seefeld, Deutschland) [101]. Die Sof-Lex-Scheiben können bis zur Hochglanzpolitur benutzt werden, als Alternative für Gummipolierer und Polierpaste.

Die Polierbarkeit stellt eine wichtige Materialeigenschaft für den Einsatz in der Praxis dar. Zur quantitativen Beschreibung der Rauheit dient der arithmetische Mittenrauwert [141]. Die Polierbarkeit von Kompositmaterialien ist im Wesentlichen abhängig von der Größe der Füllstoffe. Sobald die Füllkörpergröße von etwa 400 - 700 nm in der Größenordnung der Wellenlänge des Lichtes liegt, ist es möglich, das Material hochglänzend zu polieren, da Lichtbrechungen an der Oberfläche nicht mehr wahrgenommen werden können. Eine sehr gute Polierbarkeit weisen daher die Mikrofüllerkomposite auf. Diese Qualität wird nicht von Hybridkompositen erreicht, dennoch weisen sie eine gute und akzeptable Polierbarkeit auf. Die Vielzahl mikroskopisch kleiner Schleifspuren in einer Ebene stellt sich für das menschliche Auge dennoch als Hochglanz dar. Um diese Feinstrukturen beurteilen zu können, ist die Darstellung mit dem Rasterelektronenmikroskopie üblich [80, 87, 101, 159, 215].