

### 2. Literaturübersicht

#### 2.1 Komposite

Laut DIN 7708 sind Kunststoffe Materialien, deren wesentliche Bestandteile aus solchen makromolekularen organischen Verbindungen bestehen, die synthetisch (Polymerisation, Polyaddition, Polykondensation) oder durch chemische Behandlung von Naturprodukten entstehen. Ihre Molmasse liegt zwischen 8.000 und 6.000.000 g/mol<sup>8</sup>.

Die Komposite wurden Mitte der 70er Jahre als Füllungsmaterial in der Zahnmedizin eingeführt<sup>62</sup>. Raphael Bowen gelang es 1962 mit der Erfindung des größeren reaktionsfähigen Monomers Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidi-Methacrylat), das Schrumpfen der Komposite erheblich zu reduzieren<sup>94</sup>. Weiterhin verbesserten sich die Eigenschaften der Komposite durch Zufügen von Füllkörpern und deren chemischer Anbindung an die organische Matrix durch Silanisierung.

Hauptbestandteile der Komposite sind anorganische Füllkörper und die organische Matrix. Zusätzlich enthalten diese Füllungskunststoffe Stabilisatoren, Katalysatoren, Initiatoren, Silane, UV-Absorber, radioopake Metalloxide und Pigmente.

Seit der Einführung der Komposite im Jahre 1962 wurden zu deren Beschreibung viele Klassifikationssysteme eingeführt (z. B. nach Lutz und Philipps (1983), Roulet (1986), Marshall und Mitarbeiter (1988), Leinfelder (1989), Hosada und Mitarbeiter (1990)<sup>58, 60, 51, 37</sup>. Sie unterteilen die Kunststoffe nach Füllkörpergröße, -form und -gehalt. Lang und Mitarbeiter schlagen vor, die bestehenden Klassifikationen neu zu überdenken, da bei ihren Untersuchungen im REM (Rasterelektronenmikroskop) unter anderem die Füllkörpergrößen nicht mit der vorgegebenen Klassifizierung übereinstimmten<sup>48</sup>.

## 2. LITERATURÜBERSICHT

---

Die lichthärtenden Komposite enthalten folgende Bestandteile:

anorganische Füllstoffe

Als anorganische Füllkörper werden Glas, Glaseramik oder Quarz verwendet. Dabei kommen heute pyrogene Kieselsäure, Barium- oder Strontiumaluminiumborosilikatgläser und Yttrium- oder Ytterbiumfluorid zum Einsatz <sup>23</sup>. Ihre Korngröße kann zwischen 0,005 und 10 µm betragen. Auch ihre Form variiert, zum Beispiel sind sie kugel- oder splitterförmig. Komposite, deren Füllkörper Elemente wie Barium, Strontium, Yttrium oder Ytterbium enthalten, haben auch eine gute Röntgenopazität. Dies liegt an deren hohen Atommassen <sup>23</sup>.

organische Füllstoffe (Monomere)

Als organische Füllkörper werden Perlpolymere (Korngröße um 20-30µm) sowie Splitterpolymere (Korngröße um 2-150 µm) verwendet <sup>23</sup>. Diese werden aus Monomeren hergestellt. Als Monomere werden in der Regel hochmolekulare di-, tri- oder noch höherfunktionelle Acrylate und/oder Methacrylate eingesetzt. Die gebräuchlichsten Dimethacrylate sind Bisphenol-A-Glycidi-Dimethacrylat, modifiziertes Bis-GMA, TEGDMA (Triethylenglycoldimethacrylat) und UDMA (Urethandimethacrylat). Monomere mit geringen Molmassen (z. B. TEGDMA) und geringer Viskosität werden als Verdüner eingesetzt, um die Viskosität der Füllungsmaterialien zu kontrollieren. Urethandimethacrylat ist von mittlerer Viskosität und wird vermehrt in Deutschland verwendet, Bis-GMA (hochviskos) dagegen vorwiegend in den USA <sup>85</sup>.

Silan

Um die hydrophilen anorganischen Füllkörper mit der hydrophoben organischen Monomermatrix zu verbinden, ist eine spezielle Oberflächenbehandlung des anorganischen Füllkörpers notwendig. Sie werden mit Silan (Kunstwort aus Silikon und Methan) vorbehandelt, welches die Bedingung für eine effektive chemische Anbindung mit den organischen Polymeren schafft. In der Zahnmedizin wird zum Silanisieren vor allem 3-Methacryloyloxypropyltrimethoxysilan verwendet, welches sowohl eine organische wie auch eine anorganische funktionelle Gruppe besitzt. Auf der einen Seite reagiert der

anorganische Molekülanteil des Silans mit dem anorganischen Füllstoff, auf der anderen Seite kann sich das organische Polymer mit der Methacrylgruppe verbinden.

Einige der anorganischen Füllstoffe z. B. Ytterbiumfluorid sind nicht zu silanisieren\*. Der Anteil der nicht silanisierten Füllstoffe kann je nach Komposit zwischen 5 bis 30% liegen. Durch die Form der Füllstoffpartikel ist dennoch eine retentive Verankerung mit den Monomeren möglich.

### Pigmente

Durch den Zusatz von Pigmenten im Komposit wird die gewünschte Zahnfarbe, Transparenz bzw. Opazität erreicht. Es werden vor allem  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -,  $\text{Fe}_2\text{O}_3$ - oder  $\text{TiO}_2$ -Pigmente verwendet.

### Photoinitiator und Katalysator

Die Photoinitiatoren werden den Kompositen hinzugefügt. Beim physikalischen Aktivieren zerfallen sie sekundenschnell zu Radikalen. Als Initiator für die Lichtpolymerisation wirkt Campherchinon zusammen mit Katalysatoren als reduzierende Substanz, z. B. mit tertiären aromatischen Aminen. Das Campherchinon absorbiert Licht der Wellenlänge 420-460 nm und produziert zusammen mit dem Amin Radikale, die die Polymerisation in Gang setzen. Gleichzeitig sind die Initiatoren für die Farbstabilität des Kompositmaterials von Bedeutung. Sie können eine Eigenfarbe besitzen, die sich während der Polymerisationsreaktion ändert oder gefärbte Nebenprodukte bilden. Im Gegensatz zu den Initiatoren, die an der chemischen Umsetzung teilnehmen und sich verbrauchen, liegen die Katalysatoren nach der Reaktion im selben chemischen Zustand vor wie zu Reaktionsbeginn<sup>23</sup>. Sie beschleunigen lediglich die Reaktion.

### Inhibitoren und UV-Stabilisatoren (Additive)

Unter Additiven werden Zusätze verstanden, die bereits in geringen Mengen, von einigen ppm bis zu wenigen Prozenten, die Compositeigenschaften in bestimmter Weise beeinflussen<sup>23</sup>. Inhibitoren, auch als Stabilisatoren oder Antioxidantien bezeichnet, verbes-

\*Hinweis von Dr. Maletz, Voco, Cuxhaven

## 2. LITERATURÜBERSICHT

---

sern die Lagerfähigkeit der Komposite durch Verhindern der vorzeitigen Polymerisation, indem sie Radikale, die während der Lagerung beispielsweise durch Licht entstanden sind, abfangen und in neue energiearme Radikale umwandeln, die keine Radikalkettenreaktion auslösen können. Bei lichthärtenden Kompositen werden sterisch gehinderte Phenole (z. B. Butylhydroxytoluol) eingesetzt.

Die zugesetzten UV-Stabilisatoren haben das Ziel, bei den Kompositen Alterungsprozesse, die durch energiereiches Licht (UV-Licht) in Verbindung mit Luftsauerstoff ausgelöst werden, zu verhindern. Dabei absorbieren sie das eingestrahlte UV-Licht und wandeln es in Wärmeenergie um. Am häufigsten werden 2-Hydroxybenzophenone und 2-Hydroxyphenylbenzotriazole eingesetzt <sup>41</sup>.

### 2.2 Polymerisation

Die Grundmoleküle in den Bestandteilen der lichthärtenden Komposite werden durch eine Reaktion, die als Polymerisation bezeichnet wird, zu kettenförmigen Makromolekülen aneinandergelagert, ohne Abspaltung eines Nebenprodukts <sup>18</sup>. Die Polymerisation wird durch Lichtbestrahlung (Wellenbereich ca. 420-470 nm) durch Anregen der Photoinitiatoren ausgelöst und läuft unter Wärmebildung ab. Je nach Monomersystem liegt die Abbinde-temperatur bei lichthärtenden Kompositen zwischen 15-35 °C <sup>63</sup>. Beim Lichthärten hängt der Aushärtungsgrad von der Art der Lichtquelle (Intensität, Wellenlängenverteilung), deren Abstand zur Füllung, von der Aushärtezeit, von der Kompositzusammensetzung und der Kompositfarbe ab <sup>20, 31</sup>. Das Durchhärten ist bei stark pigmentierten und opaken Kompositmaterialien geringer als bei hellen, transluzenten Farben <sup>83</sup>. Das Härten mit UV-Strahlung hat sich nicht durchgesetzt, da sie die Zahnschicht schlecht durchdringt und die Augen von Patient und Behandler gefährdet. Heute werden vornehmlich Halogen- oder LED-Lampen eingesetzt. In der Praxis kann die Effektivität der Lichtgeräte mit Hilfe von Radiometern überprüft werden <sup>86</sup>. Mikrofüllerkomposite haben aufgrund eines Lichtstreuungseffektes der kleinen Füllkörper und der damit verbundenen Absorption einen schlechteren Polymerisationsgrad im Vergleich zu Kompositen mit größeren Füllkörpern <sup>31, 54</sup>.

Die Reaktion der Monomere zu Polymeren ist immer mit einem mehr oder weniger starken Schrumpfen verbunden. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die größeren zwischenmolekularen Abstände zwischen den Monomerbausteinen durch die sehr viel kürzeren Abstände der kovalenten Bindungen in den Polymerketten ersetzt werden <sup>41</sup>. Die Schrumpfung hängt von der Anzahl der entstehenden kovalenten Bindungen, von der Molekülgröße der Monomere und vom Grad der Polymerisation (Konversionsrate) ab <sup>98</sup>. Während des Aushärtens werden nicht alle C=C Doppelbindungen der Kompositmaterialien in C-C Einfachbindungen umgesetzt. In der Literatur werden Konversionsraten der Komposite zwischen 55 und 75% angegeben. Bei der Lichtpolymerisation sind diese höher als nach der chemischen Polymerisation <sup>31</sup>.

Um gute mechanische Eigenschaften und Aushärtungstiefen zu erhalten, wird meistens eine hohe Lichtintensität empfohlen. Dies berücksichtigt jedoch nicht die damit verbundene inneren Spannungen in den Kompositen <sup>61</sup>. Die beste Randanpassung wird erzeugt, wenn die Füllung mit 56 bis 70% der Lichtintensität für 20 Sekunden vorpolymerisiert und anschließend mit 100% (entspricht  $450 \text{ mW/cm}^2$ ) der Lichtintensität für 40 Sekunden nachpolymerisiert wird (softstart-polymerisation) <sup>67</sup>. Die Materialeigenschaften verschlechtern sich dabei nicht.

Der Hersteller des Radiometer-Gerätes (Curing Radiometer Model 100, Demetron Research Corporation, Danbury, USA) empfiehlt, die Polymerisationszeit zu verlängern, wenn die Leistung unter  $300 \text{ mW/cm}^2$  absinkt. Bei einer Leistung unterhalb von  $200 \text{ mW/cm}^2$  sollte das Lichtgerät nicht mehr benutzt werden. Rueggeberg und Mitarbeiter geben die noch ausreichende Mindestleistung mit  $233 \text{ mW/cm}^2$  an <sup>81</sup>.

### 2.3 Verschleiß, Abrasion, Tribologie

Verschleiß, Reibung und Schmierung sind Begriffe aus der Tribologie, der "Wissenschaft und Technik von gegeneinander bewegten, aufeinander wirkenden Oberflächen und zugehörigen Verfahren" (Definition des Begriffes 1966 von P. Jost in England <sup>27</sup>). Die bei Verschleißvorgängen auftretenden Bewegungsformen können Bohren, Gleiten, Rollen, Wälzen, Stoßen und Strömen oder eine Kombination von diesen beinhalten; das

## 2. LITERATURÜBERSICHT

---

sind sehr komplexe Vorgänge, die zu einem fortschreitenden Materialverlust der Oberfläche eines festen Körpers führen können.

Es werden vier Haupt-Verschleißmechanismen voneinander unterschieden <sup>19</sup>.

-Adhäsion:

Ausbildung und Trennung von Grenzflächen-Haftverbindung (z. B. "Kaltschweißungen, Fresserscheinungen")

-Oberflächenzerrüttung:

Ermüdung und Rissbildung in Oberflächenbereichen durch tribologische Wechselbeanspruchung, die zur Materialtrennung führen (z. B. Grübchen).

-Tribochemische Reaktionen:

Entstehen von Reaktionsprodukten durch die Wirkung tribologischer Beanspruchung bei chemischer Reaktion von Grundkörpern, Gegenkörpern und angrenzendem Medium.

-Abrasion <sup>27</sup>:

Die Verschleißmechanismen werden durch harte Partikel oder Rauheitshügel hervorgerufen. Das Material wird durch Mikrospanen, -brechen oder -pflügen aus den Oberflächenbereichen von Werkstoffen entfernt.

Wichtige Parameter des Verschleißes sind Bewegungsart, -ablauf, Normalkraft, Geschwindigkeit, Temperatur und Beanspruchungsdauer <sup>27</sup>.

In dieser Arbeit wird die Definition von Pindborg verwendet, nach der die Abrasion, im Unterschied zur Attrition und Erosion, als pathologische, unabhängig vom Zahnreihenschluss stattfindende Abnutzung von Zahnhartsubstanz durch Reibung eines Fremdkörpers definiert ist <sup>75</sup>. So kann zum Beispiel die falsche Anwendung eines Pulverwasserstrahlgerätes oder einer Zahnbürste zur Abrasion der Zähne führen. Bedeutend für ihren Grad sind Härte, Druck, Form, Geschwindigkeit und Konzentration des einwirkenden Fremdkörpers.

Im Gegensatz zur Abrasion wird der Begriff Attrition verwendet, wenn der Materialverlust durch körpereigene Substanzen verursacht wird, zum Beispiel Gegenzahnkontakt beim Kauvorgang oder bei Parafunktionen<sup>39</sup>. Im Gegensatz zur Erosion und Abrasion ist hauptsächlich die Attrition verantwortlich für den Hartgewebsverlust von Zähnen<sup>15</sup>. Beim erosiven Substanzverlust werden chemische nicht bakterielle Noxen für den Zahnschmelzverlust verantwortlich gemacht<sup>50</sup>. Diese können intrinsische oder extrinsische sein. Zu den intrinsischen Noxen werden unter anderem der Reflux von Magensäure und das häufige Erbrechen bei Bulimie- beziehungsweise Anorexia-nervosa-Patienten gezählt<sup>84</sup>. Extrinsische Noxen, die zum Entstehen von Zahnerosionen beitragen, sind unter anderem der häufige Genuss saurer Lebensmittel oder die Einnahme von bestimmten Medikamenten<sup>40, 69</sup>. Meistens ist die Ursache des Substanzverlustes eine Kombination der Mechanismen der Erosion, Abrasion und Attrition.

### 2.4 Abrasion in der Zahnmedizin

Bei Abrasions-Untersuchungen von dentalen Füllungsmaterialien wird unterschieden zwischen solchen im Munde eines Patienten (*in vivo*) und solchen, die außerhalb stattfinden (*in vitro*).

Außerdem unterscheidet man Zwei-Körper-Abrasionssysteme (z. B. Antagonistenkontakt, bei dem Flächen gleichen oder verschiedenen Materials direkt miteinander in Kontakt stehen) und Drei-Körper-Abrasionssysteme (zum Beispiel die Abrasion durch Bürste gemeinsam mit einer Paste). Hierbei verursachen die Putzkörper der Zahnpasta, die durch die Bürste gegen die Füllungsoberfläche bewegt werden, einen Substanzverlust. Während des Abriebvorganges neigen die Zwei-Körper-Abrasionssysteme dazu, sich durch die abradierten Partikel in Drei-Körper-Abrasionssysteme umzuwandeln<sup>56</sup>.

*In vivo* findet beim Zähneputzen eine Drei-Körper-Abrasion an den bukkalen Zahnflächen (keilförmige Defekte) statt<sup>77</sup>. Die gleiche Abrasion ergibt sich zwischen den Zähnen beim Zermahlen der Nahrung. Die Zwei-Körper-Abrasion spielt dabei nur eine untergeordnete Rolle, da die Kontaktzeit zwischen den oberen und unteren Zähnen kurz ist<sup>32</sup>. Eichner geht von einer mittleren Kaukraft zwischen 45 und 125 N aus<sup>21</sup>. Die

## 2. LITERATURÜBERSICHT

---

durchschnittliche Kaurate kann auf 80 Zyklen pro Minute geschätzt werden <sup>76</sup>. Vor dem Einsetzen eines Füllungsmaterials ist die Prüfung dieses Materials außerhalb des Mundes (*in vitro*) notwendig. Im Labor ist es dabei nur eingeschränkt möglich, die sehr komplexen Abrasionsmechanismen des menschlichen Kauorgans im sich ständig ändernden Mundmilieu nachzuahmen. Die Aussagekraft der *in vitro* durchgeführten Untersuchungen ist daher nur teilweise repräsentativ für die im Munde (*in vivo*) stattfindenden Abrasionsvorgänge <sup>77</sup>.

Folgende Abrasionsverfahren für *in vitro* Untersuchungen sind bekannt:

<b>Zwei-Körper-Abrasion</b>
-Kausimulatoren (München, Minnesota, Zürich) Es wird okklusaler Abrieb durch Gleitabrasion simuliert <sup>60</sup> .
-ACTA (Academic Centre for Dentistry Amsterdam) <sup>17</sup> Die Probe wird an Silikonkarbid-Papier, Hydroxylapatit oder Silikatglass abradert.
-pin-on-disk tester <sup>5</sup> Die nadelförmige Probe wird mit einer bestimmten Kraft und Geschwindigkeit gegen Silikonkarbid Papier gerieben.
-Taber Abrasionstest (ASTM D 4060, American Society for Testing and Materials) Die flache Probe wird durch eine rotierende Gummi-, Abrasions- oder mit Sandpapier belegte Scheibe abradert <sup>13</sup> .
- Wasserstrahl-Erosions-Apparat <sup>12</sup> Ein feiner Wasserstrahl wird mit hoher Geschwindigkeit für eine bestimmte Zeit gegen die Probe gerichtet.

### Drei-Körper-Abrasion

#### -Automatische Zahnputzmaschine

Die Bürstabrasion der Proben wird durch standardisiertes Bürsten mit Hilfe einer Maschine erzeugt. Der Vorgang des Bürstens ergibt sich aus Vor- und Rückwärtsbewegungen einer eingespannten Zahnbürste, eines Bürstenbüschels oder einer Abrasionsspitze. Das Auflagegewicht und die Anzahl der Bürstenstriche pro Zeiteinheit und die Bearbeitungszeit können beliebig eingestellt werden. Als Zwischenmedium wird häufig eine Zahnpastensuspension verwendet. Attin zeigte 1997, dass die Zugabe von künstlichem Speichel zur Zahnpasta zu einer geringeren Abrasivität führt als die Verwendung von Wasser<sup>3</sup>.

#### -Gleitabrasion

Abrasion zwischen zwei ebenen Flächen mit Hirsebrei, Mohnkörnern, PMMA Körnern, Silikonkarbid, Glasperlen, Aluminiumoxid als Zwischenmedium

#### -Strahlverschleiß

Der Strahlverschleiß entsteht beim Auftreffen von Partikeln auf eine Festkörperoberfläche<sup>3</sup>. Der Verschleiß ist insbesondere bei kleinem Auftreffwinkel (vorherrschender Mechanismus Abrasion) von der Partikelhärte bzw. dem Verhältnis von Werkstoff- und Partikelhärte abhängig<sup>3</sup>. Im dentalen Bereich kann zum Strahlverschleiß ein Pulverwasserstrahl verwendet werden, wie in Abbildung 11 unter Abschnitt 3.3.1 dargestellt.

Zum besseren Einschätzen des Verschleißes empfiehlt Kunzelmann die Prüfung mit mehreren Simulatoren<sup>33</sup>.

### 2.5 Zusammenhang zwischen Kompositabrieb und physikalischen Materialeigenschaften

Schon viele Autoren haben den Einfluss der mechanischen Eigenschaften der Komposite auf ihr Abriebverhalten untersucht. Bei Metallen lässt sich ein Zusammenhang zwischen deren Härte und dem Abrieb erkennen. Nach Rabinowicz ist die Verschleißrate bei Metallen umgekehrt proportional zu deren Härte <sup>78</sup>. Ob dies auch für Komposite gilt, wird kontrovers diskutiert <sup>14</sup>. Vor 20 Jahren glaubten Bartenev und Lavrentev, dass es noch keine Theorie über den abrasiven Verschleiß von Polymeren gäbe <sup>6</sup>. Die Autoren Hornbogen, Yamaguchi und Blau haben Berechnungsmodelle für den Abrieb bei Kunststoffen aus verschiedenen Parametern wie Elastizitätsmodul, Härte, Reibungskoeffizient, Zeit, Oberflächenrauigkeit, Last und Streckgrenze vorgeschlagen <sup>36, 97, 9</sup>.

Die verschiedenen Bestandteile der Komposite tragen alle zum Gesamterscheinungsbild beim Abriebverhalten bei <sup>87</sup>. Der Abrieb von Kompositen ist ein komplexes Phänomen und noch nicht vollständig geklärt <sup>76</sup>. Raadal stellte 1978 fest, dass der Abrieb mit Silikonkarbid-Papier bei ungefüllten Kunststoffen deutlich höher ist als bei den gefüllten Kunststoffen <sup>77</sup>. Andererseits ergab die Untersuchung von Li und Mitarbeitern, dass ungefüllte Polymere bei der Bürstabrasion widerstandsfähiger waren als die Komposite, die 2 µm große Füllpartikel enthielten <sup>54</sup>. Bei der Pulverwasserstrahlabrasion erklären Huennekens und Mitarbeiter die Widerstandsfähigkeit von ungefüllten Kompositen mit deren geringerem Elastizitätsmodul und höherer Duktilität. Die ungefüllten Komposite können anscheinend vor dem Frakturieren mehr Energie absorbieren <sup>38</sup>.

Bei den mit Füllkörpern versetzten Kompositen stellt man sich vor, dass diese in 2 Phasen abradieren. Anfangs findet eine Mikroabrasion der Polymere bei Stress und unter Einwirkung abrasiver Nahrungsmittel statt, dadurch werden die Füllkörper zunehmend freigelegt. Dabei werden sie vermehrt mechanischen Belastungen ausgesetzt, bis sie sich aus dem Komposit lösen. Nun befindet sich wieder eine freigelegte Matrixschicht an der Oberfläche und der Vorgang wiederholt sich <sup>47, 49</sup>. Jørgensen behauptet, dass die Matrix vor Abrieb geschützt bleibt, wenn der Abstand zwischen den Füllkörpern unter 0,1 bis 0,2 µm beträgt <sup>43</sup>. Besonders der Gehalt des Füllers und das Volumen der größten Füllkörper sind ein Maßstab für das Abrasionsverhalten <sup>5, 59</sup>. Große sphärische

Füllkörper zeigen minimalen Substanzverlust bei Abrasion <sup>89</sup>. Andererseits ergab die Untersuchung von Leinfelder, dass Komposite mit kleinen sphärischen Füllkörpern (0,05 µm) widerstandsfähiger sind <sup>52</sup>. Im Vergleich zu unregelmäßigen oder nadelförmigen Füllern haben sie jedoch eine geringere retentive Verankerung in der Matrix. Füllkörper aus Glas, die ein amorphes Gefüge besitzen, sind weniger abriebfest als Quarzfüller mit kristalliner Struktur <sup>80, 91</sup>. Axén und Jakobson halten die Abriebfestigkeit der organischen Phase (Matrix) für bedeutend, da sie die Füllkörper vor der Ablösung aus dem Verbund schützt <sup>4</sup>. Komposite mit den Monomeren UDMA (Urethan-DMA) und HEMA besaßen bessere mechanische Eigenschaften als Komposite mit Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidi-DMA) und TEGDMA (Triethylenglycol-DMA) <sup>73</sup>. Der Modellversuch zeigte, dass beim Verwenden von Polyethylenglykoldimethacrylate als Komonomer - ohne wesentliche Minderung der mechanischen Stabilität - die Konversionsrate erhöht und die Polymerisationsschrumpfung verkleinert werden konnte <sup>2</sup>. Davidson und de Gee halten sie bei Adhäsion am Zahn bei angeätztem Dentin und Schmelz für unbedeutend. Sie wird bei der Polymerisation durch den vorhandenen Fluss vor dem Gel Punkt (pre-gel phase) kompensiert.

Die Wasseraufnahme der Kunststoffe hängt ab von der Art der Monomere (Bis-GMA, UDMA und TEGDMA), der Füllkörper und der Verbundstoffe. Es wird angenommen, dass die Wasseraufnahme mit einer hygroskopischen Expansion verbunden ist, die die Polymerisationsschrumpfung ausgleichen könnte. Sollte es durch Wassereinlagerung zu einer Überkompensation dieser Schrumpfung kommen, könnte sich sogar eine bedenkliche Druckerhöhung an den Kavitätenwänden ergeben <sup>70</sup>.

Einige Autoren halten die Konversionsrate der Doppelbindung bei der Polymerisation für bedeutend beim Abriebverhalten der Komposite <sup>2, 24</sup>.

Greener und Lugassy zeigten, dass der Substanzverlust von feuchten Kompositproben im Vergleich zu trockenen Proben durch Abrasion geringer ist. Dies wird mit einer erhöhten Deformationsmöglichkeit der Probe durch die Wassereinlagerung erklärt <sup>28</sup>.

### 2.6 Verfahren zum Auswerten von Abrasion

Beim Beurteilen des Abriebs unterscheidet man das direkte Bewerten in der Mundhöhle und das indirekte außerhalb der Mundhöhle mit Hilfe von durch Abformen hergestellten Modellen. Bei der direkten Methode erfolgt eine visuelle Einschätzung in situ im Munde des Patienten. Cvar und Ryge entwickelten 1971 die bekannteste direkte Methode USPHS (United States Public Health Service) mit den Bewertungsstufen Alpha, Bravo, Charlie und Delta. Durch diese Bewertungsmethode soll in erster Linie die klinisch gute Versorgung des Patienten sicher gestellt und weniger der quantitative Substanzverlust ermittelt werden<sup>53</sup>. Bei der direkten USPHS Methode werden die Farbe der Füllung, Verfärbungen, anatomische Form, Randpassung, Sekundärkaries und Approximalkontakt des restaurierten Zahnes beurteilt.

Das Messen von Substanzverlust außerhalb des Mundes ist einfacher als im Munde, da es in diesem keine genau reproduzierbaren Referenzpunkte gibt. Zusätzlich ist beim Bewerten des Abriebs anhand von Replica (z. B. Hartgipsmodellen) außerhalb des Mundes eine längere Messzeit mit höherer Auflösung möglich<sup>96</sup>. Indirekte Methoden haben eine niedrige Nachweisgrenze und erlauben damit ein früheres Erfassen des Abriebs als direkte Methoden<sup>90</sup>. Der Abrieb anhand von Modellen außerhalb des Mundes wird entweder visuell eingeschätzt oder erfolgt durch Messungen mit Hilfe von Geräten (s. Diskussion).

Goldbergs (1984) Modellmethode war eines der frühen indirekten Verfahren, um Kompositabrieb im Seitenzahnbereich zu ermitteln. Dabei wurde der Abrieb der Situationsmodelle mikroskopisch ausgewertet<sup>53, 96</sup>. Es folgten andere Methoden von Leinfelder (1983), Moffa-Lugassy (1986) und die Vivadent Methode von Bryant (1990). Bei der Moffa-Lugassy-Methode wird der Abrieb der Situationsmodelle visuell mit vorgefertigten Standards verglichen. Diese blaugefärbten Epoxydstandards haben zirkuläre Impressionen und simulieren Abriebtiefen bis 1000 µm. Die Moffa-Lugassy-Methode ist der von Leinfelder ähnlich. Sie unterscheidet sich hauptsächlich durch die Anzahl der Standards<sup>90</sup>. Bei der indirekten Methode werden Modelle der Mundsituation mit Standardmodellen verglichen. Das Übertragen der Mundsituation durch die üblichen irreversibel-elastischen Abformmaterialien verursacht jedoch durch ihre Schrumpfung (bis 0,2%) eine Dimensionsungenauigkeit.

Das Ermitteln des Abriebs durch Wägen bietet ein leicht durchführbares quantitatives Auswertungsverfahren<sup>32, 92</sup>. Es ist jedoch bei sehr kleinen Massen nicht geeignet (Abschnitt 4.5).

Bei den häufig angewandten optischen Methoden der Abriebeauswertung verwendet man meistens Stereomikroskope<sup>42</sup>, Profilometer<sup>56</sup> oder 3D-Laser-Scanner<sup>93</sup> (siehe Diskussion).

Radiotracer zum Bestimmen von Abrasion wurden erstmals von Ferris im Jahre 1943 verwendet und patentiert<sup>46</sup>. Sein Verfahren erwies sich im Nachhinein als ungeeignet, da der ausgesuchte Tracer (Phosphor) für die damaligen Verhältnisse eine zu kleine Halbwertszeit und Radioaktivität besaß. Rabinowicz schlug das Anwenden von Radio-tracern zum Ermitteln von Abrasion vor, wenn eine besonders hohe Empfindlichkeit erforderlich war<sup>78</sup>. Auch Merchant und Krabacher erwähnten 1951 das Verwenden von Radio-tracern zur Abriebsmessung an Schneidewerkzeugen<sup>68</sup>.